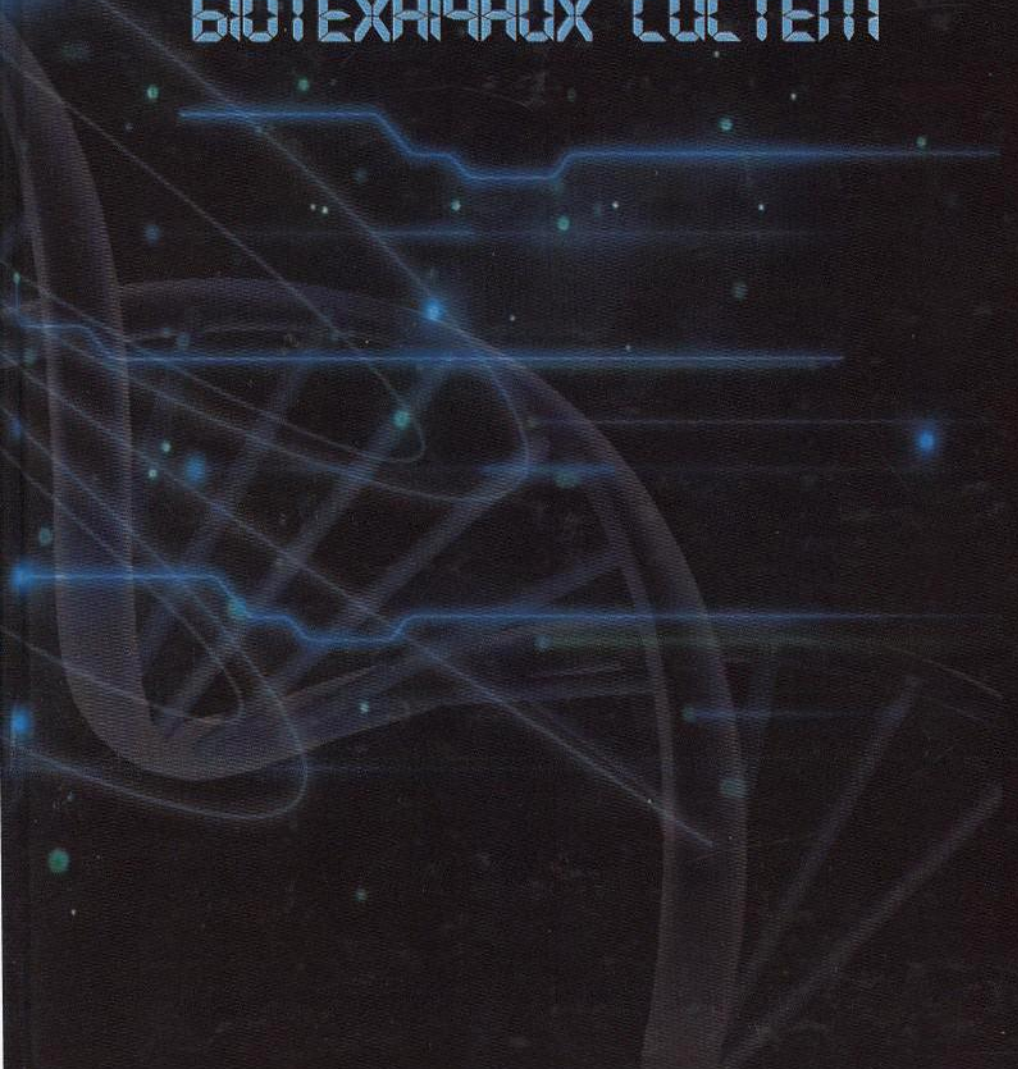


ПОЛІОВІ СТРУКТУРИ БІОТЕХНІЧНИХ СИСТЕМ



Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

Г. С. Тимчик
В. І. Скицюк
Т. Р. Клочко

Полеві структури біотехнічних систем

Монографія

Рекомендовано Вченою радою НТУУ «КПІ»

Київ
НТУУ «КПІ»
2013

Рекомендовано Вченою радою НТУУ «КПІ»
(Протокол № 3 від 04.03.2013 р.)

Рецензенти:

М. Д. Герашчук, д-р техн. наук, проф.,
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

В. О. Румбешта, д-р техн. наук, проф.,
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»

Тимчик Г. С.

Т41 Польові структури біотехнічних систем : монографія /
Г. С. Тимчик, В. І. Скицюк, Т. Р. Ключко. – К. : НТУУ «КПІ»,
2013. – 384 с. – Бібліогр. : с. 373–383. – 300 пр.
ISBN 978-966-622-574-3

Обґрунтовано загальну концепцію побудови інтегрованих систем та загальну концепцію побудови модулів зі зворотним зв'язком у оптичних, магнітних, електромагнітних лікувально-діагностичних системах. Розглянуто засади та закономірності полів об'єктів, зокрема в разі застосування ЕМВ у широкому спектральному діапазоні для створення основних засад утворення зони присутності об'єктів та обґрунтування нового підходу дослідження взаємодії біологічних та технічних об'єктів. Досліджено моделювання зміни біологічних процесів у масі об'єкта під дією електромагнітного поля, математично обґрунтовано електрофізичну модель людини та її польових структур та реакції на зовнішні подразники, а також створено аналітичні моделі електромагнітного поля у зонах повного та уявного контакту біологічних і технічних об'єктів у біотехнічній системі.

Для наукових та інженерно-технічних працівників, студентів старших курсів вищих навчальних закладів технічного та інженерно-медичного напрямку.

УДК 616-073.753.1+616-085:615.84
ББК 53.6+53.54

ISBN 978-966-622-574-3

© Г. С. Тимчик, В. І. Скицюк,
Т. Р. Ключко, 2013
© НТУУ «КПІ» (ІБФ), 2013

ПЕРЕДМОВА

Робота містить результати проведених досліджень зі створення теоретичних засад взаємодії польових структур об'єктів, які можуть бути застосованими для створення нових методів і засобів у лікувально-діагностичних системах. Створення теоретичних основ визначення польової взаємодії засобів медичного обладнання та біологічних об'єктів базується на визначенні сумісності технічних і біологічних систем. Отже, основні положення нової концепції підходу до взаємодії засобів медичного обладнання з біологічними об'єктами під час обстеження або проведення лікування базуються на математичному моделюванні взаємодії польових структур, що утворюються цими коливальними системами, з огляду на динаміку змін їх характеристик у процесі діагностики або лікування.

Висувається концепція контролю зворотного зв'язку між медичною системою із станом об'єкта дослідження, тобто створюється перехід від виключно суб'єктивного оцінювання взаємодії технічного та біологічного об'єктів до об'єктивних фізичних параметрів контролю процесу діагностики та лікування. При дослідженні та діагностуванні плинного стану біологічних процесів запропоновано основні критерії аналізу взаємодії польових структур об'єктів, що полягають у визначенні енергетичних і динамічних параметрів випромінювань у зоні присутності. Реєстрація цих випромінювань периферійними модулями системи надає можливості їх подальшої обробки з метою ідентифікації патологічних об'єктів співставленням з відповідними параметрами моделі у реальній ситуації. Створені аналітичні моделі взаємодії польових структур базуються на аналітичних моделях прецизійного визначення торкання фізичних об'єктів у різних зонах їх присутності згідно проведених раніше досліджень теорії ТОНТОР.

Наукове видання

Тимчик Григорій Семенович
Скицюк Володимир Іванович
Клочко Тетяна Реджинальдівна

Полюві структури біотехнічних систем

Монографія

Дизайн обкладинки
М. Клочко

В авторській редакції
Надруковано з оригінал-макета замовника

Темілан 2013 р., поз. 3-1-010

Підп. до друку 20.03.2013. Формат 60×84¹/₁₆. Папір офс. Гарнітура Times.
Спосіб друку – ризографія. Ум. друк. арк. 22,32. Обл.-вид. арк. 37,12. Наклад 300 пр. Зам. №13-114.

НТУУ «КПІ» ВПІ ВПК «Політехніка»
Свідчення ДК № 1665 від 28.01.2004 р.
03056, Київ, вул. Політехнічна, 14, корп. 15
тел. (044) 406-81-78

ПЕРЕДМОВА

Робота містить результати проведених досліджень зі створення теоретичних засад взаємодії польових структур об'єктів, які можуть бути застосованими для створення нових методів і засобів у лікувально-діагностичних системах. Створення теоретичних основ визначення польової взаємодії засобів медичного обладнання та біологічних об'єктів базується на визначенні сумісності технічних і біологічних систем. Отже, основні положення нової концепції підходу до взаємодії засобів медичного обладнання з біологічними об'єктами під час обстеження або проведення лікування базуються на математичному моделюванні взаємодії польових структур, що утворюються цими коливальними системами, з огляду на динаміку змін їх характеристик у процесі діагностики або лікування.

Висувається концепція контролю зворотнього зв'язку між медичною системою із станом об'єкта дослідження, тобто створюється перехід від виключно суб'єктивного оцінювання взаємодії технічного та біологічного об'єктів до об'єктивних фізичних параметрів контролю процесу діагностики та лікування. При дослідженні та діагностуванні плинного стану біологічних процесів запропоновано основні критерії аналізу взаємодії польових структур об'єктів, що полягають у визначенні енергетичних і динамічних параметрів випромінювань у зоні присутності. Реєстрація цих випромінювань периферійними модулями системи надає можливості їх подальшої обробки з метою ідентифікації патологічних об'єктів співставленням з відповідними параметрами моделі у реальній ситуації. Створені аналітичні моделі взаємодії польових структур базуються на аналітичних моделях прецизійного визначення торкання фізичних об'єктів у різних зонах їх присутності згідно проведених раніше досліджень теорії ТОНТОР.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	8
ВСТУП	9
РОЗДІЛ 1 ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ВЗАЄМОДІЇ БІОЛОГІЧНИХ І ТЕХНІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ У ЛІКУВАЛЬНИХ І ДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМАХ	11
1.1. Сучасні засоби реєстрації польових структур біотехнічних об'єктів..	11
1.1.1. Біохімічні, енергетичні перетворення у структурах біологічних об'єктів	12
1.2. Класифікація фізіотерапевтичних систем і методів визначення параметрів полів біотехнічних об'єктів	15
1.2.1. Власні фізичні поля біологічних (біотехнічних) об'єктів	16
1.3. Засади та закономірності взаємодії полів об'єктів	20
1.4. Застосування лазерного випромінювання у лікувально- діагностичних системах.....	22
1.4.1. Застосування інтегрованого впливу лазерного випромінювання	26
1.4.2. Вплив засобів НЗВЧ терапії та діагностики на польові структури біологічних об'єктів.....	32
1.4.2.1. Радіометричні системи реєстрації мікрохвильових полів і випромінювань біологічних об'єктів.....	41
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1.....	43
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНІ ПОНЯТТЯ ТА ТЕРМІНИ ТЕОРІЇ ТОНТОР ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ПОЛЬОВИХ СТРУКТУР ОБ'ЄКТІВ У ЗОНАХ ЇХ КОНТАКТУ	44
2.1. Критерії взаємодії польових структур біотехнічних систем.....	50
2.2. Основи утворення зони присутності об'єктів.....	51
2.2.1. Зона присутності технічного об'єкта.....	53
2.2.2. Поля біологічних об'єктів.....	63
2.2.3. Польові структури біотехнічних систем.....	66
2.2.4. Спектральні характеристики зон присутності об'єктів.....	68
2.3. Зовнішні польові структури біологічного об'єкта.....	70
2.3.1. Людина як об'єкт зі змінними параметрами.....	74
2.3.2. Особливості власної польової структури біологічного об'єкта	77
2.4. Структура польової взаємодії об'єктів у зонах їх активного	

контактування.....	78
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2.....	86
РОЗДІЛ 3. АНАЛІТИЧНІ МОДЕЛІ ВЗАЄМОДІЇ ПОЛЬОВИХ СТРУКТУР У ЛІКУВАЛЬНО-ДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМАХ	87
3.1. Сучасні моделі біологічних процесів в організмах при впливі електромагнітних полів.....	87
3.2. Електрофізична модель людини.....	101
3.2.1. Польові структури людини.....	105
3.2.2. Панданна зона людини.....	107
3.3. Генеза електростатичного поля людини. Природні джерела електростатичного поля.....	115
3.4. Моделювання електростатичного поля людини.....	119
3.5. Моделювання сприйняття живим об'єктом зовнішніх подразників ...	127
3.5.1. Шумова компонента об'єктів біотехнічної системи	135
3.5.2. Визначення корисної інформації на загальному тлі шумової компоненти у біотехнічній системі	137
3.5.3. Особливості визначення корисного сигналу в неналаштованій електрофізичній моделі людини.....	143
3.6. Моделювання електромагнітних полів у зоні повного контакту біологічного та технічного об'єктів у медичній системі	146
3.6.1. Моделювання електромеханічних засобів лікування біотехнічної системи з поверхнею людського тіла.....	147
3.6.2. Електростатичні енергетичні перетворення у межах маси біологічного (біотехнічного) об'єкта	151
3.7. Моделювання електромагнітних полів у зоні уявного контакту біологічного та технічного об'єктів у медичній системі	153
3.7.1. Вплив низькочастотного магнітного поля на людину.....	153
3.7.2. Характеристики магнітного поля як критерії впливу на біологічні об'єкти у загальному випадку.....	159
3.7.2.1. Однорідні та неоднорідні поля.....	160
3.7.2.2. Постійне магнітне поле при взаємодії з об'єктом	161
3.7.2.3. Застосування змінного магнітного поля у медичних системах ...	162
3.7.2.4. Безперервні та переривчасті магнітні поля у біотехнічних системах	165

3.7.2.5. Електромагнітна індукція у біотехнічних системах	165
3.7.2.6. Теплові та вібраційні явища в медичних системах, супутні магнітному полю	167
3.8. Скін-ефект у біотехнічних об'єктах при лікуванні та діагностиці	168
3.9. Рух біологічного об'єкта (структури) під дією польової структури зовнішнього подразника у біотехнічній системі	176
3.9.1. Вплив електричного поля на мікрооб'єкти організму	177
3.9.2. Рух мікрооб'єкта в однорідному магнітному полі.....	179
3.9.3. Рух мікрооб'єкта в перехресних електричному та магнітному полях	180
3.10. Застосування інтегрованого впливу магнітних полів і лазерного випромінювання у медичних системах	182
3.11. Взаємодія когерентного світлового випромінювання з полями біологічних структур	187
3.11.1. Моделювання взаємодії електромагнітних полів змішаного типу з біологічними структурами	194
3.12. Метод дослідження параметрів польових структур об'єктів при їх взаємодії за вектором градієнту розподілу польової структури	201
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3	211
РОЗДІЛ 4 ЗАСАДИ ДІЇ ОСНОВНИХ МОДУЛІВ ІНТЕГРОВАНИХ ДІАГНОСТИЧНО-ЛІКУВАЛЬНИХ СИСТЕМ	212
4.1. Ланцюг зворотнього зв'язку в оптичних модулях систем	213
4.2. Ланцюг зворотнього зв'язку в електричних модулях лікувально- діагностичних систем	215
4.3. Ланцюг зворотнього зв'язку в магнітних модулях систем	217
4.4. Загальна концепція побудови інтегрованих фізіотерапевтичних приладів	220
4.5. Основні структурні схеми інтегрованих систем терапії та діагностики ...	225
4.6. Аналітичні моделі меж застосування інтегрованих засобів лікування	243
4.6.1. Засади дії єдиного елементарного відчутника.....	244
4.6.2. Вплив режимів світлового електромагнітного випромінювання на біологічні структури крові	256
4.6.3. Способи отримання магнітного поля в лікувально-діагностичних системах	267
4.6.3.1. Магнітне поле прямолінійного дроту в периферійних модулях ...	267

4.6.3.2. Магнітне поле простих за конфігурацією конструкцій периферійних модулів системи	270
4.6.3.3. Магнітне поле соленоїда	271
4.6.4. Особливості оптимізації параметрів чутників випромінювання	273
4.7. Моделювання дії електронного модулю системи та взаємозв'язку з оптичними модулями.....	284
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 4	297

РОЗДІЛ 5 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АЛГОРИТМИ ФУНКЦІОНУВАННЯ ІНТЕГРОВАНОЇ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ 300

5.1. Засади системного підходу до фоторегенерації та стимуляції функцій структур біологічного об'єкта.....	301
5.2. Експериментальні дослідження електрофізичної моделі людини	307
5.3. Матеріали і методи експериментальних досліджень дії інтегрованої біотехнічної системи	313
5.4. Алгоритми зв'язку роботи модулів інтегрованої біотехнічної системи досліджень та лікування.....	324
5.4.1. Алгоритми попереднього тестування модулів системи	329
5.4.2. Алгоритми визначення координат біологічно активних зон та точок.....	333
5.4.3. Алгоритм роботи модулю опромінювання	339
5.4.4. Алгоритми функціонування чутників у біомедичних системах	340
5.4.5. Програмний комплекс "Чутник"	350
5.5. Методика функціонування чутників при визначенні стану досліджуваного об'єкту біотехнічної системи	357
5.6. Статистичні дослідження функціонування периферійних модулів чутників у біотехнічній системі	360
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 5	369
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	370
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ	373

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АС – абстрактна сутність
АЦП -- аналого-цифровий перетворювач
АЧТ – абсолютно чорне тіло
АЧХ – амплітудно-частотна характеристика
БАТ – біологічно активна точка
БАЗ – біологічно активна зона
БО – біологічний об'єкт
БТО – біотехнічний об'єкт
БТС – біотехнічна система
ДНК– дезоксирибонуклеїнова кислота
ЕМП – електромагнітне поле
ЕМВ – електромагнітне випромінювання
ЕРС – електрорушійна сила
ЗП – зона присутності
ЛДК – лікувально-діагностичний комплекс
МРТ – мікрохвильова резонансна терапія
НЗВЧ – надзвичайно високі частоти
ПО – патологічний об'єкт
РНК– рибонуклеїнова кислота
РТ – рахман-технології
ТО – технічний об'єкт
ТБО – технологічний біологічний об'єкт
ТБТО – технологічний біотехнічний об'єкт
ТТО – технологічний технічний об'єкт
ТФ – технологічний фантом
ЦАП– цифро-аналоговий перетворювач
ЦНС – центральна нервова система
ЧЕ – чутливий елемент

ВСТУП

Стан розвитку медицини характеризується використанням нових методів лікування найпоширеніших хвороб. Це вимагає розробки нової медичної апаратури, технічних засобів, що забезпечує взаємодію біологічних структур живих об'єктів з технічними об'єктами системи лікувального впливу та діагностики. Наразі вже відомо, що застосування звичайних режимів лікування медикаментами здебільшого призводить до виникнення алергічних реакцій організму, негативного впливу на різні системи організму як побічні ефекти від хімічних препаратів. Тому наразі набуває поширення застосування немедикаментозної терапії: вплив акустичних, магнітних світлових полів, акупунктури різних типів, фізіотерапії, фітотерапії тощо.

Відомо, що коливання інтенсивності опромінення електромагнітними полями призводять, наприклад, до змін функціонального стану нервової і серцево-судинної системи, обміну речовин, діяльності організму в цілому. Ця проблема також актуальна при створенні медичних приладів, зокрема фізіотерапевтичних, що містять лазерні, магнітні, ультразвукові модулі тощо. Тобто необхідним є створення інтегрованих методів та технічних засобів лікувального впливу фізичних полів на біологічний об'єкт, що підвищує якість оснащення сучасними технологіями процеси лікування. Тобто вагомим значення набуває вибір режимів лікувального впливу на об'єкт, застосування приладів, які повинні забезпечувати ці режими, та дослідження їх показників для усунення побічних ефектів.

Важливого значення у сучасній медицині наразі набули немедикаментозні методики впливу електромагнітним випромінюванням (ЕМВ) на структури біологічних об'єктів (БО) для лікування широкого спектру захворювань. Тому необхідною є уява механізмів реакції живого організму на вплив ЕМВ. Пошук оптимальної стратегії у визначенні біологічного впливу ЕМВ на організм людини і тварин може ґрунтуватися на моделюванні процесів дії польових структур об'єктів у різних зонах їх контактування при діагностиці та лікуванні, що призводить до визначення меж застосування периферійних модулів впливу. Визначення таких процесів утворюють нові вимоги до систем лікування та діагностики стану об'єкта.

Будь-який БО знаходиться під дією особистих магнітних полів, що утворюється струмами живлення технічних об'єктів. Сумарне тло поля не менше за потужність магнітного поля Землі. Таким чином об'єкт знаходиться під дією статичного магнітного поля. При відсутності будь-якого руху ці поля

не несуть будь-якої інформації щодо розташування у просторі БО. Тому ці поля працюють у випадку відносного руху між БО та зовнішніми подразниками (електромагнітними полями), наприклад, приладу, що взаємодіє з БО. Діагностуюче-опромінюючий прилад, наприклад [3], можна визначити як технічно-технологічний об'єкт (ТТО), позаяк він виконує низку технологічних операцій відносно БО.

При розгляданні вагомого значення набуває дослідження закономірностей впливу польових структур випромінювань периферійних модулів системи на іонну проникність мембран клітин, оскільки процеси іонного транспорту в мембранах тісно пов'язані з функціональним станом клітин БО. У роботі створено нові принципи визначення фізичних процесів і, як наслідок, аналітичних моделей польових структур взаємодіючих об'єктів згідно засад теорії ТОНТОР. Ці математичні моделі, які оптимізують умови взаємодії медичних засобів із об'єктами впливу, покладені в основу створення нових підходів до діагностики та лікування, а також визначення наявності патологічних об'єктів у біологічній масі живого об'єкта та їх координати для подальшого лікування.

Перший розділ звіту містить обґрунтування нового підходу дослідження взаємодії біологічних та технічних об'єктів у лікувальних та діагностичних системах на основі теорії ТОНТОР, підходи до визначення критеріїв взаємодії польових структур об'єктів та основи утворення зони присутності об'єктів.

Другий розділ містить аналітичні моделі взаємодії польових структур модулів лікувально-діагностичної системи з біологічними об'єктами, обґрунтування нового методу дослідження параметрів польових структур об'єктів при їх взаємодії за вектором градієнту розподілу польової структури.

Третій розділ звіту містить теоретичні засади загальної концепції побудови інтегрованих фізіотерапевтичних систем, структурні схеми модулів систем, зокрема модулів зворотнього зв'язку з біологічним об'єктом, та аналітичні моделі визначення меж застосування периферійних модулів впливу та діагностики.

Четвертий розділ містить результати експериментальних досліджень електрофізичної моделі людини, а також алгоритми роботи модульної інтегрованої системи лікування та діагностики.

РОЗДІЛ 1. ОБҐРУНТУВАННЯ НОВОГО ПІДХОДУ ДОСЛІДЖЕННЯ ВЗАЄМОДІЇ БІОЛОГІЧНИХ І ТЕХНІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ У ЛІКУВАЛЬНИХ І ДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМАХ

Життєдіяльність будь-якого біологічного об'єкта (БО) супроводжується вивільненням різноманітних фізичних полів (електричні, магнітні, оптичні, теплові, акустичні й т.п.). Їхній розподіл у просторі й зміна у часі має важливу біологічну інформацію, яку можна використати, зокрема з метою медичної діагностики.

Значна кількість фізіотерапевтичних стимулів призводить до перерозподілу в параметрах електромагнітного випромінювання організму людини в різних ділянках електромагнітного спектру. Кількісна оцінка такого перерозподілу може свідчити про характер впливу окремого чинника на конкретну патологію. У багатьох апаратних реалізаціях терапевтичних систем з об'єктивним біологічним зворотним зв'язком не повністю врахований, або не врахований взагалі, адаптаційний характер терапевтичного впливу. Тому актуальною є задача з'ясування фізіологічних аспектів терапевтичного ефекту конкретного виду лікувального стимулу.

Натепер є досить поширеними лазерні терапевтичні системи. Відоме широке коло явищ, до зміни яких спонукає лазерне випромінювання в біологічній системі, зокрема: акустичні, електромагнітні, теплові тощо.

1.1. Сучасні засоби реєстрації польових структур біотехнічних об'єктів

Важливого значення у сучасній медицині наразі набули немедикаментозні методики впливу електромагнітним випромінюванням (ЕМВ) на структури біологічних об'єктів (БО), біотехнічних об'єктів (БТО) для лікування широкого спектру захворювань. За теперішнього часу ЕМВ достатньо широко застосовуються як потужний фізіотерапевтичний засіб неспецифічної дії для прогріву глибоко розташованих тканин. Певні результати є при використанні дії ЕМВ при лікуванні неврозів і гіпертонічної хвороби, захворювань опорно-рухомого апарату, екземи, псоріазу, а також стимулюючого впливу електромагнітної енергії на функції кровотворних органів, регенерацію тканин і загоєння ран.

Тому необхідною є уява механізмів реакції структур організму на вплив електромагнітних випромінювань. Пошук оптимальної стратегії у визначенні

біологічного впливу електромагнітної енергії на організм людини і тварин може ґрунтуватися на моделюванні механізмів дії ЕМВ, що призведе до визначення нових оптимальних режимів впливу. Визначення таких режимів утворює нові вимоги до розробки приладів фізіотерапії.

Важливою задачею вивчення механізмів дії ЕМВ є з'ясування реакцій збуджуючих структур і шляхів впливу на них енергії ЕМВ. При розгляданні вагомого значення набуває дослідження закономірностей впливу мікрохвиль на іонну проникність мембран клітин, оскільки процеси іонного транспорту в мембранах тісно пов'язані з функціональним станом клітин БО (БТО).

1.1.1. Біохімічні, енергетичні перетворення у структурах біологічних об'єктів

Основою адаптаційних і компенсаторних реакцій є нейрогуморальна система, що реалізує всі відповідні реакції організму на подразнення і забезпечує зберігання гомеостазу. Адекватність цих реакцій забезпечується складними корелятивними зв'язками між усіма функціонуючими системами, органами, тканинами і клітинами по принципу прямого й оберненого зв'язку.

Визначено, що при дії мікрохвиль слабких енергій на функцію нервових тканин можуть мати місце такі механізми: первинна пряма дія мікрохвиль на апарати нейроелектричних іонних потоків внаслідок локального нагріву і хімічних або структурних змін в компонентах мембран, непряма дія мікрохвиль, а також порушення фізичного механізму гіпотетичних систем регуляції ЕМП - структури в нервових клітинах. Основні труднощі при визначенні природи первинних фізико-хімічних процесів, виникаючих в БО під дією ЕМП і природного, і штучного походження, пов'язані з недооцінкою специфіки функціонування живої матерії.

На основі аналізу існуючих гіпотез про природу біомагнітних ефектів запропоновано можливий механізм виникнення інтегральних ефектів в їх послідовності при дії ЕМП на БО. Дію ЕМП пояснено впливом на сукупність клітин тканин організму, в якому при відносно невисокій інтенсивності дії може відбуватися перебудова функціонування своїх регуляторних систем зі зміною при цьому гормонального тла. При великих інтенсивностях спостерігаються суттєві зміни в діяльності органів і систем. Багато авторів вважають [1 - 6], що характер взаємодії ЕМП і організму, кількість поглинаємої ними енергії визначаються тільки електричними властивостями органів і систем, які наразі добре відомі та зрозумілі.

При дослідженнях біологічних організмів враховуються і тканинна структура (рис. 1.1), і структура клітинних мембран. Тканинна біологічна структура має декілька шарів з різними параметрами густини, відбиття електромагнітних випромінювань, що повинно враховуватись при створенні нових методів фізіотерапевтичного впливу.

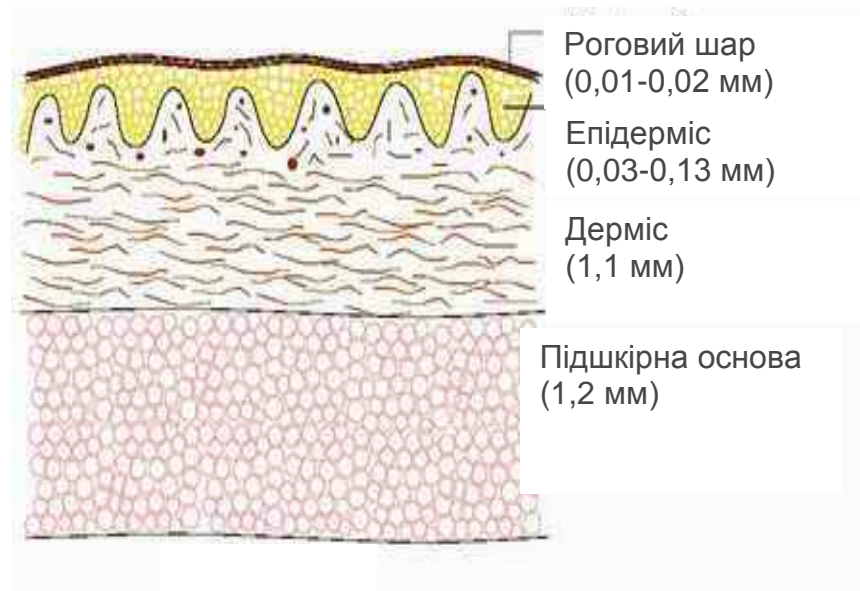


Рис. 1.1. Схематичний розріз шкіри людини

Біологічна мембрана клітини (рис. 1.2) є динамічною організованою системою; звідкіля необхідно дослідити устрій, а також і динаміку її поведінки, модель її складається з подвійного ліпідного шару, причому гідрофобні “хвости” ліпідів, що звернені до середини мембрани, а їх “голови” виходять на поверхню, де вони взаємодіють із зовнішніми мономолекулярними білковими шарами. Якщо розглядати динамічні властивості мембран, низка чинників свідчить про високу рухомість біліпідного шару. Ліпіди у мембрані аналогічні до рідких кристалів. Це сполучення забезпечує виконання мембранами їх важливих функцій.

Властивості мембран рідиннокристалічні або рідинні визначаються тим, що ліпіди в них знаходяться при фізіологічній температурі в розчиненому стані. У плазматичних мембранах частка таких ліпідів велика. Клітини та клітинні структури, з котрих складається тканинна структура БО, мають визначені біоелектричні параметри. Ці параметри змінюються під впливом зовнішніх процесів та чинників, або при внутрішніх патологічних процесах

організму. При цьому патологічні структури мають електромагнітні поля власної частоти та амплітуди. Тому для створення методик лікування таких структур необхідно моделювання динаміки змін, що призводять до втрати норми стану цілісної системи об'єкта.

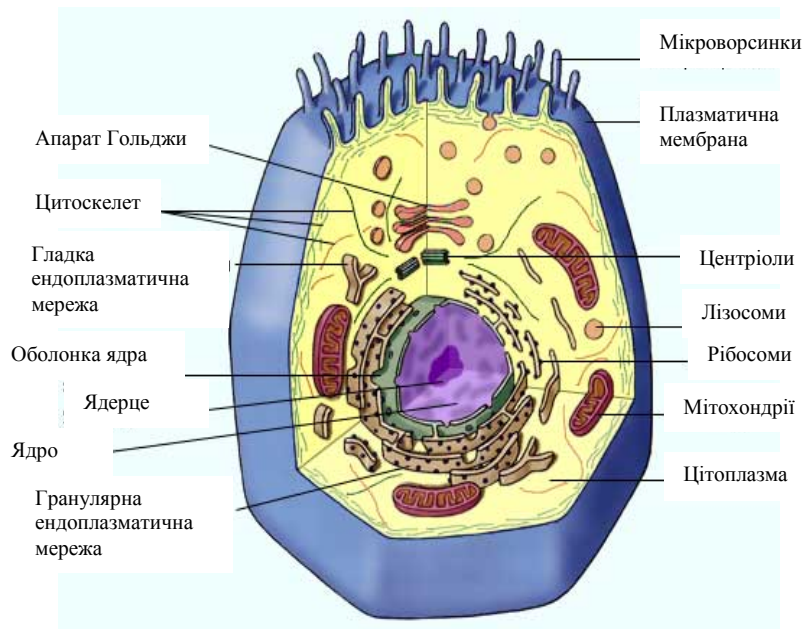


Рис. 1.2. Структура клітини біологічної тканини

Здебільшого біологічні об'єкти підпадають під вплив електромагнітних полів, що існують в різних фізичних проявах (світлові, акустичні, електричні, тощо). На цей час існують немедикаментозні методи лікування впливом на БО, котрі засновані на застосовуванні світлових (когерентних та некогерентних), акустичних полів широкого частотного діапазону.

Як було показано [7], при проведенні опромінювання низькоенергетичними потоками випромінювання (наприклад, когерентних джерел випромінювання, тобто, лазерами) здійснюється вплив на енергетичний та фізично-хімічний стан БО при виниканні реакцій вільно-радикального окислення в клітинній структурі. При поглинанні квантів світла фотоакцепторами виникають радикальні форми кисню, що є первинним механізмом у дії низькоенергетичних різновидів випромінювання. Це призводить до вторинних біохімічних реакцій з розвитком тканинних біологічних ефектів в організмі [8, 9].

Окрім того, відомо [9, 10], що низькоенергетичне випромінювання впливає на БО у супроводженні антиоксидантних ефектів, що обумовлює терапевтичну ефективність електромагнітних когерентних світлових полів. При цьому вважалося, що під дією низькоенергетичного когерентного випромінювання утворюється підсилення метаболічних реакцій, коли на рівні клітинної структури змінюється енергетична активність клітинних мембран, активація ядерного апарату клітини, а також систем ДНК-РНК, біосинтетичних процесів, основних ферментативних систем організмів.

1.2. Класифікація сучасних фізіотерапевтичних систем і методів визначення параметрів полів біотехнічних об'єктів

Існуючі наразі фізіотерапевтичні методи лікування та технічні засоби, які призначені для лікувального впливу або діагностики базуються на застосуванні різних фізичних процесів та явищ (рис. 1.3), на підставі яких можна визначитися з класифікацією найбільш застосованих методів та засобів визначення параметрів полів БО (БТО).

Незважаючи на те, що здебільшого вони мають ефект лікування, необхідно оптимізувати ці процеси, їх вплив на БО, дослідження так званих віддалених наслідків застосування. Окрім того, методики використання фізіотерапевтичних приладів потребують удосконалення тому, що є негативні результати впливу застосованих типів випромінювання в разі перевищення дози потужності та часового режиму експозиції. Тому подібні системи повинні містити модулі (ланцюги) зворотнього зв'язку, побудованому на аналізі плинних параметрів польових структур взаємодіючих об'єктів.

Досить поширеним класом сучасних систем лікування та діагностики є лазерні прилади, тобто сучасні наукові дослідження та медична практика щодо проблематики лікування різного типу захворювань та діагностики певних захворювань доводять доцільність та ефективність застосування низькоінтенсивного лазерного випромінювання (НІЛВ). Тому цікавим є реєстрація та вивчення власних акустичних, теплових, електромагнітних сигналів, що утворюються в організмі та виходять з нього при дії лазерного випромінювання, і пов'язані з багатьма фізіологічними процесами.

Найбільш перспективним напрямком може бути розвиток інтегрованих систем, які застосовують у своїх принципах дії не одне фізичне явище та тим самим сприяють підвищенню достовірності отриманих результатів при аналізі параметрів польових структур об'єктів лікування, дослідження тощо.



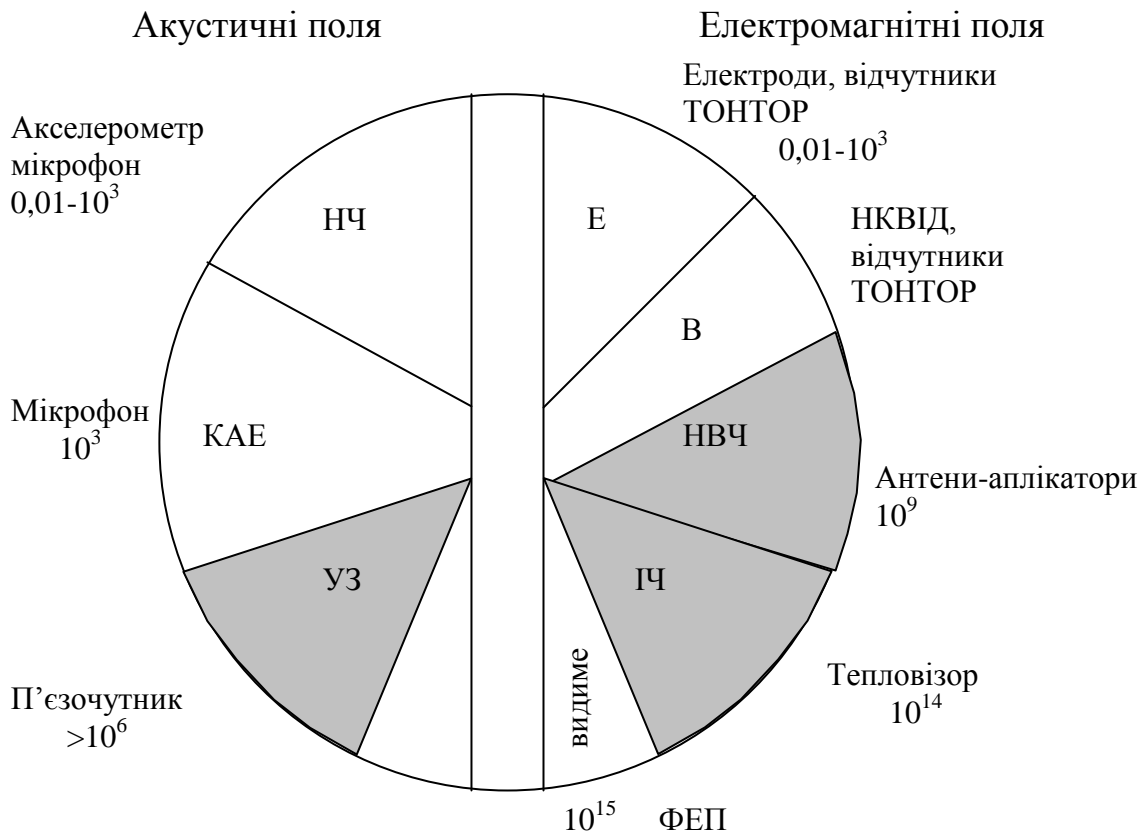
Рис. 1.3. Класифікація фізіотерапевтичних технологій та методів визначення параметрів полів БТО в медицині

1.2.1. Власні фізичні поля біологічних (біотехнічних) об'єктів

Внутрішні процеси метаболізму БО обумовлюють виникнення власних фізичних полів різного типу, наприклад: електромагнітні, акустичні в широкому частотному діапазоні поля запаху та температури (рис. 1.4), табл. 1.1 [11].

Сучасні фізичні методи діагностики та дослідження стану БО надають можливість отримання інформації про зміну параметрів власних фізичних полів

під впливом внутрішніх процесів. Отже, для лікувальних фізіотерапевтичних систем та систем діагностики основною задачею є реєстрація та обробка інформації від об'єкта. При цьому найбільш повною є інформація, яку отримують від різних типів полів для їх подальшого порівняння, що підвищує вірогідність поставленого діагнозу та подальшого лікування.



Електромагнітні поля: Е – електричне поле, В – магнітне, НВЧ – надвисокочастотні ЕМХ дециметрового діапазону, ІЧ – електромагнітні хвилі інфрачервоного діапазону, ІЧ – ЕМХ інфрачервоного діапазону, видиме – оптичний діапазон випромінювань.

Акустичні поля: НЧ – низькочастотні коливання, КАЕ – кохлеарна акустична емісія; УЗ – ультразвукове випромінювання.

Цифри – характерні частоти випромінювань (у герцах). Заштриховані області теплових випромінювань.

Справа та зліва вказані назви чутників та приладів для реєстрації відповідних полів. НКВІД – надпровідний квантовий інтерферометр, ФЕП – фотоелектричний помножувач.

Рис. 1.4. Діаграма порівняння чутливості відчутників електромагнітних та акустичних власних полів людини

Таблиця 1.1. Характеристики електромагнітних полів, що створюються тілом людини

	Електричне поле	Магнітне поле	Електромагнітне випромінювання НВЧ діапазону	Інфрачервоне (ІЧ) випромінювання	Випромінювання видимого діапазону
Частота, Гц	$0-10^3$		10^9	10^{14}	10^{15}
Довжина хвилі	-	-	3-60 см	3-14 мкм	500 нм
Чутники	Електроди, відчутники ТОНТОР	НКВІД, відчутники ТОНТОР	Антени-аплікатори	тепловізори	ФЕУ, відчутники ТОНТОР
Спосіб реєстрації	Контактний та безконтактний	безконтактний	контактний	дистанційний	безконтактний дистанційний
Джерела полів	біопотенціали	біоструми	Теплове випромінювання		хемілюмінесценція

Електричні поля БО створюються як зовні на поверхні, так і внутрішні, у самому організмі внаслідок виникнення трибозарядів, а також метаболічних процесів у кожній клітині. Ці фізичні процеси утворюють слабкі електричні струми, які в свою чергу утворюють магнітні поля (табл. 1.2) [11].

Таблиця 1.2. Індукція (В) магнітного поля організму людини та навколишнього середовища

Об'єкт	Індукція, Тл
Серце	10^{-11}
Мозок	10^{-13}
Поле Землі	$5 \cdot 10^{-5}$
Геомагнітний шум	$10^{-8} - 10^{-9}$
Магніт ЯМР томографа	1

Так, передачу імпульсів нервовою клітиною слід пояснювати, виходячи з визначальної їх різниці потенціалів по обидві сторони клітинної мембрани, заснованої на нерівномірному розподілі іонів і на русі цих іонів, що виникає в результаті цього, тобто передача імпульсу є наслідком взаємозв'язаних змін трансмембранної різниці потенціалів і іонної проникності цієї мембрани.

Мембрана має деяку, але дуже низьку проникність для позитивно заряджених іонів натрію і негативно заряджених іонів хлору. Тільки позитивно заряджені іони калію можуть порівняно легко дифундувати зсередини уздовж, що описано градієнтом концентрацій.

Саме завдяки струму іонів калію назовні утримуване нейрона має негативний електричний потенціал у відношенні до міжклітинної рідини.

Велика частина інших іонів калію усередині нейрона утримується там негативним потенціалом величиною в 60 - 70 мВ, але в 30 разів вища їх концентрація була б без витрати енергії клітини тільки у тому випадку, якщо б негативний потенціал складав 90 мВ (потенціал рівноваги для іонів калію). Очевидно, для входження іонів калію в клітину і підтримка їх високої концентрації в ній клітинна мембрана здійснює роботу. Але якщо стимулювати ділянку нервового волокна електричним імпульсом, амплітуда якого перевершує критичний поріг виникнення потенціалу дії, то починаються зміни, що взаємно посилюють один одного, мембранного потенціалу та проникності мембрани для натрію. Виникає тепер досить велике зниження потенціалу спокою з невідомої причини швидко збільшує величини проникності мембрани для іонів натрію. Приплив цих позитивно заряджених іонів всередину ділянки нервового волокна ще більше знижує потенціал спокою. Це, у свою чергу, призводить до притоку нової порції іонів натрію доти, доки ділянка нервового волокна усередині не лише не буде негативною у відношенні до зовнішнього середовища, але й придбає відносний позитивний потенціал 30-50 мВ [12]. Тобто таким чином виникають електромагнітні поля, параметри яких відображають стан БО.

Реєстрація параметрів власних магнітних полів об'єкту надає можливості отримувати інформативні сигнали разом із параметрами електричних полів для більш повної та вірогідної діагностики плинного стану цього об'єкту.

Згідно [27 - 29] кожний самостійно існуючий живий об'єкт являє собою цілісну макроскопічну квантово-механічну систему зі спектром власних характеристичних частот, які принадні тільки цьому об'єкту та відповідають за його унікальність та сталість [30, 31].

Основними чинниками цього явища є висока напруженість електричного поля на цитоплазматичних мембранах клітини (105 В/см); частоти власних коливань мембран живих клітин у діапазоні (10^{10} - 10^{11}) Гц; наявність шкірного покриву на тілі людини, котрий поділяє дві області з суттєво різними показниками заломлення.

1.3. Засади та закономірності взаємодії полів об'єктів

Таким чином, виникають в об'єктах різні фізичні явища, що утворюють польові структури, що взаємодіють між собою у процесі лікування та діагностики при впливі модулів системи на БО (БТО). Так, наприклад, високочастотні акустичні сигнали (у тому числі шумового характеру) можуть бути пов'язані з можливими джерелами на клітинному й молекулярному рівнях; низькочастотне випромінювання створюється дихальними рухами, биттям серця, струмом крові в кровоносних судинах і т.і., що супроводжується коливаннями на поверхні людського тіла в діапазоні приблизно $(0,01 \div 103)$ Гц. Це випромінювання у вигляді коливань на поверхні можна зареєструвати контактними або безконтактними методами. За аналогією, реєструючи зміни в теплових та електромагнітних характеристиках організму людини при проведенні лазерної терапії в широкому діапазоні, можна створити статистичний базис для побудови критерію ефективності лазерної терапії апаратів та систем з використанням біологічного зворотнього зв'язку.

Однією із фундаментальних властивостей біологічних структур є їх коливальна природа [13]. На різних ієрархічних рівнях – від молекулярно-клітинного до цілого організму – проходять ритмічні зміни в часі найрізноманітніших параметрів. Існування організму як єдиного цілого забезпечується синхронізацією цих параметрів.

Встановлено, що чим більш складний інтеграційний характер має біологічний процес, тим частота його менша (період, відповідно, довше). При зниженні ієрархічного рівня частота коливання збільшується. Для кожного організму характерним є наявність коливань у широкому діапазоні частот – від ультрафіолетового діапазону до найповільніших коливань з періодами, рівними місяцям і рокам – відповідає різним біологічним процесам і різним ієрархічним рівням організму. Молекулярно-субклітинним структурам – у відповідності з їх малими розмірами властиві коливання більш високих частот: оптичного діапазону (УФ хвилі, видиме світло та ІЧ хвилі) від 3×10^{11} до 3×10^{17} Гц.

Кожний орган і кожна клітина організму має свій специфічний спектр частот та специфічні характеристики цих коливань (з формою, видом та частотою). У випадку, коли механізм саморегуляції та оздоровлення, що існує в організмі, не в змозі деструктувати неадекватні, патологічні коливання, – виникає захворювання. Для оптимальної життєдіяльності організму потрібна стабільність робочих ритмів функціональних систем .

Під дією імпульсного електромагнітного поля в органі виникає біологічний резонанс. Орган отримує додаткову енергію для боротьби з захворюванням. Точність установки частоти важлива для отримання хорошого лікувального ефекту, оскільки організм є резонансною системою з високою добротністю.

Було показано [14], що в здоровому організмі коливальні процеси різних рівнів знаходяться в близькому стані до синхронних коливань. Причому ці процеси лабільні та весь час змінюються. Коливальні процеси в здоровому організмі завжди протікають так, що вони прямують до повної синхронізації, але інколи її не досягають. З іншої сторони, чим більше відхилення від синхронізації, тим вищим є ступінь розвитку тієї чи іншої патології. Для біологічних структур характерним є наявність коливань в області високих частот, що відповідають коливанням молекул білка, але ці частоти значно вище. Це може означати, що особливу роль у спектрі коливань в організмі займають області високих частот, що включають і оптичний діапазон випромінювання.

Відомі також методи газорозрядної візуалізації (ГРВ) [15] щодо впливу на БО, котрий розміщується у високочастотному полі (частота f більш за 1 кГц) ЕМП з напруженістю близько (1,0 ÷ 2,5) кВ/см. Для отримання якісного зображення критичними параметрами є амплітуда, тривалість, період і форма переднього фронту імпульсу. Висока чутливість форми світіння до зміни фізичного стану БО створює засади до використання приладів з метою оцінки стану здоров'я, превентивної експрес-діагностики, моніторингу індивідуальних реакцій БО на різні типи навантаження, фармакологічні препарати, методи лікування. Проте недоліками відомих засобів є індивідуальні конструктивні особливості приладу, відсутність загальноприйнятої методики обробки інформації та трактовки отриманих зображень. Це призводить до недостовірності зареєстрованої інформації та зниження достеменності кінцевого діагнозу.

До запропонованих гіпотез отримання інформативного сигналу від БТО може відноситися метод неінвазивної комплексної діагностики [16, 17]. Неінвазивне дослідження поверхневих шарів тканини БО (БТО) за допомогою оптичного випромінювання є нагальною задачею, що, у першу чергу, пояснюється індивідуальними властивостями та суттєвими відмінностями в оптичних характеристиках однотипних тканинах БТО, а відтак і потребує детального обґрунтування для отримання узгоджених результатів. Запропонований метод комплексної діагностики полягає в аналізі відбитого від

поверхневої тканини світлового потоку з урахуванням ефектів світлорозсіяння на різних частках біологічної тканини. Відбитий від поверхні БО (БТО) світловий потік з амплітудою, модульованою поверхневими акустичними хвилями, потрапляє на приймач світлового потоку, який вимірює його інтенсивність та подається для подальшої обробки до блоку програмного керування, де за допомогою спеціальної математичної обробки здійснюється оцінка стану взаємодії БТО з ЕМВ. Ця величина є початковим параметром для визначення характеристик поверхневої тканини. Проте такий метод не враховує повну картину польової структури об'єкта, тому експрес-діагностика стану об'єкта може бути і не досить достовірною.

1.4. Застосування лазерного випромінювання у лікувально-діагностичних системах

Існуючі наразі фізіотерапевтичні методи та технічні засоби, які призначені для лікувального впливу базуються на застосуванні різних фізичних процесів. Незважаючи на те, що здебільшого вони мають ефект лікування, необхідно оптимізувати ці процеси, їх вплив на БО, дослідження так званих віддалених наслідків застосування. Окрім того, методики використання фізіотерапевтичних приладів потребують удосконалення тому, що є негативні результати впливу застосованих типів випромінювання в разі перевищення дози потужності та часового режиму експозиції.

Досить поширеним є застосування лазерів фізіотерапевтичного призначення. Сучасні наукові дослідження та медична практика щодо проблематики лікування різного типу захворювань доводять доцільність та ефективність застосування для фізіотерапії НІЛВ.

Клініко-експериментальні дослідження довели, що лазеротерапія розширює мікросудини, стимулює окислювально-відновлювальні процеси, активізує ферменти, змінює мембранний потенціал. При опроміненні лазером крові нормалізуються реологічні показники крові, збільшується постачання тканин киснем, зменшується ішемія в тканинах організму, знижується рівень холестерину, тригліцеридів, цукру, гальмується вивільнення гістаміну та інших медіаторів запалення із клітин, відбувається нормалізація імунітету.

Основні характеристики лазерів, найбільш застосовуваних при медико-біологічних дослідженнях та у фізіотерапевтичних приладах, наведені у табл. 1.3 [18].

Таблиця 1.3. Основні характеристики лазерів, застосовуваних у медичних приладах

Тип лазера	Середовище	λ , мкм	Режим роботи	Потужність або енергія	Основні сфери застосування
1	2	3	4	5	6
Газові лазери	He-Ne	0,6328	безперервний	0,5–50 мВт	Терапія, діагностика, наукові дослідження
Газові лазери	Ar	0,53	безперервний	До 20 Вт	ФДТ, косметологія
Газові лазери	Cu ⁽²⁾	0,51; 0,578	імпульсний	До 20 Вт	Косметологія
Твердотільні	Al ₂ O ₃ :Cr ³⁺	0,694	імпульсний	До 7 Дж	Офтальмологія, косметологія, терапія
Твердотільні	YAG:Nd	1,06	безперервний та імпульсний	До 100 Вт	Хірургія, косметологія
Твердотільні	YAG:Nd	0,532 ⁽³⁾	безперервний та імпульсний	До 10 Вт	Косметологія
Рідинний	Орган. барвники: Родамин-6Ж, Оксазин-1. Неорган. рідина: POCl ₃ -ZrCl ₄ -Na ³⁺	0,3–1,0	безперервний та імпульсний	1–20 Вт	Наукові дослідження
Напівпровідникові	AlGaInAs	0,67	імпульсний	До 30 Вт ⁽⁶⁾	Терапія, ФДТ, наукові дослідження
Напівпровідникові	AlGaInP	0,63	імпульсний	До 5 Вт	Терапія
Напівпровідникові	AlGaInP	0,67	безперервний	30 мВт	Терапія, діагностика, наукові дослідження

⁽⁶⁾ наборні ґратки діодів

Врахування повного спектру чинників, що впливають на організм, синхронізація впливу з ритмами збільшення кровенаповнення тканин розширює можливості запровадження лазерної фізіотерапії, виключає негативні ефекти після лікування. Крім того, важливим аспектом впливу лазерного опромінювання є чітке врахування густини потужності випромінювання та часу

проведення маніпуляції. Оскільки залежність часу та густини потужності випромінювання має нелінійний характер, то компенсувати вплив потужності збільшенням часу процедур не призводить до позитивних результатів.

Можна виокремити три основні концепції процесів лазерного впливу на БО (БТО): теорію поглинання, нейрорефлекторну теорію і теорію резонансного хвильового поля [7 – 10, 19]. Теорія поглинання передбачає “засвоєння” малих доз випромінювання гелієво-неонового лазера, що стимулює біологічні системи організму, в тому числі збільшується активність ферменту каталази, що виконує роль акцептора лазерного випромінювання. Малі дози лазерного випромінювання чинять стимулюючу дію на відновлювальні процеси, зокрема, на нормалізацію синтезу колагену, РНК і низки ферментів. Поглинання лазерної енергії різними тканинами, є неоднаковим, у зв’язку з чим, чиниться вибіркова дія тканин з більшою поглинальною здібністю. Для отримання відмінного ефекту не потрібні великі дози лазерного випромінювання, так як організм людини і тварин працює на порівняно малому енергетичному рівні.

Нейрорефлекторну теорію побудовано на фактах: монохроматичне червоне світло активізує нейрорефлекторний апарат шкіри, а також підлеглих тканин, і запускає рефлекторні реакції чи сприяє їх запуску на різних рівнях нервової системи. Це підтверджується, наприклад, ростом рівня цитохромоксидази не тільки в зоні опромінення, але й у віддалених органах, в тому числі ЦНС.

Сутність резонансної теорії визначається в співпаданні коливань електромагнітних хвиль тканин організму й лазерного випромінювання. При наявності резонансу відбувається підсилення біологічних реакцій [19 -21].

Лазеротерапія знаходить все більш широке застосування, по-перше, при захворюваннях, в основі яких полягає порушення нейросудинної трофіки (нейрогенні і судинні захворювання, запальні процеси, обмінні порушення типу артрозу та інші). При призначенні лазеротерапії враховується, що монохроматичний когерентний промінь лазера володіє протизапальним, знеболюючим, спазмолітичним, судиннорозширюючим, седативним та стимулюючим обмінні дії і регенеративні процеси дією. При частотній модуляції лазерного випромінювання враховують, що низька частота (1-10 Гц) спричиняє тонізуючий ефект, а високі частоти (20-100 Гц) – седативний.

Технологія біокерування лазерним випромінюванням (рис. 1.5) припускає модуляцію лазерного випромінювання залежно від фаз пульсу і дихання, що значно збільшує ефективність лазерної терапії при тих же енергетичних

дозуваннях або забезпечує попередній ефект при значно менших енергетичних дозах.



Рис. 1.5. Блок лазерної терапії «Матрикс-БИО»

Ефективність, швидкість, незхворобливість, асептичність, відсутність алергічних реакцій та інших побічних явищ при лікуванні більшості захворювань, не потребуючих оперативного втручання - відмінна риса інфрачервоної лазерної терапії.

На різноманітних стадіях спостерігаються наступні фізіологічні зміни: збільшення або розширення кровоносних судин, вироблення фібропласту, колагеновий синтез, популяція та дегрануляція клітини молочної залози, вироблення лімфоцитів ТхВ та зміна в локальних простагландинних рівнях (Е+Г). У порушеній неврологічній тканині можуть спостерігатися збільшення в піковому потенціалі, випуску відростків нервових клітин і часу життя, відгалуженість нервових клітинок.

Наразі досить відоме застосування впливу лазерного випромінювання на біологічно активні точки (БАТ) та біологічно активні зони (БАЗ) при лікуванні хвороб [7, 20, 21]. Для підсилення ефекту терапії лазерна акупунктура може бути застосованою спільно з іншими способами лазерного впливу, а також спільно з медикаментозним лікуванням.

Для лазерної акупунктури наразі застосовують різні за конструкцією лазерні апарати, які дозволяють доводити випромінювання до БАТ або БАЗ. При цьому лазерне випромінювання має певні характеристики щодо потужності випромінювання, параметрів модуляції, дозування, часу експозиції тощо. Вибір режимів опромінювання дозволяє оптимізувати ефективність лікування [20 - 23].

Здебільшого таку техніку в останні роки виробляє Росія, оскільки в Європі та США ці методи були придушені фармацевтичною промисловістю. В Україні наразі існує великий дефіцит лазерної фізіотерапевтичної техніки внаслідок поганого стану приладобудівної промисловості. Тобто вітчизняна медична техніка потребує подальшого розвитку.

1.4.1. Застосування інтегрованого впливу лазерного випромінювання

Основними особливостями лазерного випромінювання, що забезпечують його перспективність для застосування в медичній практиці, є висока спрямованість, монохроматичність, щільність потужності. Необхідно також урахувати тимчасову зміну оптичних властивостей біологічних тканин, у тому числі крові, при опроміненні, що проявляється, якщо енергія досить велика (щільність потужності більше 500 мВт/см^2).

Газовий аргонний лазер з випромінюванням у діапазоні зеленої й синьої довжини хвилі (514 нм й 488 нм) частіше застосовується для фотокоагуляції в офтальмології, оскільки така довжина хвилі добре поглинається меланіном і гемоглобіном. Доведено [7], що застосування імпульсного НІЛВ зеленого й жовтого спектра - дуже ефективний засіб для лікування передракових захворювань. Імпульсне випромінювання газового лазера на парах міді (довжина хвилі 510,6 нм), гнітить зріст і метастазування пухлин, у той же час активізує регенерацію ран. Оскільки в цей час розроблені й відносно недавно серійно випускаються за рубежом напівпровідникові лазери на основі ZnCdSe з потужністю випромінювання в декілька міліват, довжиною хвилі 0,53 мкм (зелена), 0,42 мкм (блакитна), наробітком на відмову до 1000 годин, логічне використання їх у медичних приладах для опромінення патологічних ділянок організму.

Найбільш важливим аспектом при застосуванні лазерів для опромінення біологічних тканин, зокрема, крові, є з'ясування практичної значимості принципу резонансного поглинання, перевірка можливості виборчого ушкодження внутрішньоклітинних метаболітів, у тих випадках, коли їхні абсорбційні максимуми збігаються з довжиною випромінювання. Смуги поглинання деяких біологічних компонентів, що втримуються в крові, наведені в табл. 1.4. Так, наприклад, випромінювання з довжиною хвилі 530 нм, поглинається активно еритроцитами, не супроводжувалося їхнім руйнуванням, що свідчить про стійкість ліпопротеїдних мембран клітин, при цьому відбувалося явне знебарвлення еритроцитів, що виникає, найімовірніше, через зміни в

молекулярній структурі гемоглобіну. У той же час при опроміненні крові рубіновим лазером ($\lambda = 694$ нм), еритроцити набухали, на них утворювалися здуття, іноді клітини гинули [18].

Таблиця 1.4. Смути поглинання деяких біологічних компонентів крові

Біологічні структури	Смути поглинання, нм	Примітки
Амінокислоти, білки	260-280	
Коензими	260-360	
Цитохром	450-600	
Оксидаза	440-600	
Дезоксигемоглобін	431, 555	2 см., λ_{\max}
Оксигемоглобін (Hb O ₂)	415, 542, 577	3 см., λ_{\max}
Карбоксигемоглобін (Hb CO)	420, 568	2 см., λ_{\max}
Цианметгемоглобін (CN-Hb)	421, 540	2 см., λ_{\max}
Відновлений Hb	556	λ_{\max}
Еритроцити	530, 630	2 см., λ_{\max}
Лейкоцити	480	

Лейкоцити при цьому не поглинали випромінювання лазера й не ушкоджувалися. Руйнування їх досягалося лише після вітамінного фарбування біологічними барвниками. Еритроцити також чутливі в синьо-зеленій області спектра. Так, при їхньому опроміненні аргоновим лазером ($\lambda \approx 490 - 530$ нм) на поверхні клітин виникали крапкові вогнища коагуляції.

У проведених дотепер дослідженнях з методики лазерного опромінення тканин живого організму, в основному, застосовувалися лазери, що випромінюють у червоній і ближній інфрачервоній області спектра: рубіновий (690 нм), гелій-неоновий (633 нм), а також напівпровідниковий (GaAs, 850 нм), рідше використані лазери з випромінюванням у зеленій області спектра для вузької сфери застосування в медицині.

Враховуючи також, наприклад результати [24] (рис. 1.6), можна аналізувати зміни тканинних структур.

Проте, як видно з табл. 1.4 і рис. 1.6, вагомий відсоток поглинання випромінювання біологічними компонентами тканинних структур є у діапазоні спектра випромінювання зеленої, синьо- фіолетової довжини хвилі.

Таким чином, очевидно, що перенос лазерного опромінення в більш короткохвильову частину спектра може підвищити ефект при лікувальному впливі на організм.

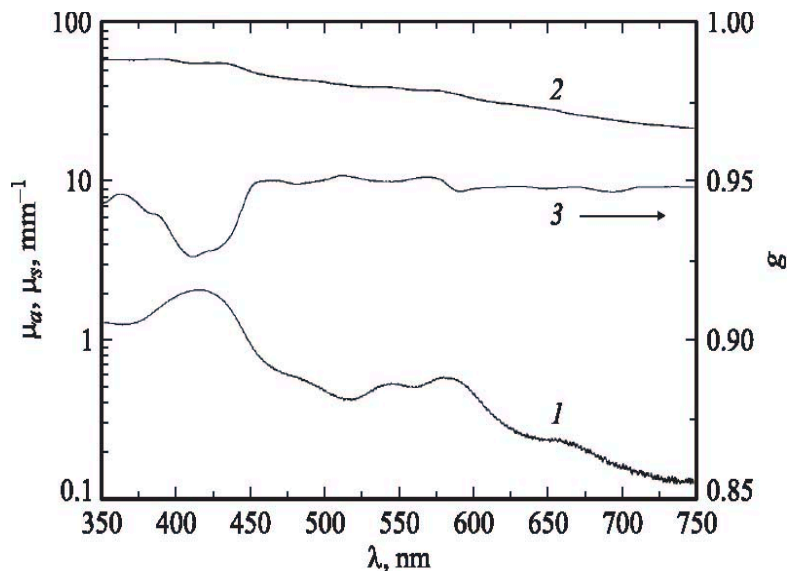


Рис. 1.4. Спектральні оптичні показники слизових тканин організму, розраховані методом Кубелки-Мунка, де: 1 - коефіцієнт поглинання, 2 - коефіцієнт розсіювання, 3 - фактор анізотропії

Тому можна запропонувати лікування рубцевих структур, які утворюються в результаті, наприклад, опіків, післяопераційних ран тощо, лазерним випромінюванням у діапазоні 510 - 540 нм у сполученні з лікарськими засобами типу лідази й магнітним полем не більше 100 мТл на рубцеві тканини.

При цьому можливі некротичні явища в патологічних зонах, які призведуть до відмирання рубцевих структур і заміні на нормальні тканини, що активізується застосуванням фармакологічних речовин.

Для знищення рубцевих, патологічних утворень біологічної тканини є спроба [25] використання лазерних приладів, що побудовані на основі ербієвих, CO₂- лазерів для комплексного впливу на приповерхневі шари шкіри у різній глибині. Отже, є спроба оптимізації режимів абляції біологічної тканини та термічної дії для регенерації колагену шкіри та досягнення ефекту розгладжування неглибоких утворень для лікування кожного конкретного

пацієнта. Але ж застосовані режими, що мають достатньо високу потужність лазерного випромінювача, можуть призвести до випадкових небажаних наслідків. Тому нагальною проблемою є пошук таких режимів, що не спричиняють різких змін клітин шкіри з огляду на дози поглиненої енергії, тобто режимів з меншою інтенсивністю.

Відомі методи лікувального лазерофорезу для полегшення стану рубцевих утворень, які застосовують розчин лідази із впливом імпульсного інфрачервоного лазерного випромінювання з довжиною хвилі 0,89 мкм, частотою проходження імпульсів 1500 Гц із середньою потужністю в імпульсі від 2 до 4 Вт. Методика контактна, лабільна, час впливу від 8 до 12 хв, курс лікування зазвичай складається з 10 процедур, по 1-й процедурі щодня [26].

Особливості механізму проникнення лікувальних препаратів до організму під впливом низькоінтенсивного лазерного випромінювання терапевтичної потужності, від якого залежить ефективність таких методик, досліджувались [27] із застосуванням фантому мембрани на основі гідрофільної напівпроникненої полісахаридної мембрани з використанням додатної целюлози з границею ексклюзії молекулярної маси біомолекул біля 12000, основними композиційними елементами моделі шкіри – білка колагену та полісахариду гіалуронової кислоти. Тобто при використанні комплексних методик впливу медикаментозного засобу та електромагнітних полів у широкому частотному діапазоні необхідним є аналіз плинного стану об'єкта, який піддається впливу. Проте більшість відомих приладів не мають таких засобів, а методики аналізу є здебільшого штучними.

Отже необхідні методи та прилади для знищення рубцевих, патологічних утворень, а також ті, що дозволяють поєднати це з одночасним спостереженням за станом пацієнта під час лікувального впливу.

В основу методик застосування лазерів з високою інтенсивністю у дерматології при лікуванні пороків судин, лікування рубців поверхні шкіри, розгладжування зморшок покладено явище селективного фототермоліза, за яким поглинене електромагнітне випромінювання певної довжини хвилі перетворюється на теплове. Так, роботами відомої київської лікарки д-ра мед. наук О. Богомолець доведено доцільність застосування лазерних технологій для лікувального впливу на патології шкіри [25].

Найбільш цікавими розробками наразі є лазерні прилади ВЕКТОР (Білорусь) та серії МАТРИКС (Росія) (рис. 1.7, рис. 1.8). Прилади МАТРИКС використовують інтегровані режими опромінення. Відомі також лазерні апарати

з широким спектром застосування, наприклад, серії ЛАТУС (рис. 1.9), лазерні магніто-інфрачервоні апарати серії РИКТА 02/1 "Квантерра" (рис. 1.10), лазерні магніто-інфрачервоні апарати серії "Витязь" (рис. 1.11) тощо.

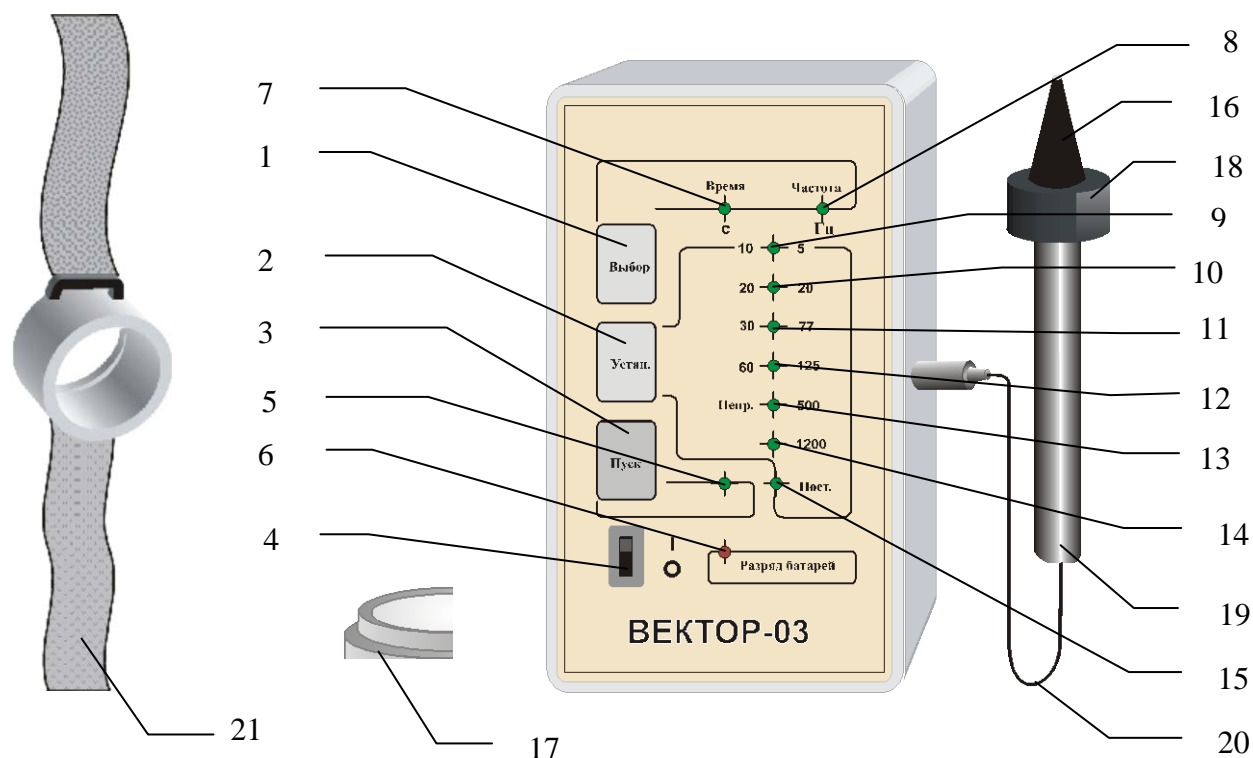


Рис. 1.7. Лазерні прилади ВЕКТОР (Білорусь), де: 1 - кнопка «Выбор» для вибору параметрів (час/частота); 2 - кнопка «Устан» - установка часу процедури (якщо вибраний час) та для установки частоти слідування імпульсів (якщо вибрана частота); 3 - кнопка «Пуск» для вмикання/вимикання лазерного випромінювання; 4 - кнопка вмикання живлення; 5 - світлодіодний індикатор (СІ) вмикання лазерного випромінювання; 6 - СІ червоного кольору «Разряд батарей»; 7 - СІ «Время» установки часу процедури (10, 20, 30, 60 с, «Непр» - безперервно); 8 - СІ «Частота» установки частоти слідування імпульсів ($F = 5; 20; 77; 125; 500; 1200$ Гц, «Пост» - частота модуляції $F = 0$ Гц); 9-15 - СІ встановлених значень часу процедури та частоти слідування імпульсів; 16 - конічна роз'ємна насадка; 17 - розфокусуюча роз'ємна насадка; 18 - магнітна роз'ємна насадка; 19 - лазерний випромінювач; 20 - кабель з'єднуючий; 21 - манжета для надвенного опромінення криві



Рис. 1.8. Лазерні прилади серії МАТРИКС (Росія)



Рис. 1.9. Лазерні апарати серії ЛАТУС



Рис. 1.10. Лазерні магніто-інфрачервоні апарати серії РИКТА 02/1 "Квантерра"



Рис. 1.11. Лазерні магніто-інфрачервоні апарати серії "Витязь"

Але ці прилади, як і інші, наведені раніше, не мають зворотнього зв'язку з БО, що є суттєвим недоліком цієї техніки. Це може призвести до негативних наслідків застосування фізіотерапевтичного втручання.

Врахування повного спектру чинників, що впливають на організм, синхронізація впливу з ритмами збільшення наповнення тканин кров'ю розширює можливості запровадження лазерної фізіотерапії, виключає негативні ефекти після лікування. Оскільки залежність часу та густини потужності випромінювання являє собою нелінійну характеристику, то компенсувати вплив потужності збільшенням часу процедур не призводить до позитивних результатів.

Тому постає питання про дослідження та застосування ефективних інтегрованих методів, які дозволяють досліджувати взаємодії польових структур об'єктів дослідження та випромінювання системи. Ці методи можуть більш позитивно впливати на мікроструктури біологічної тканини, а, отже, на зміну метаболічних реакцій цілісного організму. При цьому вплив електромагнітних полів здійснює мікродеформації клітинних мембран, білямембранних зон, а також зміни величини мембранного потенціалу та температурного градієнту.

1.4.2. Вплив засобів НЗВЧ терапії та діагностики на польові структури живих об'єктів

Терапія та діагностика із застосуванням ЕМВ діапазону надзвичайно високих частот (НЗВЧ) наразі показує досить високу ефективність. Особливістю цього частотного діапазону є те, що міліметрове випромінювання космічного походження практично поглинається земною атмосферою, тому біологічна еволюція всіх живих організмів відбувалася при дуже невеликому природному НЗВЧ електромагнітному фоні. Цим, очевидно, і зрозумілий активний вплив на людину низькоінтенсивного електромагнітного випромінювання.

У НЗВЧ-терапії найбільше часто застосовуються наступні довжини хвиль: 4,9 мм (60,12 ГГц), 5,6 мм (53,33 ГГц) і 7,1 мм (42,19 ГГц). В основі лікувальної дії цього типу випромінювань лежить індукована міліметровими хвилями конфірмаційна перебудова структурних елементів шкіри й активація нервових провідників шкіри, що володіють тонічною активністю. У наслідок модуляції їхньої імпульсної активності; змінюється структура вихідного імпульсного потоку, що приводить до активації шкірно-вісцеральних рефлексів.

Під дією міліметрових хвиль на локальні патологічні зони, рефлексогенні зони й БАТ відбувається зміна поліпшення діяльності вегетативної нервової й ендокринної систем. Деякі дослідники розглядають специфічну біоінформаційну функцію НЗВЧ-випромінювання, пов'язану з резонансним поглинанням енергії, запуском автоколивальних процесів і конфірмаційною перебудовою в біологічних структурах. В основі цього є збіг частоти НЗВЧ-випромінювання із частотою релаксаційних коливань деяких біологічних молекул, що створює теоретичні передумови для формування синхронно коливних ансамблів біологічних макромолекул. Проте необхідно враховувати, що феномен поглинання електромагнітної енергії, залежного від частоти, виявлений для найпростіших і клітинних культур. У реальних біологічних об'єктах таке явище і дотепер коректно не встановлене. Виходячи із цього, у цей час немає достатніх наукових підстав для побудови теорії механізму взаємодії НЗВЧ- випромінювання з БТО на основі біологічного резонансу [28, 29, 30].

Слід зазначити такі особливості НЗВЧ - терапії як неінвазивність, відсутність алергії до НЗВЧ- випромінювання, дієвість її в якості монотерапії. При цьому специфічною особливістю НЗВЧ - впливу є його характер, що нормалізує, тобто реакція польових структур БО та НЗВЧ- випромінювання призводить до норми тільки фізіологічні параметри БО (БТО), що відхилилися від нормального стану. Параметри, що перебувають у нормі, не реагують на опромінення.

Наразі найбільш перспективним напрямком цієї галузі діагностики та лікування є формування коливань у терагерцовому діапазоні частот спектрів сигналів.

Великий інтерес представляє новий підхід до вибору частоти несучого колювання ЕМВ при взаємодії з БО. Діапазон власних резонансних частот БТО дуже широкий й охоплює область від наднизьких частот до частот, що розділяють іонізуюче і неіонізуюче випромінювання ($\lambda \sim 200$ нм). Такий підхід послужив стимулом для нового етапу активного освоєння в інтересах медицини довгохвильової частини терагерцового діапазону [28, 29]. Ці частоти належать ізольованим лініям у частотному спектрі випромінювання й поглинання молекули оксиду азоту (NO). Оксид азоту, як і молекулярний кисень, належить до найважливіших клітинних метаболітів - речовинам, які є універсальними регуляторами фізіологічних і метаболічних процесів в окремій клітинці й в організмі в цілому.

Наразі у деяких апаратах здійснюється імпульсна модуляція із частотою, що змінюється від 3 Гц до 8 Гц (так звані «біологічні» частоти, що відповідають власним (резонансним частотам окремих органів людини). Одним з найбільш ефективних є апарати типу «Коверт» (м. Москва), у яких застосовуються, зокрема, оригінальні схеми свіппірування й сканування сигналів.

Наразі при лікуванні та діагностиці існує припущення, що цілком вдалим є застосування НЗВЧ-апаратів з використанням шумового, недетермінованого випромінювання, середні частоти яких відповідають згаданим вище «основним» довжинам хвиль. Тобто використання такого випромінювання ґрунтувалося на припущенні про те, що організм людини як частотно-вибірної система сам «обере» з шумового НЗВЧ-сигналу, що впливає, індивідуальну частоту, що відповідає даному організму та визначеній патології.

Першим апаратом, у якому використалося надмалопотужне шумове випромінювання, є «Порог» (розроблювач Колбун Н. Д., м. Київ). Надалі - апарати із шумовим випромінюванням на середніх довжинах хвиль 4,9 5,6 й 7,1 мм: «Шлем-1» (м. Фрязіно), «Электроника КВЧ-104» (м. Київ), а також «Коверт», «Стелла», «Минитаг» тощо. З'явилися багатофункціональні апарати та лікувально-діагностичні комплекси (ЛДК), які поєднують лікувальне НЗВЧ-опромінення з діагностикою. Наприклад, до багатоканальних приладів для НЗВЧ-терапії типу «Луч-КВЧ» додано спеціальний апарат електропунктурної діагностики «Луч КВЧ-Д», що за електрофізичними параметрами (комплексна провідність, анодно-катодна провідність і градієнт температури) БАТ, вимірюваними на постійному й змінному струмі, дозволяє одержати об'єктивну інформацію про стан організму й визначити органи й системи з певною патологією.

Оригінальні схеми ЛДК були запропоновані також розробниками апаратів типу «Электроника-КВЧ», «Коверт», «Стелла» тощо. У НПО «Форум» (м. Москва) під керівництвом В. Я. Кислова й В. В. Кислова розроблений ЛДК «Шарм», у якому пошук точок акупунктури й діагностики за Накатані дозволяють робити цілеспрямовану, контрольовану корекцію стану організму пацієнта за допомогою НЗВЧ-опромінення. Комп'ютерна діагностика за методами Акабане й Ріодораку, а також НЗВЧ-терапія з використанням апарата «Электроника КВЧ-101Ш» передбачаються в ЛДК, що розроблений МП «ДДМ-ЭЛМЕД» (м. Київ).

Проте такий підхід не може бути цілком вірним та може призвести до виникнення негативних наслідків при лікуванні та діагностиці, оскільки

біологічні структури мають визначені спектральні характеристики, що відповідають їх окремим властивостям. Так, наприклад, на частотній залежності «відгук у дециметровому (ДМ) діапазоні - частота в міліметровому діапазоні» спостерігаються резонансоподібні піки у вузьких смугах частот (на середніх частотах: 50,3; 51,8; 65 ГГц), причому потужність індукованого випромінювання істотно перевищує теплове випромінювання на цих же частотах. Сутність ефекту полягає в наступному. При опроміненні води або водяних розчинів низькоінтенсивними міліметровими хвилями (частки - одиниці мкВт/см²) можна спостерігати відгук системи в зміщеному частотному діапазоні (експериментально він спостерігався в дециметровому діапазоні за допомогою високочутливих приймачів - радіометрів із чутливістю приблизно 10^{-16} Вт у смузі частот 50 МГц).

Одним із цікавих моментів взаємодії польових структур об'єктів у цих діапазонах є утворення резонансної прозорості водного середовища на резонансних частотах, що знайшло пряме експериментальне підтвердження. Тобто в основі цього ефекту є власне випромінювання молекулярних осциляторів (молекулярних кластерів) водного середовища. Теоретичні оцінки показують, що частота переходу протона через потенційний бар'єр визначається різницею енергетичних рівнів ΔE_p і дорівнює $\omega_p = \Delta E_p / h$, де h - постійна Планка. У водних кластерах $(H_2O)_n$ при $n = 50...60$ частоти переходів визначені у міліметрових і субміліметрових діапазонах, що обумовлює резонансний характер поглинання ММ-випромінювання цими системами. Цей експериментально встановлений факт ще раз підкреслює більшу значимість слабких зовнішніх чинників у фізиці взаємодії атомів і молекул у рідких середовищах зі слабкими електромагнітними полями, що дозволяє проводити діагностику захворювань людини.

Тому є цілком зрозумілим і виправданим є напрямок досліджень спектрів відповідних структур об'єктів, що надає повну картину взаємодії їх польових структур, і в експериментальному, і у теоретичному дослідженнях. Це є важливою ланкою в теорії біофізичних механізмів впливу ЕМП на БО (БТО).

З використанням методу трансмісійно-резонансної НВЧ/НЗВЧ-радіоспектроскопії вперше виявлене додаткове до радіотеплового фону радіовипромінювання живими мікроорганізмами (кишковою паличкою й стафілококом). Передбачається, що природу цього випромінювання пов'язано з резонансно-хвильовими процесами НВЧ-діапазону, що відбуваються в живих

клітинах [31]. Рівень власних і стимульованих випромінювань біосередовища дуже слабкий, тому радіометричний НЗВЧ - приймач мав чутливість на рівні 10^{-17} Вт. Щільність падаючої потужності стимулюючого НВЧ-випромінювання була не більше $0,1 \text{ мкВт/см}^2$, а його частота змінювалася в межах від 49 до 53 ГГц. Цей діапазон відповідає смузі резонансних частот молекулярних коливань біосередовищ (власних та стимульованих випромінювань - рис. 1.12 і рис. 1.13). Обидві культури (кишкова паличка й стафілокок) мають практично однакові рівні сигналів власного ЕМВ, що перевищують радіотепловий фон (ділянка 2 на рис. 1.13).

Для доказу того, що власне електромагнітне випромінювання бактерій є продуктом їхньої життєдіяльності, вимірялися випромінювання із загиблих колоній бактерії. Вони надали фоновий рівень живильного ЕМП (середня ділянка 3 на рис. 1.13).

Отже, виявлене ЕМП належить колоніям живих бактерій. З метою визначення частот, на яких бактерії здатні генерувати електромагнітне випромінювання, знімалися резонансні спектри кишкової палички й стафілокока при скануванні по частоті стимулюючого НВЧ-випромінювання. На рис. 1.12 наведено отримані спектри, де за одиницю (100 %) прийнятий максимум сигналу від кишкової палички. Спектри показують, що частоти власних молекулярних коливань біосередовища мікроорганізмів перебувають у НВЧ - діапазоні.

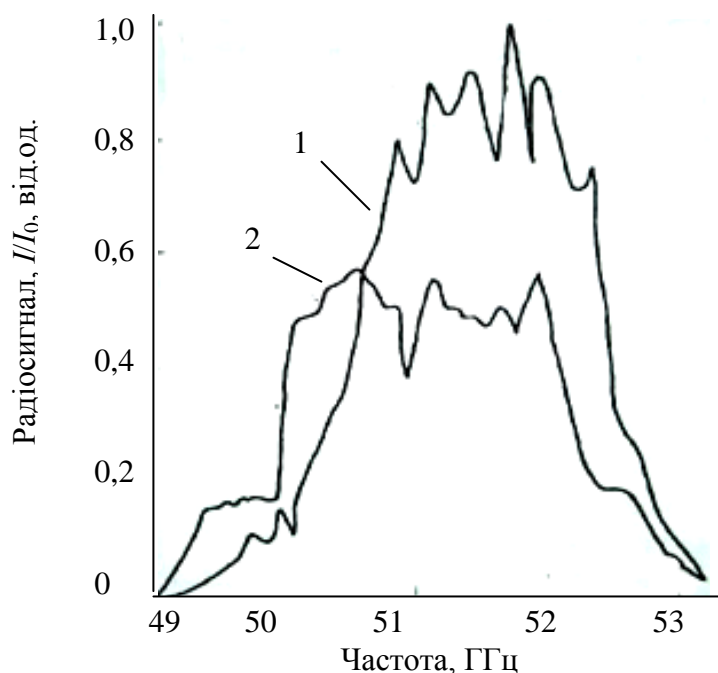


Рис. 1.12. Польова структура резонансних спектрів мікроорганізмів, де: 1 - кишкової палички, 2 – стафілококи

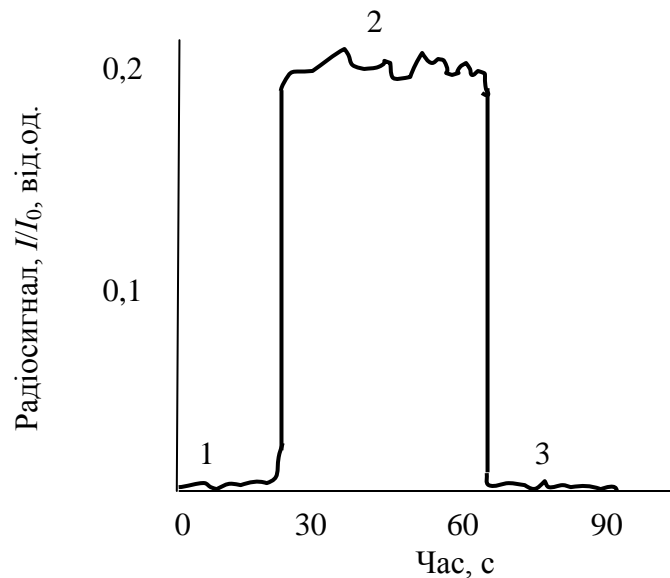


Рис. 1.13. Власні польові електромагнітні структури колоній мікроорганізмів, де: 1 - живильного (середовище агару); 2, 3 - кишкові палички та стафілокока живих й мертвих відповідно

Таким чином, метод НВЧ/НЗВЧ - спектроскопії виявляється чутливим до тонких структурних перебудов біологічних систем. Проведені дослідження надають можливість класифікувати польових структур систем організму при лікуванні та діагностиці із застосуванням НЗВЧ (рис. 1.14).

Проте основним недоліком методів, заснованих на застосуванні моночастот, є відсутність критеріїв, що дозволяють оперативно визначати оптимальне для лікування конкретного хворого значення терапевтичної частоти, тобто недоліки визначення взаємодії польових структур об'єктів. Тому для підвищення ефективності було застосовано широкосмугове ЕМВ НЗВЧ у сполученні із шумовим спектром, наприклад у апаратів НЗВЧ-терапії типу «АМФИТ».

Окрім того, в апараті "СТЕЛЛА-2", що забезпечує генерацію в діапазоні частот від 59.0 ГГц до 63.0 ГГц, є спроба підбору лікувальних частот у діапазоні 59.0 - 63.0 ГГц, що може проводитися, наприклад, за допомогою блоку біологічного зворотнього зв'язку за результатами виміру електропровідності БАТ, або іншим методом при застосуванні блоку виміру, як функції від частоти впливу НЗВЧ випромінювання.

Основні характеристики найбільш застосованих наразі НЗВЧ – приладів наведено у табл. 1.5, 1.6 та рис. 1.15, 1.16, 1.17 [29, 30].

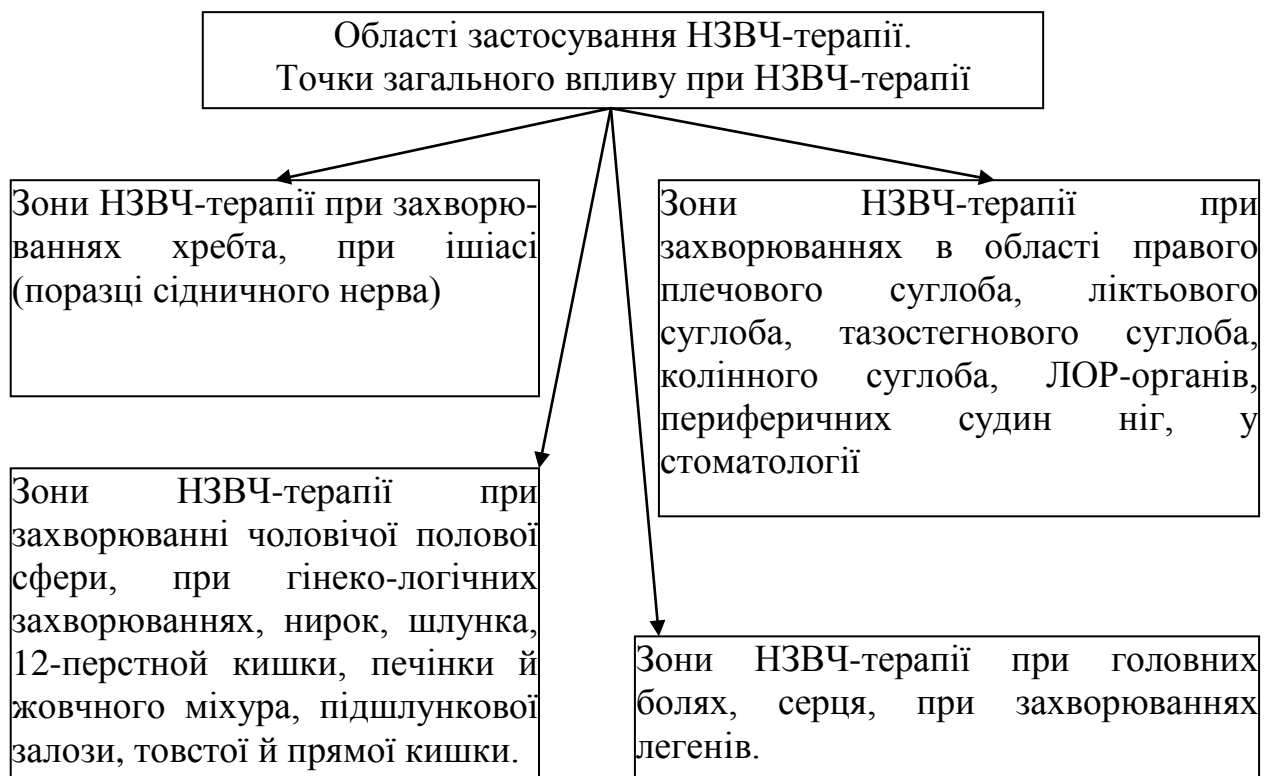


Рис. 1.14. Класифікація польових структур систем організму при застосуванні НЗВЧ – терапії

Таблиця 1.5. Параметри приладів НЗВЧ-терапії

№ п/п	Параметр	«НЗВЧ-НД»	«Амфит-0,2/10-01»	«Стелла-2»	«СемТех»	«СемТех» (Антистресс)
1	Діапазон частот, ГГц	42,19-60,12	55,57-78,33	59-63	40-63	41-63
2	НЗВЧ-випромінювання на довжинах хвиль, мм	7,1; 5,6; 4,9	5,6-3,8	5,1-4,7	4,7-7,5	4,7-7,5
3	Щільність потоку випромінювання, мВт/см ²	4-12	0,2-10	0,01	5*10-10	5*10-10
4	Споживана потужність, Вт	12	3,5	25	4	4,5
5	Габарити, мм	200x110x50	110x50x45	300x130x220	110x46x25	90x190x70
6	Вага, кг	1,2	0,8	4	0,45	0,4

Таблиця 1.6. Класифікація НЗВЧ-приладів за видами застосованого взаємодіючого сигналу [29, 30]

№ п/ п	Найменування апарату	Країна виробник	Вид сигналу	f_p (ГГц)	$P_{\text{вих}}$ (Вт)
1	АМРТ-01	Україна, Харків	Монохроматичний, Шумовий	58...62 53...78	$3 \cdot 10^{-3}$
2	АМРТ-02		Монохроматичний	52...62	$3 \cdot 10^{-4}$
3	Електроніка КВЧ	Україна, Київ	Монохроматичний	59...62	$3 \cdot 10^{-2}$
4	Аленушка	Україна, Київ	Монохроматичний	53,5; 42,2	$1,4 \cdot 10^{-2}$
5	ARIA-SC	Україна, Харків	Монохроматичний	53...64	$5 \cdot 10^{-5}$
6	ЛДК «Шарм»	Росія, Україна	Монохроматичний	42,2; 53,5	$1 \cdot 10^{-2}$
7	Ярмарка	Росія, Фрязіно	Монохроматичний	53,5; 50; 46,8; 44,4; 42,2	$1 \cdot 10^{-2}$
8	Стелла 2	Росія, Томськ	Монохроматичний	59...63	$1 \cdot 10^{-4}$
9	АКВЧ1-01, АКВЧ1-02 (6 модифікацій)	Росія, Томськ	Монохроматичний	Фіксована 42,2; 53,5; 61,2	$1 \cdot 10^{-4}$ $\dots 7 \cdot 10^{-4}$
10	РАМЕД- ЕКСПЕРТ (6 модифікацій)	Київ, Дніпропетровськ	Монохроматичний	42,17...42, 21	$5 \cdot 10^{-3}$ $\dots 5 \cdot 10^{-6}$
11	Гармония	Україна, Київ	Квазімонохроматич- ний	53...78	$1 \cdot 10^{-9}$
12	Прибой	Україна, Київ	Квазімонохроматич- ний	53...78	$1 \cdot 10^{-9}$
13	Порог 3, Порог- 3	Україна, Київ	Шумовий	53...78	$1 \cdot 10^{-16} \dots$ $1 \cdot 10^{-18}$ Вт/Гц
14	Коверт-01	Росія, Москва	Шумовий	53...78	$1 \cdot 10^{-20}$ Вт/Гц
15	АРЦАХ-02 (4 модифікації)	Вірменія, ІР- ФЕНАН	Шумовий	42...95 95-118	
16	Електроніка- КВЧ-011	Україна, Київ	Шумовий	87...65	$1 \cdot 10^{-14}$ Вт/Гц
17	MU-2001	Швейцарія	Шумовий	42...78	$1 \cdot 10^{-21}$ Вт/Гц
18	АММ.21.01 (2 модифікації)	Україна, Київ	Шумовий	53...78	$1 \cdot 10^{-13} \dots$ $1 \cdot 10^{-16}$ Вт/Гц



Рис. 1.15. Мікропроцесорний трьохчастотний апарат «НЗВЧ-НД»



Рис. 1.16. Апарат НЗВЧ-терапії «Амфит-0,2/10-01»



Рис. 1.17. Апарат НЗВЧ-ІЧ терапії портативний зі змінними випромінювачами «СЕМ ТЕCH+» (ТОВ "СПІНОР", м. Томськ)

Викладені міркування були враховані при розробці й виготовленні багатоканальних НЗВЧ-апаратів серії «РАМЕД ЕКСПЕРТ» (Центр «Рамед», м. Дніпропетровськ) [32 - 34], в одному з яких уперше було реалізовано можливість впливу одночасно на шість біологічно активних точок (рис. 1.18). Ці апарати пройшли клінічні випробування й підтвердили високу ефективність і надійність. Вони мають мініатюрний генератор на 42,2 ГГц, застосований в одному з лікувально-діагностичних апаратів - РАМЕД ЕКСПЕРТ - 01, що показаний на рис. 1.19 (у центрі). На цьому ж рисунку показані й два інших мініатюрних випромінювачі, застосовані в апаратах серії РАМЕД ЕКСПЕРТ, які додатково містять рупорні антени-відчутники й розв'язки (рис. 1.19). Дослідження показали, що розроблені оригінальні технології й конструкції

генераторного модуля й діода Ганна дозволили створити якісно нові, міцні, надійні, зручні в експлуатації виробу.



Рис. 1.18. Шестиканальний багатофункціональний апарат РАМЕД ЕКСПЕРТ-04 вимірювання польових структур організмів

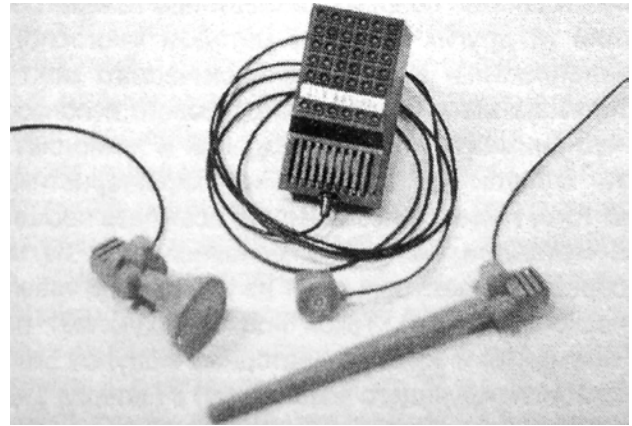


Рис. 1.19. Діагностично-лікувальний апарат РАМЕД ЕКСПЕРТ - 01 та мініатюрні випромінювачі для НВЧ-терапії

1.4.2.1. Радіометричні системи реєстрації мікрохвильових полів і випромінювань біологічних об'єктів

Таким чином, наявність зарядів на мембранах клітин біооб'єктів, зокрема і людини, при заданій температурі тіла перетворює їх в джерела електромагнітних хвиль міліметрового діапазону, частота яких знаходиться в межах $10^{10} \dots 10^{11}$ Гц. Спектральна щільність потужності випромінювання тіла людини в мм-діапазоні надзвичайно мала ($10^{-21} \dots 10^{-22}$) Вт/Гц·см², що значно менше потужності власних шумів електронної вимірювальної апаратури.

Радіометричні системи [29, 30] достатньо точно вимірюють потужність слабких ЕМВ, порівнюваних або менших за потужність шумів вимірювальної апаратури. При цьому ЕМВ приймають антеною, сигнал від якої подають на модуляційну систему.

Вхідний атенуатор регулюють до значення α_1 , при якому встановлюється нульовий показник індикатора радіометра. Потім спрямовують антену на випромінювання абсолютно чорного тіла (АЧТ) в діапазоні НЗВЧ з відомою

температурою і змінюють коефіцієнт передачі атенюатора до значення α_2 , при якому відновлюється нульовий показник індикатора радіометра.

Далі екранують вхід антени від зовнішніх випромінювань та знову змінюють коефіцієнт передачі атенюатора до значення α_3 , при якому встановлюється нульове значення показника індикатора, а потужність P_X , що вимірюється, визначається за формулою

$$P_X = \frac{\alpha_2(\alpha_3 - \alpha_1)}{\alpha_1(\alpha_3 - \alpha_2)} P_0,$$

де P_0 – потужність випромінювання АЧТ з відомою температурою.

Із отриманого виразу видно, що на результат вимірювання потужності випромінювання не впливають шуми антени, шуми радіометра, нестабільність параметрів радіометра, непостійність чутливості антени, а також варіації потужності гетеродина при його перестройці.

Похибка вимірювання залежить тільки від похибки градування атенюатора, яка для вимірювальних атенюаторів НЗВЧ-діапазону (ДЗ-37, ДЗ-38) не перевищує $\pm 0,1$ дБ в діапазоні до 10 дБ та $\pm 0,018$ дБ до 50 дБ. Перестроюючи частоту гетеродина, можна визначити спектральну щільність потужності досліджуваного об'єкта в широкому діапазоні надзвичайно високих частот, а також проводити діагностику стану біологічних та технічних об'єктів у єдиній біотехнічній системі.

Таким чином, визначення фактичного стану параметрів польових структур об'єкта у біотехнічній системі радіометричною апаратурою в міліметровому діапазоні є одним з досить точних методів діагностики.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1

1. На підставі проведених досліджень сучасних засобів реєстрації польових структур біотехнічних об'єктів, що найбільш наразі застосовані, визначено класифікацію сучасних фізіотерапевтичних систем та методів визначення параметрів полів біотехнічних об'єктів.
2. Розглянуто засади та закономірності полів об'єктів при їх взаємодії у лікувальних та діагностичних системах, зокрема при застосуванні електромагнітних випромінювань у широкому спектральному діапазоні.
3. Показано, що уява польової структури досліджуваного об'єкту необхідна для визначення механізмів взаємодії об'єктів, створення інтегрованої медичної апаратури, яка містить модулі опромінювання, базовані на різних фізичних засадах, а також створення нових методик лікування.
4. Визначено необхідність включення зворотнього зв'язку з біологічними (біотехнічними) об'єктами у діагностично-лікувальні системи для виключення негативних наслідків впливу зовнішніх подразників.
5. Отже, розробка нових апаратів повинна базуватися на тенденції надання лікареві максимальної волі вибору й можливостей позитивного регуляторного впливу на динаміку метаболічних процесів організму пацієнта з обліком його загальних й індивідуальних особливостей. Ця тенденція може бути успішно реалізована внаслідок впливу на складну, багатомірну польову структуру організму людини сигналами із заданою й відтвореною просторово-часовою добре керованою структурою й відповідним контролем за ходом лікування..

РОЗДІЛ 2. ОСНОВНІ ПОНЯТТЯ ТА ТЕРМІНИ ТЕОРІЇ ТОНТОР ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ПОЛЬОВИХ СТРУКТУР ОБ'ЄКТІВ РІЗНОГО ПОХОДЖЕННЯ В ЗОНАХ ЇХ КОНТАКТУ

Стосовно науково-технічної задачі, яка поставлена у цій роботі, необхідно обумовитися з відповідними поняттями щодо фізико-хімічних утворень, а також аналогічно стосовно біологічних об'єктів.

І ті, і інші, мають досить широкий фізико-хімічний склад та розподіл, або їх класифікація може мати досить умовний вигляд. Тим не менш, на якомусь рівні ми маємо можливість реалізувати відносну класифікацію існуючих фізичних тіл та явищ, які стосуються визначеного питання.

Якщо орієнтуватися, наприклад, на форму об'єкта, то у абстрактному моделюванні за цією тезою ми не зможемо отримати якусь більш менш означену класифікацію. Тому у цьому випадку необхідно орієнтуватися на фізико-хімічні та технічні властивості об'єкту, який розглядається, зразка тощо.

Отже, розглянемо ситуацію, коли наш досліджуємий об'єкт має якості фізико-хімічного характеру такі, що ні в якому разі їх не можна ідентифікувати як біологічні. Таким прикладом може бути будь-який зразок металу, пластику або хімічний розчин неорганічної речовини. Подібному класу об'єктів можна надати назву технічних (ТО).

Отже, за нашою тезою ТО відрізняються від усіх інших об'єктів, які ми розглядаємо, наступними якостями:

- по-перше, для ТО це яскраво окреслені електричні властивості, тобто електропровідність, магнетизм, потужна гальванічна дія, кристалічність структури тощо. Серед усіх властивостей найбільш потужними є властивості електропровідності та магнетизму, які підкоряються закону Максвелла;

- по-друге, для інших ТО – діелектриків, електричні властивості виявляються у їх повної відсутності електропровідності, але з високими електростатичними властивостями. Тут знов таки працює закон Максвелла разом із законом Кулона;

- по-третє, - це розчини неорганічних з'єднань, які мають добрі властивості іонної електропровідності, і при проходженні по них електричного струму, призводять до появи магнітного поля. Як наслідок, у цьому випадку працюють не тільки закони електрохімії, а й закони Максвелла.

Тобто у всіх розглянутих випадках, ми маємо можливість констатувати той факт, що у більшості випадків будь-який ТО має підкорятися законам

Максвелла. І, отже, це є їх основною властивістю, яка відрізняє їх від загального тла.

Звісно, що ТО можна було б ідентифікувати за штучністю походження, але для цього необхідно добре знати генезу походження того чи іншого об'єкта. У цьому випадку, якщо тверді матеріали ще можна якось ідентифікувати, то для рідинних та газоподібних тіл їх генезис знати необхідно.

Наразі розглянемо ті об'єкти, які умовно називаємо біологічними (БО). Подібні об'єкти мають багатопараметричний хімічний склад, який має можливість накопичення у біомасу, тобто властивість розвинута у вдосконалення. Основою БО є хімічні з'єднання на засадах вуглецю, водню та кисню з малими домішками інших хімічних елементів, наприклад, кремнію та германію, які витискають вуглець у біологічних з'єднань. Дуже яскравою особливістю БО є можливість пересування у просторі завдяки внутрішній енергетиці на відміну від ТО, які всі рухи виконують лише під впливом зовнішніх чинників.

БО, як і усі існуючі у світі об'єкти (сутності), мають електричні властивості, а, отже, підкоряються все тим же законам фізики, що і ТО. Але їхні електричні властивості настільки є низькими за величинами, що наскільки іон гірший за електрон. Оскільки всі електричні властивості БО реалізуються на засадах іонного обміну, а він значно більший за електрон, то і процеси відбуваються з відповідною швидкістю. Так, наприклад, універсальна фізична стала співвідношення маси протона до маси електрона становить 1836,15152. Тим не менш, рух іонів є рух електронного заряду і, як наслідок, ідентифікується як електричний струм. Якщо є струм, то є і магнітне поле. Проходження цих струмів вкрай нерівномірне у часі та просторі.

Таким чином, ціла низка «провідників» утворює складну систему забезпечення життєдіяльності БО. Але необхідність струмових потоків по низці замкнених та незамкнених електричних ланцюгів надає однозначний висновок, що БО має не тільки активний опір, але і реактивний. Який складається з індуктивності та ємності. Звісно, що якісні характеристики цих параметрів значно гірша за аналогічні у ТО, але вони все-таки існують і мають безпосередній вплив на життєдіяльність БО.

Наступний об'єкт, який нам необхідно розглянути, - це біотехнічний об'єкт (БТО). БТО як такий є суто походженням цивілізаційного процесу людства. Наприклад, абсолютно гола людина є БО за умови, що в неї немає штучних імплантів, та вона знаходиться в навколишньому середовищі,

повністю екологічно безпечному, тобто не нашій Землі. У супротивному випадку – це є вже БТО, тобто, сформулювавши тезу про те, що це є симбіоз БО та ТО.

При цьому для людини або тварини це або підтримка життєдіяльності, або усунення недоліків. Звісно, що існують варіанти, коли ситуація виглядає навпаки. Наприклад, використання деяких тварин та людей у піддослідному режимі. На думку деяких дослідників, це усуває недоліки цих БО, тобто встановлення технічних пристроїв, наприклад, радіопередавача, мікрочипів тощо на тілі тварини або людини. У такий спосіб усувається «основний недолік БО», тобто здібність сповіщати про своє розташування у просторі через супутник Землі. Є і інші варіанти, коли у масу БО (здебільшого у мозок) вживлюються електроди, які формують керуючі команди для ТО. Тобто у всіх випадках, коли до БО додається ТО або навпаки, такий об'єкт необхідно розглядати як БТО.

Окрім того, розглянемо поняття про технологічний об'єкт. На відміну від ТО, БО та БТО під технологічним об'єктом необхідно розуміти ті об'єкти, які після технологічних операцій обробки отримують свій кінцевий вигляд. Отже, всі вище розглянуті об'єкти на своїх ранніх стадіях існування можуть бути ще і технологічними.

Надалі будемо користуватися наступними поняттями:

- ТТО – технологічний технічний об'єкт, який у разі технологічних перетворень стає ТО;
- ТБО – технологічний біологічний об'єкт, який у разі технологічних перетворень стає БО;
- ТБТО – технологічний біотехнічний об'єкт, який у разі технологічних перетворень стає БТО.

Оскільки всі розглянуті об'єкти, тобто ТО, БО, БТО притаманні фізико-хімічні властивості, то відповідно всі вони мають навколо себе зону присутності. Ця зона має властивості (якості) полів, різних за своїм фізичним походженням [20, 35 - 37].

Перше, що потрапляє на очі досліднику, це ціла низка електромагнітних ефектів випромінювання. Звісно, що на першому місці знаходиться випромінювання у оптичному діапазоні. Оскільки це явище є найбільш помітним при безпосередньому спостереженні.

Характер оптичного випромінювання можна поділити на два різновиди.

За першим об'єкт сам випромінює у оптичному діапазоні [11, 12, 20]. Серед ТО такі властивості мають, наприклад, люмінесцентні матеріали

(фосфор, низка інших люмінофорів). Проте цьому діапазону електромагнітних явищ характерним є невидима частина спектру, тобто випромінювання у інфрачервоному та ультрафіолетовому діапазонах, які можна реєструвати лише за допомогою спеціалізованих фотоприймальних пристроїв. Ці властивості притаманні всім об'єктам без виключення.

За другим різновидом об'єкт як такий сприймає випромінювання зовнішнього середовища. При цьому він частково поглинає це випромінювання, а частково відбиває у зовнішній простір. Це є основний оптичний діапазон, який бачить людина. Досить часто це відбувається зі зміною частоти падаючої хвилі.

Хвиля випромінювання оптичного діапазону несе у собі інформацію про властивості об'єкта як такого. Тому саме цей діапазон активно використовується БО і, особливо, БТО. якщо уявити, що об'єкт має кулясту форму, то випромінювання, яке виходить з нього без перешкод, має також кулясту форму. При створенні подібної зони присутності важливу дію відіграє потужність та чутливість відчутника, який на неї реагує. Адже, якщо система реєстрації не реагує на сигнал, який надходить від відчутника, то для неї об'єкт не існує взагалі як такий. Тому поріг чутливості відчутника визначає розміри зони присутності об'єкта, його ЕМП, зокрема у оптичному діапазоні. У скороченому вигляді ця теза є наступною: якщо немає встановлених параметрів об'єкту в чутнику, то є можливість зареєструвати сигнал (а також і саме об'єкт), але не визначитися з його ідентифікацією. Відбувається це таким чином тому, що інформативність зони присутності зменшується, і по межах зони можна судити лише про те, що об'єкт або є, або його немає.

Наступний діапазон ЕМВ відноситься до діапазону радіочастот і, як у випадку з оптичним діапазоном, має два різновиди.

За першим різновидом об'єкт сам по собі є випромінювачем ЕМП. Серед ТО таких випромінювачів є велика кількість, наприклад, звичайний магніт. Для БО більше застосовані електричні поля як, наприклад, електричні скати, вугри тощо, але із зауваженням, що це відбувається у водному середовищі, яке є провідником електричних струмів. Для БО у повітряному середовищі скоріш властиві магнітні властивості як, наприклад, птахам для орієнтування під час зимово-літніх перельотів.

За другим різновидом польова структура об'єкта утворюється внаслідок поглинання електромагнітних хвиль та часткового їх відбитку. У цьому випадку, на відміну від оптичного діапазону, відбите ЕМВ лише сповіщає про

наявність об'єкту як такого, і лише посередньо про його параметри. Наведемо простий приклад. Якщо літак потрапляє у зону присутності радіолокаційної станції, то можна констатувати факт його присутності у зоні і приблизно визначити швидкість, але однозначно визначити тип літака практично неможливо.

Аналогічно до оптичного діапазону можна розглянути кулястий об'єкт, який рівномірно випромінює у навколишній простір ЕМП. Знов таки, якщо це ЕМВ не має перешкод у навколишньому просторі, то визначитися з його наявністю та величиною зони присутності можливо лише за наявності відповідного відчутника, тобто є реєстрація сигналу – є об'єкт, немає реєстрації – немає об'єкту.

Для двох вищезначених випадків є можливість навести такий досить яскравий приклад, як зірка, оскільки зірка як класичний космічний об'єкт має кулясту форму і дає потужний потік випромінювання у весь навколишній простір у широкому діапазоні ЕМП.

Наступне фізичне явище, яке досить часто використовується, як для ТО, так і для БО, це вібраційні та акустичні явища. Знов-таки, не розглядаючи дрібні деталі цієї проблеми, можна констатувати той факт, що існують два різновиди отримання цього поля, але особливістю цього поля є те, що йому потрібна потужна підтримка навколишнього середовища, оскільки за своєю сутністю – це механічні коливання у середовищі. Тому це поле як явище не може існувати у вакуумі. Навіть повітря земної кулі працює у цьому випадку не дуже якісно. Звідсіля найбільше застосування акустики притаманне щільним матеріалам, тобто або матеріалам з великими значеннями твердості, або рідинам. Окрім того, необхідно помітити, що використовується воно як поле променевого типу. Це надає змогу зосередитися на пошуку інших БО, ТО та БТО. Так, наприклад, ультразвукову діагностику дефектів ТО здійснюють саме ТО. Для БО це здебільшого пошук інших БО, які являють собою їжу (тобто БО для БО). Для прикладу наведемо ситуацію, коли кажан вночі полює на метелика, а дельфін – на рибу, завдяки акустичним явищам, котрі виникають при переміщенні об'єктів. Окрім того, відомі випадки, коли БО розвивають таку потужність акустичного поля, що вбивають жертву на відстані, як це відбувається для БО з електричним потужними властивостями.

Необхідно відмітити, що в акустичних полях зона присутності значно є меншою за ЕМП, але на природньому рівні живих об'єктів досягла вищої ступені досконалості, і у пристроях, і у відчутниках реєстрації.

Наступна зона присутності – це силова, яку навколо себе створює об'єкт. Таке фізичне силове поле, яке створює навколо себе об'єкт, знов таки має два різновиди.

За першим різновидом, який сам по собі створює навколо себе тиск, це БО. Так, звичайний хробак при проходженні під землею, може розвинути тиск у декілька тон, не дивлячись на його маленькі розміри. Рослини, які ламають каміння та асфальтове покриття, теж утворюють тиск у декілька тон, використовуючи внутрішні резерви власного поля. Якщо проводити аналогії з ТО, то можна лише згадати про цвяхи, які забиваються у дошку (також приклад утворення польової структури) у цьому варіанті зовнішні енергія (молоток) перетворюється на у рух ТО, який створює навколо себе ущільнення деревини. Така система утворення силових полів у ТО має безліч випадків. Достатньо згадати хоча б обробку металів тиском тощо. Визначити розміри цих польових зон досить важко, адже здебільшого йдеться про тверді матеріали. Ця найменша з усіх, хоча і потужна енергія, швидко поглинається навколишнім матеріалом.

Ще один досить характерний випадок зони присутності стосується рідинних та газоподібних речовин [35]. Проблема у визначенні зони присутності у просторі, що займає рідина або газ – це їх висока нестабільність. Тому розповсюдження зони присутності у цьому середовищі підкоряється законам гідро- та аеродинаміки.

Оскільки практично всі об'єкти або розчиняються у різних рідинах, або дифундують у повітря, то, відповідно, і це явище необхідно віднести до побудови зони присутності. Для ТО розчинення у рідині або газі є дуже важливим чинником технологічного процесу, але вершини досконалості тут досягають живі об'єкти (БО).

Виділення специфічних біологічних речовин у навколишньому середовищі для БО є життєво необхідною проблемою. Завдяки цим речовинам БО сповіщають про свої біологічні параметри навколишньому середовищу та його іншим об'єктам. У природі це настільки довершений механізм, що його ще й досі не можуть відтворити технічними засобами. Так, наприклад, ніс людини має 356 рецепторів запаху, а собаки 10000. Окрім того, собакам є притаманним властивість стереонюху, як цілої низки ссавців.

Деякі різновиди метеликів відчують запах самички на відстані в один кілометр при щільності 10 молекул на 1 км^3 .

Наймінімальною зоною потужності ТО, БО та БТО є сили міжмолекулярної взаємодії, тобто сили Ван-дер-Ваальса. Специфікою цих сил є те, що вони викликають взаємодію на відстані від одного до трьох діаметрів атома [35].

Зазвичай це складає величини у діапазоні $(2 \div 50) \text{ \AA}$. Окрім того, ця характеристика взаємодії має нелінійний характер з яскраво вираженим піком. Характер взаємодії полягає у тому, що на відстані до одного діаметру атому працюють сили притягання, а менше – відштовхування. Тим не менш, це все таки є зоною, яка мінімальна з усіх можливих, але серед усіх зон присутності вона є найбільш потужною, оскільки своєю енергетичною потужністю перевершує усі вище згадані.

Отже, як підсумок, можемо констатувати той факт, що енергетична потужність зон, хоч і має різні фізичні засади дії, але одночасно це є ступеневою залежністю, а ще точніше, спектральною залежністю. При цьому кожна з польових структур утворює власний спектр, який практично не залежний від сусідньої властивості.

2.1. Критерії взаємодії польових структур біотехнічних систем

Як було відмічено, сучасна медицина у своєму розвитку все більше потребує застосування лікувальної та діагностичної апаратури для підвищення ефективності медичного обслуговування [20, 38]. Здебільшого ця апаратура використовує випромінювання, що впливає на біологічний організм неінвазивно, але активним методом на протязі процедурного часу.

Важливого значення також набуває медична техніка, що має відновлювальну дію, тобто повернення втрачених функцій організму, наприклад, водій ритму серця, слухові апарати, «штучна нирка», а також механічні протези, зокрема ендопротези, тощо. Ці технічні засоби призначені для тривалого існування (іноді інвазивного) разом із живим організмом, що вимагає специфічних фізико-хімічних, механічних та електромагнітних властивостей технічних засобів.

Отже, на протязі певного часу обидві групи медичної апаратури разом з біологічним організмом утворюють єдину біотехнічну систему (БТС). Тому проблема оптимізації властивостей технічного (медичного) обладнання, узгодження з живим організмом, на думку авторів, повинна починатись із

визначення взаємодії польових структур технічних та біологічних модулів як абстрактних сутностей єдиного об'єкта (системи).

Найбільш повно ці функції можна пояснити з огляду на засадні поняття теорії ТОНТОР [20, 35, 36, 37].

2.2. Основи утворення зони присутності об'єктів

Як було розглянуто у [37], існує декілька фізичних принципів побудови ЗП об'єктів (сутностей). До того ж неважливо, що це за об'єкт БО, ТО, БТО. Всі вони характеризуються одними і тими ж зонами. Йдеться про їх потужність стосовно розмірів зони, яка є залежною не стільки від самої потужності, скільки від приладів, які її реєструють. До того ж на межі зони присутності жоден відчутник у світі не може дати конкретної відповіді на запитання про параметри об'єкту, він дає лише одну відповідь: об'єкт або є, або його немає.

Тим не менш, наша задача полягає не стільки у наявності або відсутності об'єкту як такого, скільки у визначенні його зовнішніх або внутрішніх параметрів. Особливо це стосується БО з їх складною структурою.

Як було помічено у [37], існують два варіанти створення ЗП об'єкту.

У першому варіанті - це суто внутрішні процеси, які викликають появу зони присутності об'єкту.

У другому варіанті – це процеси, які пов'язані з відбиттям та поглинанням зовнішнього потоку енергії.

У цій тезі проглядається одне дуже важливе зауваження, а саме: кожний ТО, БО, БТО мають яскраво визначену дуальність. Сутність дуальності об'єкту (сутності) полягає у тому, що він одночасно є як передавальним пристроєм, так і приймачем.

Для БО дуже важливою є функція приймального пристрою польових структур, яка з часом еволюції досягла своєї довершеності. Але для досягнення цієї довершеності створюють ЗП з одними спектральними характеристиками, а приймають – з іншими. Це надає можливості отримувати максимум інформації з навколишнього середовища для того, щоб забезпечити собі життєдіяльність. Для того, щоб з'ясувати цей процес, розглянемо його виключно абстрактно, але з практичним прикладами.

Ідеальний приклад зони присутності, яку створює навколо себе технічний об'єкт, це є електростатичне поле, що створює навколо себе звичайна куля із зарядом q . Якщо ми маємо кулю зарядом q та радіусом a , то на відстані r від центру кулі маємо наступні випадки:

а). Заряд рівномірно розповсюджений по поверхні кулі (сфери). При цьому напруженість поля E та електричний потенціал φ визначатиметься як:

$$\begin{aligned} E &= \frac{q}{4\pi\epsilon r^2} \quad (\text{при } r > a), \\ E &= 0 \quad (\text{при } r < a), \\ \varphi &= \frac{q}{4\pi\epsilon r} \quad (\text{при } r \geq a), \\ \varphi &= \frac{q}{4\pi\epsilon a} \quad (\text{при } r \leq a). \end{aligned} \quad (2.1)$$

де ϵ - діелектрична проникність середовища.

Таким чином, поза сферою ($r > a$) поле таке, якби воно утворювалося зарядом q , розташованим у центрі сфери. На поверхні кулі (сфери) напруженість має розрив неперервності. Графічно залежності E та φ від r відображено на рис. 2.1.

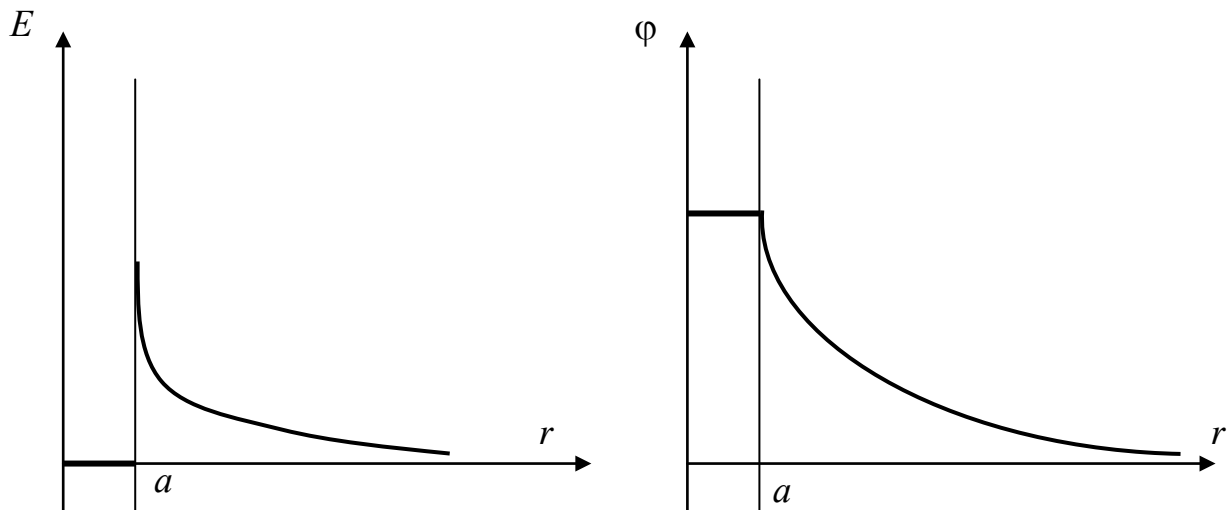


Рис. 2.1. Залежності напруженості поля E та електричного потенціалу φ від відстані r від центру сфери

б). У другому випадку заряд є рівномірно розташованим за всього об'єму сфери, до того ж питомий об'ємний заряд становить ρ . При цьому поза сферою поле таке саме, як і у випадку а). У середині сфери ($r < a$) напруженість поля підкоряється залежності

$$E = \frac{\rho r}{3\epsilon}. \quad (2.2)$$

У цих двох випадках дуже добре видно, що зона потенціалу значно потужніша і має більшу дальність ніж напруженість, оскільки підкоряється закону $y = k/x$, в той час, коли напруженість має опис $y = k/x^2$.

Звідсіля маємо можливість з достатньою точністю визначати відстань до ТО. Тобто, користуючись двопараметричним відчутником, який реагує на напруженість і на потенціал, маємо можливість з дуже великою точністю визначати відстань до поверхні ТО. Як наслідок, задача зводиться до вирішення блоку рівнянь наступного вигляду

$$\begin{cases} y = \frac{k}{x} \\ y = \frac{k}{x^2} \end{cases} \quad (2.3)$$

Як приватний випадок куль, заряджених однаковими зарядами, які знаходяться на відстані l одна від одної, напруженість поля становитиме

$$E = \frac{P}{\epsilon r^3} \sqrt{1 + 3 \cos^2 \alpha}, \quad (2.4)$$

де $P = lq$ - електричний момент диполя,

α - кут між напрямками у точку обчислень відносно середини осі диполя та його вісню.

У тому випадку необхідно звернути увагу на те, що залежність напруженості поля має опис загальної залежності $y = k/x^3$.

2.2.1. Зона присутності технічного об'єкта

Зоною присутності ТО, яку можна зареєструвати на тій чи іншій відстані, є його випромінювання, яке добре фіксується на будь-якому тлі. Подібні об'єкти добре проглядаються на приладах нічного бачення тощо.

У цьому випадку необхідно зробити зауваження, щоб їх побачити, у приладі робиться відповідний зсув за діапазоном. Окрім цього необхідно помітити, що експоненціальна енергетична характеристика відтворює поверхню ТО.

Польова зона присутності ТО може утворюватися лише у два способи: активний та пасивний. При цьому під активним способом утворення ЗП необхідно приймати здібність ТО до внутрішніх процесів перетворювання енергії, які спричиняють появу навколишніх польових структур. Такі польові

структури охоплюють простір навколо ТО, і являють собою фактично інформацію про об'єкт як такий. До таких ТО необхідно віднести різні випромінюючі об'єкти, які здатні виробляти енергетичні потоки звуку, світлового випромінювання, радіації тощо.

Окрім того, необхідно зауважити, що подібні ТО, які є активно випромінюючими, використовують цю властивість у якості визначення координати (відстані) до сусіднього здебільшого з агресивними намірами.

Генезою породження активного способу є закон, згідно якому будь-який ТО не витрачає енергетику на побудову ЗП, яка не взаємодіє з навколишніми об'єктами.

ТО, які використовують пасивний спосіб утворення ЗП, зазвичай є не енергетично насиченими. Такий спосіб утворення ЗП використовується у тому випадку, коли об'єкт знаходиться у суцільному потоці сторонніх ЗП, які виробляються іншими ТО.

У такому випадку вироблення своєї активної зони присутності не має великого сенсу, оскільки це призводить до невиправданих енергетичних витрат.

Центрально-симетричне джерело, яке випромінює за принципом

$$U = U\left(\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}\right). \quad (2.5)$$

Наприклад, абстрактна сутність (АС), випромінююча в акустичному діапазоні, має наступні властивості

$$\operatorname{div} \bar{D} = 0; \operatorname{rot} \bar{E} = 0; E = -\nabla \varphi; \quad (2.6)$$

$$\frac{\partial T_{ik}}{\partial x_{ik}} - \rho \frac{\partial^2 \xi_k}{\partial t^2} = 0; \quad (2.7)$$

$$E_n = -h_{nij}^D S_{ij} + \beta_{nm}^S D_m; \quad T_{kl} = c_{kcij}^D S_{ij} - h_{klm}^S D_m, \quad (2.8)$$

де φ - електричний потенціал;

ρ - густина середовища;

t - час;

ξ_k - компоненти вектора механічного зміщення; $i, j, k, l, m \equiv 1, 2, 3, 4, 5$.

(2.6) - квазістатичне рівняння Максвелла;

(2.7) - рівняння руху елемента середовища (ПЗ);

(2.8) - рівняння, які дають опис п'єзоефекту.

Навіть абсолютно чорні тіла створюють випромінювання у навколишнє середовище. Так, закон Стефана-Больцмана встановлює зв'язок поміж

щільністю випромінюваної енергії та функцією $u(T)$, яка характеризує випромінюючу здібність нагрітих тіл від температури T [39].

Так, для абсолютно чорних тіл випромінююча здібність пропорційна четвертому ступеню температури

$$u(T) = aT^4, I(T) = \frac{ca}{4\pi} T^4 \equiv \frac{\sigma}{\pi} T^4, \quad (2.9)$$

де σ, a - універсальні сталі,

$I(T)$ - питома інтенсивність випромінювання.

Експериментальні значення σ, a мають наступні величини

$$a = 7,56 \cdot 10^{-16} \text{ Дж/м}^3 \cdot \text{К}^{-4}, \quad \sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ Вт} \cdot \text{м}^{-2} \cdot \text{К}^{-4}. \quad (2.10)$$

Величина σ має назву сталої Стефана-Больцмана.

Неможна не звернути увагу на атомарне випромінювання, де лінійні спектри випромінювання підкоряються цілком визначеним закономірностям. Так,

частота $\nu = \frac{\omega}{2\pi}$ ліній спектру водню має опис через формулу Бальмера-Рідберга

$$\nu = R \left(\frac{1}{n^2} - \frac{1}{k^2} \right) = cR_{\text{r}} \left(\frac{1}{n^2} - \frac{1}{k^2} \right), \quad (2.11)$$

де n та k - цілі числа, такі, що $k \geq n + 1$, а величини R та R_{r} мають назву сталих Рідберга

$$R = 3,288051 \cdot 10^{-15} \text{ с}^{-1}, \quad R_{\text{r}} = 109677,58 \text{ с}^{-1}. \quad (2.12)$$

Спектри атомів різних хімічних елементів мають свої спектри, які добре відомі [39]. До того ж велика кількість хімічних елементів випромінює у видимому спектрі.

Розглядаючи ЗП для ТО, неможливо не згадати про радіоактивні елементи, які розпадаються з випромінюванням як елементарних часток, так і рентгенівського випромінювання.

Найтяжка частка α є ядром гелію та має властивість скупчуватися навколо ТО таким чином, що створює навколо нього невеличку хмарку. Енергетика цієї частки невелика і тому її половинний пробіг (відстань проходження у навколишньому середовищі до половини ослаблення) станове близько кількох міліметрів. β – частинки (електрон) значно легше за розмірами, тому і пробіг їх у просторі залежно від енергії станове від (0,5 ÷ 10) м.

Найбільш потужне γ - випромінювання має довжину половинного пробігу 126 м. Тобто, якщо відомі ці параметри, то є можливість за потужністю відповідних зон (α , β , γ) визначати напрямок та відстань до ТО. Зазвичай цим користуються при пошуку корисних та елементів розпаду ТО. Тобто, в останньому прикладі видно, як сформована зона присутності: вона має масу (α , β) та електромагнітне випромінювання (γ).

Наступне явище, яке супроводжує зону присутності ТО, є різні ефекти, що пов'язані із зовнішнім випромінюванням. У подібному випадку потік енергії випромінювання надходить від сторонніх об'єктів на їх поверхню. Якщо частина потоку проходить через ТО, спостерігається ефект поглинання випромінювання, наприклад, γ -випромінювання. На цьому принципі працює ціла низка приладів, за допомогою яких визначають внутрішню побудову об'єктів, що досліджують. Зазвичай побудова цих приладів базується на частковому поглинанні випромінювання окремими елементами ТО. Але при цьому випромінювання на виході ТО несе в собі інформацію про об'єкт, яка зберігається на досить великій відстані до надходження на інші об'єкти, створюючи при цьому польову структуру певного ТО.

Проте не усі типи випромінювання мають такі потужні властивості. Так, ЕМВ оптичного діапазону, яке практично поглинається або відбиває лише невелику частину потоку певними типами матеріалів, наприклад шпаруватими, неметалевими тощо. Енергія випромінювання при цьому перетворюється на теплову. Але є інші ситуації, наприклад явище люмінесценції. При падінні на поверхню об'єкта з певного матеріалу випромінювання з однією довжиною хвилі внаслідок збудження електронних оболонок атомів, а потім їх заспокоєння, об'єкт створює випромінювання з іншою довжиною хвилі у навколишнє середовище. У цьому випадку об'єкт створює додатковий спектр, що змішується з основним.

Оскільки спектр ЕМВ досить широкий, не можна не враховувати радіочастотний діапазон. Найкращі властивості тут мають ТО, що базуються на металах та металоїдах, електролітичні здібності тощо. При цьому здебільшого залежно від потужності випромінювання відбивається, частково поглинається. Поглинання відбувається досить специфічно, оскільки висока електропровідність металів створює контурні струми, якими циркулює збуджений струм. Розміри такого контуру залежні від шляху мінімального опору. Як наслідок, циркуляція збуджений електричного струму призводить до появи магнітного поля навколо певного ТО.

Розглянемо приклад подібного моделювання ТО, який має високі електричні властивості (медичний прилад, маніпуляційні периферійні модулі тощо).

Тобто, одним з чинників, які утворюють ЕРС, є наявність замкнутих електричних контурів, оскільки у будь-якому ТО (медичному обладнанні) існують такі елементи конструкції, що у тій чи іншій спосіб можна розглядати як замкнене електричне коло. Здебільшого ці кола є складовими конструкції ТО (лікувально-діагностичного приладу). Це може бути складна за формою основа, корпус та з'єднані з ними маніпуляційні периферійні модулі. Якщо є рухливі модулі, які рухаються по направляючим, то їх взагалі можна розглядати не тільки як змінний резистор, але й як контури зі змінними параметрами. Отже, необхідно дослідити загальний внесок цих контурних елементів у рівень сигналу, який індукується між різальними частинами конструкції ТО.

У загальному розгляді електрофізичних процесів, які відбуваються у масі ТО, виділити деяку конкретну конструкцію просто неможливою з причини великої кількості їх різновидів.

Основним чинником цієї проблеми є те, що велика кількість замкнених електричних кіл, які до того ж мають сполучені ланки, призводить до того, що систему електричних зв'язків можна досліджувати лише у вигляді двополюсних, триполюсників та чотириполюсників [40]. Для доказу цієї тези розглянемо абстрактний ТО як низку електричних контурів, замкнених у деякому абстрактному об'ємі. Одразу ставимо умову, що усі елементи об'єму є фізично адекватними відповідним елементам ТО. Спектр зовнішнього та внутрішнього ЕМП у цих електричних колах викликають зміни ЕРС і відповідні зміни контурних струмів. В основі цього є конструктивні особливості реального ТО.

Модель, яка пропонується, є суто абстрактною, оскільки не враховує конкретну геометрію ТО, тому що головне у такому моделюванні - це максимальне наближення до електрофізичних процесів, які відбуваються у середовищі металевих мас з великими об'ємами. Відповідно до цієї тези координати побудови моделі слід розглядати як криволінійні.

Оскільки таких контурів у ТО безліч, то найбільш сприятливою до розуміння модель відображена на рис. 2.2. У цьому випадку електрофізична модель складається з великої кількості електричних контурів.

Будемо вважати, що кількість елементів контуру становить:

- за координатою $X - m$; - за координатою $Y - n$; - за координатою $Z - k$.

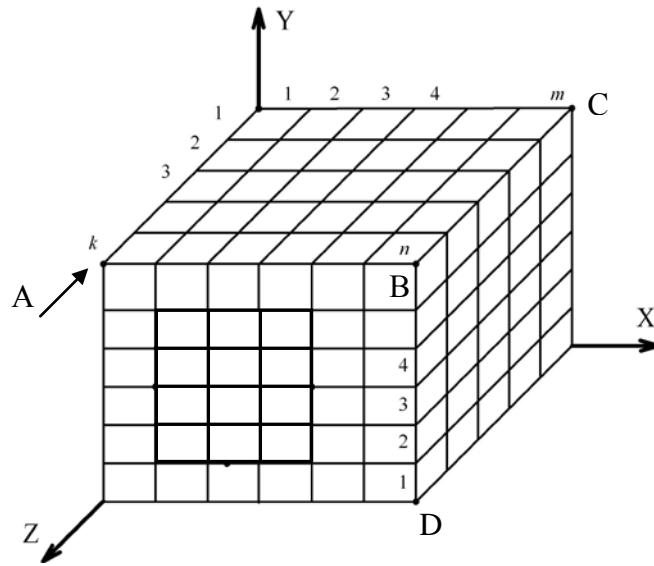


Рис. 2.2. Узагальнена електрофізична модель ТО

З першого погляду видно, що загальна кількість електричних контурів у подібній моделі повинна була б становити:

$$E = mnk .$$

З'ясуємо теоретичну кількість можливих електричних контурів у цій моделі з координатами X; Y; Z (рис. 2.3).

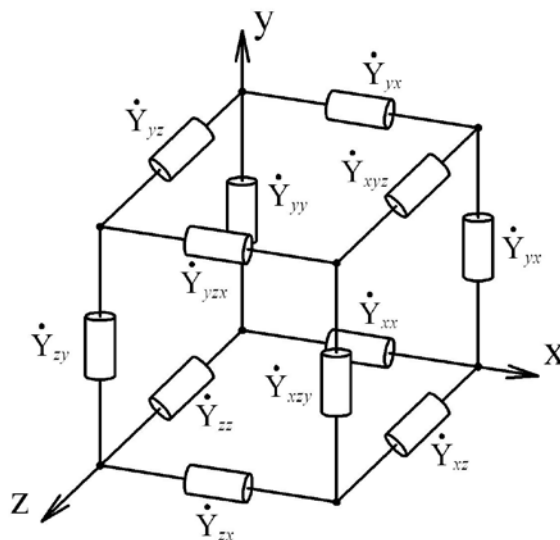


Рис. 2.3. Елементарний електричний контур як схема фрагментів комплексних опорів

З рис. 2.3 добре видно, що елементарний об'ємний контур складається з шести плоских елементарних контурів. Реальна ситуація полягає у тому, що кількість елементарних контурів може бути значно більшою, оскільки модель кубу обрана з огляду на його найскладнішу геометрію.

З іншого боку, для того, щоб розглянути всю складність процесу, розглянемо елементарний об'єм як сукупність комплексних опорів (рис. 2.3,б). Будемо вважати, що маємо статичну ситуацію, коли вхідні струми до елементарного об'ємного контуру є статичними, тобто не змінюються у часі. За таким чином маємо можливість створити найпростішу еkleктичну модель об'ємного контуру.

У цьому випадку маємо шість елементарних контурів за числом граней куба, а також вісім напруг на його ребрах. Провідність кожного з шести контурів матиме по чотири складових, які враховують активний опір від 0,01 до 10 Ом та реактивний (від 1 до 50 мкГн, від 1,0 до 60 пФ).

Згідно законів електродинаміки [41, 42] маємо можливість зробити запис рівняння контурних струмів у формі $\|Y\|$ як однієї з найпростіших, тобто

$$\begin{aligned} \dot{I}_{xy} &= \begin{vmatrix} \dot{Y}_{xy} & U_{yx} \\ \dot{Y}_{yx} & U_{xy} \end{vmatrix} - \begin{vmatrix} \dot{Y}_{xx} & U_{yy} \\ -\dot{Y}_{yy} & U_{xx} \end{vmatrix} \\ \dot{I}_{xz} &= \begin{vmatrix} \dot{Y}_{xz} & U_{zx} \\ \dot{Y}_{zx} & U_{xz} \end{vmatrix} - \begin{vmatrix} \dot{Y}_{xx} & U_{zz} \\ -\dot{Y}_{zz} & U_{xx} \end{vmatrix} \end{aligned} \quad (2.13,a)$$

$$\begin{aligned} \dot{I}_{yz} &= \begin{vmatrix} \dot{Y}_{yz} & U_{zy} \\ \dot{Y}_{zy} & U_{yz} \end{vmatrix} - \begin{vmatrix} \dot{Y}_{yy} & U_{zz} \\ -\dot{Y}_{zz} & U_{yy} \end{vmatrix} \\ \dot{I}_{yzx} &= \begin{vmatrix} \dot{Y}_{xyz} & U_{xzy} \\ \dot{Y}_{xzy} & U_{xyz} \end{vmatrix} - \begin{vmatrix} \dot{Y}_{xy} & U_{xz} \\ -\dot{Y}_{xz} & U_{xy} \end{vmatrix} \\ \dot{I}_{zxy} &= \begin{vmatrix} \dot{Y}_{yzx} & U_{xyz} \\ \dot{Y}_{xyz} & U_{yxz} \end{vmatrix} - \begin{vmatrix} \dot{Y}_{yz} & U_{yx} \\ -\dot{Y}_{yx} & U_{yz} \end{vmatrix} \\ \dot{I}_{xyz} &= \begin{vmatrix} \dot{Y}_{yzx} & U_{xzy} \\ \dot{Y}_{xzy} & U_{yzx} \end{vmatrix} - \begin{vmatrix} \dot{Y}_{zx} & U_{zy} \\ -\dot{Y}_{zy} & U_{zx} \end{vmatrix} \end{aligned} \quad (2.13,b)$$

Відповідні рівняння контурних струмів матимуть наступний вигляд:

$$\begin{aligned} \dot{I}_{xy} &= \dot{Y}_{xy} U_{xy} - \dot{Y}_{yx} U_{yx} - \dot{Y}_{xx} U_{xx} - \dot{Y}_{yy} U_{yy} \\ \dot{I}_{xz} &= \dot{Y}_{xz} U_{xz} - \dot{Y}_{zx} U_{zx} - \dot{Y}_{xx} U_{xx} - \dot{Y}_{zz} U_{zz} \end{aligned} \quad (2.14,a)$$

$$\begin{aligned} \dot{I}_{yz} &= \dot{Y}_{yz} U_{yz} - \dot{Y}_{xz} U_{xz} - \dot{Y}_{yy} U_{yy} - \dot{Y}_{zz} U_{zz} \\ \dot{I}_{xyz} &= \dot{Y}_{yzx} U_{yzx} - \dot{Y}_{xzy} U_{xzy} - \dot{Y}_{zxy} U_{zxy} - \dot{Y}_{zyx} U_{zyx} \\ \dot{I}_{yzx} &= \dot{Y}_{xyz} U_{xyz} - \dot{Y}_{xzy} U_{xzy} - \dot{Y}_{xyx} U_{xyx} - \dot{Y}_{xzx} U_{xzx} \\ \dot{I}_{xzy} &= \dot{Y}_{yzx} U_{yzx} - \dot{Y}_{xzy} U_{xzy} - \dot{Y}_{yzy} U_{yzy} - \dot{Y}_{yxz} U_{yxz} \end{aligned} \quad (2.14,b)$$

Стосовно вищезначених рівнів необхідно зазначити наступне.

Комплексні значення струму \dot{I} та напруги \dot{U} є узагальненими для випадків утворення ЗП для ТО і за пасивним, і за активним способом.

За активного способу необхідно враховувати внутрішні ЕРС та струми, які впливають на загальні характеристики ЗП. При цьому кожний елементарний об'єм ТО стає генератором електромагнітного випромінювання.

Суто з математичного погляду вирішення цього блоку рівнянь (2.14) не складає особливих проблем, оскільки вони вирішуються засобами матричного аналізу [43]. Проблема криється у іншому, а саме: якщо є можливість визначитися з комплексними опорами \dot{Y} внаслідок вимірювання, то немає ніякої визначеності з потенціалами та напругами, оскільки всі вони мають плинний характер і абсолютно не мають стабільності у часі. Вивчення цієї ситуації доводить, що стабільність неможлива у достатичному, у статичному та й у динамічному стані ТО.

Основним чинником такої ситуації є те, що навіть малоактивний ТО, або знеструмлений медичний прилад знаходиться під дією зовнішніх ЕМП, які викликають змінні струми у масі ТО у достатньої кількості, що є цілком достатньо для спрацювання діагностичних модулів.

Потужність струмів у статичному стані (живлення увімкнене, рушії модулів не рухаються) зростає, як мінімум, на порядок. Тобто за динамічного стану необхідно додати ще один порядок потужності. Так у достатичному стані потужність струму станове від 1 до 3 мкА, у статичному від 15 до 20 мкА, а у динамічному від 100 до 150 мкА. Звісно, що природа їх різна, але це є експериментальний факт. Окрім того, кінцеві значення реактивного опору контурів призводить до того, що кожний з них має резонансну частоту. Ці частоти мають досить широкий діапазон – від сотень кілогерц до сотень

мегагерц. Оскільки якість цих резонансних контурів досить низька, то результуючий спектр досить широкий та безперервний.

З одного боку це звісно недолік. Але з іншого, це надає можливість широкого вибору робочих частот. Проведені дослідження показують, що весь цей спектр часто присутній між крапками А, В, С, D (рис. 2.2, 2.3) абстрактного ТО.

Ще більш потужні польові структури виникають в ТО, коли відбувається взаємодія з іншими ТО з більшою потужністю. У випадку подібного контакту з іншим ТО у всіх контурах виникає додатковий струм зі спектральними характеристиками іншого ТО. Проходження цих струмів викликає, у свою чергу, виникнення супутнього ЕМП. Тобто у цьому випадку маємо ланцюгову реакцію у масі ТО. Ще більші ЕМП виникають внаслідок динамічного режиму, коли відбувається руйнування ТО, що викликає сплеск поля у всьому частотному діапазоні.

З усього вищесказаного маємо можливість зробити низку висновків. По-перше на кожне з ребер (рис. 2.3) має вплив магнітне поле, яке індукуює у ньому електричний потенціал ЕРС.

Як наслідок у кожній грані утворюється ЕРС індукції $e(t)$, яка згідно закону Фарадея має залежність

$$e(t) = \frac{1}{C} \frac{d\Phi}{dt}, \quad (2.15)$$

де C – швидкість електричної хвилі; Φ – магнітний потік через площину грані елементарного кубічного контуру.

Магнітний потік у нашому випадку має широкий спектр $S(j\omega)$ та діаграму напрямку. Тому у загальному випадку йдеться лише про усереднену результуючу дію на деякий окремий контур.

Як наслідок маємо можливість орієнтуватися лише на наступний вираз:

$$e(t) = \frac{S_r}{C} \frac{dB[S(j\omega)]}{dt}, \quad (2.16)$$

де S_r - площа грані елементарного контуру.

Струм, який виникає під дією цього магнітного потоку в контурі

$$i_k = \frac{e(t)}{\dot{Z}_k}, \quad (2.17)$$

де \dot{Z}_k – комплексний опір контуру.

Окрім того, через цей елементарний об'ємний контур у режимі статичної та динамічної ТО починає протікати струм, який сумується з (2.17) та утворює додаткове ЕМП за законом Біо-Савара-Лапласа. Всі ці змінні струми отримують часткове випрямлення. Оскільки велика кількість контактних контурів у ТО має нелінійну залежність опору від потужності струму [37] ТО. Як наслідок, це додає потенціал у кінцевий результат при вимірюванні.

З попереднього розгляду можна зауважити, що загальна картина розподілу струмів у масі ТО дуже складна і непевна, що наврядчи робить доцільним конкретні розрахунки, хіба що з теоретичного погляду. Тому на практиці більш корисним виявляється вивчення двополюсних схем, які утворюються внаслідок значного спрощення базової моделі. У цьому випадку можна досліджувати систему простих контурів, які виконують роль електричного еквіваленту ТО (рис. 2.4).

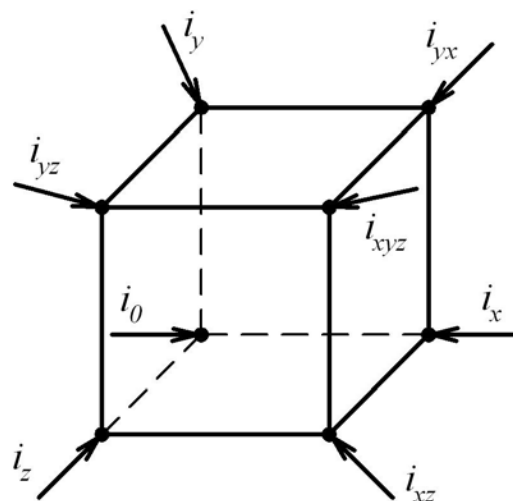


Рис. 2.4. Еквівалентна електрична схема ТО у режимі вимірювання термоЕРС

Тобто внаслідок неможливості повторного дослідження електричного комплексу контурів (рис. 2.2) необхідно досліджувати двополюсні елементи, які концентрують у собі усі властивості множини контурних кіл по всьому ТО. Усе це призводить до емпіричних досліджень характеристик загальних властивостей ТО.

Як наслідок, це зводиться до невеликої кількості еквівалентних контурів, які об'єднують своїми властивостями властивості всього ТО.

Запропонована концепція електрофізичної моделі ТО, хоч і надає можливість зрозуміти спектральний склад ЕМП комплексу ТО, але вимагає необхідності дослідження рівнянь (2.13, 2.14) на конкретний вплив елементарного об'єму контуру в загальній моделі електрофізики ТО.

У підсумку можна констатувати наступні факти:

- польові структури притаманні всім без винятку ТО незалежно від їх побудови. І хоч і не розглянуто деякі специфічні поля, проте це не означає, що вони не існують, йдеться про констатацію їх існування через зону присутності ТО;

- польова структура ТО є квазістабільною, що залежна від цілої низки фізичних чинників, під дією яких він перебуває. Як наслідок, це викликає зміну просторово-часових параметрів польової структури об'єкту;

- як доведено в останньому прикладі, властивості ТО краще досліджувати на двополюсній моделі з тієї причини, що досі немає можливості експериментального дослідження багатополюсних моделей за причиною відсутності відповідної апаратури.

2.2.2. Поля біологічних об'єктів

У природі існує дуже велика кількість різноманітних живих організмів (рослинні, тваринні), які мають структурний склад від найпростіших (одноклітинних) до вищих - складних багатоклітинних істот з різноманітною системною організацією. Усі живі організми можуть бути класифіковані згідно традиційній біологічній системі. Складність їх класифікації полягає у тому, що на рівні простіших організмів їх властивості настільки схожі, що іноді немає можливості однозначно визначитися з походженням організму.

Кожний організм, в тому числі і найпростіші одноклітинні, мають свою зону присутності. Її сутність залежить від життєдіяльності організму та має особливі спектральні характеристики. Наприклад, оптичні характеристики світіння в зоні присутності деяких комах, бактерій, які утворюються внаслідок хімічних реакцій, які відбуваються в організмі. Є випадки, коли організми утворюють свою зону присутності посереднім способом. Так, наприклад, віруси, мікроби, бактерії, а також і багатоклітинні паразитні організми, розташовуючись в організмі тварини, людини тощо утворюють сателіт. При цьому тварина або людина, що є носієм цих організмів, зазвичай хвора. У

подібному випадку зону присутності таких внутрішніх організмів-сателітів визначає і тіло-носії, і його зона присутності, і власна зона самого внутрішнього організму-сателіта.

До властивостей подібних організмів можна віднести і той факт, що вони мають можливість створювати ЗП з досить потужними характеристиками, тобто стійкість до впливу зовнішнього середовища. У цьому випадку бактерії будують свою ЗП на засадах твердих матеріалів. Наведемо приклади. Сірководень для бактерій є джерелом енергії, яка вивільняється за окислення сірководню. Наслідком подібної реакції є утворення гіпсу, який має досить великі поклади на земній кулі. Для того, щоб забезпечити життєдіяльність цих бактерій, необхідна наявність сірководню, кисню, вуглекислоти, води, деяких мінеральних солей у середовищі їх життя, а жири, білки, вуглеводи вони утворюють самі у своєму організмі. До організмів, які використовують енергію, що звільняється як наслідок окислення мінеральних речовин, відносяться і бактерії нітрофікатори. Ці бактерії подібно зеленим рослинам створюють органічні речовини з води, чадного газу та мінеральних солей. Але на відміну від рослин вони, як і сіркобактерії, не потребують сонячного світла. Потужність роботи цих бактерій така, що на площі землі у 1 га виробляється більше, чим 0,25 Т селітри за рік. Якщо польова структура зони присутності бактерії не знищується вищими рослинами, то є можливість для покладів селітри.

Ще однією ознакою ЗП живого об'єкта є температура. За процесів гниття органічних залишків завдяки життєдіяльності бактерій температура може підвищуватись до 80°C. Іноді активність бактерій настільки велика, що це призводить до самозпалення.

Окрім того, організми-сателіти сповіщають про свою зону присутності та процеси життєдіяльності у організмі-носії в спосіб зміни навіть зовнішніх ознак організма-носія. Тривалий час вважалося, що пістрявий тюльпан є ознакою певного сорту, проте виявилось, що це є наслідок вірусного захворювання рослини. Так, існує вірус папіломи людини, що є передвісником онкологічних захворювань. Наявність папілом, родимок та інших змінень на шкіряному покриві людини свідчить про захворювання внутрішніх органів. Таким чином, зона присутності організмів-сателітів виявляється за утвореної розширеної зони присутності.

Більш складними за побудовою БО є найпростіші. На відміну від звичайних бактерій вони мають розміри до 1 мм. У своїй більшості вони практично повністю повторюють властивості ЗП мікробів і вірусів. Вони мають

можливість світіння в оптичному діапазоні та створювати тверді та газоподібні зони присутності на зразок вищенаведених. Єдине, що їх відрізняє, це розміри, які значно перевищують розмір бактерії, та їх можна побачити неозброєним оком, але на малих відстанях.

Всі без винятку вищі тварини та рослини завдяки хімічним та біологічним реакціям у своєму організмі утворюють зони присутності в оптичному діапазоні, наприклад світлячки, опеньки звичайні тощо. Принцип роботи та застосування подібної ЗП досить різний. Так, південноіндійський лейрестес не тільки світиться, але й створює звуки, тобто ЗП акустичного походження. Таке світіння зони присутності у БО можливе завдяки наявності в їх організмі особливих речовин – білка люциферина та ферменту люциферази, які утворюються внаслідок їх життєдіяльності. Реакція окислення викликає вивільнення енергії, яка, у свою чергу, викликає світіння. До того ж від 80 до 92 % вивільненої енергії перетворюється у випромінювання видимого діапазону. Для порівняння звичайна електрична лампочка лише кілька відсотків перетворює у оптичне випромінювання, а вся інша енергія – теплове випромінювання. У водному середовищі існує ще один дуже цікавий спосіб застосування зони присутності. У цьому випадку жива істота викидає у навколишнє середовище слиз, що має і запах, і світіння. Здебільшого подібну зону присутності використовують для захисту від зовнішніх подразників.

Електричні явища також притаманні живим об'єктам. Але згідно відомим біологічним дослідженням спеціальні органи для створення потужного електричного струму властиві риbam. Для ссавців це явище має спорадичний характер мабуть з тієї причини, що повітря є дуже поганим провідником на відміну від води. Найяскравішим зразком створення електричних властивостей ЗП є електричний скат, який між плавниками та головою має своєрідну «батарею» з сотень шестигранних стовпчиків желеподібної речовини і відмежованих одна від одної перегородками тканини, з'єднаними з нервовою системою. Верхівки та донця стовпчиків контактують з шкірою спини та черева. Нервова система сильно розвинена і має півмільйона кінцівок. За кілька десятків секунд скат створює сотні коротких розрядів, які формують потік від черева до спини. При цьому електрична напруга сягає $(80 \div 300)$ В та струму в $(7 \div 8)$ А для різних видів. За висновками біологів така електрична система потрібна скатам не лише для захисту від зовнішніх подразників, але й зв'язку між собою. Тобто у цьому випадку маємо електричне поле зони присутності.

Ще один приклад використання електричного поля у якості локатора, що ідентифікує об'єкт у просторі, риба гімнархус. Вона генерує короткі електричні імпульси, котрими обмацує навколишні об'єкти для їх ідентифікації.

Особливою характерною зоною присутності живих об'єктів є акустична. Акустична зона рослин є дуже обмеженою і характерна тим, що для них це побічний ефект життєдіяльності. Такі звукові ефекти з'являються у період дозрівання плодів (насіння), коли вони луцаться, - виникає характерний короткий звук. Для комах, риб тощо - це звуки, які створюються для зв'язку з іншими особями.

Але найбільшого розвитку отримала ультразвукова зона присутності. Для водного середовища найбільш вдалим прикладом є дельфіни, у котрих є досконала система ехолокації на засадах створення та прийому акустичних сигналів з діаграмою вузької направленості. Окрім того, подібну акустичну систему має кажан. Але відстань ехолокації у кажана значно менша ніж у дельфіна. Це пов'язане з тим, що ультразвук як механічне коливання вимагає для своєї ЗП щільного середовища, яке допомагає підтримувати сигнал на великій відстані. Проте швидкість звуку у повітрі станове 300 м/с, а у воді – 1500 м/с. Щільність води у 800 разів більша за щільність повітря. Відповідно до цього змінюються і розміри зони присутності. Людина, хоч і має органи створення звуку та їх прийому, при створенні власної ЗП їх практично не використовує. Хоча за останніми дослідженнями деякі сліпі люди досить успішно розвивають у собі аналогічні властивості. Основна проблема полягає у тому, що мало того, що необхідно сприйняти сигнал, необхідно обробити його спектральну щільність.

З цього розгляду типів ЗП маємо зробити висновок, що є широкий спектр фізичних явищ, які є основою побудови зони присутності. Особливістю цих явищ є те, що кожна зона присутності підкоряється своїм фізичним законам, які у природі використовуються у той чи інший спосіб. Кожна з них несе інформацію у вигляді спектру сигналу, який у той чи інший спосіб сповіщає не тільки про зовнішні параметри БО, але й про внутрішні. Таким чином, це надає можливість створювати такі прилади, котрі визначають стан БО.

2.2.3. Польові структури біотехнічних систем

Біотехнічні системи (БТС) є комплексом, який об'єднує властивості (поля ЗП) біологічних та технічних об'єктів. В основі подібного об'єднання є дві

причини. Першою з них є відновлення функцій БО до попереднього рівня. Другою такою причиною є посилення деяких природних функцій БО.

Розглянемо першу причину перетворення БО у БТС. У цьому випадку маємо ситуацію, коли БО, будучи абсолютно здоровою істотою (людина, тварина тощо), отримало будь-яке пошкодження, що призвело до часткової втрати його функціональних можливостей. Наприклад, якщо людина захворіла, то, проковтнувши пігулку, з БО перетворюється у БТС до того часу, доки пігулка не розчиниться у рідинах шлунку та не виведеться з організму. Це відбувається тому, що медикамент є за своїм походженням ТО, а людина постає як комбінований об'єкт, оскільки носить медикамент у собі. Також, наприклад, у разі втрати кінцівок внаслідок операції, аварії тощо, їх замінюють штучними, тобто протезами, які є ТО. Теж саме відбувається із внутрішніми органами, які трансплантують (металеві штифти, гвинти, зуби, пломби, пристрої, наприклад кардіологічні, тощо) в живий організм. Здавалося б, досить невеликий фрагмент металу, але живий об'єкт вже є носієм магнітного поля, що є нехарактерним для БО. При відмові роботи нирок, легенів людину підключають до апарату штучної нирки, вентиляції легенів тощо. При цьому людина внаслідок захворювання не може існувати без певного технічного засобу. Отже, усі ці ТО є домішкою, який привносить в узагальнений спектр БО свої компоненти. Роз'єднати їх один від одного часом і можливо, але при цьому кожний з них перестає бути повноцінним БО та ТО, добре, якщо вимикання здійснюється без негативних можливих наслідків.

Досить характерним чинником ознаки БТС є предмети побуту, одяг, яка за своїм походженням є ТО (хіба, що наслідком переробки БО), без якої людина внаслідок цивілізації, а також і через кліматичні умови, не може існувати. Тим не менш, тварини виживають в умовах, де необхідним є пошук води, їжі, зону присутності яких вони знаходять за запахом. Тобто у всіх вищезгаданих випадках людина та її цивілізаційний продукт знаходиться практично у нерозривному зв'язку з ТО, оскільки один без одного не може існувати.

Другу причину появи БТС створює сама людина у процесі побудови своєї цивілізації. Виявилось, що людина як така програє у своїх силових (енергетичних) параметрах у порівнянні з тими проектами, які вона намагалась реалізувати. Тобто технологічний фантом (ТФ), який виникає у мозку людини, потребує значних енергетичних затрат, на які людина просто мало здатна. Як наслідок, виникла ціла низка ТО, які просто посилюють природні властивості людини. До таких ТО можна віднести, наприклад, будь-які діагностичні

медичні прилади (оптичні, ультразвукові тощо), що дозволяють підвищувати здібність розпізнавання об'єктів, патологій тощо, засоби автоматизації (комп'ютерні пристрої), які є банком ТФ та допомагають у прискоренні операцій обчислювання та керування процесами. У таких приладах існують об'єкти в уявному вигляді, а діагностика стану певного об'єкта (БО, ТО, БТО) здійснюється здебільшого порівнянням уявного об'єкта з реальним.

Як видно з вищенаведеного розгляду, зв'язок БО та ТО з подальшим перетворенням у БТС є продукт розвитку людської цивілізації і є притаманним саме цьому процесу. ТО цивілізаційного процесу не можуть існувати без людини і підтримка їх роботи може бути лише завдяки людині. Проте іноді є можливість зворотнього процесу, але це загрожує знищенням при роз'єднанні технологічного циклу існування та взаємодії БО та ТО. Спектральні характеристики у цьому випадку для БТС здебільшого можуть визначатися ТО, які мають більшу потужність. Тим не менш без втручання БО вони поступово втрачають свої енергетичні можливості, перетворюючись на загальне тло.

2.2.4. Спектральні характеристики зон присутності об'єктів

Спектральні характеристики зон присутності об'єктів (БО, ТО, БТС) є дуже широкі, але тим не менш, вони намагаються вкластися в обмежені діапазони фізичних явищ. Це є наслідком одного із законів ТОНТОР, а саме: зона присутності, яка немає підтримки у навколишньому середовищі, і як наслідок, опору, не потрібна, не може існувати. Тут достатньо згадати приклад з втратою людиною акустичної ехолокації та відновленні її при втраті інших способів орієнтування, наприклад, зору. Наслідком цього закону є активний розвиток польових структур (систем) у БО, які мають не лише активну підтримку у просторі, але й досить активний опір. Саме завдяки цьому опору БО визначають відстані, геометрію та, що головне, агресивність об'єкту, з яким вони мають торкання (контакт). При цьому оцінювання агресивності відбувається за всього спектрального діапазону і, що характерно, з максимальною якістю. Оцінити спектр у подібній ситуації вкрай важко, оскільки все є залежним від швидкості руху об'єкту та його параметрів з одного боку, та від чутливості відчутників системи, з другого.

Окрім того, вибірувальна інформаційна система чутника повинна бути налаштована на спектр певного об'єкта, який вона ідентифікує. Так, живий об'єкт (людина, тварина) не може побачити політ кулі, може оцінити лише її наявність за звуковою хвилею. Тут ми маємо два параметри ТО: малі розміри та

велику швидкість, на які чутливі спектральні органи ссавців просто не поспівають спрацювати. А от політ інших об'єктів реєструються досить чітко завдяки розмірам об'єкта та швидкості польоту. При цьому необхідно підкреслити, що все це відбувається на загальному спектральному шумовому тлі, з якого потрібно виявити спектр шуканого об'єкту. Так, наприклад, кажан у польоті не реагує на маленький камінець, що летить поперек траєкторії польоту (який є шумовою компонентою), але реагує на комаху, на яку полює, тобто на спектральні особливості визначеного об'єкта.

Отже, будь-який БО буде всі свої елементи та системи відчуття у життєво важливому для нього діапазоні фізичних явищ та ефектів. Досягти довершеності на кожному з цих явищ та ефектів є першочерговим завданням будь-якого БО, оскільки у супротивному випадку оптимальних за принципом дії та втрат енергоресурсів, які б забезпечували найвищу ефективність.

Хоч вирішення цієї проблеми і залежить від конкретно визначеної задачі, заснованої на конкретному фізичному принципі, але воно повинно вирішувати наступні проблеми:

1. Знаходження сигналу польової структури, коли необхідно вирішити питання, чи несе він корисну інформації, чи це є наслідки дії шумової компоненти.
2. Оцінювання параметрів, коли необхідно визначитися з максимальною точністю при визначенні одного чи кількох параметрів (потужність, амплітуда, частота тощо). Звісно, це можна зробити лише за умови, що сигнал стабільно зафіксовано, і чутлива система приладів про це стійко інформує.
3. Розрізнення сигналів у випадку, коли таких існує кілька, і по кожному з них є апріорні дані. Тоді необхідно вказати, які саме сигнали присутні.
4. Екстраполяція сигналу, коли за відомим попереднім його розвитком та генезою є можливість передбачити майбутню ситуацію.
5. Інтерпретація сигналу, тобто визначення його належності до конкретного об'єкту, системи живого об'єкту тощо.

У нашому випадку задача знаходження, оцінки параметрів та інтерпретації сигналу надають можливість передбачення розвитку того чи іншого процесу у масі об'єкта. Тому для вирішення поставлених задач необхідно визначитися з корисним сигналом при значному послабленні шумового поля.

2.3. Зовнішні польові структури біологічного об'єкта

При аналізі польових структур живого об'єкта необхідно завжди мати на увазі, що корисний сигнал має деякий домішок шумової перешкоди, яка заважає отримувати інформацію. Якщо розглядати лінійну суму корисного сигналу як $S(t)$, а шумової перешкоди $n(t)$, то:

$$y(t) = S(t) + n(t) \quad (2.18)$$

У цьому випадку перешкода є адитивною, а $y(t)$ є адитивною сумішшю сигналу та перешкоди. Людина як предмет дослідження є складною електромеханічною системою. Тому, як наслідок, існує потужний зв'язок між механічними та електричними явищами, які відбуваються у масі живого об'єкта. Достатньо нагадати, що при реєстрації кардіограми є умова повної нерухомості людського тіла.

Окрім того, при передачі інформації по реальному каналу звуку, окрім адитивної перешкоди існують ще інші чинники, які спотворюють корисний сигнал. До таких чинників, наприклад, треба віднести зміну властивостей об'єктів у часі.

У найпростішому випадку, коли ці перешкоди мають характер амплітудної модуляції, отримуваний сигнал може розглядатись як

$$S_{\text{вих}}(t) = K(t) \cdot S(t) + n(t), \quad (2.19)$$

де $n(t)$ - адитивна перешкода, як і у (2.18),

$K(t)$ – коефіцієнт, який характеризує мультиплікативну перешкоду.

У реальних умовах принцип утворення мультиплікативної перешкоди більш складний і не завжди може бути зведений до простого перемноження перешкоди на сигнал. Не дивлячись на це, під мультиплікативною перешкодою зазвичай мають на увазі, яка є небажаним результатом зміни параметрів лінійної системи через яку отримується сигнал.

Для того, щоб дослідити це явище, уявимо собі, що живий об'єкт має лінійну передатну функцію F . Оскільки людина, як БО, має електрофізичні властивості, то, будучи розташованим у суцільному електромагнітному полі, це викликає відповідну реакцію у її тілі. Якщо це об'єкт, який має електрофізичні властивості, то при певній ідеалізації маємо можливість саме так розглядати функцію F . При цьому об'єкт дослідження (людина) може розглядатися як закінчений пристрій, що має змінні просторово-часові параметри, та якому

притаманні всі властивості електричного пристрою та дія якого має відповідні теоретичні засади.

Отже, згідно висунутої концепції, при подачі на вхід цієї системи зовнішнього польового шуму ЕМП $u_{ш1}$, на її виході формується напруга $u_{ш2}$, еквівалентна вхідним. Форма вихідної напруги та її величина визначається властивостями людини (об'єкта) та вхідним сигналом.

У перетвореннях за Лапасом це можливо записати як

$$u_{ш2}(S) = F(S) \cdot u_{ш1}(S). \quad (2.20,a)$$

Співвідношення аналогічного вигляду є справедливим і для вірогідних характеристик обох стохастичних сигналів, тобто спектральних щільностей вхідного та вихідного сигналів шумів, тобто $u_{ш1}(f)$, $u_{ш2}(f)$

$$u_{ш2}(f) = |F(jf)| \cdot u_{ш1}(f) \quad (2.20,b)$$

При проходженні шуму через тіло людини під час контакту його спектральний склад змінюється. Здебільшого це відбувається внаслідок зміни коефіцієнта передачі $|F(jf)|$ (рис. 2.5).

Користуючись тим, що спектральні щільності $e_{ш}$ та $i_{ш}$ вхідних напруг $E_{ш}$ та струмів $I_{ш}$ шумів відображають у диференціальній формі частотну залежність середніх квадратичних значень $E_{ш}$ та $I_{ш}$ у визначеному діапазоні частоти $E_{ш}$ та $I_{ш}$ у визначеному діапазоні частот f мають вигляд:

$$\begin{aligned} e_{ш}^2 &= dE_{ш}^2 / df, \\ i_{ш}^2 &= dI_{ш}^2 / df. \end{aligned} \quad (2.21)$$

Відповідні розмірності $e_{ш}$ та $i_{ш}$ - $B/\sqrt{\Gamma_{ц}}$ та $A/\sqrt{\Gamma_{ц}}$. Отже, знаючи частотну залежність цих двох спектральних щільностей $e_{ш}$ та $i_{ш}$ у вигляді аналітичного виразу, графічної форми або, щонайменш, у вигляді двох дискретних значень є можливість визначитись з середнім квадратичним значенням шуму у визначеній смузі частот (f_1, f_2) аналітичного або числового інтегруванням:

$$E_{ш}^2 = \int_{f_1}^{f_2} e_{ш}^2 df, \quad I_{ш}^2 = \int_{f_1}^{f_2} i_{ш}^2 df. \quad (2.22)$$

Таким чином, користуючись рівнянням (2.22), можемо стверджувати, що ефективна величина $U_{ш2}$ інтегральної напруги вхідних шумів у смузі частот від f_1 до f_2 буде наступною:

$$U_{ш2}^2 = \int_{f_1}^{f_2} |F(jf)|^2 u_{ш1}^2(f) df. \quad (2.23)$$

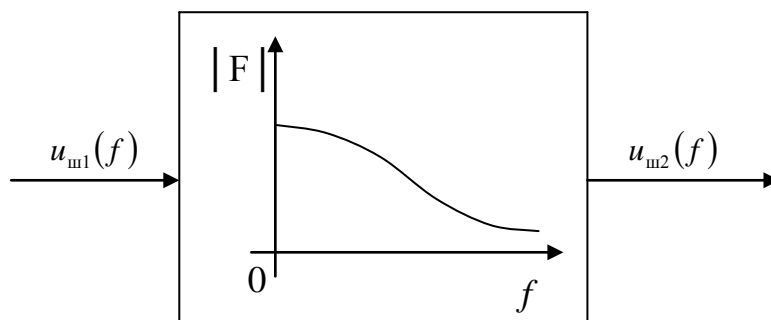


Рис. 2.5. Фільтрація шумової компоненти у біологічних об'єктах

Загальне рівняння (2.23) має два особливих випадки вирішення.

У першому випадку коефіцієнт передачі людини не залежить від частоти.

У другому випадку здійснюється фільтрація білого шуму.

Перший випадок досить простий, якщо припустити, що $F(jf) = K$.

Тоді отримуємо наступне:

$$U_{\text{ш2}}^2 = K^2 \int_{f_1}^{f_2} u_{\text{ш1}}^2 df = K^2 U_{\text{ш1}}^2,$$

або

$$U_{\text{ш2}} = K U_{\text{ш1}}. \quad (2.24)$$

Тобто, ефективна величина вихідної напруги шумів $U_{\text{ш2}}$ дорівнює ефективному значенню вхідної напруги шумів $U_{\text{ш1}}$, який спостерігається у тій смузі частот, посиленому чи послабленому у K разів.

Другий випадок є для нас більш цікавим (рис. 2.6). У цьому випадку на вхід подається білий шум ($U_{\text{ш1}}$ – стала на всіх частотах), а до виходу підключається вимірювальний прилад, який має необмежену смугу пропускання ($f_1 = 0, f_2 = \infty$). При цьому інтегральна напруга шумів, які проходять через БО у смузі частот від 0 до ∞ (корінь квадратний з площі під кривою $|F(jf)|^2$, дорівнює напрузі шумів, який відокремлює характеристика ідеального фільтру з смугою пропускання $\Delta f_{\text{ш}}$ (кореню квадратному з площі $F_m^2 \Delta f_{\text{ш}}$). Розташування смуги $\Delta f_{\text{ш}}$ на осі частот не обумовлюється.

Коефіцієнт передачі обирається з тих обставин, що:

$$\int_0^{\infty} |F|^2 df = F_m^2 \Delta f_{\text{ш}}. \quad (2.25)$$

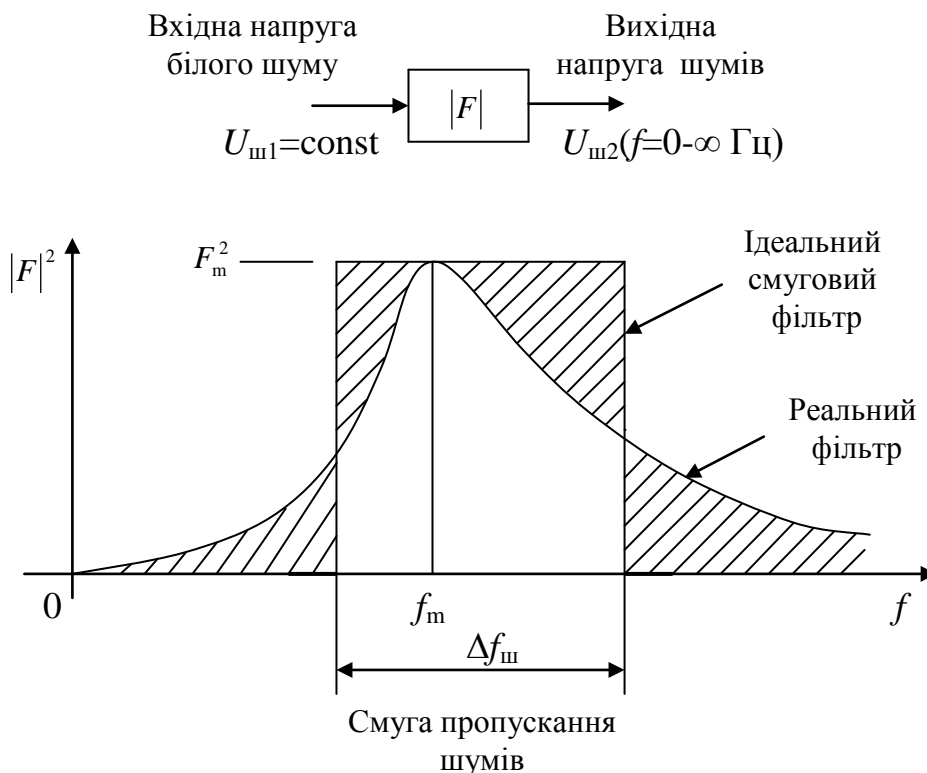


Рис. 2.6. Визначення смуги пропускання у випадку з білим шумом

Хоча діапазон спостережень і розповсюджується на всю смугу частот, проте на виході реального об'єкту напруга шумів завжди буде кінцевою:

$$U_{ш2}^2 = U_{ш1}^2 \int_0^{\infty} |F(jf)|^2 df. \quad (2.26)$$

Якщо врахувати вище сказане, то можна уявити напругу $U_{ш2}$ як частину того ж вхідного білого шуму, відокремлену ідеальним смуговим фільтром, який має у межах смуги $\Delta f_{ш}$ сталий коефіцієнт F_m передачі та нульовий коефіцієнт передачі за його межами, тобто:

$$U_{ш2}^2 = U_{ш1}^2 F_m^2 \Delta f_{ш}. \quad (2.27)$$

Прирівнявши обидві праві частини цих виразів, отримуємо:

$$\Delta f_{ш} = (1/F_m^2) \int_0^{\infty} |F(jf)|^2 df. \quad (2.28)$$

Смуга частот, визначена таким чином, визначає смугу пропускання шумів визначеного об'єкту.

2.3.1. Людина як об'єкт зі змінними параметрами

Людина як об'єкт дослідження є квазістабільною, оскільки всі її електричні параметри і, як наслідок, польові структури, змінюються. Такі зміни притаманні людині впродовж доби, тижня, місяця, року та протягом життя. Відбувається це за зовнішніх і за внутрішніх чинників, тобто можна говорити про два принципово різних чинника зміни параметрів.

По-перше, це цілеспрямована керована зміна для зміни параметрів людини незалежна від неї.

По-друге, це некеровані зміни, які обумовлені внутрішніми процесами у тілі людини, тобто різні хвороби, патології тощо.

Як правило у здорової людини більш-менш стабільний стан, тобто вона знаходиться у якійсь точці параметричної характеристики. Як вже було вказано вище, відбувається якийсь дрейф навколо визначеного полюсу. У разі виходу за межі цього стабільного дрейфу людину, як систему, необхідно заспокоїти. У цьому випадку починає працювати цілеспрямована дія – це різні засоби лікування, тобто масаж, ліки, хірургічне втручання тощо.

Отже, наведемо простий приклад як це може відбуватися на простому фрагменті людської шкіри. Розглянемо комплексну дію суми коливальної напруги $e_y(t)$, накладеної на постійну напругу E_0 (рис. 2.7). Цю залежність можна записати у вигляді:

$$S(e_y) = \left(\frac{di}{du} \right)_{u=E_0+e_y}. \quad (2.29)$$

Вираз (2.29) визначає диференційну крутизну характеристики у точці E_0+e_y . Якщо у межах e_y характеристику є можливість апроксимувати поліномом другого ступеня $i = i(E_0) + a_1 u + a_2 u^2$, то вираз (2.29) приводиться до вигляду

$$S(e_y) = a_1 + 2a_2 e_y = S_0 + 2a_2 e_y, \quad (2.30)$$

де $S_0 = a_1$ – диференційна крутизна у точці A (рис. 2.7).

Залежність крутизни від вхідної напруги відображено на рис. 2.7 у вигляді похилої прямої лінії.

Якщо $e_y = E_y \cdot \cos \omega_y t$, то є можливість записати вираз крутизни у вигляді функції часу

$$S(t) = a_1 + 2a_2 E_y \cos \omega_y t = a_1 \left(1 + \frac{2a_2}{a_1} E_y \cos \omega_y t \right) = S_0 (1 + m \cos \omega_y t), \quad (2.31)$$

де $m = 2a_2 E_y / a_1$ – глибина модуляції параметра S .

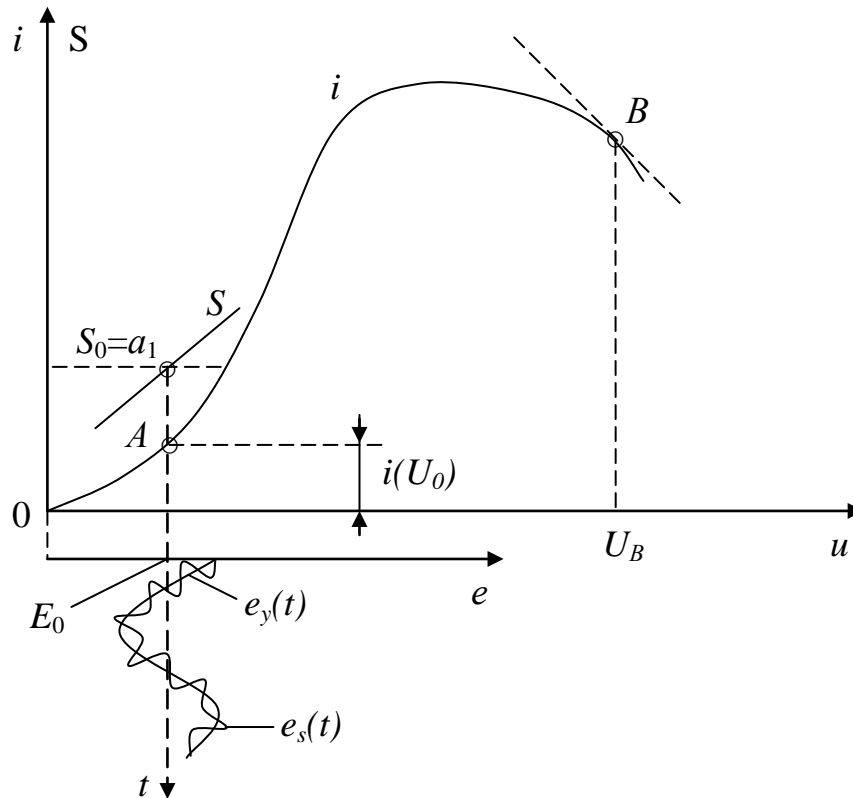


Рис. 2.7. Зміна параметрів об'єкту при комплексному впливі

Відповідним вибором E_0 та E_y є можливість забезпечити умову $m < 1$. По відношенню до слабого сигналу $e_s(t)$, накладеному на сигнал $e_y(t)$, випадок, який розглядаємо, можна трактувати як пристрій зі змінним параметром $S(t)$, керований за законом (2.31).

Суттєвою особливістю диференційної крутизни (диференційного опору) є те, що параметр може приймати негативні значення. Для цього необхідно, щоб вольт-амперна характеристика на якомусь відтинку мала б негативний нахил (межі точки B на рис. 2.7).

Оскільки тіло людини має яскраво окреслений характер RC-ланцюга, то нас цікавить моделювання цього явища на вплив величини ємності.

Отже, припустимо, що до об'єкту дослідження з нелінійною ємністю прикладено два коливання: одне потужне, яке будемо вважати керуючим, а друге – слабе, сигнальне.

Скористаємось апроксимацією вольт-кулонної характеристики поліномом другого ступеня:

$$q = q_0 + b_1 u + 2b_2 u^2. \quad (2.32)$$

Тоді диференційну ємність за аналогією з (2.32) можна визначити виразом:

$$C(e_y) = \left. \frac{dq}{du} \right|_{u=E_0+e_y} = b_1 + 2b_2 e_y, \quad (2.33)$$

де $b_1 = C_0$ – диференційна ємність у точці $u=E_0$.

Якщо керуючу напругу можна визначити як $e_y = E_y \cdot \cos \omega_y t$, то звідси отримуємо:

$$C(t) = C_0 (1 + m \cos \omega_y t), \quad (2.34)$$

де $m = \frac{2b_2 E_y}{b_1}$ – глибина модуляції ємності.

Після таких перетворень можна говорити лише про дію одного сигналу $e_s(t)$ на періодично змінну ємність у часі $C(t)$, оскільки вплив керуючого сигналу враховано заміною нелінійної ємності лінійною параметричною ємністю.

При встановленні співвідношень між зарядом, струмом та напругою на параметричній ємності людини треба виходити з наступних виразів:

$$\begin{aligned} q(t) &= C(t) u_c(t), \\ i(t) &= \frac{dq}{dt} = C(t) \frac{du_c}{dt} + u_c(t) \frac{dC}{dt}, \\ u_c(t) &= \frac{1}{C(t)} q(t) = \frac{1}{C(t)} \int i(t) dt. \end{aligned} \quad (2.35)$$

Людина, як об'єкт, має ще і невеличку параметричну індуктивність. Для індуктивності мають наступні залежності, які пов'язують потокозчеплення Φ , напругу u_L та струм i :

$$\begin{aligned} \Phi(t) &= L(t) \cdot i(t), \\ u_L(t) &= \frac{d\Phi}{dt} = L(t) \frac{di}{dt} + i(t) \frac{dL}{dt}, \\ i(t) &= \frac{1}{L(t)} \Phi(t) = \frac{1}{L(t)} \int u_L(t) dt. \end{aligned} \quad (2.36)$$

На останок необхідно відмітити, що негативну частину опору у параметричних характеристиках можуть мати лише резистивні елементи, в той час, як реактивні (ємність, індуктивність) цією якістю не володіють. Причина полягає у фізиці роботи цих ТО.

2.3.2. Особливості власної польової структури біологічного об'єкта

Особисті шуми людини визначаються через вхідну напругу шумів $E_{\text{ш}}$ (компонента помилки напруги шумів $E_{\text{шш}}$) та вхідні струми шумів $I_{\text{ш}}^-$ та $I_{\text{ш}}^+$ (компонента помилки струмів шумів $I_{\text{шш}}^-$ та $I_{\text{шш}}^+$). Враховуючи статичну природу шумів, як правило, задається тільки одне загальне значення $I_{\text{ш}}$, під яким мається на увазі $I_{\text{ш}}^-$ або $I_{\text{ш}}^+$. Здебільшого напруги та струми шумів не пов'язані між собою, але іноді мають взаємозв'язані складові (наприклад падіння напруги на ланці послідовного включення БО).

Інтегральна характеристика шумів, яка відповідає складовим шуму в обмеженій смузі частот, являє собою ефективне (діюче, середнє квадратичне) або пікове значення напруги $E_{\text{ш}}$ або струму $I_{\text{ш}}$ за достатньо великий проміжок часу. Перше визначення є наслідком ефекту еквівалентного розігріву в той час, як друге вимагає деяких пояснень.

Миттєві значення амплітуд багатьох шумів підкоряються гаусовому (нормальному) розподілу (рис. 2.8). Площа під кривою гаусового розподілу між двома амплітудами являє собою, що вірогідність того, що деяке конкретне значення шуму потрапить у проміжок між цими амплітудами.

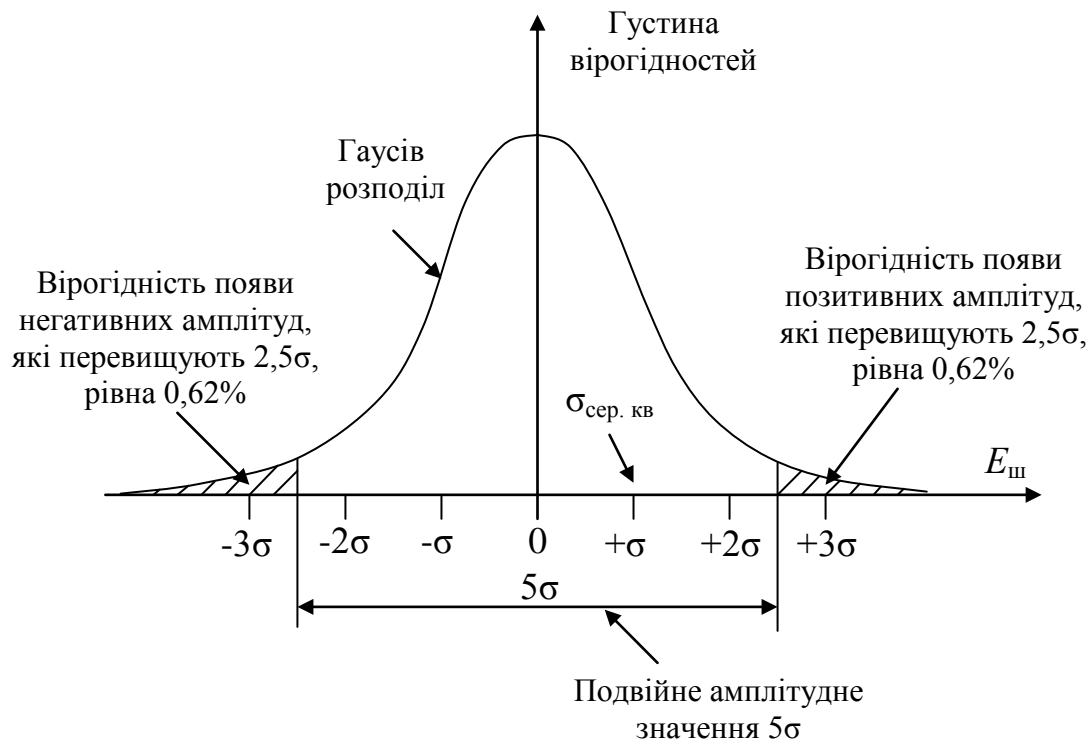


Рис. 2.8. Зв'язок між подвійним амплітудним і середнім квадратичним значеннями напруги шумів $E_{\text{ш}}$ для гаусового розподілу

Хоча вірогідність появи шумів з досить великими амплітудами мала, однак така можливість існує. Для виміру шумів, незалежних від спостерігача, тобто від часу спостереження, пікове значення шумів визначається статистично. Вірогідність амплітуд, які перевищують деяке пікове значення, дорівнює деякому визначеному значенню, визначеному у відсотках. Так, у табл. 2.1 надано вірогідність появи амплітуд, які перевищують деякі пікові значення гаусових шумів, відображені у одиницях, кратних середньому квадратичному відхиленню (ефективне значення) σ .

Табл. 2.1. Залежність між амплітудним і середнім квадратичним значеннями напруги шумів $E_{ш}$ для гаусова розподілу

Подвійне амплітудне значення	Вірогідність появи більших амплітуд, %
2σ	32
3σ	13
4σ	4,6
5σ	1,2
6σ	0,27
7σ	0,047
8σ	0,0063
9σ	0,00068
10σ	0,00006

* Надані значення ймовірності виходу амплітуди за визначене пікове значення, котре завдане у вигляді величини, яка кратна величині середнього квадратичного відхилення σ

Тобто людина, перебуваючи у суцільному ЕМП і природного, і техногенного походження, завжди буде індукувати у своєму тілі ЕРС та струми, які у той чи інший спосіб пов'язані із зовнішніми фізичними явищами.

2.4. Структура польової взаємодії об'єктів у зонах їх активного контактування

Основні принципи взаємодії абстрактних сутностей базуються на законі утворення зони присутності, законі агресії, законі існування технологічного фантому абстрактного об'єкта [37]. Отже, визначені основні типи ЗП, які утворюють модулі БТС при їх взаємодії, тобто панданну та дальньодіючу зони

присутності кожного об'єкта як об'єм, заповнений інформацією пасивного або активного походження про сутність. Розглянуто типи технологічного фантому єдиного об'єкта як межі розвитку побудови сутності, що визначають функції окремих модулів у взаємодії (рис. 2.9) [36, 44].

Отже, оптимізація спільного існування технічних модулів БТС з біологічним організмом, вибору режимів дії та принципів побудови лікувально-діагностичного обладнання базується на визначенні тих енергетичних перетворень, які відбуваються у кожному об'єкті при взаємодії з іншим, та формуванні їх узгоджених польових структур. Ці поняття можуть визначати також принципи застосування медикаментозних засобів для впливу на БО (БТС).

Фантом та об'єкт активно взаємодіють між собою і є постійно зв'язані у пару, яку можливо було б назвати як дійсна та уявна. Тобто є можливість стверджувати, що це все повинно мати вигляд

$$a + iv, \quad (2.37)$$

де a – дійсна частина (об'єкт),

v – уявна (фантом).

Якщо це так, то повинен працювати наступний фундаментальний закон математики:

$$e^{i\Theta} = \cos \Theta + i \sin \Theta \quad (2.38)$$

де Θ – плинний кут між радіус-вектором $r = 1$ та віссю абсцис і дорівнює $\frac{2\pi}{T} \cdot t$.

Керуючись цим правилом, є можливість стверджувати, що повинно виконуватись наступне рівняння:

$$m_B e^{i\frac{2\pi}{T}t} = m_B \cos \frac{2\pi}{T} \cdot t + i m_B \sin \frac{2\pi}{T} \cdot t, \quad (2.39)$$

де T – період існування об'єкту (загальний), t – плинна координата часу.

Розглянемо графічний матеріал, який ілюструє цю взаємодію, рис. 2.10.

Щодо полегшення понять приймемо наступні позначення:

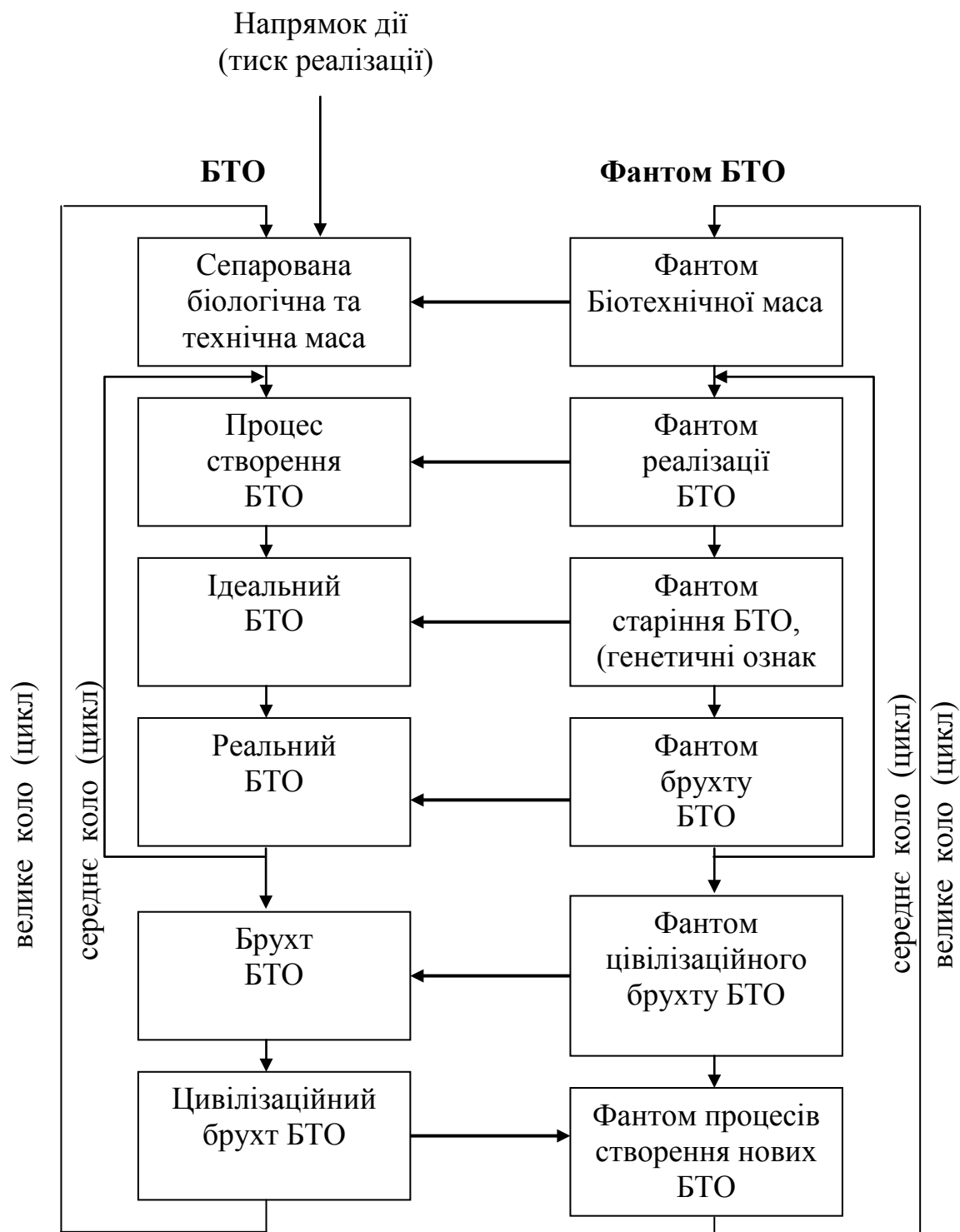
Φ_B – фантом позиву об'єкту, тобто його необхідності, та який він має бути;

Φ_B^0 – первинний фантом, об'єкт отримав конкретне рішення у кресленнях, схемах тощо;

B_0 – об'єкт, втілений в життя і готовий до експлуатації;

B^0 – брутхт;

Φ_B' – позивний фантом наступного об'єкту.



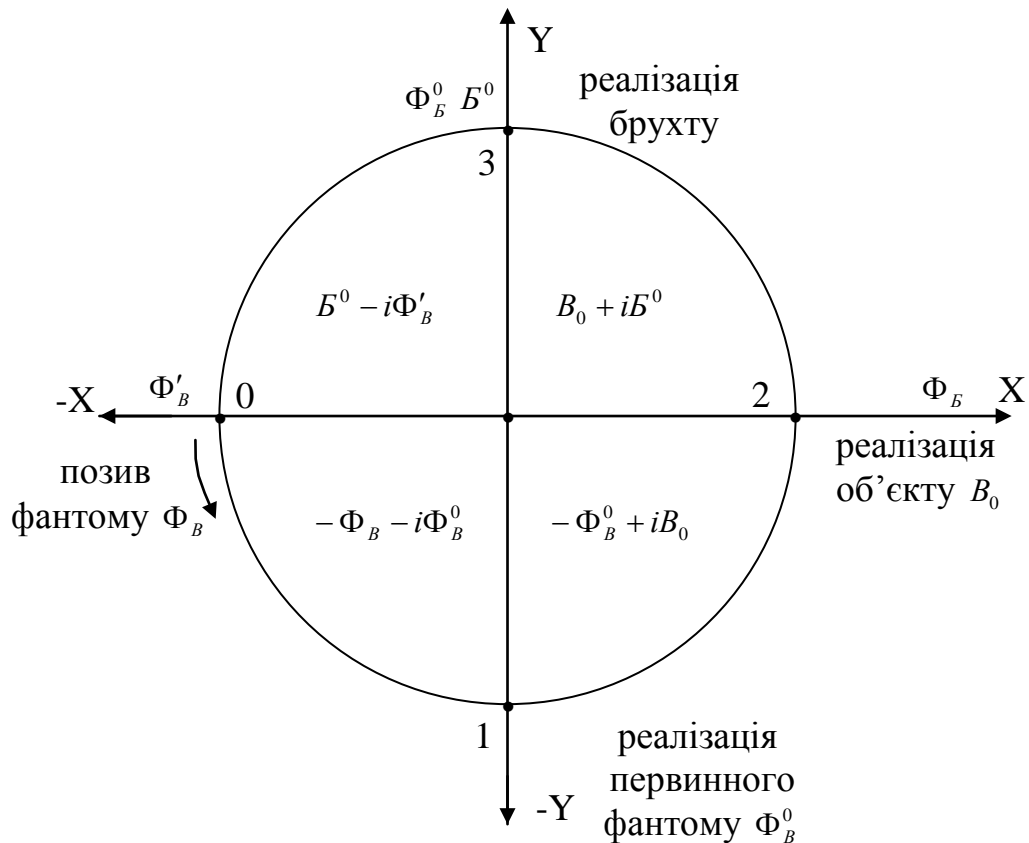


Рис. 2.10. Зони взаємодії об'єктів та їх фантомів

По-перше, що необхідно констатувати. Початок відліку в цьому випадку посунутий відносно загальноприйнятому на π (180°). Точка відліку знаходиться на координаті $-X$.

По-друге, це перехід дійсної частини у недійсну, і навпаки. Спробуємо усе це пояснити. Точка відліку знаходиться на осі X з тієї причини, що дійсна частина об'єкту не існує. Існує тільки соціальна потреба в ньому, тобто виникає позив фантому, який бажано реалізувати у об'єкт. За таких обставин це повністю недійсна річ. Знак мінус вказує на те, що фантом Φ_B , знаходячись у протифазі до об'єкту B_0 , починає притягуватись до нього. Але він не може бути одразу реалізованим у об'єкт і тому повинен перейти спочатку до своєї реалізаційної частини, тобто первинного фантому Φ_B^0 , котрий по відношенню до нього є не дійсним тому, що його немає у точці «О».

Тому шлях переходу від Φ_B до Φ_B^0 можливо записати математичним виразом стосовно першого сектора (0-1) як $-\Phi_B - i\Phi_B^0$ або

$$\left[(\Phi_B)^2 + (\Phi_B^0)^2 \right] \cdot e^{i\frac{2\pi}{T}t} = -\Phi_B \cos \frac{2\pi}{T} \cdot t - i\Phi_B^0 \sin \frac{2\pi}{T} \cdot t. \quad (2.40)$$

Як тільки Φ_B перейшов у Φ_B^0 , тобто отримали конкретну форму у кресленнях, розрахунках та таке інше, фантом Φ_B^0 одразу стає негативною дійсною частиною до об'єкту B_0 . У цій точці «1» об'єкту ще не існує, і він являє собою не дійсну частину у цьому секторі (1-2). Фантом Φ_B^0 поступово переходить у масу об'єкту по мірі його готовності. Перехід цього сектора буде сформульований як:

$$\left[(\Phi_B^0)^2 + (B_0)^2 \right] \cdot e^{i\frac{2\pi}{T}t} = -\Phi_B^0 \cos \frac{2\pi}{T} \cdot t - iB_0 \sin \frac{2\pi}{T} \cdot t. \quad (2.41)$$

Як тільки об'єкт виготовлений, він опиняється під дією фантому брукху Φ_B^0 , для якого об'єкт є дійсною частиною і рух у секторі дійсності (2-3) буде відбуватися за математичним виразом:

$$\left[(B_0)^2 + (B^0)^2 \right] \cdot e^{i\frac{2\pi}{T}t} = B_0 \cos \frac{2\pi}{T} \cdot t + iB^0 \sin \frac{2\pi}{T} \cdot t. \quad (2.42)$$

Цей сектор є найважливіший, оскільки перебуваючи в ньому об'єкт виконує своє соціальне замовлення. Але починаючи з точки 2 і до 3 об'єкт, знаходячись під дією фантому брукху, переходить у брукхт. Тобто у точці 3 об'єкт закінчує своє існування як придатний до споживання. У точці 2 виникає також позив первинного фантому брукху \hat{O}_A

$$\left[(\Phi_B)^2 + (\Phi_B^0)^2 \right] \cdot e^{i\frac{2\pi}{T}t} = \Phi_B \cos \frac{2\pi}{T} \cdot t - i\Phi_B^0 \sin \frac{2\pi}{T} \cdot t, \quad (2.43)$$

який з часом перетворює об'єкт на брукхт.

У четвертому секторі (3-0) об'єкт поступово повністю перетворюється у вторинну сировину під дією фантому брукху та позивного фантому наступного об'єкту, тобто

$$\left[(B^0)^2 - (\Phi'_B)^2 \right] \cdot e^{i\frac{2\pi}{T}t} = B^0 \cos \frac{2\pi}{T} \cdot t - i\Phi'_B \sin \frac{2\pi}{T} \cdot t. \quad (2.44)$$

У цей же час відбувається і наступне перетворення:

$$\left[(\Phi'_B)^2 + (\Phi_B^0)^2 \right] \cdot e^{i\frac{2\pi}{T}t} = \Phi'_B \cos \frac{2\pi}{T} \cdot t - i\Phi_B^0 \sin \frac{2\pi}{T} \cdot t, \quad (2.45)$$

яке вказує на те, що брукхт знаходиться під подвійним тиском Φ_B' та Φ_B^0 .

У означених вище математичних виразах є два терміни T та t , які мають особливу цікавість. Перший з них - це період життя об'єкту від фантому позиву

і до повного знищення. Другий термін є плинним часом.

Якщо перший з них є можливість якось визначити (приблизно) взагалі як повний оберт об'єкту, то плинна координата часу є зовсім невідома річ. Справа у тому, що, наприклад, є можливість означити час виникнення фантома позиву, нульового фантому, об'єкту і так далі, але цей плинний час виявляється нелінійною функцією і так просто не може бути введений у кожний сектор. Ми не можемо стверджувати, що термін часу кожного сектора дорівнює $\frac{T}{4}$, а плинний час, який змінюється у межах $0 \leq t \leq T$, також рівномірно розташований по періоду T .

Плинна координата часу залежна від енергетичного навантаження на прилад, тобто кожний об'єкт має життєвий імпульс існування (сектор 2-3) на шляху від свого реаліума до свого дірака. За цими ознаками є можливість стверджувати, що енергетика у кожному секторі може розсіюватися або збиратись за різні терміни часу t . Коливання можуть бути надто великими навіть для одного об'єкту, від миттєвостей до століть і більше.

Можна розглядати іншу версію цих явищ. Як ми вже зауважили, фантоми та вироби пов'язані між собою. Тому, розглядаючи це питання більш докладно, застосуємо традиційну систему координат, але кожна вісь координатної системи буде нести в собі свою сутність, яка відрізняється від інших. Так, початок усіх перетворень тепер буде у четвертому секторі IV (рис. 2.11), а вісь відліку B^0 .

Первинний фантом Φ' , який виникає в цьому секторі у момент часу $t_0 = 0$ має свій вектор, який математично може бути записаний як

$$f' = \Phi' \cdot \sin\left(\frac{\pi}{2} - \Theta^0\right). \quad (2.46)$$

Кут Θ^0 змінюється при цьому у інтервалі від $-\frac{\pi}{2}$ до $\frac{\pi}{2}$, охоплюючи IV^2 та I^2 сектори. При цьому вектор первинного фантому f' проходить стадії від зародження до загибелі. Повної сили він набирає, коли $\Theta^0 = 0$, тобто стає сформованим як фантом, який потребує втілення в життя. Коли вектор первинного фантому перетинає вісь Φ' , він починає перетворюватись у нульовий фантом Φ^0 , який вже отримує конкретні геометричні проекції та зростає за законом

$$f^0 = \Phi^0 \cdot \sin(\pi - \Theta^0), \quad (2.47)$$

де Θ^0 змінюється від $\frac{\pi}{2}$ до $\frac{3}{2}\pi$.

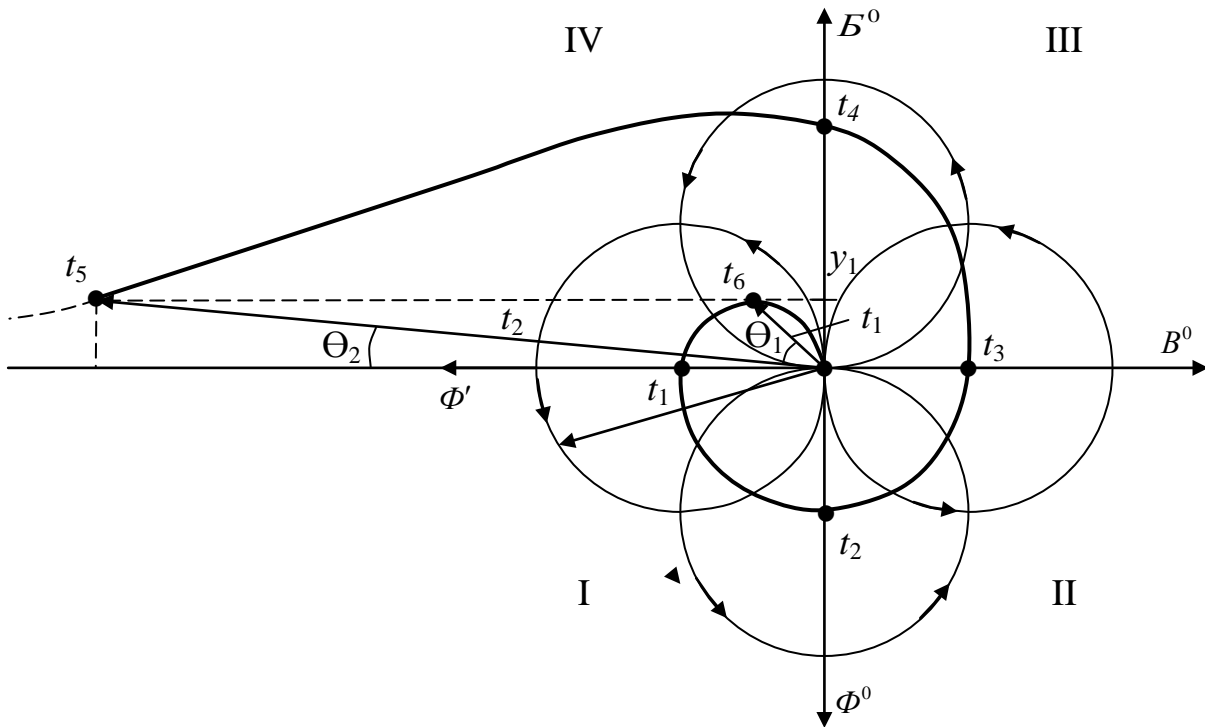


Рис. 2.11. Схема перетворень від уявного відображення у реальний об'єкт і до його знищення

У момент проходження вектором f^0 осі Φ^0 фантом набирає своєї повної сили, тобто все готово до виробництва. У цей момент фантом Φ' закінчує своє існування, оскільки він перевтілюється у Φ^0 , і починається перевтілення Φ^0 у об'єкт B^0 . Відтворення об'єкту B^0 відбувається за тією ж попередньою схемою, тобто

$$e^0 = B^0 \cdot \sin\left(\frac{3\pi}{2} - \Theta^0\right), \quad (2.48)$$

де Θ^0 змінюється від π до 2π .

За цей час об'єкт набуває конкретну форму і починає виконувати своє соціальне замовлення. Його перехід через вісь B^0 означає, що цикл переходу $\Phi^0 \rightarrow B^0$ закінчився, і він, знаходячись під дією фантому брухту, починає перетворюватись на брухт B^0 , тобто

$$\zeta^0 = B^0 \cdot \sin(2\pi - \Theta^0), \quad (2.49)$$

де Θ^0 змінюється від $\frac{3}{2}\pi$ до $\frac{5}{2}\pi$.

За цей час об'єкт повністю переходить у стан брухту B^0 . Тобто, переходячи вісь B^0 , що є вищою дією руйнівних процесів, він все не може виконувати повною мірою ті функції, які були на нього покладені з самого початку.

Вектор брухту, поступово зменшуючись, вказує на те, що з часом усе менша і менша маса об'єкту підлягає руйнуванню, тобто за суто теоретичної ситуації маса об'єкту повинна бути розкладена на дрібні частинки (навіть не атоми). Така маса буде мати сутність енергетично заповненого об'єму, який буде рівномірно розповзатися у всі боки згідно теорії Дірака-Реаліума. Виходячи з принципу з нічого, вона відтворює фундацію до нового об'єкту та первинного фантому і все починає рухатись по цих циклах знову.

Особливу увагу при розгляданні цих переходів від одного сектора до іншого треба повернути на кут Θ^0 . Цей кут у загальному порядку є функцією часу, тобто $\Theta^0 = \exp t$ (рис. 2.11).

Експонента часу, виникаючи з фантомом Φ' , фактично дає оцінку у часі, як розгортаються події відносно кожної з величин Φ' , Φ^0 , B^0 та B^0 у секторах. Отже, маємо наступний розклад у часі:

від t_0 до t_1 – виникнення та формування первинного фантому;

від t_1 до t_2 – перехід фантому Φ' у Φ^0 ;

від t_2 до t_3 – перехід фантому Φ^0 у об'єкт B^0 ;

від t_3 до t_4 – робота об'єкту і перехід його у брухт B^0 ;

від t_4 до t_5 – перехід брухту B^0 у ніщо.

Що стосується останнього, то навряд чи є сенс розглядати повний розпад і тому слід обмежитись, наприклад, умовами, коли:

$$y_1 = \exp t_1 \cdot \sin \Theta_1,$$

$$y_1 = \exp t_2 \cdot \sin \Theta_2.$$

Таким чином, при запропонованому розгляді ми отримали наступні результати.

Під час формування БО на нього починає діяти фантом брухту, який намагається знищити БО (БТО).

Як наслідок, вся життєдіяльність БО відбувається у постійній боротьбі з цим фантомом. Оскільки цей фантом має можливість приймати різну

потужність, то, наприклад, у життєдіяльності БО ми маємо такі ефекти, як швидкісне старіння, або досить повільне. Тобто діапазон його дії (ТФ) досить широкий.

Якщо звернути увагу на те, щоб послабити дію ТФ (геронтологічні засоби тощо), то це мало себе виправдовує, тому що може викликати неадекватну реакцію БО. Неадекватність реакції БО полягає у тому, що цей вид фантому може викликати виникнення злоякісних новоутворень. При цьому необхідно зауважити, що ці новоутворення є абсолютно некеруємими у будь-якій спосіб. Тобто це є інорідний об'єкт у масі БО (БТО).

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

1. Запропоновано основні поняття та терміни теорії ТОНТОР для визначення польових структур об'єктів різного походження в зонах їх контакту, що необхідно у подальшому визначенні критеріїв взаємодії об'єктів біотехнічної системи на рівні польових структур.
2. Розглянуто основні засади утворення зони присутності об'єктів для обґрунтування нового підходу дослідження взаємодії біологічних та технічних об'єктів на рівні біотехнічної системи.
3. Визначено особливості власної польової структури біологічного об'єкта. Показано, що людина, перебуваючи у електромагнітних полях при взаємодії з технічними об'єктами, модулями БТС, завжди буде індукувати у своєму тілі ЕРС та струми, які у той чи інший спосіб пов'язані із зовнішніми фізичними явищами.
4. Розглянуто розвиток структур польової взаємодії об'єктів у зонах їх активного контактування з огляду на існування технологічного фантому будь-якої структури біотехнічної системи упродовж її діяльності.

РОЗДІЛ 3. АНАЛІТИЧНІ МОДЕЛІ ВЗАЄМОДІЇ ПОЛЬОВИХ СТРУКТУР МОДУЛІВ ЛІКУВАЛЬНО-ДІАГНОСТИЧНОЇ СИСТЕМИ З БІОЛОГІЧНИМИ ОБ'ЄКТАМИ

Впровадженню різноманітних засобів визначення стану об'єкта перешкоджує відсутність обґрунтованих моделей норми стану, методик параметричної ідентифікації та оцінки цих моделей. При цьому необхідні розробки методики визначення стану об'єкта, що може бути створено на підставі уяви про динаміку взаємодії польових структур БО, ТО, БТО, БТС у процесі лікування та застосування діагностичних засобів.

Як вже згадувалось, живий організм утворено великою кількістю високорегулюємих складних динамічних систем, які проявляють стійкість у певних режимах їх взаємозв'язків. Ці системи мають власні ритмічні властивості, які можуть змінюватись під дією зовнішніх і внутрішніх енергетичних полів, але повертаються до оптимального стану завдяки гомеостазу.

Стан хвороби виникає через розладнання регуляції польової електромагнітної основи життєвих процесів і руйнування їх внутрішніх осциляторів, але воно може бути усунено, якщо організм отримує специфічні зовнішні електромагнітні потоки енергії, резонансні оптимальним частотам його динамічних систем. Сутність полягає в тому, що в усіх матеріальних об'єктах є специфічні високодиференційовані ЕМП, притаманні тільки їм, і мають в собі характерну інформацію здатну при наяві в них резонансних частот взаємодіяти з ЕМП інших об'єктів. Відомо, що при взаємодії когерентних хвиль спостерігається ефект резонансу, при якому відбувається підсумовування амплітуди хвилі. Згідно цієї теорії будь-які фізичні взаємодії на БАТ, а також гомеопатичний потенційований матеріал є джерелами специфічних зовнішніх осциляторів живих об'єктів [44].

Наразі відомі методи діагностики функціонального стану каналу, засновані на зміні деяких фізичних властивостей меридіанів, що визначають в їх найбільш репрезентативних точках, оснований на визначенні електричного опору (або електропровідності) шкіри. В основі методики [44, 45] полягає біофізична модель резонансних частот. Біологічним резонансом є реакція живих тканин (наприклад, організму БО) на екзогенні та ендогенні чинники, що викликають хвильові коливання: екзогенні чинники – вплив зовнішніх світлових, звукових, електромагнітних, електричних, магнітних хвиль різного частотного діапазону,

а ендогенні чинники – це високо ієрархічна взаємодія біохімічних, біофізичних, гормональних та нервово – рефлекторних хвильових коливань. Кожна клітина живого об’єкта, а також будь-який орган, тканина, мають властивість реагувати на будь-який з видів коливань, якщо дане коливання співпадає з ідентичною частотою коливань тканини, органа, клітини, загальної системи живого об’єкта. За допомогою цього методу хворому доповнюють недостатню резонансну частоту, оскільки у хворих багато частот є відсутніми. Феномен хвильового резонансу є здатність живого організму змінювати структури і функції своїх мікро- і макросистем під впливом резонансних частот зовнішніх і внутрішніх джерел ЕМВ. Сучасні дослідження підтверджують вплив на системи регуляції функції організму фізіологічних стресорів і чинників зовнішнього середовища.

Клітини та клітинні структури, з котрих складається тканинна структура БО, мають визначені польові параметри, які змінюються під впливом зовнішніх подразників або при патологічних процесах організму. При цьому патологічні структури мають ЕМП власної частоти та амплітуди. Тому для створення методик визначення та лікування таких структур необхідно моделювання динаміки змін, що визначають стан БО.

3.1. Сучасні моделі зміни біологічних процесів в організмах при впливі електромагнітних полів

Загальна форма математичної динамічної моделі біологічної системи має вигляд:

$$\begin{aligned}\frac{dx_1}{dt} &= F_1(x_1, \dots, x_N), \\ \frac{dx_N}{dt} &= F_N(x_1, \dots, x_N),\end{aligned}\tag{3.1}$$

де x_1, \dots, x_N - фізичні змінні, що характеризують систему, які залежать від часу та початкових умов,

F_1, \dots, F_N - у загальному випадку нелінійні функції цих змінних.

Так, величини x_i можуть показувати на концентрацію метаболітів або числа біологічних організмів.

Моделювання змін у БО під впливом ЕМП [47] є необхідним для створення нових методик лікування та створення нормативів опромінювання організмів. Запропонована, наприклад, модель на основі системи рівнянь Лоренца враховує,

що внесені зміни повинні бути істотно менше власних коефіцієнтів рівняння, за аналогією з низькою інтенсивністю ЕМП щодо процесів у БО.

Початкова модель Лоренца має вигляд

$$\begin{aligned} dx/dt &= \sigma[x(t) - y(t)]; \\ dy/dt &= rx(t) - y(t) - x(t) z(t); \\ dz/dt &= -b z(t) - x(t) y(t); \end{aligned} \quad (3.2)$$

де σ , r , b – безрозмірні константи процесу;

$x(t)$, $y(t)$, $z(t)$ – функції процесу в координатах x , y , z .

При коефіцієнтах $\sigma = 4$, $b = 16$, $r = 40$ було знайдено звичайний атрактор з зоною тяжіння. Самі ці системи були використані для подальшого аналізу [47].

При цьому перша розглядалася як класична модель будь-якого біологічного процесу з характеристиками незвичайного атрактора – для порівняння результатів із вже відомими модельними рішеннями, одержаними в інших областях знань.

Друга – як узагальнена модель біологічного процесу мікрорівню. Такий процес характеризується досить високою частотою, частими переходами з однієї складової стану до іншої, наявністю періодичної та хаотичної складових ЕМП (наприклад, транспорт іонів через канал мембрани).

Третя – як узагальнена модель процесу макрорівня. Для макрорівня більш характерною є поведінка з характеристиками звичайного атрактора: є періодична та хаотична складові, немає (у нормі) різких переходів від однієї складової стану до іншої. Якщо провести порівняльний аналіз всіх цих випадків, це дозволить виявити найбільш характерні риси в поведінці БО.

Модель для дослідження впливу зовнішнього ЕМП на біологічну систему:

$$\begin{aligned} dx/dt &= \sigma[x(t) \{(1 + a \cdot \cos(2\pi f t))(1 + d \cdot \text{Random}[0\backslash 1])\} - y(t)] \\ dy/dt &= (r + c) \{(1 + a \cdot \cos(2\pi f t))(1 + d \cdot \text{Random}[0\backslash 1])\} x(t) - y(t) - x(t) z(t) \\ dz/dt &= -b z(t) - x(t) \{(1 + a \cdot \cos(2\pi f t))(1 + d \cdot \text{Random}[0\backslash 1])\} y(t). \end{aligned} \quad (3.3)$$

Модель для дослідження макро- та мікрорівней біологічного процесу:

$$\begin{aligned} dx/dt &= \sigma[x(t) - y(t)] \\ dy/dt &= (r + c) \{(1 + a \cdot \cos(2\pi f t))(1 + d \cdot \text{Random}[0\backslash 1])\} x(t) - y(t) - x(t) z(t) \\ dz/dt &= -b z(t) - x(t) \cdot y(t), \end{aligned} \quad (3.4)$$

де a – амплітуда періодичного ЕМП;

f – частота періодичного ЕМП;

d – амплітуда хаотичного ЕМП;

$Random[0\backslash 1]$ – випадкова функція, що змінюється від 0 до 1;

c – амплітуда постійного ЕМП;

σ, r, b – константи біологічного процесу;

$x(t), y(t), z(t)$ – функції, що описують біологічний процес у координатах x, y, z .

Така система є чутливою до зміни частоти впливу, до того ж не є монотонною. За принципами частотних вікон, де вплив не відчувається; є зони, де вплив відчувається і має однаковий характер при різних амплітудах; є зони, де вплив відчувається і мають різний характер при різних амплітудах, рис. 3.1,б-е. При малій амплітуді реакція на зміну частоти або взагалі не відчувається, або проходить не в критичній ситуації, рис. 3.1, б-е.

Реакція системи, в основному, зводиться до переходу на нові квазіперіодичні орбіти, з іншим співвідношенням між періодичною та хаотичною складовою (рис. 3.1, б, в), параметри нової орбіти залежать від параметрів впливу та початкового стану БО.

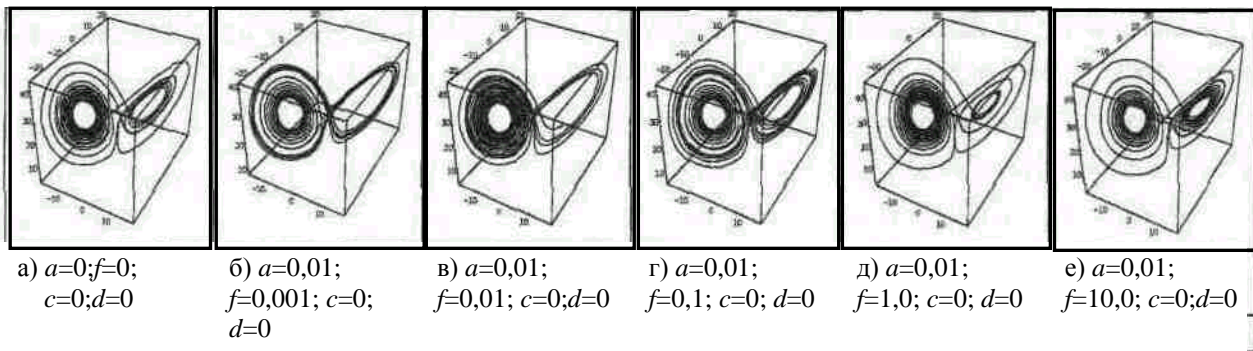


Рис. 3.1. Модель розподілу ЕМП БО (БТС)

Час знаходження у кожній стадії стану змінюється під дією впливу - його можна оцінити по кількості кіл у лівій та правій площинах атрактору, наприклад, рис. 3.1,е, рис. 3.1,д. Стан БО стає критичним; за тієї самої амплітуди залежно від частоти процес може повністю покинути межі зони тяжіння, тоді функціонування БО знаходиться під загрозою. Це означає, що вплив ЕМП вже не є низькоінтенсивним. Тільки при певних вікнах по амплітуді та частоті вдається досягти ситуації, коли зберігається незвичайний атрактор, та система має досить значну хаотичну складову.

Основна вада запропонованої моделі полягає в тому, що амплітудні та частотні вікна виборки досить вузькі, тому добір діапазонів параметрів експериментальним шляхом не може бути ефективним.

Як довели дослідження, система є чутливою до зміни амплітуди та частоти, до того ж чутливість до зміни амплітуди є дуже висока, як і чутливість до одночасної зміни амплітуди та частоти. Порівняно з попередньою системою ця система більш схильна до квазіперіодичних рішень. На якісному рівні реакція на вплив ЕМП співпадає з першою та другою системами, але із значними особливостями. Система більш чутлива до впливу, навіть при амплітуді $a = 1 \cdot 10^7$. Досить значні діапазони частот та амплітуд, де система не переходить до нової квазіперіодичної орбіти, але хаотична складова змінюється. Починаючи з деякої мінімальної амплітуди, чутливість системи до зміни частоти стає значною, при цьому перехід до нової квазіперіодичної орбіти не відбувається, але хаотична складова набуває значних змін. Подальше підвищення амплітуди більш вірогідно переводить систему до квазіперіодичної орбіти. Система є чутливою до зміни поля.

Експериментальний добір ефективних параметрів впливу, як і в попередніх моделях, ускладнено. Щоб "автоматизувати" цей добір, було запропоновано додатково використовувати вплив хаотичним ЕМП. Для цього в систему рівнянь, що описують моделі, було введено хаотичну функцію *Random* з нормальним законом розподілу. При додатковому використанні хаотичного впливу відбувається безперервний "перебір" амплітудно-частотних вікон ефективних параметрів. При цьому, якщо на будь-який з параметрів моделі накладено обмеження (по аналогії з діапазоном деякого параметру ЕМП), цей добір також буде обмеженим (за критерій взято форму квазіперіодичної орбіти). Це означає, що хаотичне ЕМП має бути обмеженим за амплітудою та частотним діапазоном. У протилежному випадку ефекту або ж не буде (відбудеться взаємне нівелювання), або ж він буде аналогічним слабкому температурному впливу (як у шумовому впливу з нескінченним спектром).

Розглянуті моделі дають змогу аналізувати амплітудні, частотні та часові вікна впливу, особливості реакції на комплексний вплив. Поведінка моделі свідчить, що перехідні процеси в БО відбуваються за фізичними, а не інформаційними законами. Особливості конкретної реалізації впливу обумовлені, в першу чергу, побудовою і станом об'єкту, а також параметрами ЕМП. Системи, що перебувають у більш врівноваженому стані (у "нормі"), здебільшого зовсім не чутливі до впливу ЕМП. Системи, що знаходяться біля меж своїх параметрів, або в рівноважному стані з меншими межовими діапазонами (аналогія нехронічної хвороби) дуже чутливі до впливу. Але вади

цих моделей не дозволяють повністю визначати вплив ЕМП на живий організм.

Більшість робіт [48, 49, 50], мета яких є теоретичне осмислення ефектів біологічної дії слабкого ЕМВ, в тому числі НВЧ біоефектів, використовують досить загальні кооперативні, або синергетичні моделі біосистем, зокрема, відома модель Фрьоліха [51].

Використані у самих різноманітних експериментах з впливу мікрохвиль на БО потужності випромінювання мають порядок приблизно 1 мВт/см^2 (відомі також і більш низькі значення). Також у низці експериментів зафіксовані ефекти, що характеризуються резонансною частотною залежністю з відносною шириною спектра дії менш ніж від 10^{-3} до 10^{-4} , а іноді приблизно 10^{-5} .

Суттєво також, що описані експерименти проводились зазвичай при фізіологічних температурах, які визначають відповідний рівень термодинамічних флуктуацій в системах, які досліджують.

Виходячи з наведеного заслуговує уваги саме розглядання дії випромінювання на біологічні макромолекули (біополімери), які взаємодіють з ЕМВ [52]. Біополімери є нижчим біологічним рівнем організації матерії: макромолекули нуклеїнових кислот відповідають за зберігання і передачу генетичної інформації, високоефективний каталіз біохімічних реакцій складаючих основу життєдіяльності організмів, а також за формування каналів зарядового транспорту, що пронизують клітинні мембрани. Характерною особливістю біополімерів є присутня всім їм властивість молекулярної, зокрема конформаційної, ізометрії. У відповідності з сучасними уявленнями конформація біомолекул грає важливу роль в їх функціонуванні. Так, процеси реплікації, синтез білків супроводжується переходом ділянок подвійної спіралі ДНК з “фізіологічно нормальної” В- в А-конформацію.

Певним конформаціям відповідають і біохімічно активні стани ферментів. Переходи між різноманітними конформаційними станами біомолекул, поділеними бар’єрами, зазвичай значними у порівнянні з тепловими енергіями kT , відбуваються зазвичай з використанням енергії гідролізу АТФ – універсального джерела енергії в біосистемах. Це стосується окремих фрагментів біологічних макромолекул – ділянкам спіралі ДНК, активним центрам ферментів тощо.

Одним з можливих первинних механізмів дії ЕМВ на біосистеми є індукування з його допомогою переходів між різноманітними ізометричними станами біомолекул (стосовно ферментів у [51]).

Найпростіша модель, що ілюструє перемикання за допомогою ЕМВ конформаційних станів молекули, відповідає задачі про рух частинки в потенційній ямі $U(x)$ з двома мінімумами, що розділені бар'єром. Змінна сила $F(t) = eE(t)$ (e – заряд частинки, $E(t)$ – напруженість електричної компоненти поля випромінювання) змушує коливання частинки, первісно локалізованої по одну з сторін бар'єру, з амплітудою, що наближається до координати максимуму, так що теплові флуктуації енергії частинки стають достатніми для безпосереднього переходу через бар'єр (за час, протягом якого діє поле). Застосування класичного (неквантового) опису коливань частинки в частотному діапазоні, який розглядають, забезпечується малістю чинника $h\nu/kT$ (для частот ν приблизно 10^{10} с^{-1} це є величина порядку 0,1). Однак більша у порівнянні з тепловими енергіями висота бар'єра ($e/kT \gg 1$) дозволяє уникнути безпосереднього введення випадкових сил, що породжують теплові флуктуації руху (не понад суттєві для високоенергетичних коливань), обмежуючи врахування багаточасткових аспектів задачі включенням сили тертя.

Отже, рівняння руху частинки має вигляд

$$m(\ddot{x} + 2\lambda \dot{x}) = dU(x)/dx = F(t) \quad (3.5)$$

де m – маса частинки;

λ – коефіцієнт загасання, що характеризує витрати енергії на тертя; точки позначають диференціювання по часу.

Як відомо, найбільш ефективно збудження коливань осцилятора за допомогою зовнішньої сили відбувається в умовах резонансу. Ефект резонансу зберігається, взагалі кажучи, і при ангармонічному потенціалі (присутність бар'єру між комірками призводить до необхідності врахування відхилень від гармонічного наближення, принаймні, для коливань достатньо великої амплітуди).

В той же час саме поняття резонансної сили (сигналу) не зводиться в даному випадку до співпадання частот, а потребує більш загальної трактовки, тобто розуміється під резонансною (точніше, квазирезонансною) силою, що викликає змущений рух частинки, що співпадає з її вільними коливаннями в розглядаємій потенціальній комірці.

У цьому випадку вільні коливання описуються рівнянням

$$m\ddot{x} + dU(\dot{x})/dx = 0. \quad (3.6)$$

На підставі перетворень можна визначити вираз для зовнішнього подразника, що примушує резонансний ангармонічний рух частинки з амплітудою, відповідний заданій величині ε як

$$F_{\varepsilon}(t) = 2\lambda m \dot{x}_{\varepsilon}(t). \quad (3.7)$$

Фур'є-компонента $\tilde{F}_{\varepsilon}(\omega) = 2\lambda m \omega \tilde{x}_{\varepsilon}(\omega)$ визначає при цьому спектральний склад резонансного сигналу; в окремому випадку гармонійного сигналу вона має вигляд δ -функції довкола власної частоти осцилятора.

Для симетричного двокомірчатого потенціалу $U(x) = e(1 - x^2/x_0^2)^2$ (рис. 3.2) власний рух частинки у лівій комірці з енергією $\varepsilon = e - 0$ описується функцією

$$x_e(t) = -\sqrt{2}x_0 ch^{-1}(2\sqrt{e/mt}/x_0) \quad (3.8)$$

Спектральний склад резонансного сигналу визначається при цьому виразом

$$\tilde{F}_e(\omega) = -\lambda m^{3/2} (2e)^{-1/2} x_0^2 \omega ch^{-1}(\pi x_0 \sqrt{m/e} \omega / 1), \quad (3.9)$$

який має по абсолютній величині максимум при $\omega_T \approx \frac{4,5}{\pi x_0} \sqrt{e/m}$, що суттєво

нижче частоти коливань $\omega_0 = \frac{2}{x_p} \sqrt{2e/m}$ у дна комірки.

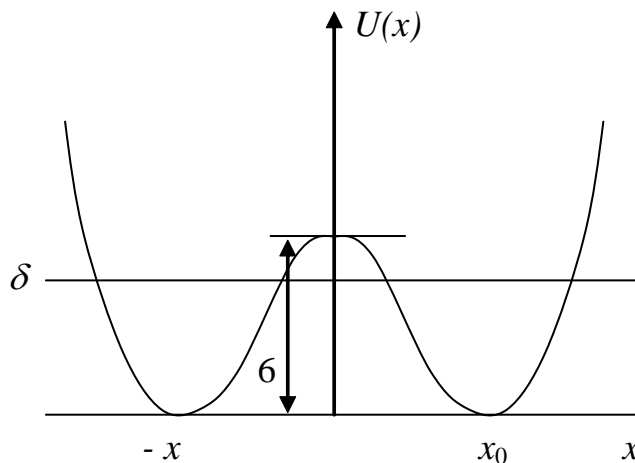


Рис. 3.2. Зображення симетричного двокомірчатого потенціалу

Наведені викладки потрібні для вибору конкретного підходу до дослідження ефектів резонансу в нелінійних коливаннях. До того ж, при дослідженнях взаємодії полів енергетичних систем цікавими є оцінки енергетичних ефектів, що досягаються при збудженні молекулярних осциляторів, аналіз яких зазвичай можна обмежити межами гармонійного наближення.

Амплітуда вільних коливань гармонійного осцилятора з потенціальною енергією $U(x) = m\omega_0^2 x^2 / 2$, як відомо, може бути уявлена через енергію у вигляді $x_0 = \sqrt{2\varepsilon / m\omega_0^2}$. Амплітуда змушених коливань даного осцилятора при дії на нього резонансної сили $F(t) = eE_0 \cos \omega_0 t$ може виражатися як

$$x_0 = eE_0 / 2\lambda m\omega_0. \quad (3.10)$$

Прирівнюючи обидва ці рівняння для x_0 , уявляємо амплітуду напруженості електричного поля E_0 як функцію енергії змішених коливань

$$E_0 = 2\sqrt{2m\varepsilon\omega_0} \lambda / e. \quad (3.11)$$

Цей вираз можна також уявити у вигляді

$$E_0 = 2E_c q / \pi, \text{ де } E_c = \sqrt{2m\varepsilon\omega_0} / 2e \quad (3.12)$$

Вираз (3.11) є описом напруженості постійного поля, що необхідна для переміщення частинки в точку x_0 або, що те ж саме, для подавання їй енергії ε ; $q \equiv \lambda / v_0 \equiv 2\pi\lambda / \omega_0$ - логарифмічний декремент загасання (зворотнє значення добротності осцилятора).

Підставляючи в отримані вирази характерні для локальних коливань біомолекул в мікрохвильовому діапазоні значення

$$\omega_0 = 10^{12} \text{ c}^{-1}, \quad m = 200 m_p; \quad e = e^- \quad (3.13)$$

і вважаючи $\varepsilon = 10 kT$, що достатньо багато в порівнянні з енергією теплових коливань і, в той же час, порівняно з енергією гідролізу АТФ, забезпечуючий конформаційні переходи при функціонуванні біомолекул), отримуємо, зокрема, значення напруженості постійного поля $E_c \approx 5 \cdot 10^6 \text{ В/см}$, близьке до внутрішніх молекулярних полів.

При цьому досягнення енергії ε за допомогою резонансного змінного поля з амплітудою напруженості $E_0 \sim 1 \text{ Вт/см}^2$, що відповідає згаданій вище потужності джерела ЕМВ $\sim 1 \text{ Вт/см}^2$, потребує значення $q \sim 3 \cdot 10^{-7}$. Відповідна добротність нехарактерна навіть для спектральних ліній атомів. Отже,

взаємодія випромінювання з окремо взятими локальними коливаннями молекул біологічної структури не може слугувати достатньо ефективним первинним механізмом, що забезпечує біологічну дію ЕМП, що спостерігається експериментально.

Пошук більш ефективних механізмів взаємодії біологічних молекул з ЕМП повинні будуватися на моделях, явним чином враховуючих їх макромолекулярну природу [53].

Нижче розглянуті наступні моделі.

1. Антенний ефект. Як відомо, функціонування низки біологічних макромолекул, зокрема ферментів, здебільшого визначається процесами, які протікають в їх активних центрах, що оточені біополімерними ланцюгами, часто згорнутими в глобули. Виходячи з такої уяви про структуру молекули біологічного організму, припущено, що взаємодія з полем випромінювання призводить до збудження дипольно-активних коливань мономерів, формуючих вказаний ланцюг, а ті, в свою чергу, індукують коливання в активному центрі, здатні привести до переходу його в інший конформаційний стан. Подібний ефект антени реалізується, як відомо, у фотосинтетичних системах (до складу фотосинтетичної одиниці входить світлозбираюча антена та пов'язаний з нею фотореакційний центр).

Найпростішою моделлю для ілюстрації антенного ефекту може бути одномірний ланцюг мономерів, варіанти якої зображені на рис. 3.3. При цьому припущено, що локальні x_n дипольно-активні коливання кожного з мономерів мають однакову власну частоту Ω , загасання λ і пов'язані взаємодією крізь електричне поле дипольних моментів $d_n = ex_n$ (у даному випадку одномірної структури можна обмежитись врахуванням дії лише сусідніх диполів).

Певний ($n = 0$) мономер аналогічним чином взаємодіє з певним осцилятором (визначені координати y і параметри $\tilde{\Omega}$, $\tilde{\lambda}$), що характеризують коливання в активному центрі макромолекули.

Рівняння руху для координат x_n , y при дії зовнішнього однорідного монохроматичного поля приблизно має вигляд:

$$\begin{cases} \ddot{x}_n + \Omega^2 x_n + 2\lambda \dot{x}_n + \bar{\omega}^2 (x_{n-1} + x_{n+1}) + \delta_{no} \tilde{\omega} y^2 = \frac{eE_A}{m} \cos \omega t, \\ \ddot{y} + \tilde{\Omega}^2 y + 2\lambda \dot{y} + \tilde{\omega}^2 x_0 = 0. \end{cases} \quad (3.14)$$

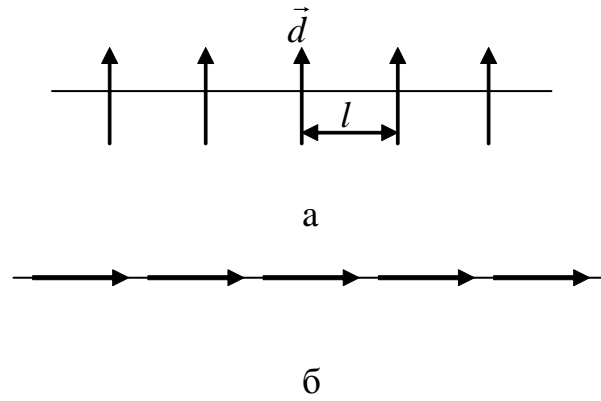


Рис. 3.3. Варіанти одновимірного ланцюга мономерів

Характеризуючи взаємодію диполів, параметр $\bar{\omega}^2$ для структури, яку представлено на рис. 3.4, визначається виразом $\omega^{-2} = e^2/ml^3$, де l – відстань між центрами сусідніх мономерів; аналогічно задається і параметр $\tilde{\omega}^2$.

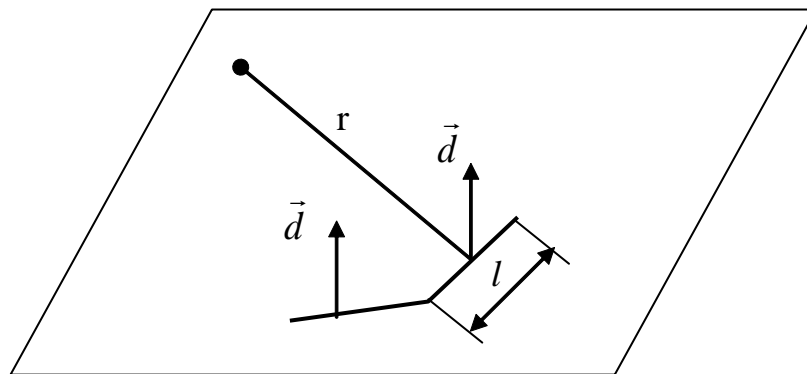


Рис. 3.4. Зображення біомолекулярного ланцюга у вигляді довгої нитки

Максимальна амплітуда коливань осцилятора y , що відповідає випадку резонансу

$$\omega^2 = \tilde{\Omega}^2 = \Omega^2 + 2\bar{\omega}^2,$$

виявляється рівною

$$Y_0 = eE_A \tilde{\omega}^2 / 4m\lambda \tilde{\lambda} \tilde{\Omega}^2 = y_0 \tilde{\omega}^2 / 2\tilde{\lambda} \tilde{\Omega},$$

де y_0 – значення амплітуди коливань при безпосередньої дії випромінювання на осцилятор.

Тому для досягнення тієї ж амплітуди (та енергії) коливань за y за механізмом антени потрібно резонансне поле з амплітудою

$$E_A = \left(\tilde{\Omega} / \bar{\omega} \right)^2 E_0 \tilde{q} / \pi, \quad (3.15)$$

де E_0 – амплітуда поля, безпосередньо діючого на осцилятор;

\tilde{q} – логарифмічний декремент загасання коливання за y .

Звідсіля можна також визначити

$$E_A = 2 \left(\tilde{\Omega} / \bar{\omega} \right)^2 E_C \tilde{q}^2 / \pi^2, \quad (3.16)$$

де E_C – напруженість “рівноефективного” постійного поля.

При значеннях l порядку декілька ангстрем оцінка величин $\bar{\omega}$, $\tilde{\omega}$ призводить до значень в області сотень гигагерц.

До того ж результату призводить і підстановка значень $e \sim 0,1e$, $m \sim m_p$, характерних до водних зв'язків, ланцюги яких також типові для молекулярних структур біологічної тканини. Отже, цей принцип можна використовувати для розглядання взаємодії польових структур молекул біологічної тканини та ЕМВ. Вважаючи значення $\tilde{\Omega} \approx \bar{\omega}$ та використовуючи отримане вище значення $E_C = 5 \cdot 10^6$ В/см, отримано, що потрібному значенню $E_A \sim 1$ В/см відповідає декремент загасання $q \sim 3 \cdot 10^{-3}$. Цю оцінку покращують, розглядаючи взаємодію виокремленого коливання з двомірною або тримірною антеною дипольно-активних осциляторів.

З урахуванням особливостей диполь-дипольної взаємодії обидва ці типи антени дозволяють зменшити необхідні значення \tilde{q} приблизно на порядок у порівнянні з одномірним випадком (конкретні значення розмірного чиннику залежить від типу упаковки мономерів в антенні).

2. Полііндуковане розгортання біологічного полімеру. Збудження в окремих групах (мономерах), біологічного полімеру дипольних осциляцій можна обумовити вплив ЕМВ на форму макромолекули.

У найпростішому варіанті біомолекулярний ланцюг можна розглядати як довгу нитку із згинною міцністю α і кривизною $\rho = r^{-1}$ (на рис. 3.4 для спрощення молекулу “вкладено” у площину) таким чином, що густина вільної енергії для малих ρ має вигляд $\phi = \phi_0 + \alpha \rho^2 / 2$.

Виходячи з виразу $W \sim e^{-\Delta\Phi/T}$ для ймовірності флуктуацій, “зкручуючих” молекулярну нитку, для середнього квадрату відстані між віддаленими один від одного точками молекули можна отримати вираз [53]

$$\bar{R}^2 = 2(\alpha/kT)^2(LkT/\alpha) - 1 + e^{-LkT/\alpha}, \quad (3.17)$$

де L – відстань, яку вимірено вздовж нитки.

Отже, перехід від лінійної форми молекули ($\bar{R}^2 \sim L^2$) до клубка $\bar{R}^2/L^2 \rightarrow 0$ визначається відношенням LkT/α .

Під дією ЕМВ у мономерах молекулярного ланцюга збуджуються дипольно-активні коливання, перпендикулярні площині упаковки. Відштовхування сусідніх диполів призводить при цьому до збільшення міцності нитки на величину $\Delta\alpha = 3e^2x_0^2/4l^2$, де x_0 визначається формулою (3.10). За умови $\Delta\alpha \geq LkT$ отримуємо значення амплітуди напруженості

$$E_0 > \frac{2m\omega_0^2q}{\pi e^2} \sqrt{\frac{NkTl^3}{3}}, \quad \left(N = \frac{4}{3}\right), \quad (3.18)$$

при якій вказана зміна міцності суттєво відбивається на формі макромолекули.

3. Вплив ЕМП на зарядовий транспорт. Відомо, що ефективність роботи біологічних транспортних систем забезпечується полімерними властивостями біомолекул. Розглядається простіша модель трансмембранного іонного каналу, припускаючи, що стінки його утворені спіральним біополімером (білком), а рух іонів відбувається під дією мембранної різності потенціалів, визначаючою напруженість (постійного) поля E_m (рис. 3.4). Проте запропонована модель дозволяє оцінити можливості керування транспортом заряду через мембрану за допомогою слабого ЕМП при досить значних напруженостях E_m . Умови, за якими індуковані випромінюванням дипольно-активні осциляції в кільцях біополімерного ланцюга, породжують поле E_{ind} , здатне “закрити” канал (тут доречна аналогія між макромолекулою білка і керуючою сіткою в тріоді). Усереднення за періодом коливань призводить до відмінної від нуля постійного складової напруженості $\langle E_{ind} \rangle$, вклад в яку надає всі диполі білкової спіралі. Опустивши декілька проміжних виразів, отримано результат розрахунку максимального (по довжині каналу) значення

$$\langle E_{ind} \rangle_{\max} = 3ax_0^2/2R^4 \quad (3.19)$$

де R – радіус каналу,

a – амплітуда коливань x_0 .

Численні коефіцієнти, втім, кількість варіюється залежно від орієнтації відносно осі каналу напруженості \vec{E} електричної компоненти ЕМВ, а амплітуда коливань x_0 визначається формулою (3.10).

Прирівнюючи значення $\langle E_{ind} \rangle_{\max}$ і E_m , отримано вираз для амплітуди напруженості ЕМП, яке забезпечує “запирання” каналу

$$E_0 = \sqrt{2E_m / 3e^3 m \omega_0^2 R^2 q / \pi}. \quad (3.20)$$

Отримані в останні роки різними методами дані [47 - 53] щодо динаміки біомолекул свідчать про зростаючу від центра глобули до периферії рухомості молекулярних груп.

Виходячи з цього факту, можна припустити, що периферійні субодиниці з їх розгальмованими поступовими ступенями свободи підпадають під безпосередній вплив розчинника, забезпечуючи інтенсивне поглинання, тому коливання, індуковані в них полями ЕМВ, повинні характеризуватися значним загасанням. Навпаки, загасання осциляцій у пружно упакованих (низькі рухомості) молекулярних групах, близьких до центра глобули, впливає лише на їх взаємодії з схожим на себе оточенням, що не має високої густини станів у мікрохвильовому діапазоні. Наслідком такої архітектури біомолекулярної глобули повинне бути встановлення в ній ієрархії підвищуючих від периферії до центра добротностей коливань ЕМП. У відношенні до центральних ділянок можна суттєво говорити лише про опосередковане загасання осциляцій, слабку ефективність якого ілюструє наступний приклад.

Система двох слабо зв'язаних резонансних по відношенню одного до другого осциляторів, один з яких характеризується заданим загасанням, рухається за законом:

$$\ddot{x}_1 + \Omega^2 x_1 + 2\lambda \dot{x}_1 + \omega^{-2} x_2 = \dots, -\ddot{x}_2 + \Omega^2 x_2 + \omega^{-2} x_1 = \dots \quad (3.21)$$

перші частини якого можуть включати довільні зовнішні взаємодії $\bar{\omega} \leq \Omega_1 \lambda_1$ призводить до відмінної від нуля уявної добавки до частоти осцилятора x_2 , рівної

$$\text{Im } \Delta\omega \equiv 2\tilde{\lambda}_2 = \omega^{-4} / 4\Omega^2 \lambda. \quad (3.22)$$

Через вказану нерівність отримано індуковане загасання, однак воно є малим, тобто

$$\tilde{\lambda}_2 / \lambda_1 = \frac{1}{2} \left(\frac{\bar{\omega}^2}{2\lambda_1 \Omega} \right) \leq 1. \quad (3.23)$$

Визначено, що енергія, яку необхідно передати від ЕМВ на молекулярні коливання для подолання бар'єру між різними конформаційними станами, реально може виявитися значно нижче, ніж його висота (прийнята нами ~ 10 кТ), що дозволило б послабити вимоги до добротності резонансів БО.

Отже, є необхідним побудова уявлення про моделі польових структур БТО, БО, зокрема людини, яка взаємодіє з зовнішніми подразниками у системі лікування та діагностики.

3.2 Електрофізична модель людини

Людина, як і будь-який БО, побудована на основі органічних сполук. Структурування та шикування цих сполук вирішує не лише проблеми життєдіяльності, тобто створення впорядкованої панданної зони кожного з органів, органних систем, але й вимагає побудови універсальної системи керування.

Подібна система керування, яка забезпечена різними типами відчутників, не тільки збирає інформацію про внутрішній стан об'єкта, але й зовнішнього світу. Тому ця система керування перебуває під постійним навантаженням, що час від часу викликає збої у її роботі. Оскільки будь-який БО є органічним за своєю побудовою, то вміст металів та металоїдів у загальній кількості є досить обмеженим. Найкращі електрофізичні властивості мають метали та металоїди, але створити «сталеві нерви» у живого об'єкта не просто неможливо, але і нерозумно. Адже металам та металоїдам притаманна низка властивостей, яка є несумісною з принципами побудови нервової системи людини та й усіх інших БО.

На першому місці звісно є надзвичайна твердість і особливо відсутність гнучкої стійкості у часі. Як наслідок, природній шлях виявився іншим. Замість природнього носія електрики - електрона у металах, було використано іон як основний носій передачі інформації у БО і, як наслідок, людини. Результатом цього процесу є те, що було втрачено швидкість всієї системи в цілому, адже іонний обмінний процес викликає цілу низку вимог до побудови БО і приватному випадку – людини. Наслідком цих вимог є те, що тіло людини отримало низку електричних властивостей.

По-перше, це низка електричних джерел за гальванічним принципом дії. Потужність них досить мала, але напруга коливається у межах від 2 мВ до 3 мВ.

По-друге, електричний опір, який коливається у досить широких межах. Зазвичай діапазон таких коливань для середній статистичної людини

становлять від 10 кОм до 1 МОм. Але з цього правила є і виключення, коли опір може вираховуватися як у Омах, так і у десятках МОм.

По-третє, ємність властивості тіла людини – величина, яка коливається у межах кількох наноФарад.

По-четверте, індуктивні властивості тіла людини – величина, яка коливається у межах від десятків до сотень мікроГн.

По-п'яте, оскільки людина має ємнісну природну складову, то, як наслідок, має властивості до накопичення електричних зарядів. Приблизна величина такого заряду становить кілька мікроКулон.

Все вищенаведене доводить, що на цих засадах є можливість побудувати електрофізичну модель людини, оскільки відомі всі вхідні дані. В основу подібної моделі краще за все покласти засади побудови аперіодичного підсилювача з коефіцієнтом підсилення $K_u < 1$ за наступних чинників.

По-перше, система життєдіяльності людини, хоч і досконала, але все-таки втратна, тому будь-який зовнішній, а тим більше, внутрішній життєвий орган (біологічна структура) буде мати коефіцієнт передачі (ККД), менший за одиницю.

По-друге, яскраво окреслений ємнісний чинник призводить до того, що електрична характеристика людини практично еквівалентна RC -фільтру.

По-третє, наявність внутрішнього джерела енергії призводить до коливань параметрів цього RC -ланцюгу. Тобто підсилення сигналу хоч і немає, але є всі його ознаки, окрім $K_u < 1$.

По-четверте, невелике значення індуктивності повинно впливати на зміну характеристики передачі лише на високих частотах, де можливим є виникнення резонансів і, як наслідок, загальна зміна характеристики передачі.

Як наслідок, цих чинників необхідно констатувати той факт, що найближча за схожістю модель може бути побудована на засадах аперіодичного підсилювача.

Розглянемо просту електрофізичну модель людини з використанням теорії аперіодичного підсилювача (рис. 3.5). У цій схемі внутрішнє джерело залежного струму SE має внутрішню провідність $C_{Ti} = \frac{1}{R_i}$. Ємність C_0 включає в собі ємність людини та ємність зовнішніх ланцюгів, які шунтують резистор навантаження $R = \frac{1}{G}$.

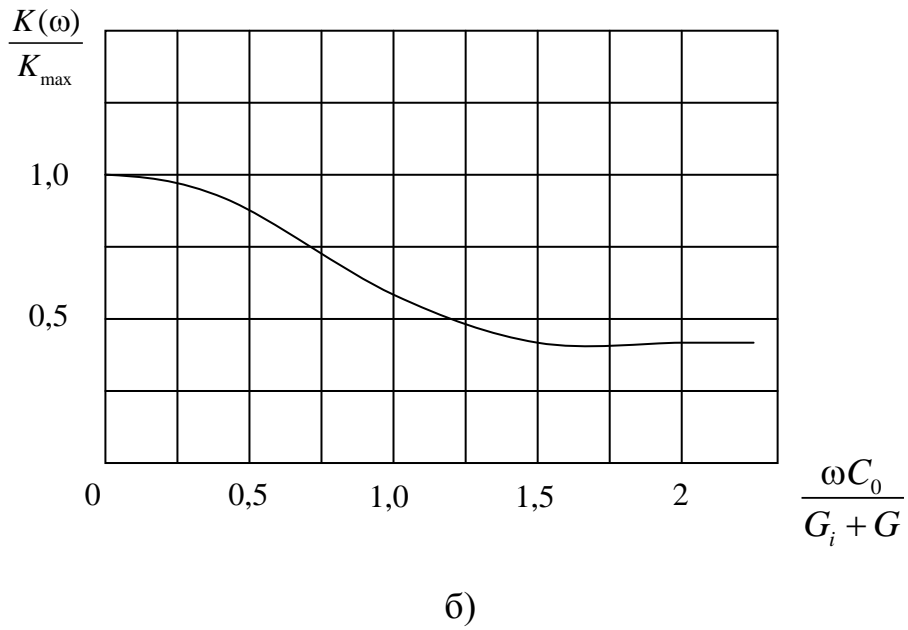
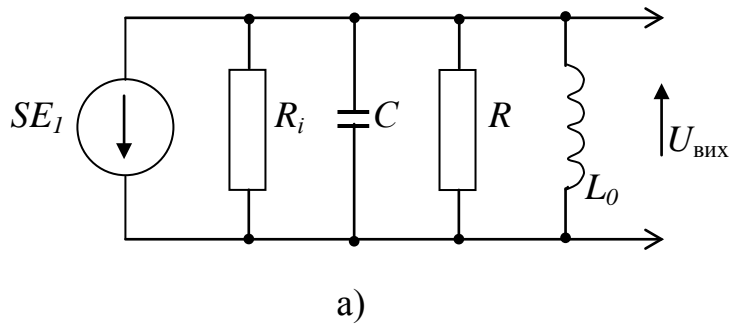


Рис. 3.5. Електрофізична модель людини, де: а – схема заміщення, б – частотна характеристика

Крутизна характеристики S визначає його навантажувальні здібності. Користуючись тим, що $G = \frac{1}{R} + i\omega G_0$ можемо отримати передатну функцію

$$K_E(i\omega) = -\frac{S}{G_1 + G + i\omega C_0} = -\frac{S/G_1 + G}{1 + i\omega C_0/(G_1 + G)} = -\frac{K_{\max}}{1 + i\omega C_0/(G_1 + G)}, \quad (3.24)$$

де K_{\max} – максимальний коефіцієнт підсилення за умову $K_u < 1$, а $\omega \rightarrow 0$.

Модуль передатної функції

$$K(\omega) = \frac{K_{\max}}{\sqrt{1 + [\omega C_0/(G_1 + G)]^2}}. \quad (3.25)$$

Відповідну частотну характеристику надано на рис. 3.5, б.

Особливістю цього розгляду є те, що індуктивність L_0 не враховувалася, оскільки на низьких частотах її вплив досить незначним. Проте на більш високих частотах її вплив на загальну АЧХ є значним. Оскільки, як вже згадувалося вище, параметри людини змінюються у межах спектрального діапазону, то можна будувати посередні характеристики, які будуть використовуватися лише як якісні, тобто ті, що описують загальні властивості електрофізичної моделі складного живого об'єкта.

У такому випадку нормалізована частотна характеристика (рис. 3.6) може бути записана як

$$\frac{|K|}{K_{\text{ід}}} = \frac{1}{\sqrt{\left[1 - \left(f/f_n\right)^2\right]^2 + \left(2\zeta f/f_n\right)^2}}, \quad (3.26)$$

де K – коефіцієнт передачі реальної системи,

$K_{\text{ід}}$ – коефіцієнт передачі ідеальної системи,

ζ – коефіцієнт демпфування системи.

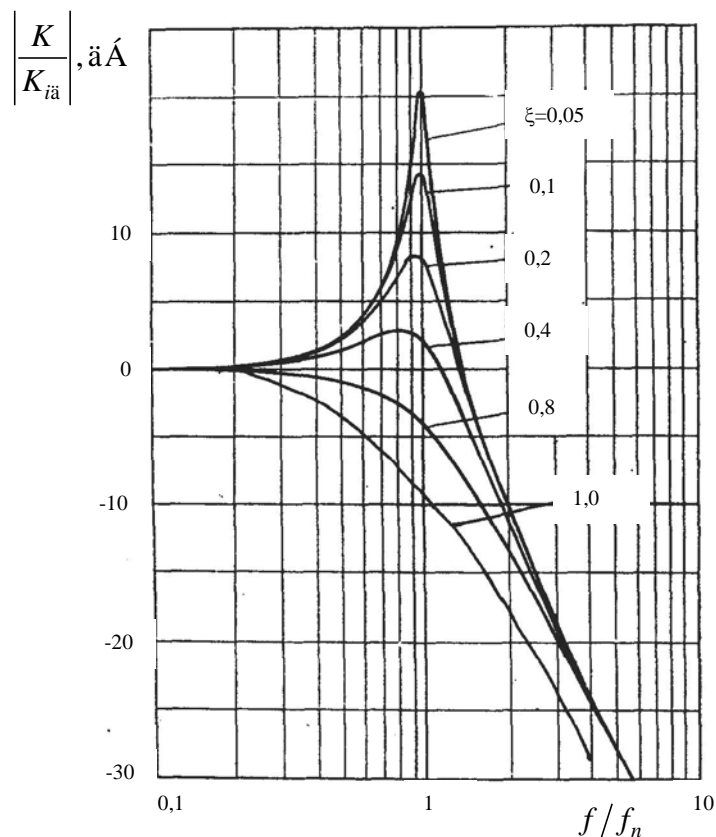


Рис. 3.6. Нормалізована частотна характеристика електрофізичної моделі людини

До того ж при $\zeta < \frac{1}{\sqrt{2}} = 0,707$ спостерігається резонансний пік

$$M_p = \frac{1}{2\zeta\sqrt{1-\zeta^2}} \quad (3.27)$$

при частоті резонансу

$$f_p = f_n \sqrt{1-\zeta^2} \quad (3.28)$$

Таким чином ми можемо спостерігати ефекти, що пов'язані з коригуючою дією передатної функції людського організму на високих частотах.

Є вочевидь, що подібна корекція АЧХ показує на якість електрофізичних властивостей у тілі людини, які залежать від плинного стану організму, але і з можливими патологіями, хворобами тощо.

3.2.1 Польові структури людини

У загальному випадку людина, як і будь-який матеріальний об'єкт, має свої чітко визначені польові структури. Щодо подальшої однозначності у визначенні вислову «польова структура» або «польова побудова» будемо мати на увазі всі фізичні явища, які підкоряються теоретичним засадам класичної фізики стосовно теорії поля.

Перша проблема, яка виникає при розгляді польової структури (побудови), – це зв'язок між його конфігурацією у просторі та конфігурацією самого об'єкту. Як є висновком класичної теорії поля конфігурація залежить від форми об'єкту [43, 44]. У цьому випадку класична фізика орієнтується на звичайні за конфігурацією об'єкти, тобто правильна куля (зрідка сфера та циліндр). Усі інші випадки є нестандартними і потребують особливих прийомів у вирішенні задачі опису польової структури об'єкта.

На жаль, людське тіло не можна уявити як суму простих геометричних фігур, хіба у певному примітивному статичному стані. Причина цієї проблеми криється у тому, що навіть для умовно здорової людини ці геометричні параметри занадто нестабільні, навіть у продовж кількох секунд, не кажучи вже про хвилини, години, тижні тощо. Тобто маємо можливість лише оцінювати різні нашарування у процесах зміни геометрії, маси людини. Мало того, такі категорії, як худий, товстий, середній тощо тут є малоприйнятними, оскільки

функція питомої ваги людини $f[\rho(x, y, z)]$ є досить неоднозначною по всьому об'єму тіла, тобто можна визначати лише середні статистичні показники.

Отже, якщо площа S поверхні тіла людини задана параметрично, тобто $x = x(u, v)$, $y = y(u, v)$, $z = z(u, v)$, де точка (u, v) перебігає деяку область Γ площини UV .

Тоді площа поверхні (шкіри) людини $S_{\text{л}}$ визначається наступним чином

$$S_{\text{л}} = \iint_{(\text{А})} \sqrt{EG - F^2} du dv, \quad (3.29)$$

де

$$\begin{aligned} E &= \left(\frac{\partial x}{\partial u} \right)^2 + \left(\frac{\partial y}{\partial u} \right)^2 + \left(\frac{\partial z}{\partial u} \right)^2, \\ F &= \frac{\partial x}{\partial u} \cdot \frac{\partial x}{\partial v} + \frac{\partial y}{\partial u} \cdot \frac{\partial y}{\partial v} + \frac{\partial z}{\partial u} \cdot \frac{\partial z}{\partial v}, \\ G &= \left(\frac{\partial x}{\partial v} \right)^2 + \left(\frac{\partial y}{\partial v} \right)^2 + \left(\frac{\partial z}{\partial v} \right)^2 \end{aligned} \quad (3.30)$$

Підінтегральний вираз $dS_{\text{л}} = \sqrt{EG - F^2} du dv$ є елементом поверхні.

У декартовій системі координат

$$S_{\text{л}} = \iint_{(S)} f(x, y, z) ds. \quad (3.31)$$

Досить спрощеного погляду на вирази (3.29) та (3.31), щоб уявити, що обчислити їх неможливо за причини невизначеності підінтегральної функції, тобто ці площі наразі можуть визначатися емпіричним шляхом.

Припустимо ідеальну ситуацію, що площа тіла людини нам відома. У такому випадку, якщо нам відомий заряд $q_{\text{л}}$, який має людина на своєму тілі (кілька мікрокулонів), то ми можемо визначитись із поверхневою щільністю заряду:

$$\sigma = \frac{q_{\text{л}}}{S_{\text{л}}}. \quad (2.32)$$

Розглянемо ймовірні тези щодо генези поверхневого заряду.

Першою тезою щодо вироблення статичної електрики на людському тілі могла б бути звичайна рухомість людини, як провідника у магнітному полі Землі. Але елементарні розрахунки доводять, що величина цієї ЕРС навіть при потужному магнітному полі (геомагнітні аномалії) у кращому випадку можуть сягати кілька десятків мікрвольт.

Наступною тезою є створення вихрострумової ЕРС внаслідок зовнішнього ЕМП, але знов таки прорахунки доводять, що ця величина значно менше очікуваної.

Таким чином, лише остання теза, яка стосується волосяного шару людини, може концентрувати у собі відповідний потенціал у кілька кіловольт.

Сутність процесу утворення електростатичного поля у людини полягає у тому, що постійна динаміка руху поля волосяного шару поверхні шкіри людини не тільки виробляє статичну електрику, але і концентрує її з зовнішнього простору (електролізація через вплив) [54, 55]. Так, наприклад кіт постійно знімає статичний заряд, коли облизує свій волосяний шар. Подібна дія може бути дуже потужною. Згадаємо всім відомий факт «горобиної ночі», коли нервова система горобців не витримувала статичної електрики під час грози, і вони падали замертво. Досить часто подібні грози мають назву «сухих», оскільки при них не падає жодної краплі дощу.

При розгляді тези стосовно волосяного шару поверхні шкіри не треба забувати, що людина у сучасному вигляді є не БО, а БТО.

Наявність на тілі людини одягу призводить до того, що між шкірою, волоссям, одягом виникає ізоляційний прошарок, який можна розглядати як елементарну ємність. У такому випадку оголені частини тіла людини несуть на собі функцію електродів. Наявність такого потенціалу у просторі, пов'язане з рухом людини, викликає електричний струм як наслідок руху заряду.

Будь-який рух заряду у просторі сприяє виникненню ЕМП, яке пов'язане з його циклічністю, потужністю тощо. Стосовно людини ця ситуація полягає у тому, що нестабільність форми та параметрів об'єкта викликає адекватну зміну польової структури. Для людини динаміка руху як така однозначно пов'язана процесом зміни її маси у просторі, тобто панданною зоною.

Отже, як наслідок, маємо розглянути, що уявляє з себе панданна зона.

3.2.2 Панданна зона людини

Сутність явища панданної зони людини існувало завжди, але була відсутність системи пошуку, ідентифікації та відповідного аналітичного підґрунтя цього фізичного явища. Як наслідок, на нього не звертали увагу (закон рівня теорії ТОНТОР [35, 37]). Лише існувати окремі дослідження, які пояснювали ті чи інші технологічні проблеми, що виникають при розвитку виробництва, суспільства тощо, та отримували аналітичне підґрунтя і, як наслідок, мали свої практичне рішення.

Сутність явища панданної зони полягає у тому, що будь-який об'єкт (без виключень) має зону, у якій його маса періодично присутня. Мало того, будь-яка фізична взаємодія двох об'єктів навіть різного походження (ТО, БО, БТО, БТС) відбувається через панданну зону. Як наслідок цього фізичного явища маємо констатувати факт, що обмін енергією між об'єктами (модулями біотехнічної системи) відбувається через панданну зону.

Так, на відомому малюнку Леонардо да Вінчі зображено людину у колі, що відображає досконалість людини як низки довершених геометричних фігур. Тим не менш це є 2D - зображення панданної зони людини. Але панданна зона людини за своєю формою скоріш нагадує кавове зерно, яке обрізано на $\frac{1}{4}$ за подовжній осі. Звісно, що енергетична частина передачі потужності цієї зони більше зосереджена попереду.

Основна проблема, яка виникає у випадку з панданною зоною людини, це є нестабільність центру маси, відносно якої визначається відлік координат у системі. Розглянемо це питання трохи достеменніше.

У статичному стані, коли людина стоїть, центр її ваги знаходиться у доволі спокійному стані на рівні над поверхнею базування у половину зросту. Будемо вважати це за початковий статичний стан. У цьому випадку, наприклад, підняття рук у різні боки, людина не порушує координати центру маси відносно абсолютної системи координат, але значно збільшує розміри своєї панданної зони. Якщо починається рух ногами у різні боки, відбувається зміщення центру маси по вертикальній координаті, але натомість збільшуються розміри панданної зони.

У випадку ходи панданна зона людини збільшується ще більше. Зменшення розмірів панданної зони відбувається, коли людина присідає. Як наслідок цього процесу йде різке зменшення вертикальної координати та розмірів панданної зони. Внаслідок того, що система орієнтування людини у просторі намагається утримати під контролем співпадання свого вектора ваги та сили тяжіння Землі, прецесія її центра ваги, хоч і незначна, але вона все-таки є. Внаслідок подібних властивостей людина як об'єкт отримує можливість виконувати більш менш точні механізми дії у межах своєї панданної зони. Але стосовно площі поверхні і, як наслідок, руху у просторі окремих частин її тіла (а також заряду) маємо різку зміну польових структур.

Отже, можна дійти висновку щодо параметрів панданної зони людини. Зробимо це у досить наближеному вигляді, оскільки реалізувати цю ситуацію у повному обсязі складно. Користуючись засадами теорії ТОНТОР [18, 35, 37, 56]

стосовно панданної зони об'єкта, можемо визначити, що наприклад, обертання рук у горизонтальній площині мають загальний об'єм

$$V_{\text{рук}} = \iiint_{(V)} f(x, y, z) dx dy dz. \quad (3.33)$$

Оскільки тіло людини має розподілену в просторі масу (питома маса), як $\rho_i(x, y, z)$, то загальна маса $M_{\text{рук}}$ руки людини визначатиметься як

$$M_{\text{рук}} = \iiint_{(V)} \rho(x, y, z) dx dy dz. \quad (3.34)$$

З виразу (3.34) зробимо наступні висновки.

Якщо маса обертається або, коливається, як у нашому випадку, відносно осі Z, то за своєю формою вона є криволінійним або детермінованим об'єктом, товщина якого є Δ .

Користуючись цією тезою, визначаємо, що об'єм $V_{\text{об}}$ криволінійної циліндричної оболонки може бути визначений як:

$$V_{\text{об}} = \iiint_{(V)} f(x, y, z) dx dy dz - \iiint_{(V)} f(x - \Delta x, y - \Delta y, z - \Delta z) dx dy dz. \quad (3.35)$$

Питома маса розглядуваної оболонки $\rho_i(x, y, z)$ не може бути єдина. Їх мінімум дві, тобто перша найбільш вагова (тяжка), а наступна може бути значно менша. Навіть якщо питома вага функції $\rho_i(x, y, z) = 0$, то це означає лише те, що руки людини обертаються у вакуумі. У такому випадку загальна маса уявної оболонки може розглядатися як:

$$M_{\text{об}} = M_1(x, y, z) - M_1(x - \Delta x, y - \Delta y, z - \Delta z) + M_2(x, y, z) - M_2(x - \Delta x, y - \Delta y, z - \Delta z) + M_i(x, y, z) - M_i(x - \Delta x, y - \Delta y, z - \Delta z), \quad (3.36)$$

де $i=2$.

У загальному випадку, якщо людини має здорові руки, вираз (3.36) можна записати у вигляді:

$$M_{\text{об}} = \sum_{i=1}^2 M_i(x, y, z) - \sum_{i=1}^2 M_i(x - \Delta x, y - \Delta y, z - \Delta z). \quad (3.37)$$

У загальному підсумку питому масу панданної зони, яка складається з двох елементів (руки), можна записати як залежність наступного вигляду:

$$\Pi_M = \frac{\sum_{i=1}^2 M_i(x, y, z) - \sum_{i=1}^2 M_i(x - \Delta x, y - \Delta y, z - \Delta z)}{V_{\text{об}}} =$$

$$= \frac{\sum_{(V)}^2 \iiint \rho_i(x, y, z) dx dy dz - \sum_{(V)}^2 \iiint \rho_i(x - \Delta x, y - \Delta y, z - \Delta z) dx dy dz}{\iiint_{(V)} f(x, y, z) dx dy dz - \iiint_{(V)} f(x - \Delta x, y - \Delta y, z - \Delta z) dx dy dz}. \quad (3.38)$$

Оскільки радіус R для кожної ділянки оболонки є різним, то загальна функція швидкості потоку маси матиме наступний вигляд:

$$V(x, y, z) = \omega \iiint_{(V)} R(x, y, z) dx dy dz. \quad (3.39)$$

Швидкість потоку маси у такому випадку буде визначатися як:

$$V_m = \omega \cdot \Pi_m \cdot \iiint_{(V)} R(x, y, z) dx dy dz. \quad (3.40)$$

Мінливість панданної маси буде визначатися як:

$$M_{\Pi 3} = \omega \cdot \Pi_m \cdot \iiint_{(V)} R(x, y, z) dx dy dz \cdot \sin n(\omega t + \varphi), \quad (3.41)$$

при $n=2$.

З попереднього розгляду аналітичних моделей видно, наскільки складна ситуація виникає лише за простого обертання рук. При таких та подібних рухах людина створює зону об'ємом $V_{\text{л}}$ та площею $S_{\text{л}}$, оскільки людина є концентратором електричного заряду $q_{\text{л}}$ з напруженістю електричного поля $E_{\text{л}}$, то для опису цього явища цілком застосовані засади теорії поля [43].

Таким чином, можемо стверджувати, що при щільності заряду людини $\sigma_{\text{л}}$ дивергенція поля не дорівнює нулю.

Тоді дивергенція з урахуванням діелектричної сталої $\epsilon_{\text{л}}$ людини буде визначатися як

$$\epsilon_{\text{л}} \epsilon_0 = \text{div} \mathbf{E}_{\text{л}} = \sigma_{\text{л}} \quad (3.42)$$

де ϵ_0 - діелектрична стала.

Оскільки всі координати панданної зони пов'язані із центром ваги людини, то найбільш для моделювання підходить сферична система координат, у якій $\text{div} \mathbf{E}_{\text{л}}$ визначається як

$$\text{div} \mathbf{E}_{\text{л}} = \frac{1}{r^2} \frac{\partial (r^2 E_r)}{\partial r} + \frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial E_{\varphi}}{\partial \varphi} + \frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial \sin \theta E_{\theta}}{\partial \theta}. \quad (3.43)$$

Ротор векторного поля людини становитиме

$$\begin{aligned} \text{rot}\mathbf{E}_\text{л} = & \left(\frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial E_r}{\partial \varphi} - \frac{1}{r} \frac{\partial (r E_\varphi)}{\partial r} \right) e_\theta + \left(\frac{1}{r} \frac{\partial (r E_\theta)}{\partial r} - \frac{1}{r} \frac{\partial E_\varphi}{\partial \theta} \right) e_\varphi + \\ & + \left(\frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial \sin \theta E_\varphi}{\partial \theta} - \frac{\partial E_\theta}{\partial \varphi} \right) e_r \end{aligned} \quad (3.44)$$

Гradient векторного поля людини у сферичній системі координат становитиме

$$\text{grad}\mathbf{E}_\text{л} = \frac{1}{r} \frac{\partial E}{\partial \theta} e_\theta + \frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial E}{\partial \varphi} e_\varphi + \frac{\partial E}{\partial r} e_r. \quad (3.45)$$

У засадах руху потенціалу людини покладено рух маси у просторі та часі з відповідною геометрією. Але рух маси у межах панданної зони людини викликає відповідний рух польових структур людини за межами панданної зони.

Одночасно необхідно звернути увагу на те, що рухливість маси людини призводить до перерозподілу поверхневої щільності заряду. Як наслідок, навіть прості рухи викликають появу мікрострумів і споріднених з ними ЕМП. Наразі визначитися з цими величинами неможливо через відсутність спеціалізованої апаратури.

Подальший аналіз усіх цих явищ призводить до висновку, що польова структура людини існує не тільки у межах панданної маси, але і поза нею. Оскільки польові структури теж є матеріальними об'єктами, які мають свою конкретну масу, то поза межами панданної зони існує наступна панданна зона поля, яка має ті самі властивості, що і первинна.

Як висновок, до всього розглянутого вище можна підтвердити той факт, що панданні польові зони об'єкта мають властивості інваріантності, тобто масштабування у своїх розмірах. При цьому на межі зони панданна зона маси і панданна зона ЕМП втрачають свою потужність, а також, як наслідок, і інформативність. Подібна ситуація призводить до того, що на межах зон виникає ефект дуальності [43], який не дає можливості визначитися з функцією координат зони.

Якщо прорахувати можливі девіації панданної зони за запропонованим вище дослідом (рис. 3.7), можна довести хвильову генезу панданної зони та можливі величини дуальності.

Найбільше, що співпадає з вищенаведеними випадками, – це теорія просторової хвилі [43]. Ця теорія наразі не може дати опис повної ситуації у

панданній зоні, тому її необхідно розглядати лише як перше наближення до реального процесу.

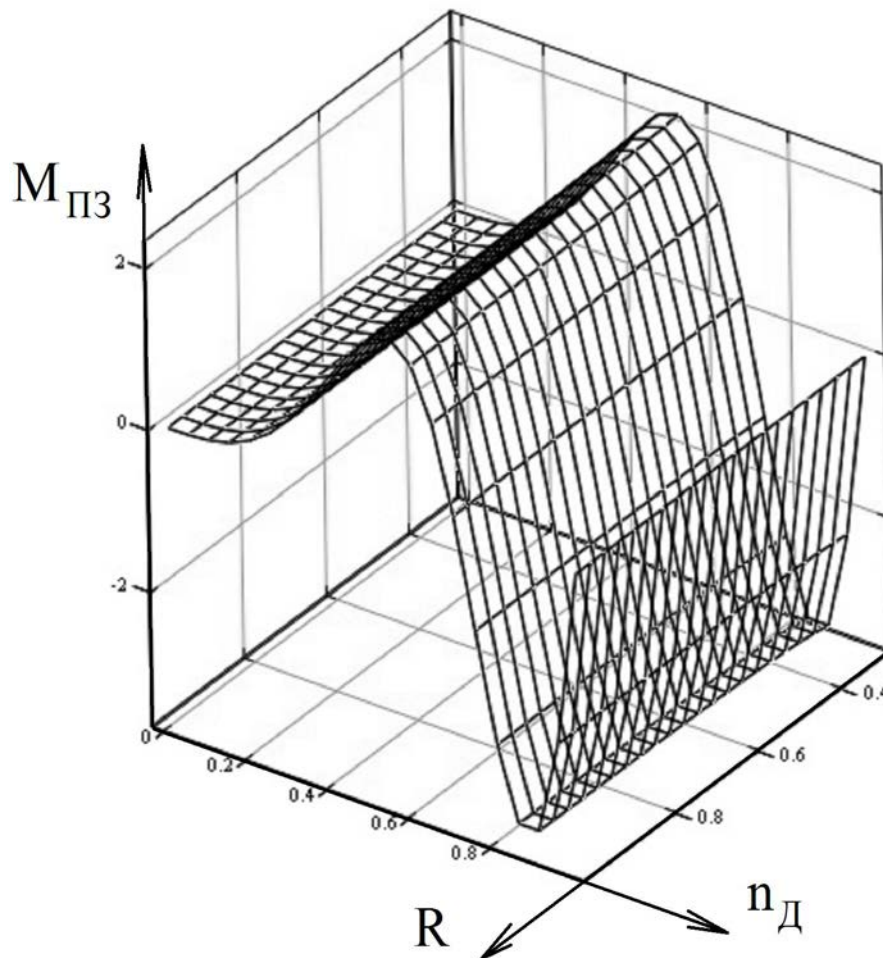


Рис. 3.7. Мінливість панданної зони рук людини при $\omega = 1$ (межі дуальності позначені широкою стрічкою на гребені панданної хвилі)

В основі цієї тези покладено початкові умови стосовно двовірного хвильового рівняння

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x_1^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial x_2^2} \right) \quad (3.46)$$

за умови, що $u(0, x_1, x_2) = u_0(x_1, x_2)$, $\frac{\partial u}{\partial t}(0, x_1, x_2) = u_1(x_1, x_2)$ відповідне рішення надається формулою Пуассона

$$u(t, x_1, x_2) = \frac{1}{2\pi a} \left\{ \iint_{K_{at}^{(x_1, x_2)}} \frac{u_1(\bar{x}_1, \bar{x}_2)}{\sqrt{(at)^2 - \bar{r}^2}} d\bar{x}_1 d\bar{x}_2 + \frac{\partial}{\partial t} \left[\iint_{K_{at}^{(x_1, x_2)}} \frac{u_0(\bar{x}_1, \bar{x}_2)}{\sqrt{(at)^2 - \bar{r}^2}} d\bar{x}_1 d\bar{x}_2 \right] \right\}, \quad (3.47)$$

де $\bar{r}^2 = (\bar{x}_1 - x_1)^2 + (\bar{x}_2 - x_2)^2$.

При цьому u_0 є тричі, а u_1 двічі диференціюють безперервно.

За цієї тези площа $K_{at}^{(x_1, x_2)}$ є коло у площині $\bar{x}_1 \bar{x}_2$ з центром у (x_1, x_2) та радіусом at .

Нехай $M_t^{(x_1, x_2, x_3)}[f]$ визначає середнє значення функції $f(x_1, x_2, x_3)$ на кулі $S_t^{(x_1, x_2, x_3)}$ радіуса t з центром (x_1, x_2, x_3) , тоді

$$M_t^{(x_1, x_2, x_3)}[f] = \frac{1}{4\pi} \int_0^{2\pi} \int_0^\pi f(x_1 + t \cos \varphi \sin \theta, x_2 + t \cos \varphi \sin \theta, x_3 + t \cos \theta) \cos \theta d\theta d\varphi. \quad (3.48)$$

Звідсіля вирішення задачі стосовно початкових значень тривимірного хвильового рівняння

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = a^2 \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x_1^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial x_2^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial x_3^2} \right) \quad (3.49)$$

за умови, що $u(0, x_1, x_2, x_3) = u_0(x_1, x_2, x_3)$, $\frac{\partial u}{\partial t}(0, x_1, x_2, x_3) = u_1(x_1, x_2, x_3)$.

До того ж u_0 є тричі, а u_1 двічі диференціюють безперервно.

У цьому випадку функція (3.47) визначається формулою Кірхгофа, тобто

$$u(t, x_1, x_2, x_3) = t M_{at}^{(x_1, x_2, x_3)}[u_1] + \frac{\partial}{\partial t} (t M_{at}^{(x_1, x_2, x_3)}[u_0]). \quad (3.50)$$

Таким чином, початкові збудження u_0 та u_1 відмінні від нуля у межах об'єму V_Π поблизу початку координат. Зауважимо, що це повністю співпадає з аналітичним образом панданної зони людини.

Рішення виразу (3.50) показує, що за об'ємом обмеженим поверхнею V_Π таких кіл $S_{at}^{(x_1, x_2)}$, що $(x_1, x_2) \in V_\Pi$ має місце стан спокою. І навпаки, рішення всередині у загальному випадку не дорівнює нулю (рис. 3.8). Вирішення має лише зовнішній хвильовий фронт (рис. 3.9).

Формула (3.50) показує, що у загальному випадку у межах огинаючої E_1 такій, яка знаходиться поза межами, обмеженою E_2 , рішення якої не дорівнює нулю.

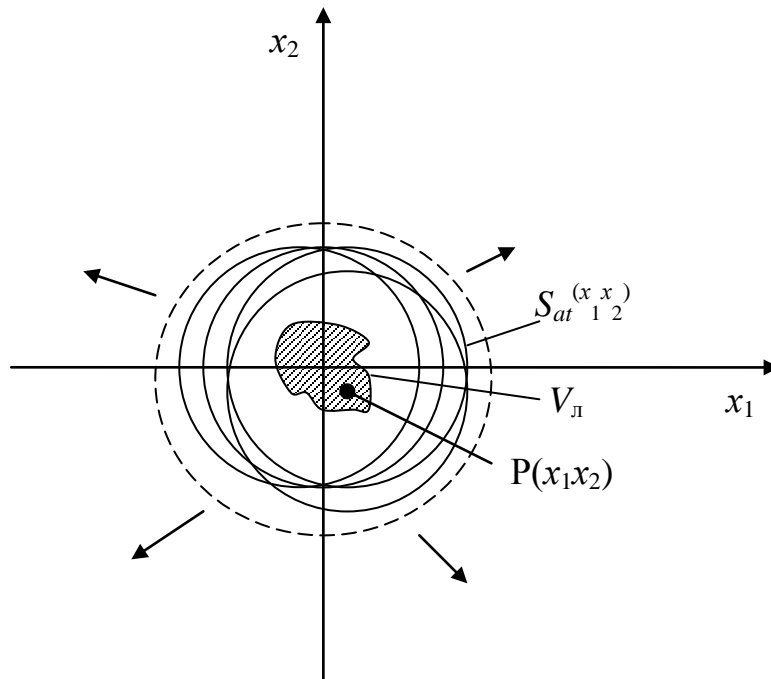


Рис. 3.8. Формалізована 2D- модель панданної зони людини у декартовій системі координат

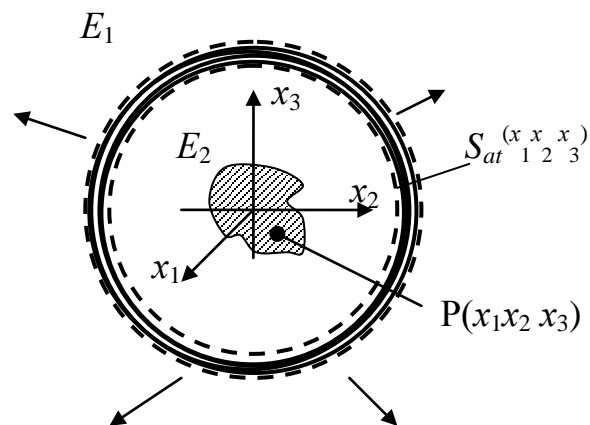


Рис. 3.9. Формалізована 3D- модель панданної зони людини у декартовій системі координат

У межах, що обмежені E_2 , і поза межами E_1 має місце стан спокою (рис. 3.9). У цьому випадку вирішення має чіткий внутрішній та зовнішній хвильовий фронт. На жаль, це єдина математична теорія, яка досить наближено має співвідношення з панданною зоною як фізичним явищем. Як наслідок, маємо можливість констатувати факт її наявності, вимірювати її параметри та створювати аналітичні моделі її функціонування.

У попередніх розділах вже було зауважено про існування електростатичного поля людини, що досить достеменно доводиться експериментальним дослідницьким шляхом.

Серед усіх можливостей створення електростатичного поля людини при відповідному підході стосовно фізичних процесів виявляється остання, яка базується на уявленні людини як конденсатора. Тобто у цьому випадку людина не тільки сама виробляє електричне поле, але й запозичає його з зовнішнього простору. Проте і те, і інше необхідно довести. Тому спочатку розглянемо природні чинники, які мають можливість створити досить потужний електричний потенціал, а потім властивості людини як генератора електричного поля.

3.3 Генеза електростатичного поля людини. Природні джерела електростатичного поля

Природне електромагнітне поле створюється завдяки низки геофізичних, астрономічних та атмосферних явищ, які відбуваються як у середині земної кулі, так і на її поверхні та зовні. Взагалі, магнітне поле Землі має статичну складову та змінну. Статична складова магнітного поля Землі $0,5e$ (ерстед) (40 А/м) як така, має виключно умовну статичність.

Довгоперіодичні зміни потужності магнітного поля впливають лише на намагніченість частин ТО у тілі людини. Ця намагніченість виказує свій вплив лише в динаміці, коли відбувається процес руху людини. Конфігурація магнітного поля, як відомо, є залежною від форми об'єкту [41] і ніяк від його потужності. Як наслідок, постійний вплив магнітного поля Землі на медичне обладнання та тіло людини, тобто на елементи БТС, під час проведення діагностики та лікування призводить до постійної зміни намагніченості окремих елементів.

Окрім того, слід враховувати, що напруженість магнітного поля Землі є районоване явище. Це означає, що три основні складові напруженості

магнітного поля Землі, тобто \overline{H}_x , \overline{H}_y , \overline{H}_z (вектори) є плинними залежно від координат місця знаходження на поверхні. Як наслідок, ступінь намагніченості ТО у тілі людини є залежною від його геометрії та від його розташування у просторі. До сталих складових необхідно віднести і магнітне поле, яке створюється сталими атмосферними струмами. Сутність явища пояснюється Сонячною активністю, яка збуджує стратосферні нашарування атмосфери Земної кулі, створюючи різницю потенціалів і, як наслідок, струми з більш менш статичним магнітним полем.

До магнітних складових сталого магнітного поля необхідно зауважити явище телуричних струмів, як наслідок взаємодії гірських порід, мінералів та гідротермальних течій. Подібна активність, як правило, спостерігається поблизу гірських масивів або геологічних аномалій. Тобто у підсумку необхідно зауважити, що при будь-якому розташуванні медичного обладнання та тіла людини (елементів БТС) завжди буде існувати залишкова намагніченість ТО у тілі людини.

Змінна складова електромагнітного поля Землі є більш активна завдяки своєму імпульсному характеру. Такий імпульсний характер є наслідком виникнення потужних електростатичних розрядів, що виникають внаслідок накопичення статичної електрики між атмосферними шарами та поверхнею Землі, тобто блискавок. У спеціалізованій літературі [57], яка присвячується цьому питанню, електромагнітні витоки, які виникають внаслідок електростатичного розряду (блискавки) мають назву атмосферики.

Часова форма атмосферики $F(t)$ для вертикальної складової електричного поля у точці вимірювання може бути описана сумою складових, тобто

$$F(t', \theta) = \sum E_{j(i)}(t', \theta), \quad (3.51)$$

де

$$E_{j(i)}(t', \theta) = \frac{1}{10c\sqrt{\pi\sin\theta}} \int_{-\infty}^{\infty} \omega \cdot I(\omega) U_{j(i)}^2 e^{-\beta_{j(i)}\theta} \exp\left[-i(\omega t' - \Delta\alpha_{j(i)})\right], \quad (3.52)$$

де β – коефіцієнт стихання,

$\Delta\alpha$ – хвильове число або кутова відстань у радіанах,

t' - час, який відліковується з моменту появи імпульсу в точці реєстрації,

c – швидкість розповсюдження світла у просторі,

$I(\omega)$ – спектральна щільність струму при розряді блискавки (модель у вигляді диполя Герца) заданої форми $I(t) = I_{\Pi} (e^{-At} - e^{-Bt})$ з параметрами $A = 10^3 \div 10^4$, $B = 10^4 \div 10^5$, $I_{\Pi} = 10 \div 100$ кА, до того ж

$$I(\omega) = \frac{i I_{\Pi} H_i}{\sqrt{2\pi}} \left(\frac{1}{\omega + iA} - \frac{1}{\omega + iB} \right), \quad (3.53)$$

де H_i – діюча висота іоносфери,

i – уявна одиниця.

За малих величин Θ та t' , коли атмосферик ще не досяг іоносфери, він має вигляд складений з двох напівхвиль при загальній довжині імпульсу від 50 мкс до 150 мкс.

На рис. 3.10 та рис. 3.11 наведено спектр атмосфериків, залежний від відстані та часу доби. Свого часу авторами проводилось дослідження спектру за допомогою відчутників RLC , що повністю доводить достовірність отриманих результатів у роботі [56].

Зазвичай у більшості робіт, присвячених цій темі, результати відображають у вигляді середніх значень напруги $\overline{U(t)}$, яку створює поле Землі на виході вузько смугового фільтра з шириною смуги Δf_y (у різних роботах значення Δf_y є різними).

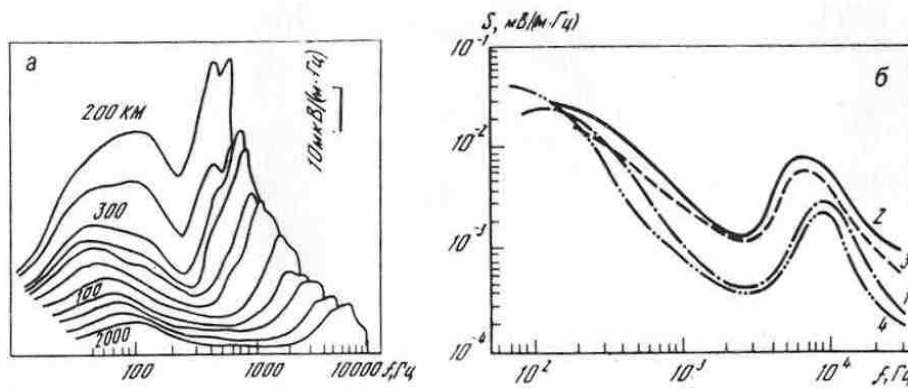


Рис. 3.10. Амплітудні спектри атмосфериків, де: *a* – за даними [57]; *б* – за даними [57]; 1 – 2-3 тис. км, ніч; 2 – 2 тис. км, ніч; 3 – 3 тис. км, день; 4 – більше 3 тис. км, день

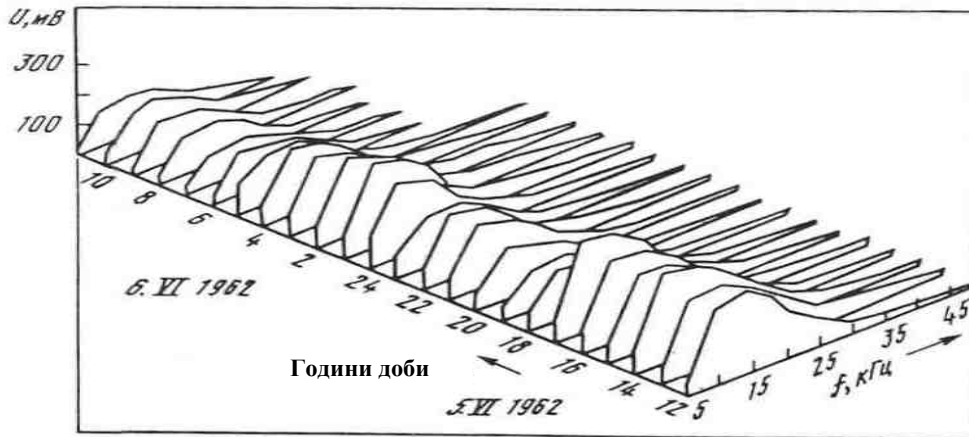


Рис. 3.11. Зміна середньої за годину форми спектра атмосфериків впродовж доби

Оскільки відчутники RLC мають яскраво окреслену смугову частотну характеристику, то можна вважати, що залежність [57]

$$S = \sqrt{\frac{\pi^2 (\bar{E})^2}{8\Delta f_y}} \quad (3.54)$$

може повністю задовольнити наші вимоги щодо шумової компоненти природнього походження.

У виразі (3.54) маємо наступні складові: $\bar{E} = \overline{U(t)\Delta f} \cdot K_B$ (K_B – коефіцієнт передачі відчутника), яка має розмірність В/м, а Δf_y – Гц. Спектр стосовно магнітного поля є аналогічним.

У значній кількості наукових робіт [57, 58, 59] результати дослідів визначають як еквівалентний коефіцієнт шуму F_a , який у свою чергу пов'язаний з S відомим чином, а саме

$$F_a = 10 \lg \frac{S^2}{k_B T_0}, \quad (3.55)$$

де k_B – стала Больцмана,

T_0 – температура оточуючого середовища у градусах Кельвіна.

Отже, у скороченому підсумку необхідно констатувати той факт, що будь-яке тіло людини знаходиться під впливом і статичного, і змінного природнього ЕМП Землі. Потужність впливу цих полів на роботу чутників

людини та її життєдіяльність на засадах ЕМП ще не є достатньо вивченою, тому як наслідок у медичних системах діагностики вводиться додатковий генератор поля, який створює навколо пацієнта відповідну зону присутності.

3.4. Моделювання електростатичного поля людини

Наявність електростатичного поля у людини є доведеним фактом. Розглянемо можливі варіанти пояснення цього явища. У попередньому розділі було показано, що тіло людини весь час знаходиться під впливом електричних, магнітних та електромагнітних полів. Згідно цієї концепції та теорії електростатичного поля ми маємо два випадки. Але в обох цих випадках велику роль відіграє волосяний покрив людини, який виконує функції електростатичного концентратора. Особливо це відчутно під час контактування з тілом одягу. Людське тіло, хоч і є поганим провідником, тим не менш, коли воно знаходиться у електростатичному полі, внаслідок явища електростатичної індукції відбувається перерозподіл електричних зарядів. Від'ємні заряди збираються у бік поверхні, оберненої у бік більшого потенціалу, а додатні навпаки. При цьому всі частини тіла матимуть однаковий потенціал. Якби між будь-якими частинками виникла б різниця потенціалів, то під її дією з'явився би впорядкований рух зарядів, тобто поверхня тіла завжди екіпотенціальна. Вектор напруженості зовнішнього електричного поля у будь-якій частині проходить за нормаллю до поверхні. У середині тіла напруженість поля дорівнює нулю, оскільки зовнішнє поле компенсується полем зарядів, розташованих на поверхні.

Таким чином, на межі провідне тіло – діелектрик за відсутності електричного струму у провідному тілі повинні виконуватися дві умови:

1. Відсутність тангенціальної складової напруженості поля (дотична до поверхні)

$$E_{\tau} = 0. \quad (3.56)$$

2. Вектор електричного зміщення \vec{D} у будь-якій частині діелектрика, яка знаходиться впритул до провідної поверхні численно дорівнює величині щільності заряду σ на поверхні тіла у цій частині

$$D = \sigma. \quad (3.57)$$

Розглянемо першу умову.

Всі частини поверхні мають однаковий потенціал. Отже, між двома розташованими поряд одна від одної частинками поверхні приріст потенціалу

$d\phi = 0$, але $d\phi = E_{\tau}dl$, таким чином $E_{\tau}dl = 0$. Оскільки елемент dl між двома крапками не може дорівнювати нулю, то $E_{\tau} = 0$.

Для доведення другої умови умовно виокремлено нескінченно малий паралелепіпед на поверхні досліджуваного об'єкту. Верхня його грань розташована у діелектрику і паралельна поверхні. Нижня грань знаходиться у провідному тілі. Висота паралелепіпеда приймається досить малою. Застосуємо до нього теорему Гауса [32].

Внаслідок малих лінійних розмірів можна вважати, що щільність заряду σ у всіх крапках поверхні dS провідного тіла, яка потрапила у середину паралелепіпеда, одна і та ж. Повний заряд у середині об'єму, який ми досліджуємо, рівний σdS . Потік вектора \vec{D} через верхню грань об'єму $\vec{D}d\vec{S} = DdS$. Потоку вектора \vec{D} через бокові грані об'єму практично немає, оскільки він є ковзаючим по ним. Через нижню грань об'єму потік також є відсутнім, оскільки всередині тіла $E = 0$ та $D = 0$ (з умовою, що $\epsilon_{\text{в}} \in$ величиною кінцевою). Таким чином потік вектора \vec{D} з об'єму дорівнює $DdS = \sigma dS$ або $D = \sigma$.

Розглянемо, яким чином може вплинути волосся на зміну заряду та потенціалу. Припустимо, що людина є конденсатором невеликої ємності (рис. 3.12). За цієї тези між електродами 1 та 4 маємо ємність $C_{\text{л}}$ та напругу u . електрод 4 заземлений. Заряд на електроді 1 позначимо як q_1 . Різниця потенціалів між двома близько розташованими крапками 2 та 3 є $\phi_1 - \phi_2 = \vec{E}\Delta\vec{l}$.

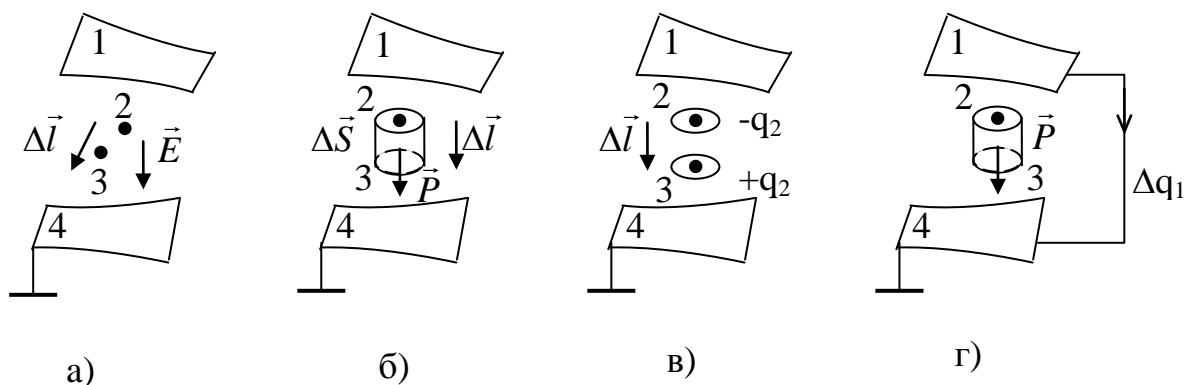


Рис. 3.12. Модель утворення електростатичного заряду на тілі людини

Внесемо між крапками 2 та 3 певний діелектрик (волосину) висотою Δl та площиною ΔS , які мають залишкову поляризацію \vec{P} (рис. 3.12,б). Підмінімо цей елемент диполем із зарядами $\pm q_2$ на поверхнях ΔS , які проходять через крапки 2 та 3 та розташовані на відстані Δl (рис. 3.12,в). Електричний момент елементу та диполя однаковий, тобто $\vec{P}\Delta V = \vec{P}\Delta\vec{l}\Delta\vec{S} = q_2\Delta\vec{l}$, звідкіля

$$q_2 = \vec{P}\Delta\vec{S}. \quad (3.58)$$

Використовуючи потенційні коефіцієнти за формулами Максвелла визначимо потенціали (ϕ_1) електроду 1 та елементарних площинок ΔS , які проходять через крапки 2 та 3 у полі зарядів $q_1, q_2, -q_2$, та їх дзеркальних відображень при заземленому електроді 4:

$$\phi_1 = \alpha_{11}q_1 + \alpha_{12}q_2 - \alpha_{13}q_3 \quad (3.59)$$

$$\phi_2 = \alpha_{21}q_1 + \alpha_{22}q_2 - \alpha_{23}q_3 \quad (3.60)$$

$$\phi_3 = \alpha_{31}q_1 + \alpha_{32}q_2 - \alpha_{33}q_3. \quad (3.61)$$

Використаємо формули (3.58 - 3.61) для вирішення двох наступних задач.

По-перше, з'ясуємо, наскільки зміниться напруга, тобто Δu , між розімкнутими площинами 1 та 4 уявної ємності, якщо туди внесено діелектрик (волосина). До внесення діелектрика при $\phi_1 = u$ напруженість між крапками 2 та 3 була рівною \vec{E} .

За формулами (2.59 - 2.61) отримуємо наступне

$$\phi_1 = u = q_1\alpha_{11} = \frac{q_1}{C}, \quad (3.62)$$

$$\phi_1 - \phi_2 = q_1(\alpha_{21} - \alpha_{31}) = \vec{E}\Delta\vec{l}.$$

Звідкіля

$$\alpha_{21} - \alpha_{31} = \frac{\vec{E}\Delta\vec{l}}{q_1}. \quad (3.63)$$

Після внесення діелектрика заряд q_1 на електроді 1 не зміниться, оскільки електроди розімкнені, але потенціал стане рівним $u + \Delta u$.

З формули (3.60) отримуємо

$$u + \Delta u = q_1\alpha_{11} + q_2(\alpha_{12} - \alpha_{13}). \quad (3.64)$$

Якщо врахувати, що $\alpha_{km} = \alpha_{mk}$, то з (3.62), (3.63), (3.64), визначимо, що

$$\Delta u = q_2 (\alpha_{12} - \alpha_{13}) = \frac{\vec{P} \Delta \vec{S} \vec{E} \Delta \vec{l}}{q_1} = \frac{\vec{P} \vec{E} \Delta V}{C u}. \quad (3.65)$$

По-друге, підрахуємо величину заряду Δq_1 , який пройде з електроду 1 на електрод 4 у випадку короткого замикання (рис. 3.12,г), якщо у міжелектродний простір потрапляє поляризований діелектрик.

При вирішенні цієї задачі будемо уявляти, що нам відома напруженість поля \vec{E} між крапками 2 та 3 при напрузі u між розімкненими електродами 1 та 4. до внесення у простір діелектричного елементу при накоротко замкнених електродах $q_1 = 0$, $\phi_1 = 0$, а після цього

$$\phi_1 = 0 = \alpha_{11} \Delta q_1 + q_2 (\alpha_{12} - \alpha_{13}). \quad (3.66)$$

Маючи на увазі, що $\alpha_{11} = \frac{1}{C}$, $q_2 = \vec{P} \Delta \vec{S}$, $\alpha_{12} - \alpha_{13} = \frac{\vec{E} \Delta \vec{l}}{q_{1\text{роз}}}$, де $q_{1\text{роз}}$ - заряд на електроді 1 при розімкнених електродах, знаходимо

$$\Delta q_1 = -q_2 \frac{\alpha_{12} - \alpha_{13}}{\alpha_{11}} = -\frac{\vec{P} \Delta \vec{S} \vec{E} \Delta l C}{C} = -\frac{\vec{P} \vec{E} \Delta V}{u}. \quad (3.67)$$

Таким чином, якщо на відстанях Δl та $\sqrt{\Delta S}$ напруженість поля не можна навіть приблизно приймати сталою, то у виразах (3.65) та (3.67) $\vec{P} \vec{E} \Delta V$ необхідно замінити на $\int_V \vec{P} \vec{E} dV$. До того ж інтеграл береться за об'ємом, зайнятим діелектриком, тобто волосінням.

У підсумку до вищенаведеного, необхідно зробити наступні зауваження.

По-перше, у випадку моделювання волосяного шару шкіри людини було обрано фігуру циліндра. У реальності це криволінійний конус, площа якого обчислюється за криволінійним інтегралом. Як наслідок, величини Δl та $\sqrt{\Delta S}$ повинні бути переглянуті. Окрім того, необхідно враховувати, що волосяний шар на тілі людини не стоїть дибки, а похиле, тобто існує зв'язок між похилістю волосини та її конкретною довжиною.

По-друге, розподіл заряду відбувається не тільки по шкірі людини, але й по волоссю (згідно закону Кулона). Волосина на тілі людини сама по собі є концентратором електростатики, оскільки знаходиться у стані безперервної механічної деформації, а також має волосяний мішечок, який за своєю побудовою є імітацією конденсатора. Тобто, будучи електрично ізольованою

від тіла людини вона має властивості генератора електростатичного поля не тільки від тертя з оджею, але й між собою, виробляючи заряд та потенціал.

По-третє, якщо вважати, що волосся людини складає відповідний діелектричний прошарок, то його площа (площа волосини, помножена на кількість та довжину) може становити до $(20 \div 30) \%$ загальної площі людини. Як наслідок, кількість заряду, яка може бути сконцентрованою на тілі людини, значно більша за можливості поверхні тіла.

Орієнтуватися на щільність заряду на тілі людини неможливо через те, що внаслідок закону Кулона він є рівномірно розташованим по всій поверхні тіла. Єдине, на що тут можна орієнтуватися, - це на потенціал та напруженість електричного поля, які є залежні від геометрії поверхні, діелектричної проникності $\epsilon_{\text{л}}$ людини, діелектричної проникності ϵ_0 зовнішнього середовища (діелектрична стала), діелектричної проникності $\epsilon_{\text{в}}$ волоссяного шару на тілі людини. Серед усіх цих величин найбільш складною є величина $\epsilon_{\text{в}}$, яка є комбінацією між дійсною проникністю волосся та величиною константи у вакуумі або повітрі. Для прикладу розглянемо елементарний конденсатор, який утворюється на тілі людини (рис. 2.13,а) з відповідною класичною ситуацією польової структури.

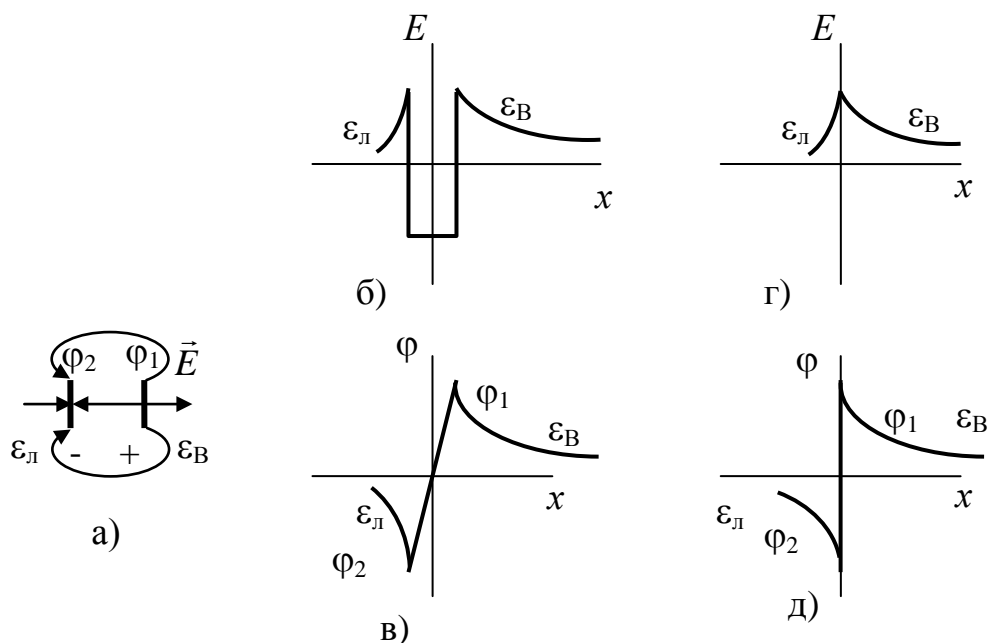


Рис. 3.13. Моделювання електростатичного поля шкіри людини з волоссяним покривом

Напруженість \vec{E} електричного поля всередині та зовні спрямована у протилежні боки. У відповідності до цього на рис. 2.13,б, поза ємністю напруженість додатна, а всередині – від’ємна. Відповідно залежність величини потенціалу φ від відстані між елементами за нормаллю $\Delta n \rightarrow 0$, то графічне відображення E та φ набувають вигляду (рис. 2.13,г, д). Такий елементарний конденсатор створює польову структуру не тільки у середині, але й зовні.

Розглянемо ці процеси (рис. 3.14). Наприклад, наш елемент має площу ΔS , тоді на них будуть зосереджені заряди $\pm \sigma \Delta S$, де $\sigma \Delta S = \frac{P_e \Delta S}{\Delta n}$, де Δn - відстань між лініями зарядів на поверхні тіла.

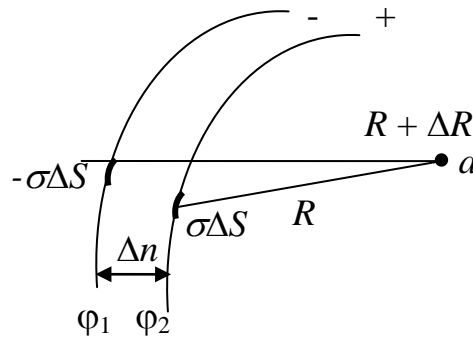


Рис. 3.14. Моделювання зовнішнього електростатичного поля людини у довільній крапці a простору

Визначимо складову потенціалу вільної крапки поза нашим досліджуванним елементом ємності. Уявимо, що ця крапка віддалена від заряду $\sigma \Delta S$ на відстань R , а від заряду $-\sigma \Delta S$ на $R + \Delta R$ (рис. 3.14).

Тоді можемо скласти наступне рівняння

$$\frac{\sigma \Delta S}{4\pi\epsilon_0 R} - \frac{\sigma \Delta S}{4\pi\epsilon_0 (R + \Delta R)} = \frac{P_e \Delta S}{4\pi\epsilon_0} - \frac{\Delta(1/R)}{\Delta n} \quad (3.68)$$

$$\text{де } \Delta(1/R) = 1/R - 1/(R + \Delta R). \quad (3.69).$$

Введемо умову, що $\Delta n \rightarrow 0$ із заміною $\frac{\Delta(1/R)}{\Delta n}$ на $\frac{\partial(1/R)}{\partial n}$ та ΔS на ∂S .

Відповідний інтеграл суми всіх площин ΔS набуває вигляду

$$\Phi = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \int_S P_e \frac{\partial(1/R)}{\partial n} dS. \quad (3.70)$$

Наявність такого поля навколо людини призводить до того, що із зовнішнього простору притягуються електричні заряди або такі, які його мають. Отже, будь-яке тіло малих розмірів, яке потрапляє у це поле, відповідно поляризується і буде являти собою диполь з діелектричним моментом $\vec{P} = q\Delta\vec{l}$.

У провідному тілі теж внаслідок електростатичної індукції відбудеться розподіл зарядів. Як результат цього, воно теж буде являти собою диполь з електричним моментом \vec{P} .

Окрім того, необхідно враховувати, що у навколишньому просторі існує ціла низка поляризованих елементів іншого походження, але вони теж підкоряються вищенаведеним висновкам.

Якщо уявити, що електричне поле у межах диполя нерівномірне (рис. 2.15), при цьому у крапці 2 напруженість поля дорівнює \vec{E} , а у крапці 1 $\vec{E} + \Delta\vec{E}$, то на диполь буде діяти сила \vec{F} , величина якої може бути визначена як:

$$\vec{F} = q\vec{E} - q(\vec{E} + \Delta\vec{E}) = -q\Delta\vec{E} = -q\Delta l \frac{\Delta\vec{E}}{\Delta l}. \quad (3.71)$$

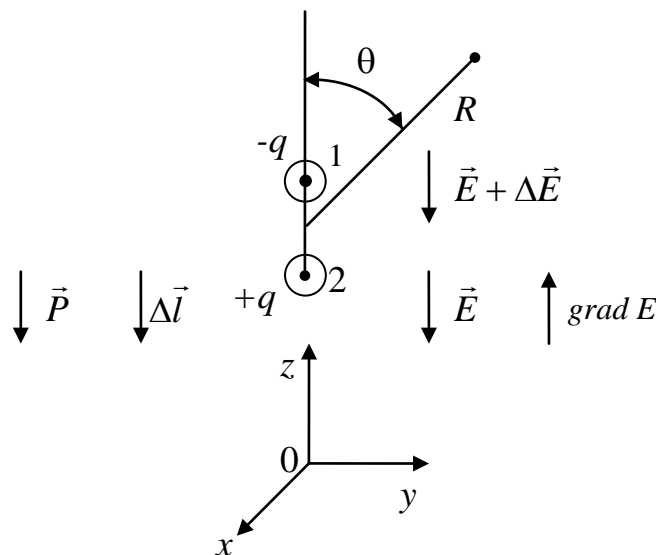


Рисунок 2.15 - Моделювання напруженості електричного поля людини

У загальному випадку це можна записати як

$$\vec{F} = P \text{grad} E. \quad (3.72)$$

Для того, щоб за виразом (3.72) визначити силу, яка діє на тіло, необхідно спочатку обрахувати електричний момент тіла людини. Його визначають, виходячи з тієї тези, що при відстанях, сумісних із розмірами об'єкту, нерівномірне поле можна вважати за рівномірне і тому можна користуватися залежностями, призначеними для рівномірного поля.

Скористаємося для цього залежністю потенціалу поля диполю у сферичній системі координат. Тоді

$$\varphi = -\frac{ql \cos \theta}{4\pi\epsilon_a R^2} = -\frac{P \cos \theta}{4\pi\epsilon_a R^2}. \quad (3.73)$$

Для діелектричної кулі радіусу a , що знаходиться у електричному полі, напруженість якого дорівнює \vec{E} , складова потенціалу у зовнішньому просторі по відношенню до неї визначатиметься як

$$\varphi = E_0 \frac{a^2}{R^2} \cdot \frac{(\epsilon_{ae} - \epsilon_{ai})}{2\epsilon_{ae} + \epsilon_{ai}} \cos \theta, \quad (3.74)$$

де $\epsilon_{ae}, \epsilon_{ai}$ - абсолютні діелектричні проникності кулі та оточуючого середовища відповідно;

R – відстань від центра диполя до довільної крапки поля;

θ - кут у меридіанальній площині.

Співставлення виразів (3.73) та (3.74) доводить, що

$$P = 4\pi\epsilon_{ae} E_0 a^3 \cdot \frac{(\epsilon_{ai} - \epsilon_{ae})}{2\epsilon_{ae} + \epsilon_{ai}}. \quad (3.75)$$

Формулу для електричного моменту P провідної кулі отримуємо з виразу (3.75), припустивши, що $\epsilon_{ai} \rightarrow \infty$. Тоді

$$P = 4\pi\epsilon_{ae} E_0 a^3. \quad (3.76)$$

У конкретному випадку при підрахунках сили за виразом (3.72) у формулах (3.75) та (3.76) вважаємо $E_0 = E$.

Отже, можемо констатувати факт, що тіло людини не тільки саме по собі генерує електростатичний потенціал, але й контактує з носіями електричного заряду з навколишнього середовища.

3.5. Моделювання сприйняття живим об'єктом зовнішніх подразників

Сприйняття живим організмом зовнішніх подразників є найважливішою життєво необхідною функцією цього об'єкта. Тому ця функція має комплексний характер.

У зв'язку з цим схема заміщення у первинній моделі отримує додаткові елементи у вигляді диференціального ланцюга (рис. 3.16).

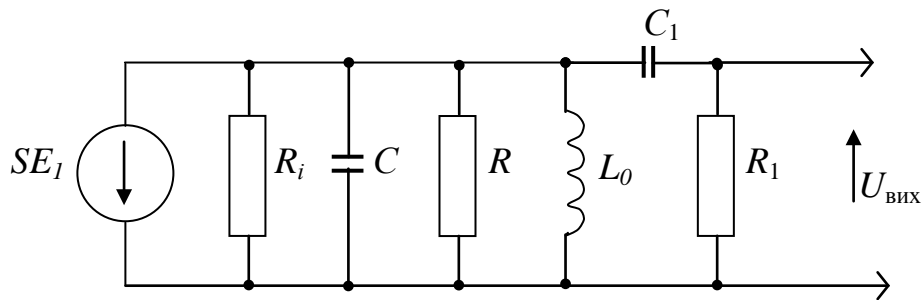


Рис. 3.16. Електрофізична модель людини з диференціальним ланцюгом

Основною задачею цього ланцюга є визначення найбільш важливих інформаційних повідомлень. Окрім того, подібна ситуація виникає при вимірюванні електричних параметрів людини.

Безпосередній вплив ланцюг $R_i C_1$ має на високих частотах. У масі живого об'єкта (людини) цей ланцюг є малостабільним, оскільки пов'язаний з низкою параметрів організму, який оцінюється виключно суб'єктивно, тобто стан: добрий, нормальний, поганий. У випадку будь-яких вимірювань – це високостабільні радіoelementи. У широкому сенсі елементи вимірювання, хоч і втручаються у роботу організму, тим не менш, вони привносять стабільну похибку у всьому діапазоні частот, яка може бути врахованою без особливих проблем.

Отже, на дуже високих частотах, коли провідність ωC_0 спільномірна, з G , отримуємо наступне

$$K_E(\omega) = \frac{S}{\sqrt{G^2 + (\omega C_0)^2}} = \frac{K_{\max}}{1 + (\omega C_0/G)^2}, \quad \omega C_0 \gg G. \quad (3.77)$$

При зміні частоти ω у цьому діапазоні отримуємо спадання АЧХ, яке легко реєструється. Зазвичай виконуються наступні нерівності $R_i \gg R$, $R_1 \gg R$.

У такому випадку є можливість вважати, що провідність $G = \frac{1}{R}$. При цьому отримуємо наступний вираз коефіцієнта передачі:

$$K_E(i\omega) \approx -\frac{SR}{1 - i(1/\omega R_1 C_1 - \omega RC_0)} \approx -\frac{K_{\max}}{1 + i\omega\tau_0 + 1/i\omega\tau_1}, \quad (3.78)$$

де $\tau_0 = RC_0$ - стала часу ланцюга RC_0 ,

$\tau_1 = R_1 C_1$ - стала часу диференціального ланцюга $R_1 C_1$,

звідкіля

$$K_{\max} \approx -SR \quad (3.79)$$

є коефіцієнтом підсилення (значення приблизне) у межах частотного діапазону

$$\frac{1}{R_1 C_1} < \omega < \frac{1}{RC_0}.$$

Якщо перейти до комплексної змінної $p = \sigma + i\omega$, вираз (3.78) набуває наступного вигляду

$$K_E(p) \approx -\frac{K_{\max}}{1 + p\tau_0 + (1/p\tau_1)} \approx -\frac{K_{\max}p}{p^2\tau_0 + p + 1/\tau_1}. \quad (3.80)$$

При цьому полюса передатної функції $K(p)$, тобто корені рівняння

$$p^2\tau_0 + p + 1/\tau_1 = 0 \quad (3.81)$$

будуть наступними

$$p_{1,2} = -\frac{1}{2\tau_0} \pm \sqrt{\frac{1}{4\tau_0^2} - \frac{1}{\tau_0\tau_1}} = -\frac{1}{2\tau_0} \left(1 \mp \sqrt{1 - \frac{4\tau_0}{\tau_1}} \right). \quad (3.82)$$

Оскільки $\tau_0 \ll \tau_1$, то

$$\begin{aligned} p_1 &= -\frac{1}{2\tau_0} \left[1 - \left(1 - \frac{2\tau_0}{\tau_1} \right) \right] \approx -\frac{1}{\tau_1}, \\ p_2 &= -\frac{1}{2\tau_0} \left[1 + \left(1 - \frac{2\tau_0}{\tau_1} \right) \right] \approx -\frac{1}{\tau_0}. \end{aligned} \quad (3.83)$$

Отримані результати математичних розвідок будемо використовувати у наступних дослідженнях стосовно можливостей людини до переробки інформації.

Людина, як і будь-який живий об'єкт, повинна постійно контролювати свій внутрішній стан, а також середовище, яке її оточує. До того ж з будь-якого

інформаційного надходження (посилання) повинно бути отримано максимальну кількість інформації. Якщо людина не зможе це робити, то це є чинниками трьох основних патологій, які мають безпосереднє відношення до стану здоров'я людини, або за технічною констатацією стабільність параметрів функціонування системи.

Для людини такими чинниками є наступні.

1. Незадовільне функціонування периферійних відчутників зовнішнього та внутрішнього сектора тіла. Серед таких втрат чутливості можна навести такі приклади, як нечутливість до зміни температури, торкання, слуху тощо. Але найбільш вразливим є втрата інформації, коли людина сліпне. Зазвичай всі втрати чутливості периферійних та внутрішніх відчутників відбуваються поступово у тому випадку, якщо це не було наслідком травматизму. Втрата будь-якого органу для людини означає не тільки часткову втрату панданної зони, але й частину зони присутності. Причина криється у тому, що втрата якогось органу однозначно пов'язано з втратою цілої низки відчутників, які підтримували контроль у внутрішньому та зовнішньому просторі. Як наслідок, обидві зони стають неповними. У випадку старіння організму отримуємо ситуацію, коли зниження параметрів чутливих елементів живого об'єкта призводить до часткової втрати інформації, до того ж зазвичай ці втрати стосуються тих моментів життєвого циклу об'єкта, де вони були найбільш необхідними. Так, наприклад, постійне напруження органів зору призводить до того, що зорова система поступово втрачає свої параметри, іноді до повної їх втрати.

2. Другим чинником, який впливає на якість сприйняття інформації, є швидкість зв'язку. У цьому випадку нервова система, яка відповідає за якість зв'язку між відчутниками та мозком. Зазвичай подібна ситуація викликає збій у постачанні інформації. При цьому корисний сигнал не надходить до центральної системи керування (мозку) або взагалі, або із значними втратами. Внаслідок надходження такого пошкодженого сигналу здебільшого виникає порушення відчуття відстані, координат простору тощо, що призводить іноді до негативних результатів.

3. Третім чинником, який викликає проблеми в організмі об'єкта, є неадекватна робота мозку. Основна проблема полягає у тому, що з правильного надходження інформації її обробка виконується з помилками. Як наслідок, всі системи організму об'єкта отримують невірні команди. Подібна ситуація може виникнути: по-перше, за невірного сприйняття інформації і, як наслідок, є

невірне рішення щодо відповідний дій; по-друге, якщо сприйняття інформації правильне, але мозок не поспіває її обробити, внаслідок чого дії є запізнілими; по-третє, система (база) алгоритмів, накопичених у мозку, не знаходить адекватних рішень стосовно тієї ситуації, у якій людина опинилася. Подібні збої системи викликаються, наприклад, хворобами Альцгеймера, паркінсонізмом тощо, внаслідок чого виникає невпевненість у керуванні органами руху, порушення розумової діяльності тощо.

Отже, з усього вищенаведеного можна дійти тих висновків, що необхідно провести моделювання системи передачі інформації та глибину її переробки. Стосовно системи передачі інформації є можливість створити модель, яка оцінює процеси, що відбуваються у електрофізичній моделі БО (людини). Що стосується принципів налагодження електрофізичної моделі на певний інформаційний сигнал, то це буде лише теорія першого наближення, яка надасть можливості взагалі визначитися з принципами адаптації людини до навколишнього та внутрішнього середовища.

Серед усіх систем відчутників, які сповіщають людину про стан її буття, можна у широкому загалі виокремити два особливих різновиди здобуття інформації, які обумовлені дією $e_1(t)$, $e_2(t)$, що створює імпульс прямокутної форми на виході всієї системи.

Таким чином, поставлену задачу можна привести до розгляду процесів відновлення у тілі людини при отриманні відповідної інформації (тобто ЕРС). Отже, при отриманні відповідної інформації у момент $t=0$ величину ЕРС $e_1(t) = E$ матимемо в операторній формі наступні відображення:

$$\bar{E}_1(p) = \int_0^{\infty} e_1(t) e^{-pt} dp = E \frac{1}{p}. \quad (3.84)$$

Тоді вихідна напруга у представлений моделі становитиме

$$\begin{aligned} u_1(t) &= \frac{1}{2\pi i} \int_{e-i\infty}^{e+i\infty} \frac{1}{p} E \mathbf{K}(p) e^{-pt} dp = -K_{\max} E \times \\ &\times \frac{1}{2\pi i} \int_{e-i\infty}^{e+i\infty} \frac{1}{p^2 \tau_0 + p + 1/\tau_1} e^{-pt} dp. \end{aligned} \quad (3.85)$$

При цьому полюси підінтегральної функції мають вираз

$$p_1 = -\frac{1}{\tau_1}; \quad p_2 = -\frac{1}{\tau_0}; \quad \tau_0 \ll \tau_1. \quad (3.86)$$

Якщо знайти вичоти як

$$\begin{aligned} res_1 &= \frac{e^{p_1 t}}{\left[\frac{dQ(p)}{dp} \right]_{p=p_1}} = \frac{e^{-t/\tau_1}}{2\tau_0 \left(-\frac{1}{\tau_1} \right) + 1} \approx e^{-t/\tau_1}, \\ res_2 &= \frac{e^{p_2 t}}{\left[\frac{dQ(p)}{dp} \right]_{p=p_2}} = \frac{e^{-t/\tau_0}}{2\tau_0 \left(-\frac{1}{\tau_0} \right) + 1} \approx e^{-t/\tau_0}, \end{aligned} \quad (3.87)$$

тобто

$$u_1(t) = -K_{\max} E \left[e^{-t/\tau_1} - e^{-t/\tau_0} \right]. \quad (3.88)$$

Графічні залежності функцій $u_1(t), u_2(t) = -u_1(t - T)$ відображені на рис. 3.17,а,б,в, а результуюча напруга $u(t) = u_1(t) + u_2(t)$ - на рис. 3.17,г.

З виразу (3.88) видно, що при малих значеннях t , які є співрозмірними з τ_0 , перша експонента у виразі (3.88) є близькою до одиниці, а основний вплив на спотворення форми інформації викликає друга експонента. Коли t стає співрозмірним з τ_1 , то характер функції $u_1(t)$ взагалі визначається першою експонентою. Теж саме відноситься і до відліку часу з моменту $t = T$. Якби ми мали ідеальну систему, то прямокутний імпульс корисного сигналу з амплітудою $K_{\max} E$ мав би вигляд такий, як на рис. 3.17,а.

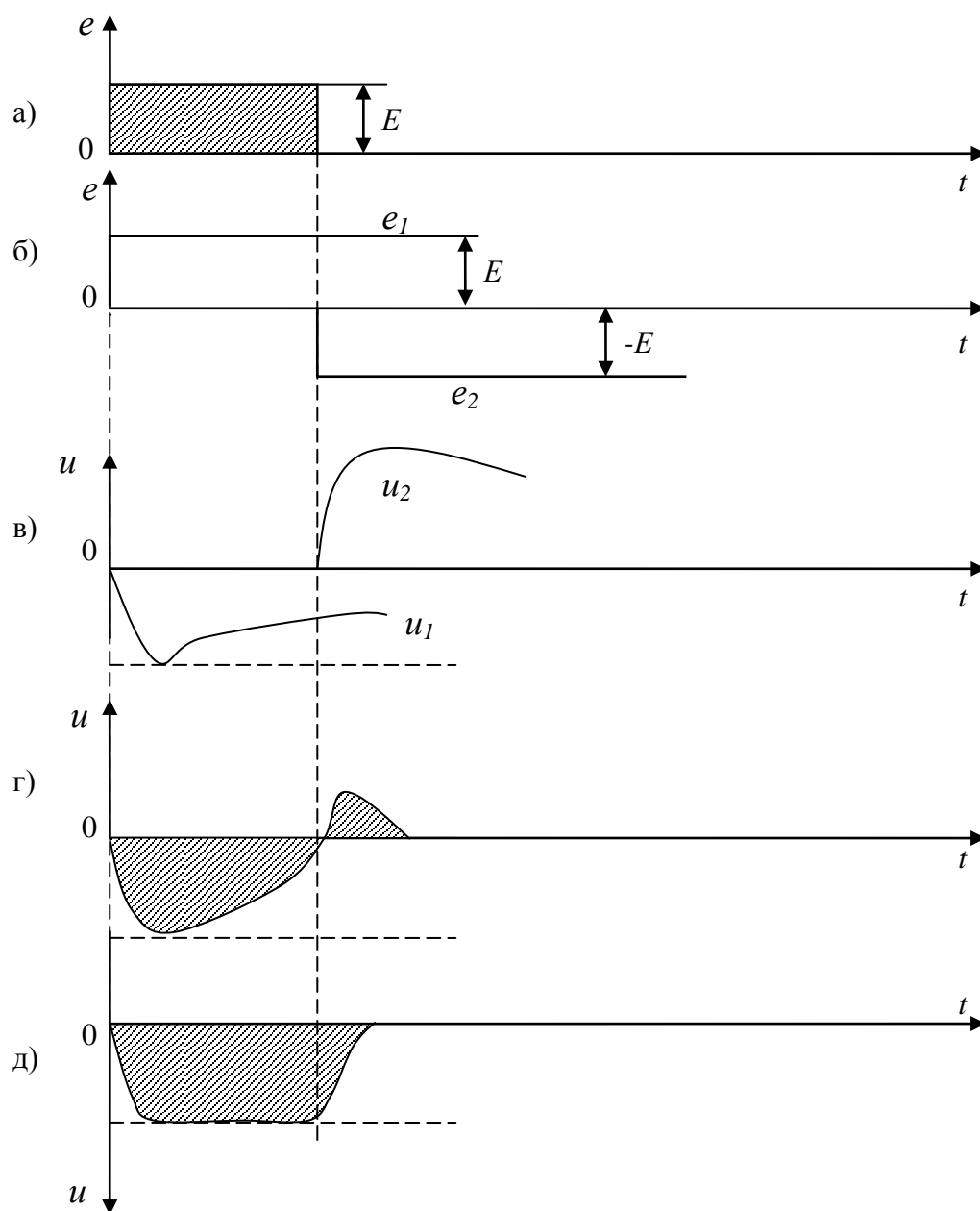
Отже, спотворення інформації, яку сприймає людина, має два чинники.

По-перше, це кінцева крутизна фронтів як переднього, так і заднього.

По-друге, це спадання вершини імпульсу. У розгляданні звичайної реакції людини це означає наступне. Будь-яку інформацію, яка надходить, людина сприймає з запізненням, адже їй необхідно визначитися із ступінню агресивності отриманої інформації та оцінити її важливість.

Як наслідок, упродовж обробки цієї інформації починається спадання уваги до неї, адже система обробки та керування (мозок) вирішує проблему формування сигналів до наступних дій. Саме у момент часу $t = T$ приймається рішення про наступні дії, тобто формування сигналу відповіді на подразнення. Така відповідь повинна якоюсь мірою компенсувати вхідну інформацію (закон агресії [35, 36, 60, 61]).

Перший з цих чинників тим більший, чим більше стала часу $\tau_0 = RC_0$ в електрофізичній моделі БО (людини), тобто визначає завал частотної характеристики у межах високих частот.



а – імпульс на вході системи людини, б – уявлення імпульсу у вигляді суми двох стрибків, в – деформація стрибків на виході системи, г – результуючий імпульс на виході, д – імпульс на виході системи за відсутністю диференціального ланцюга R_1C_1

Рис. 3.17. Перетворення характеристики вхідного сигналу електрофізичною системою людини

Другий чинник (поступове спадання вершини) навпаки виражається тим більше, чим менше $\tau_1 = R_1 C_1$ в електрофізичній моделі БО (людини) тобто визначає завал частотної характеристики у межах низьких частот.

Оскільки кожний з людських організмів має свої сталі величини τ_0, τ_1, T , то відповідно і всі його системи сприйняття та реакції орієнтуються саме на ці величини. Якщо необхідно, щоб за час T амплітуда досягла свого максимуму з можливих значень $K_{\max}E$, то стала часу τ_0 може мати величину, близьку до T , але спотворення інформації при цьому досягає максимуму.

У тих випадках, коли є вимога максимального відтворення вхідної інформації, стала часу τ_0 повинна бути співрозмірною з швидкістю зростання переднього фронту, а стала часу τ_1 повинна бути великою у порівнянні з величиною часу T .

Ці вимоги мають важливе значення для правильного вибору системи передачі дискретної інформації, оскільки вони вказують на мінімальний час стосовно переходу з одного рівня на наступний, тобто швидкість реакції. Проте тут необхідно помітити, що розглянутий випадок відноситься до того випадку, коли надходження інформаційних дискрет не має накладок у перехідних процесах відносно сусідніх імпульсів.

Якщо диференціювати вираз (3.88) по t та прирівняти $E = 1$, то отримуємо вираз імпульсної характеристики моделі людини

$$\begin{aligned} g(t) &= \frac{du_1(t)}{dt} = -\frac{K_{\max}}{\tau_0} \left(e^{-t/\tau_0} - \frac{\tau_0}{\tau_1} e^{-t/\tau_1} \right) \approx \\ &\approx -\frac{S}{C_0} \left(e^{-t/\tau_0} - \frac{\tau_0}{\tau_1} e^{-t/\tau_1} \right). \end{aligned} \quad (3.89)$$

Графічну залежність характеристики наведено на рис. 3.18.

Наступним етапом розглянемо версію за моделлю на рис. 3.5. У цій моделі достатньо ємність C_1 наблизити до нескінченності, тобто закоротити її, а провідність $G_1 = \frac{1}{R_1}$ додати до G . При цьому вираз (3.88) отримує наступний вигляд

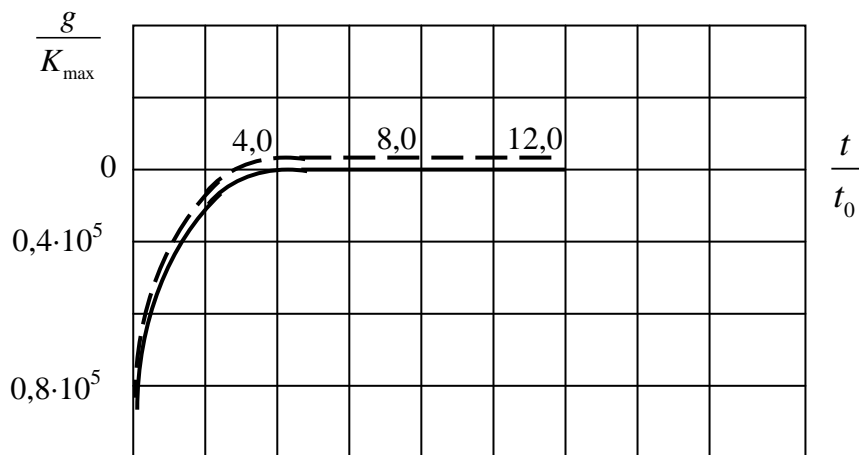
$$u_1(t) = -K_{\max} E (1 - e^{-t/\tau_0}). \quad (3.90)$$

Оскільки $\tau \rightarrow \infty$, то імпульсна характеристика (3.89) набуває вигляду

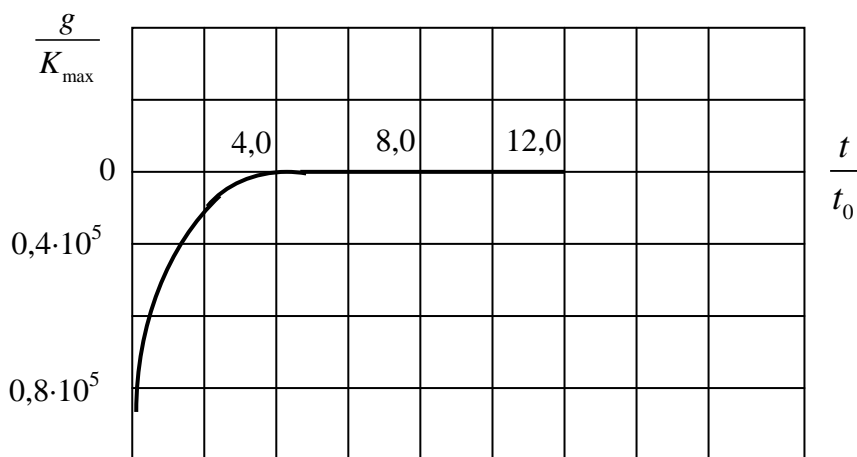
$$g(t) = -\frac{K_{\max}}{\tau_0} e^{-t/\tau_0}, \quad (3.91)$$

а імпульс інформації набуває вигляду, що зображений на рис. 3.17, д.

До всього вищенаведеного необхідно зауважити, що комбінація параметрів τ_0 , τ_1 , T призводить до того, що психічні властивості людини мають досить широкий діапазон особливостей, наприклад темпераменту, а також в тому числі і нервових захворювань.



а)



б)

Рис. 3.18. Графічне представлення імпульсної характеристики моделі людини

Найшвидкісними є холерики, які швидко сприймають інформацію, але не завжди приймають вірні рішення. Сангвініки з однаковою швидкістю сприймають інформацію та виробляють відповідні рішення. Флегмати як повільно сприймають інформацію, так із рівною швидкістю формують сигнали на керування подальшими діями.

3.5.1. Шумова компонента об'єктів біотехнічної системи

Шумова компонента будь-якого об'єкту в широкому розумінні цього слова є досить залежною від його внутрішніх властивостей і зовнішнього середовища, у якому воно знаходиться, тобто повністю підкорюється закону агресії [37].

У п. п. 3.2.1, 3.2.2 вже були перелічені основні різновиди польової зони присутності (ЗП), які створює навколо себе будь-який об'єкт (сутність) без виключень. При цьому перелічені вони були без врахування цілої низки можливих варіацій, коли комбінації ЗП за різними фізичними принципами можуть утворювати нові зони з новими фізичними властивостями, і, що особливо важливо, з неоднозначними особливостями. Саме такі особливості ЗП об'єкту, взаємозв'язаних у просторі навколо об'єкту, несуть основну інформацію про його основні параметри, тобто геометричні розміри, кольорову гаму, динаміку руху, внутрішній стан, напрямки майбутніх дій тощо. Все це у широкому загальному стані є спектром об'єкту як такого, і обробка та діагностика цього спектру за його складовими є основною задачею контролю його стану.

Для створення методів та систем обробки та діагностики стану об'єкту необхідно розробити модель кожної із ЗП об'єкту, і лише тоді вирішувати задачу із загального взаємного впливу однієї ЗП на іншу в БТС. Тому в узагальненому контексті розглянемо ті властивості ЗП, які є складовими до облаштування загального поняття кожної зони присутності як такої.

Якщо абстрагуватися від фізичних законів ЗП та орієнтуватися на виключно математичні засади, то є можливість визначитися з тим, що кожна з них має нормований опис. Тобто, якщо функція спектру є $S(\omega)$, то це може бути будь-який сигнал, розкладений згідно перетворень спектрально-кореляційного аналізу, наприклад, перетворень Фур'є тощо. У такому випадку спектр будь-якої ЗП є не більш ніж інформаційне поле сутності, достеменність обробки якого не дає можливості досягти бажаного результату.

Як доводить практика [62, 63], першочерговим параметром при описі сигналу є форма спектру залежно від частоти, і тільки на другому – його відносне зміщення за амплітудою. Наприклад, для ТО потужність спектру мало впливає на кінцевий результат, тому орієнтація проводиться за відносним результатом, тобто співвідношенням плинної частоти до опорної. Для БО подібний підхід є вкрай небезпечним, оскільки кожний з БО має свої відмінності за технічними та біологічними ознаками.

Для прикладу розглянемо дуже спрощену абстрактну ситуацію. Нехай у нас є ТО та БО, які повністю відповідають основним ознакам, як це було відмічено у п.п. 1.5, 1.6. За цими ознаками як найбільш простіший та наближений за формою до циліндричної. Не торкаючись фізичних принципів роботи ЗП об'єкта можна формально стверджувати той факт, що ЗП як у одного, так і у іншого об'єкту є однаковими за конфігурацією, оскільки це визначається за геометричними параметрами об'єкта незалежно від їх потужності [41].

Але розміри ЗП є повністю залежними від потужності випромінювання та чутливості відчутника, який досліджує цю зону. Одночасно з цим кожна ЗП має свою форму, яка є залежною від внутрішніх властивостей об'єкту та дистанції до нього.

Як вже згадувалося [35, 37], інформаційні властивості ЗП залежать від закону, який покладено в основу її дії, і чи далі від об'єкту, тим її менше аж до повного зникнення (межа зони присутності). Але за щільного контакту маємо можливість отримати майже 99% інформації про поверхневий склад об'єкту [55], наприклад, для ТО. БО за своєю сутністю є іншими, тим не менш теж створюють навколо себе польову структуру. Відмінність БО від ТО полягає у тому, що у ТО внутрішня побудова зазвичай є монолітною і практично нерухомою, в той час, як у БО у замкненому об'ємі структура є рухливою, динамічною, як наприклад у бактерій (абстрактний циліндр).

Отже, зовнішня структура поля ТО може розглядатися як відносно стабільна у часі, а для БО можна розглядати у кращому випадку квазістабільність, засновану на диференціальних та інтегральних параметрах.

Звісно, що у такій ситуації визначитися з формою ЗП вкрай важко, тому є можливість говорити про формалізовані моделі. Особливістю подібного моделювання є те, що ТО відносно абсолютної системи координат і витримує якусь стабільність форми у просторі, то для БО це абсолютно неприйнятне. Це призводить до того, що будь-які спектральні характеристики, які засновані на

загальному фізичному принципі у ТО та БО будуть мати не тільки різну конфігурацію, але і різну потужність. Мало того, для БО маємо враховувати лише митьєві або посередні значення.

3.5.2. Визначення корисної інформації на загальному тлі шумової компоненти у біотехнічній системі

За існування загального тла сигналів (загальної суми зовнішньої та внутрішньої інформації від подразників) необхідним є відокремлення корисного сигналу від загального тла. Окрім того, існує задача фільтрації, тобто реакції організму, на бажане зниження рівня тла та підвищення якості сигналу, що сприймається. Подібне виокремлення сигналу є основною задачею (процесом) життєдіяльності організму.

Для моделювання цього процесу врахуємо модель П-подібного фільтра (АЧХ), який маємо за основу і відносно опису якого можна оцінювати як електрофізичну модель БО (людини), так і будь-яку іншу систему, що відрізняється від нього своїми параметрами. При цьому ставилася задача найбільш рівномірного пропускання спектру інформації у смузі $\omega \pm \Delta\omega$ і максимального придушення шумів поза цією межею. Але цей принцип має свої вади, які були розглянуті раніше. По-перше, не враховується форма сигналу, що сприймається, яка пов'язана з шириною смуги його реєстрації. По-друге, не враховуються статистичні властивості перешкоди. Тому, як наслідок, навіть ідеальна система вибирування інформації з П-подібною АЧХ, яка не узгоджена з сигналом та перешкодою, не дозволяє отримати на виході максимальне співвідношення сигнал-шум.

Найбільше розповсюдження отримав критерій оптимальності, побудований на засадах співвідношення сигнал-перешкода. Системи, які використовують подібний принцип, є узгодженими і є найбільш привабливими при моделюванні вибирування інформації.

Вимоги до системи (моделі), яка пропонується, і яка максимізує співвідношення сигнал-перешкода, можна сформулювати наступним чином.

На вхід нашої системи (моделі) з передатною функцією $\mathbf{K}(i\omega)$ надходить аддитивна суміш корисного сигналу $S(t)$ з відомим спектром $\mathbf{S}(\omega) = S(\omega)e^{i\varphi_S(\omega)}$. У такому випадку необхідно визначитися з фазочастотною характеристикою моделі, яка забезпечує пікове значення амплітуди корисного сигналу. Нагадаємо, що спектральна щільність сигналу $\mathbf{S}(\omega)$ повністю визначає його

енергію E , тобто будь-які фазові зміни у спектрі не впливають на загальну енергію сигналу. Як наслідок, вищезначена задача адекватна задачі максимізації піку сигналу при заданій енергії спектру. Отже, якщо уявити вихідний сигнал у вигляді

$$s_{\text{вих}}(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \mathbf{S}(\omega) \mathbf{K}(i\omega) e^{i\omega t} d\omega, \quad (3.92)$$

де передатна функція немінімально-фазового чотириполіусника з вишукуваною фазочастотною характеристикою $\varphi_K(\omega)$ та рівномірною характеристикою АЧХ за $K_0 = \text{Const}$ має вигляд

$$\mathbf{K}(i\omega) = K_0 e^{i\varphi_K(\omega)}. \quad (3.93)$$

Таким чином

$$s_{\text{вих}}(t) = \frac{K_0}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \mathbf{S}(\omega) e^{i[\omega t + \varphi_K(\omega)]} d\omega = \frac{K_0}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \mathbf{S}(\omega) e^{i[\omega t + \varphi_S(\omega) + \varphi_K(\omega)]} d\omega, \quad (3.94)$$

Якщо скористатись на визначеній нерівності

$$\int_a^b F(x) dx \leq \int_a^b |F(x)| dx \quad (3.95)$$

та враховуючи, що $e^{i[\omega t + \varphi_S(\omega) + \varphi_K(\omega)]} = 1$, є можливість скласти наступну нерівність

$$s_{\text{вих}}(t) \leq \frac{K_0}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} |\mathbf{S}(\omega)| d\omega. \quad (3.96)$$

Ця нерівність визначає верхню межу митьового значення сигналу $s_{\text{вих}}(t)$ при його заданому спектрі. Максимізація пікового значення сигналу отримується при перетворенні нерівності (3.95) у рівняння, але для цього необхідно як з співставлення виразів (3.93) та (3.96), забезпечити визначене співвідношення між фазовою характеристикою системи (моделі) $\varphi_K(\omega)$ та фазовою характеристикою $\varphi_S(\omega)$ спектру вхідного сигналу.

Припустимо, що вихідний сигнал сягає максимуму у момент часу t_0 , який поки ще невизначений. Тоді вираз (3.96) дає наступне

$$s_{\text{мах вих}}(t) = s_{\text{вих}}(t_0) = \frac{K_0}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \mathbf{S}(\omega) e^{i[\omega t_0 + \varphi_S(\omega) + \varphi_K(\omega)]} d\omega. \quad (3.97)$$

Умова перетворення нерівності (3.96) у рівняння зводиться до наступного

$$\omega_0 t + \varphi_s(\omega) + \varphi_K(\omega) = 0 \quad (3.98)$$

або

$$\varphi_K(\omega) = -[\omega t_0 + \varphi_s(\omega)]. \quad (3.99)$$

Це співвідношення (3.99) є умовною компенсацією початкових фаз у спектрі сигналу. І дійсно, перша складова у правій частині виразу (3.99), яка дорівнює $\varphi_s(\omega)$ компенсує фазовою характеристикою $\varphi_s(\omega)$ спектру $S(\omega)$ вхідного сигналу. Як наслідок, при проходженні сигналу через нашу модель системи з фазовою характеристикою $\varphi_K(\omega)$ сума всіх компонентів спектру, скорегованих по фазі, створює пік вихідного сигналу у часі $t = t_0$.

Зв'язок між фазовою характеристикою $\varphi_s(\omega)$ вхідного спектру компенсуючою характеристикою та повною характеристикою моделі $\varphi_K(\omega)$, тобто $\varphi_K(\omega) = -[\varphi_s(\omega) + \omega_0 t_0]$.

Після проходження через модель спектр вхідного сигналу має фазову характеристику

$$\begin{aligned} \varphi_{S \text{ вих}}(\omega) &= \varphi_s(\omega) + \varphi_K(\omega) = \varphi_s(\omega) + \\ &+ [-\varphi_s(\omega) - \omega t_0] = -\omega t_0 \end{aligned} \quad (3.100)$$

яку відображено на рис. 3.19.

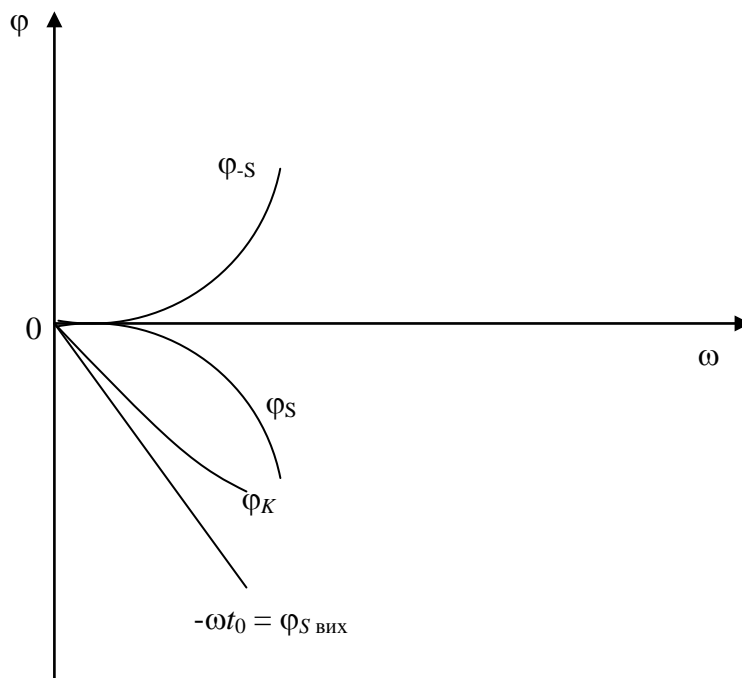


Рис. 3.19. Залежність співвідношення між фазовими характеристиками спектру вхідного сигналу

Отже, відтворення пікового значення сигналу може бути отримано лише після використання всієї його енергії, це означає, що час t_0 не може бути меншим за повну довжину вхідного сигналу.

Введемо перешкоду на вході системи. За рівномірності енергетичного спектру перешкоди (білий шум) $W(\omega) = W_0 = \text{Const}$ - система з рівномірною АЧХ не працює, оскільки потужність перешкоди на виході сягає дуже великих значень (теоретично нескінченно великої). Тому для пошуку оптимальної передатної функції, яка максимізує співвідношення сигнал-перешкода, складемо вираз для сигналу та шуму спочатку окремо, а потім у вигляді їх співвідношення.

Пікове значення сигналу визначимо як

$$s_{\max \text{ вих}}(t) = s_{\text{вих}}(t_0) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \mathbf{S}(\omega) \mathbf{K}(i\omega) e^{i\omega t_0} d\omega, \quad (3.101)$$

а середнє квадратичне значення перешкоди на виході

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} W(\omega) K^2(\omega) d\omega} = \sqrt{\frac{W_0}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} K^2(\omega) d\omega}. \quad (3.102)$$

Звідсіля співвідношення пікового значення сигналу до середнього квадратичного значення перешкоди буде

$$\frac{s_{\text{вих}}(t_0)}{\sigma} = \frac{\left| \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \mathbf{S}(\omega) \mathbf{K}(i\omega) e^{i\omega t_0} d\omega \right|}{\sqrt{\frac{W_0}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} K^2(\omega) d\omega}} \quad (3.103)$$

Скористаємося відомою нерівністю Шварца

$$\left| \int_a^b \mathbf{F}_1(x) \mathbf{F}_2(x) dx \right|^2 \leq \int_a^b |\mathbf{F}_1(x)|^2 dx \cdot \int_a^b |\mathbf{F}_2(x)|^2 dx, \quad (3.104)$$

де $\mathbf{F}_1(x)$, $\mathbf{F}_2(x)$ – в загальному випадку є комплексними функціями.

Ця нерівність перетворюється у рівняння при виконанні умови, що $\mathbf{F}_2(x)$ є пропорційною функції, комплексно-спряженій з $\mathbf{F}_1(x)$, тобто

$$\mathbf{F}_2(x) = A \mathbf{F}_1^*(x), \quad (3.105)$$

де A – довільний коефіцієнт.

Використовуючи позначки з виразу (3.101) та прирівнюючи $S(\omega) = F_1(i\omega)$ та $K(i\omega)e^{i\omega t_0} = F_2(i\omega)$, можемо записати вираз (3.104) у наступному вигляді

$$\left| \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \mathbf{S}(\omega) \mathbf{K}(i\omega) e^{i\omega t_0} d\omega \right|^2 \leq \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S^2(\omega) d\omega \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} K^2(\omega) d\omega \quad (3.106)$$

Отже, величина, яку визначаємо виразом (3.103), тобто $\frac{s_{\text{вих}}(t_0)}{\sigma}$ відповідає

$$\frac{s_{\text{вих}}(t_0)}{\sigma} = \frac{\sqrt{\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S^2(\omega) d\omega \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} K^2(\omega) d\omega}}{\sqrt{\frac{W}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} K^2(\omega) d\omega}} = \frac{1}{\sqrt{W_0}} \left[\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S^2(\omega) d\omega \right]^{1/2}. \quad (3.107)$$

Враховуючи, що вираз у квадратних дужках є виразом повного сигналу E , запишемо останній вираз у вигляді

$$\frac{s_{\text{вих}}(t_0)}{\sigma} = \sqrt{\frac{E}{W_0}}. \quad (3.108)$$

Окрім того, з виразу (3.105) отримуємо, що ця нерівність перетворюється у рівняння при виконанні умови

$$K(i\omega)e^{i\omega t_0} = AS^*(\omega) \quad (3.109)$$

звідкіля

$$K(i\omega) = AS^*(i\omega)e^{-i\omega t_0}. \quad (3.110)$$

Отримане співвідношення повністю визначає передатну функцію, яка максимізує співвідношення сигнал-перешкода на виході моделі (рис. 3.20).

Якщо врахувати, що $\mathbf{S}(\omega) = S(\omega)e^{i\varphi_S(\omega)}$, а комплексно-спряжена функція $\mathbf{S}^*(\omega) = S(\omega)e^{-i\varphi_S(\omega)}$, то вираз (2.110) можна визначити наступним чином

$$K(i\omega) = K(\omega)e^{i\varphi_K(\omega)} = AS(\omega)e^{-i[\varphi_S(\omega) + \omega t_0]}. \quad (3.111)$$

З виразу (3.111) отримуємо дві умови для фазової та амплітудної характеристик узгодженої моделі

$$\varphi_K(\omega) = -[\varphi_S(\omega) + \omega t_0], \quad (3.112)$$

$$K(\omega) = AS(\omega). \quad (3.113)$$

У тих випадках, коли під комплексною передатною функцією мається на увазі безрозмірна величина, наприклад, співвідношення комплексних амплітуд

сигналу на вході та виході, коефіцієнт A повинен мати розмірність, зворотну до розмірності спектральної щільності сигналу.

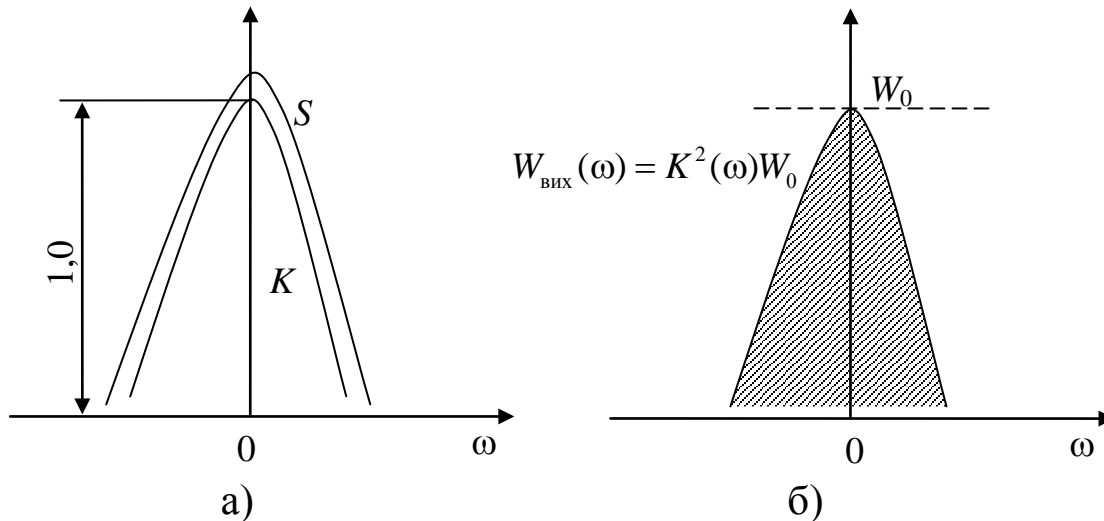


Рис. 3.20. Спектральна щільність сигналу та АЧХ моделі (а) та енергетичні спектри на вході та виході (б)

Співвідношення (3.112) та (3.113) мають глибокий фізичний зміст. Перше з них, яке співпадає з (3.99) та визначає компенсацію початкових фаз у спектрі сигналу, було розглянуто вище. Співвідношення (3.113), яке встановлює, що модуль передатної функції $K(\omega)$ повинен за своєю формою співпадати з модулем спектральної щільності $S(\omega)$ сигналу, теж легко піддається фізичному опису.

Якщо АЧХ $K(\omega)$ відповідає умові (3.113), система пропускає спектральні складові шуму нерівномірно, до того ж ослаблення тим більше, чим менше модуль $S(\omega)$. Як наслідок, це призводить до суттєвого зменшення шуму на виході системи (моделі). На рис. 3.20 ця потужність визначається площею (штрихованою) під кривою залежності $W_{\text{вих}}(\omega) = K^2(\omega)W_0$. Для наочності характеристики на рис. 3.20 побудовані за передумови, що $AS(0) = 1$.

Послаблення сигналу через нерівномірність характеристики $K(\omega)$ має меншу ступінь ніж послаблення шуму, оскільки зменшення $K(\omega)$ має місце для спектральних складових, вклад яких у формування піка сигналу є порівняно

малим. Внаслідок цього маємо послаблення шуму відносно корисного сигналу. Отже, у сполученні з фазовою компенсацією спектра сигналу (на дисперсію вхідного шуму ця компенсація не впливає), це призводить до максимізації співвідношення сигнал-перешкода.

Розглянемо, як ця аналітична модель працює у конкретних випадках дії людини. Наприклад, при пошуку окремих предметів у замкненому просторі, працює перша теза з розглянутих, тобто, коли рівень шумової компоненти практично відсутній та пошук значно полегшується. Якщо пошук здійснюється у відкритому просторі з багатьма предметами, то рівень шумової компоненти дуже великий, тому пошук необхідного об'єкту виконується за другим розглянутим випадком.

У теорії технологічного фантому (ТФ) [36, 44] подібні ситуації визначаються значно простіше. У першому прикладі існує слово-команда, яка визначає предмет та його спектр. Як наслідок, це викликає у мозку реакцію – ТФ конкретного об'єкта (наприклад, патології, біологічної структури, вірусу тощо), який і є фільтром, що відсікає ТФ інших об'єктів і дозволяє на тлі малих спектральних перешкод визначитися з вишукуванням об'єктом. У другому випадку теж є можливість формувати ТФ об'єкта, який є фільтром для пошуку предмета. При цьому наочно видно енергетичні витрати та перепади часу t_0 на визначення повного спектру об'єкта. Час витрачається на ідентифікацію об'єкту з ТФ, який синтезується. Особливо, якщо об'єкт (структура) пошуку має велику кількість модифікацій, ознак тощо, необхідно діяти перебором всіх відомих ТФ цього вишукуваного об'єкта. Тому в наступному розділі наведено моделювання саме цього процесу, тобто, коли до системи обробки БО потрапляє лише часткова інформація.

3.5.3 Особливості визначення корисного сигналу в неналаштованій електрофізичній моделі людини

У попередньому розділі було розглянуто, яким чином система (модель) людини визначається з пошуком необхідного сигналу (об'єкту) за різного рівня перешкод. Але досить часто існує й інша проблема, коли отримана інформація або зовсім не схожа на потрібну, або нагадує її лише частково. У цьому випадку людина вирішує проблему схожості (подоби). Оскільки людина отримує інформацію у вигляді пакетів імпульсів, спектри яких за своєю суттю є спектрами певних об'єктів, образів тощо з певними параметрами, за якими

визначається об'єкт. Але, якщо є відхилення від цих складових, то потрібним є налаштування системи на визначений спектр або його складову.

Отже, припустимо, що спектральна щільність $S_a(\omega)$ певного сигналу $a(t)$ створює два сплески поблизу частот ω_0 та $-\omega_0$, а передатна функція нашої моделі $K(i\omega)$ поблизу частот ω_p та $-\omega_p$ (рис. 3.21). Припускаємо, що пік чутливості передатної функції не співпадає з центральною частотою складової, тобто маємо розладження системи.

При цьому вважатимемо, що величина розладження

$$\Delta\omega = \omega_0 - \omega_p \quad (3.114)$$

є величиною з того ж порядку, що і смуга пропускання у моделі.

Отже, складемо вираз стосовно сигналу на виході системи (моделі). Якщо сигнал на вході моделі можна уявити як $a(t) = A(t) \cos[\omega_0 t + \theta(t)]$, вирази значно спростяться при використанні аналітичного сигналу

$$z(t) = \mathbf{A}(t)e^{i\omega_0 t}. \quad (3.115)$$

Спектральну щільність [модуль $\mathbf{Z}(\omega)$ цього сигналу] відображено на рис. 3.21.

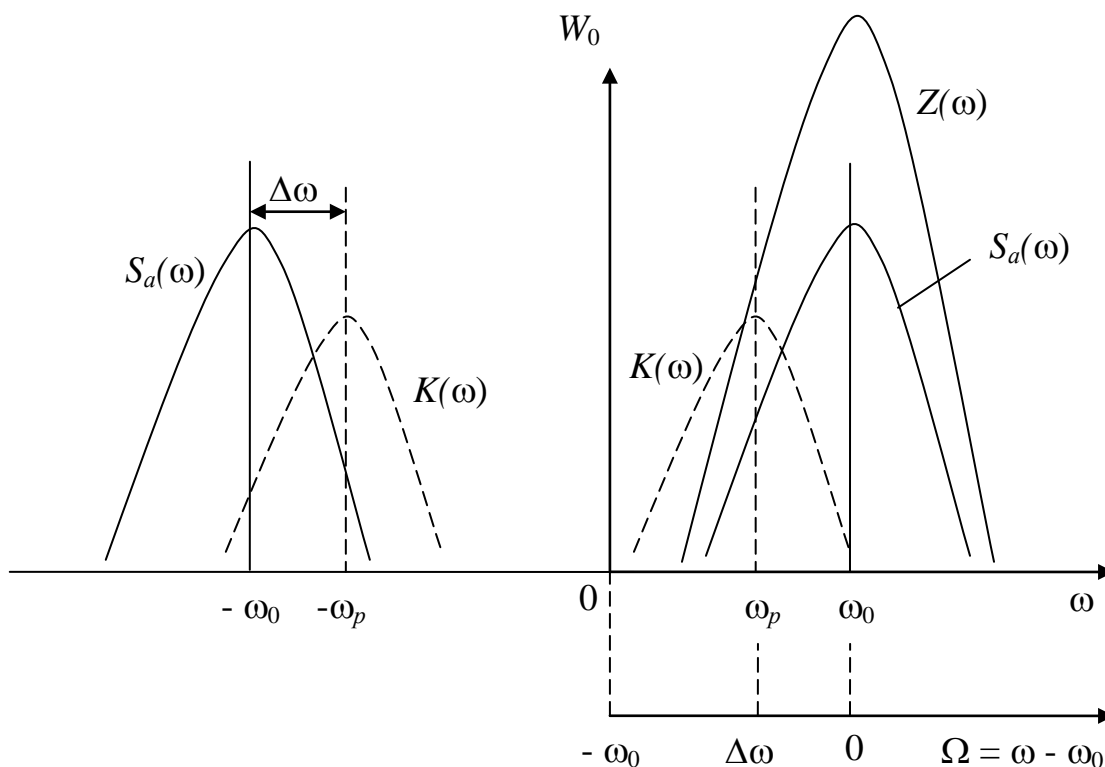


Рис. 3.21. Спектральна щільність модульованого сигналу та передатна функція вузькосмугового ланцюгу

Оскільки функція $\mathbf{Z}(\omega)$ існує лише у межах додатних частот, то при визначенні аналітичного сигналу на виході моделі необхідно орієнтуватися на вираз

$$z_{\text{вих}}(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \mathbf{Z}(\omega) \mathbf{K}(i\omega) e^{i\omega t} d\omega. \quad (3.116)$$

Оскільки $\mathbf{Z}(\omega) = 2\mathbf{S}_a(\omega)$ при $\omega > 0$, до того ж у межах додатних частот $\mathbf{S}_a(\omega) = \frac{1}{2} \mathbf{S}_A(\omega - \omega_0)$. Отже, $\mathbf{Z}(\omega) = \mathbf{S}_A(\omega - \omega_0)$. Якщо скористатися цим виразом, підставляючи його у вираз (3.116), отримуємо

$$z_{\text{вих}}(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \mathbf{S}_A(\omega - \omega_0) \mathbf{K}(i\omega) e^{i\omega t} d\omega. \quad (3.117)$$

Застосовуємо нову змінну $\Omega = \omega - \omega_0$, тоді

$$z_{\text{вих}}(t) = \left\{ \frac{1}{2\pi} \int_{-\omega_0}^{\infty} \mathbf{S}_A(\Omega) \mathbf{K}[i(\omega_0 + \Omega)] e^{i\Omega t} d\Omega \right\} e^{i\omega_0 t}. \quad (3.118)$$

Після співставлення цього виразу з виразом (3.115) одразу можна збагнути, що вираз у фігурних дужках є комплексною огинаючою вихідного сигналу

$$\mathbf{A}_{\text{вих}}(t) = A_{\text{вих}}(t) e^{i\theta_{\text{вих}} t} = \frac{1}{2\pi} \int_{-\omega_0}^{\infty} \mathbf{S}_A(\Omega) \mathbf{K}[i(\omega_0 + \Omega)] e^{i\Omega t} d\Omega. \quad (3.119)$$

Подальше спрощення аналізу отримується з властивостей передатної функції вибірювальних ланцюгів, які мають яскраво означену частотну вибірювальність. Модуль коефіцієнта передачі $K(i\omega)$ швидко зменшується при віддаленні ω від пікового значення.

Таким чином, передатну функцію варто визначати у вигляді функції розладження частоти ω відносно частоти пікових значень ω_p

$$\mathbf{K}(i\omega) = \mathbf{K}[i(\omega_0 + \Omega)] = \mathbf{K}[i(\omega_p + \Delta\omega + \Omega)] = \mathbf{K}_1[i(\Delta\omega + \Omega)], \quad (3.120)$$

де сталий параметр розладження $\Delta\omega = \omega_0 - \omega_p$.

Оскільки при $\Omega = -\omega_0$ коефіцієнт передачі $\mathbf{K}_1[i(\Delta\omega + \Omega)]$ практично дорівнює нулю, нижня межа інтегралу у виразі (3.119) можна замінити на $-\infty$. При цьому вираз (3.119) набуває вигляду

$$\mathbf{A}_{\text{вих}}(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\omega_0}^{\infty} \mathbf{S}_A(\Omega) \mathbf{K}[i(\Delta\omega + \Omega)] e^{i\Omega t} d\Omega. \quad (3.121)$$

Цей вираз є подібним інтегралу Фур'є, який визначає оригінал по заданій спектральній щільності огинаючої $\mathbf{S}_A(\Omega)$ та передатної функції $\mathbf{K}_1[i(\Delta\omega + \Omega)]$. Отже, зробивши заміну $i\Omega$ на p , отримуємо вираз у формі зворотнього перетворення Лапласа:

$$\mathbf{A}_{\text{вих}}(t) = \frac{1}{2\pi i} \int_{c-i\infty}^{c+i\infty} \bar{\mathbf{S}}_A(p) \mathbf{K}[i\Delta\omega + p] e^{pt} dp. \quad (3.122)$$

Таким чином, аналіз передачі вузькосмугового сигналу через визбирувальний ланцюг системи (моделі) людини за суттю зводиться до аналізу змін (спотворень), яку отримує комплексна огинаюча сигналу. Після знаходження $A_{\text{вих}}(t)$ та $\theta_{\text{вих}}(t)$ для вихідного сигналу є можливість записати наступний вираз

$$z_{\text{вих}}(t) = A_{\text{вих}}(t) e^{i[\omega_0 t + \theta_{\text{вих}}(t)]}, \quad (3.123)$$

Звідкіля

$$a_{\text{вих}}(t) = A_{\text{вих}}(t) \cos[\omega_0 t + \theta_{\text{вих}}(t)]. \quad (3.124)$$

Наразі у підсумку обчислення, пов'язані з визначенням $A_{\text{вих}}(t)$ по формулі (3.122) є значно простіші, ніж при безпосередньому визначенні $a_{\text{вих}}(t)$ за допомогою зворотніх перетворень Лапласа, оскільки перехід від $S_a(\omega)$ до $\mathbf{S}_A(\Omega)$ та від $K(p)$ до $\mathbf{K}_1[i\Delta\omega + p]$ скорочує число особливих точок підінтегральної функції.

Наведемо простий приклад, коли у людини спрацьовує подібний аналітичний апарат. Уявимо, що пацієнт заходить до кабінету, та йому пропонують сісти у крісло для огляду. У нього спрацьовує типовий ТФ пошуку цього крісла, але є тільки стілець, тобто ТФ не співпадає з присутнім у кабінеті об'єктом. Наступна дія пацієнта – пошук ТФ за призначенням об'єкта – місця для сидіння, але ТФ стільця не виконує умов ТФ-крісло. Тим не менш за подібних обставин пацієнт обирає стілець як найбільш придатний за функціями об'єкт.

3.6. Моделювання електромагнітних полів у зоні повного контакту біологічного та технічного об'єктів у медичній системі

Взаємодія об'єктів у біотехнічних системах може відбуватися за умови їх повного контакту на рівні фізичних матерій або уявного контакту, тобто на певній відстані.

3.6.1. Моделювання електромеханічних засобів лікування біотехнічної системи з поверхнею людського тіла

Серед усіх засобів лікування людини особливе місце займають засоби лікування за допомогою електростатичних полів.

По-перше, вони є незалежними генераторами електростатичного поля. Це зазвичай генератори високої напруги електричного поля, які викликають іонізацію газових складових повітря, тобто появу іонів. Здебільшого подібні пристрої являють собою систему (прилад) у вигляді металевої платформи та парасольки над нею. При цьому у БТС людина знаходиться між платформою та парасолькою, тобто під напругою електричного поля та активних іонів. Всі фізичні процеси, що пов'язані з роботою подібних пристроїв, були описані у попередніх розділах, які стосувалися електростатичної моделі людини (п. 3.4).

По-друге, присутній ефект лікування, який досягається як наслідок тертя діелектричних елементів по поверхні людського тіла.

Наразі це виконується дисками, виробленими з діелектрику (наприклад ебоніту $\epsilon = 3.6$). У цьому випадку маємо вплив вібраційного масажу шляхом тертя та наслідками, пов'язаними з виникненням при цьому електростатичного поля.

Розглянемо, яка саме взаємодія з тілом людини може викликати лікувальний ефект за використання простого ебонітового диску.

Сутність методики лікування полягає у методичних колових рухах ебонітовим диском з коловою частотою циркуляції ω_v . Подібна циркуляція диску викликає нестихаючі коливання на шкірі людини, які у спрощеному вигляді можна описати як [56]

$$x = x(t) = F \cos(\omega t + \varphi_0) \quad \text{або} \quad x = x(t) = A \sin(\omega t + \varphi_0) \quad (3.125)$$

де A – амплітуда,

$\omega t + \varphi_0$ – фаза коливань.

Обидва уявлення (3.125) повністю рівноправні. Вибором початкової фази φ_0 завжди можна звести їх до простих функцій синуса та косинуса в залежності від аргументу ωt .

$$x = A \cos \omega t, \quad x = F \sin \omega t \quad \text{при} \quad \varphi_0 = 0. \quad (3.126)$$

Перша та друга похідна відхилення $x(t)$ за часом t (швидкість та прискорення a) теж змінюється по гармонічному закону

$$\dot{x} = v(t) = -A \sin(\omega t + \varphi_0), \quad \ddot{x} = a(t) = -A \omega^2 \cos(\omega t + \varphi_0) \quad (3.127)$$

Оскільки поверхня міри знаходиться під дією сторонньої сили F_{CT} , яка у першому наближенні може бути записана як

$$F_{\text{CT}} = F_0 \cos \omega t, \quad (3.128)$$

то з другого закону Ньютона маємо

$$m \ddot{x} = F + F_c + F_{\text{CT}}, \quad (3.129)$$

де F – поворотна сила,

F_c – сила опору середовища.

Звідсіля отримуємо диференційне рівняння, яке дає опис коливального процесу у вигляді

$$\ddot{x} + 2\beta \dot{x} + \omega_0^2 x = f_0 \cos \omega t \quad (3.130)$$

де $2\beta = r/m$,

$$\omega_0^2 = k/m,$$

$$f_0 = \frac{F_0}{m},$$

k – коефіцієнт квазіпружної сили,

r – коефіцієнт в'язкого тертя.

При рівномірному русі ситуацію можна розглядати як випадок з сталими коливаннями. При цьому відповідне рішення має вигляд:

$$x = A \cos(\omega t - \alpha), \quad (3.131)$$

де

$$A = \frac{f_0}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2}}, \quad (3.132)$$

$$\alpha = \arctg \frac{2\omega\beta}{\omega_0^2 - \omega^2}. \quad (3.133)$$

Зі сказаного попередньо маємо висновок, що невеликі коливання являють собою гармонічні коливання з частотою ω під дією сили F_{CT} . Амплітуда коливань A є пропорційною амплітуді F_0 цієї сили та залежною від частоти ω , тобто $A = A(\omega)$. Вимушені коливання відстають за фазою від збуджуючої сили на величину α , яка теж є функцією ω , тобто $\alpha = a(\omega)$.

Функція (3.133) є часткове рішення неоднорідного рівняння. У реальності з усіма урахуваннями рішення має вигляд

$$x(t) = A \cos(\omega t - \alpha) - A_0 e^{-\beta t} \cos(\sqrt{\omega_0^2 - \beta^2} \cdot t + \varphi_0). \quad (3.134)$$

У цьому випадку наявність множника $e^{-\beta t}$ у другій складовій вказує свою роль лише за малих інтервалів часу, тобто у початкових стадіях процесу.

Особливістю цього процесу є передача потужності у навколишнє середовище. При цьому відбувається перехід кінетичної енергії у потенційну, і навпаки. При цьому і та і інша змінюються за гармонічним законом.

$$E_k = \frac{mv^2}{2} = \frac{m}{2} A^2 \omega^2 \sin^2(\omega t + \varphi_0) = \frac{m}{4} A^2 \omega^2 [1 - \cos 2(\omega t + \varphi_0)], \quad (3.135)$$

$$U = \frac{1}{kx^2} = \frac{kA^2}{2} \cos^2(\omega t + \varphi_0) = \frac{kA^2}{4} [1 + \cos 2(\omega t + \varphi_0)]. \quad (3.136)$$

Таким чином, енергія у системі змінюється з частотою 2ω .

Оскільки квазіпружна сила F є консервативною, то повна енергія $E = E_k + U$ коливання зберігається:

$$E = \frac{1}{2} m \dot{x}^2 + \frac{1}{2} kx^2 = \text{const}, \quad E = \frac{mA^2\omega^2}{2} = \frac{kA^2}{2}. \quad (3.137)$$

При цьому середні значення кінетичної $\langle E_k \rangle$ та потенційної $\langle U \rangle$ дорівнюють половині повної енергії E .

$$\langle E_k \rangle = \langle U \rangle = \frac{E}{2} = \frac{1}{2} kA^2. \quad (3.138)$$

У наслідок з вищесказаним необхідно розглянути дисперсію та поглинання потужності. Рішення рівнянь коливального процесу (3.134) переписати у вигляді

$$x(t) = A_n(\omega) \sin \omega t + A_d(\omega) \cos \omega t, \quad (3.139)$$

$$\text{де } A_n(\omega) = \frac{2\beta\omega f_0}{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2\omega^2} = A_n(\omega_0) \frac{4\beta^2\omega_0\omega}{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2\omega^2}, \quad (3.140)$$

$$A_d(\omega) = \frac{(\omega_0^2 - \omega^2)f_0}{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2\omega^2}. \quad (3.141)$$

Стала A_n є амплітуда поглинання, а стала A_d - пружна амплітуда або амплітуда дисперсії.

Перша складова у (3.141) визначає середнє у часі значення поглинаємої потужності осцилятора, а друга складова пояснює вклад у миттєве значення поглинаємої потужності $P(t)$. За усталеного процесу миттєве значення потужності

$$P(t) = F_{CT}x(t) = F_0 \cos \omega t [\omega A_n \cos \omega t - \omega A_d \sin \omega t]. \quad (3.142)$$

Середнє у часі значення поглинаємої потужності за один цикл

$$P(\omega) = \langle P(t) \rangle = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt \quad (3.143)$$

має опис наступним виразами

$$P(\omega) = \frac{1}{2} F_0 \omega A_{\Pi} = \frac{1}{2} m f_0^2 \frac{2\beta \omega f_0}{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2} . \quad (3.144)$$

Середнє значення потужності $P(\omega)$ дорівнює половині значення $P(\omega_0)$ та визначається за формулами:

$$\omega = \omega_1 = \sqrt{\omega_0^2 + \beta^2} - \beta, \quad (3.145)$$

$$\omega = \omega_2 = \sqrt{\omega_0^2 + \beta^2} + \beta. \quad (3.146)$$

Ширина частот між цими двома точками визначається як $\Gamma = \omega_2 - \omega_1$, тоді:

$$\Gamma = 2\beta \quad (3.147)$$

є ширина резонансу при вимушених коливаннях і характеризує швидкість стихання вільних коливань і є безпосередньо зв'язаною з силою F_{CT} та ω_{Π} , тобто у спрощеному вигляді характеризує критичну швидкість руху по колу людського організму.

Розглянемо випадок енергії у сталому режимі, яка розсіюється внаслідок тертя. Отже, середня потужність, яка витрачається на тертя, може бути записана як:

$$P_T(\omega) = 2m\beta \langle x^2 \rangle = m\beta \omega^2 [A_{\Pi}^2 + A_{\Delta}^2]. \quad (3.148)$$

При цьому середня величина енергії $E(\omega)$, яку акумулює в собі диск, також визначається амплітудами A_{Π} та A_{Δ} :

$$E(\omega) = \frac{1}{2} m \langle x^2 \rangle + \frac{1}{2} m \omega_0^2 \langle x^2 \rangle = \frac{1}{4} m (\omega^2 + \omega_0^2) (A_{\Pi}^2 + A_{\Delta}^2), \quad (3.149)$$

$$E(\omega) = E(\omega_0) 2\beta^2 (\omega^2 + \omega_0^2) / (\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2 . \quad (3.150)$$

У віддаленні від резонансу стале рішення рівняння (3.149) визначається тільки другою складовою у (3.150):

$$x(t) \approx A_{\Delta} \cos \omega t \approx \frac{f_0 \cos \omega t}{\omega_0^2 - \omega^2} . \quad (3.151)$$

Цей вираз не має коефіцієнта стихання β , оскільки є рішення рівняння (3.150) при $\beta = 0$.

За малих затухань, коли $2\beta \ll \omega_0$ формули (3.150) для A_H (3.140), $P(\omega)$ та (3.144) для $E(\omega)$ мають одну й ту ж форму, яку позначають як [64]

$$R(\omega) = \frac{\left(\frac{1}{2}\tilde{A}\right)^2}{(\omega_0 - \omega)^2 + \left(\frac{1}{2}\tilde{A}\right)^2}, \quad (3.152)$$

де $\Gamma = 2\beta$ ширина резонансу при $\omega = \omega_0$.

Цікаво, що цей вираз $R(\omega)$ визначає лоренцеву форму ліній, в ядерній фізиці є резонансною кривою Брейта-Вігнера.

3.6.2. Електростатичні енергетичні перетворення у межах маси біологічного (біотехнічного) об'єкта

У попередньому розділі ми розглянули процес енергетичних перетворень, які відбуваються у межах контакту діелектричного диску зі шкірою людини. Енергія U , яка при цьому виробляється з потенціалом ϕ має наступну величину у загальному випадку [42]:

$$U = -\frac{E_0 E}{2} \int \phi \Delta \phi dV. \quad (3.153)$$

Енергія електростатичного поля U дорівнює роботі A , яка була втрачена на створення цього поля. Тільки у вакуумі або ж діелектрику, у якому частину роботи, втраченої на виділення або поглинання теплоти Q на одиницю об'єму, порівнюємо з щільністю енергії U_E , то фізичне підґрунтя останньої можна встановити за термодинамічними методом.

Отже, якщо приріст повної роботи δA при створенні електричного поля у діелектрику об'єму V дорівнює сумі електричної та механічної енергії, то

$$\delta A = V \mathbf{E} d\mathbf{D} + P dV, \quad (3.154)$$

де P – зовнішній тиск (аналог F_{CT}),

\mathbf{E} – напруженість поля у діелектрику,

\mathbf{D} – електричне зміщення.

Ця робота витрачається на зміну внутрішньої енергії діелектрика dU та отриманням ним кількісної теплоти δQ [64]:

$$\delta A = dU + \delta Q. \quad (3.155)$$

Кількість теплоти отриманої діелектриком з об'ємом V визначається формулою

$$\delta Q = dU - EdD . \quad (3.156)$$

Окрім того, діелектрик можна характеризувати наступними термодинамічними потенціалами:

- вільною енергією

$$F = U - TS , \quad (3.157)$$

де T – температура,

S – ентропія системи;

- термодинамічним потенціалом

$$\Phi = F - ED , \quad (3.158)$$

- ентальпією

$$I = U + ED . \quad (3.159)$$

Для квазістатичних процесів $\delta Q = TdS$, а зі співвідношень (3.158) та (3.159) отримуємо основні рівняння термодинаміки діелектриків

$$dF = -SdT + EdD$$

$$d\Phi = -SdT - DdE . \quad (3.160)$$

$$dI = TdS - DdE$$

Ці рівняння необхідно доповнити рівнянням стану діелектрику, яке має вигляд

$$D = D(E, T, \tau) , \quad (3.161)$$

де τ – питома щільність діелектрика.

Явний вигляд функції D як функції напруженості поля E , температури T та щільності τ може бути знайдено, використовуючи теорію термодинаміки емпіричним шляхом або вирахований на засадах молекулярної теорії.

Таким чином, вільна енергія діелектрика може у загальному вигляді визначитися як

$$F = \int EdD + F_0(T, \tau) , \quad (3.162)$$

де $F_0(T, \tau)$ - вільна енергія діелектрику за відсутністю у ньому поля.

Для рівняння стану (3.162) у вигляді $D = \epsilon\epsilon_0 E$ отримуємо

$$F = \frac{\epsilon_0 \epsilon E^2}{2} + F_0 = \frac{D^2}{2\epsilon_0 \epsilon} + F_0 = U_e + F_0 . \quad (3.163)$$

При цьому внутрішня енергія діелектрику

$$U = F - T \left(\frac{\partial F}{\partial T} \right)_{D, \tau}. \quad (3.164)$$

та за сталої щільності визначається формулою

$$\begin{aligned} U &= \left(1 + \frac{T}{\varepsilon} \frac{\partial \varepsilon}{\partial T} \right) \frac{D^2}{2\varepsilon_0 \varepsilon} + U_0(T, \tau) = \left(\varepsilon - T \frac{\partial \varepsilon}{\partial T} \right) \frac{\varepsilon_0 E^2}{2} + U_0(T, \tau) = \\ &= \left(1 + \frac{T}{\varepsilon} \frac{\partial \varepsilon}{\partial T} \right) U_e + U_0(T, \tau). \end{aligned} \quad (3.165)$$

Отже, з усього вищесказаного маємо можливість дійти висновку: будь-які механічні або теплові дії над діелектриком призводять до виникнення початкової електричної поляризації диску.

3.7. Моделювання електромагнітних полів у зоні уявного контакту біологічного та технічного об'єктів у медичній системі

Застосування в науці, техніці, медицині магнітних речовин пов'язано в основному з магнітними полями, інтенсивність яких часто має сотні мілітесла і навіть одиниці тесла. При такій великій інтенсивності є вірогідність несприятливої дії поля. Проте, коли йдеться про проведення життєво важливих процедур, здебільшого нехтують супутньою біологічною дією. При використанні магнітотерапевтичної апаратури біологічний ефект стає основним.

Поля, вживані в магнітотерапії та магнітобіології, характеризуються зазвичай неоднорідністю: магнітна індукція та градієнт її змінюються в просторі, і поле не може бути визначено значеннями їх в одній крапці, що істотно ускладнює його опис. Зазвичай лікар або біолог можуть судити про те, як неоднорідне поле співвідноситься з осередком ураження БО (БТО), тільки маючи перед очима картину цього поля. Ефективність дії магнітного поля залежить також від закону його зміни та частоти, режимів живлення, від габаритів, конфігурації, взаємного розташування джерела та пацієнта або біологічного об'єкту. Тому порівняння результатів лікування або біологічної дії різних джерел істотно ускладнюється.

3.7.1. Вплив низькочастотного магнітного поля на людину

Наразі поширеним є використання з лікувально-профілактичною метою постійного або змінного магнітного поля. Хоча в організмі не знайдено

спеціальних рецепторних зон, сприймаючих електромагнітні коливання, але є достовірні відомості про вплив природних магнітних полів. На вищі центри нервової гуморальної регуляції, на біоструми мозку і серця, на проникність біологічних мембран. На властивості водних і колоїдних систем організму. Наразі ще залишається деяка невизначеність понять про взаємодію магнітних полів з органічними та клітинними структурами, а також про те, як відбувається трансформація фізичної енергії магнітного поля в реакцію організму як цілісної високоорганізованої системи.

Розрізняють наступні механізми первинної дії постійних і змінних магнітних полів на БО. Під впливом магнітних полів у макромолекул (ферменти, нуклеїнові кислоти, протеїни і т.д.) відбувається виникнення зарядів і зміна їх магнітної сприйнятливості. У зв'язку з чим магнітна енергія макромолекул може перевищувати енергію теплового руху, а тому магнітні поля навіть в терапевтичних дозах викликають зміни в орієнтації та концентрації біологічно активних макромолекул, що відображається на кінетиці біохімічних реакцій і швидкості біофізичних процесів.

У механізмі первинної дії магнітних полів велике значення має орієнтаційна перебудова рідких кристалів, складових основи клітинної мембрани та багатьох внутрішньоклітинних структур, тобто відбуваються орієнтація та деформація рідкокристалічних структур (мембрани, мітохондрії і ін.), що впливає на їх проникність та, як наслідок, на регуляцію біохімічних процесів і виконання біологічними структурами біофізичних функцій.

Одним з важливих регуляторних механізмів у живих системах є активність іонів. Вона визначається, перш за все, їх гідратацією і зв'язком з макромолекулами. Збільшення під впливом магнітного поля іонної активності в тканинах є передумовою до стимуляції клітинного метаболізму. При дії на судини магнітні поля орієнтують не тільки біологічно активні макромолекули, але і надмолекулярні та клітинні структури, наприклад побудова ланцюжків еритроцитів під дією магнітних полів. У них, окрім діамагнітної та парамагнітної взаємодії, відбувається взаємодія із змінним електричним полем, яке виникає при будь-якій зміні магнітного поля. Оскільки в тканинах є вільні заряди, іони або електрони, то індуковане електричне поле викличе їх рух, тобто електричний струм, який має багатоспрямовану біологічну дію.

Зважаючи на вищенаведені механізми дії, можна сказати, що постійне магнітне поле впливає на тканини БО через діа- та парамагнітні ефекти, а змінне та імпульсне, окрім того, через електричні струми, що генеруються

ними. При реалізації дії на живі системи активовані субмолекулярні, молекулярні та надмолекулярні структури, що спричиняє за собою зміни на клітинному, системному та організменому рівні.

Вплив магнітного поля на людину характеризується наступними чинниками (критеріями):

- відмінностями в індивідуальній чутливості та нестійкістю реакцій організму і його систем на дію магнітного поля;
- коригуючим впливом магнітного поля на організм і його функціональні системи;
- зміною напрямку фазності реакцій організму під дією магнітного поля на протилежне;
- ступенем потужності терапевтичної дії, на яку впливають фізичні характеристики магнітного поля. Ефект і зміни більш вразливі при дії змінного та імпульсного магнітного поля, чим постійного;
- пороговим або резонансним характером, особливо при використанні імпульсних магнітних полів;
- характером сліду дії магнітного поля. Після одноразових дій реакції організму зберігаються протягом 1 - 6 діб, а після курсових процедур - 30 - 45 днів, що обумовлює перерви між курсами лікування за цей період.

Органи та системи БО по-різному реагують на дію магнітного поля. Вибірковість у відповідь реакції організму залежить від електричних і магнітних властивостей тканин, їх відмінності в мікроциркуляції, інтенсивності метаболізму та стану нейрогуморальної циркуляції. За ступенем чутливості різних систем організму до магнітного поля перше місце займає нервова, потім ендокринна системи, органи чуття, серцево-судинна, кров, м'язова і дихальна системи.

Дія магнітного поля на нервову систему характеризується зміною умовно-рефлекторної діяльності організму, фізіологічних і біологічних процесів. Таким чином, виникає ланцюгова реакція активації певних органів та систем БО, що призводить до зміни метаболічних реакцій. Так, наприклад в ендокринній системі при дії змінних магнітних полів індукцією до 30 мТл і частотою до 50 Гц з невеликою експозицією (до 20 хвилин) відбувається розвиток реакції тренування і підвищеної активності всіх відділів ендокринної системи, виникає стимуляція її функції під дією магнітного поля. Збільшення індукції (вище 120 мТл) і частоти магнітного поля (вище 100 Гц), а також зміна часу його дії супроводжується появою гемодинамічних розладів, порушення

проникності клітинних мембран. При дії змінного і імпульсного магнітного поля одного значення індукції і біжучої частоти при різній локалізації (голова, ділянка серця, передпліччя) виникає однотипна реакція з боку серцево-судинної системи, що дає підставу припустити рефлекторну природу дії цих полів на неї. При дії постійного, змінного і імпульсного біжучого магнітного поля спостерігається посилення метаболічних процесів БО.

Отже, дія магнітними полями нетривалої експозиції має багатоспрямовану дію на організм. Проте магнітні поля від 70 мТл і вище стають стресовими агентами і несприятливо позначаються на діяльності різних функціональних систем: відбувається дискоординація діяльності ендокринних органів, знижується інтенсивність енергетичних процесів, порушується проникність клітинних мембран, розвивається гіпоксія та дистрофічні процеси. Виходячи з цього, необхідним є чітке дотримання контролю за дозуванням впливу полів.

За певних умов електрична та магнітна складові стають практично незалежними, і їх можна розглядати окремо. Роздільна дія електричного і магнітного полів (поля конденсатора та поля котушки) спостерігається при порівняно повільному їх зміні в так званій ближній зоні (зоні індукції), яка характеризується умовою $R^* \ll \lambda$, де R^* - найбільші габарити об'єкту або найбільша відстань від джерела поля, λ – довжина хвилі.

У ближній зоні електромагнітна хвиля не сформована, випромінювання не відбувається, і поле швидко згасає за віддаленням від джерела. Отже, в низькочастотному діапазоні дія на БО відбувається в ближній зоні, і можна розглядати окремо електричні та магнітні поля. Так, зазвичай для лікування за допомогою електромедичних апаратів використовують постійне електричне поле (франклінізація), магнітне поле (10÷40) МГц (індуктотермія), електричне поле (25÷50) МГц (УВЧ - терапія). Можливість роздільної дії електричного та магнітного полів зберігається аж до високих частот.

На відміну від електричного поля низької частоти, високочастотних полів, ультразвукових коливань низькочастотне магнітне поле вільно пронизує живу тканину.

При розгляді взаємодії БО з магнітними полями у медичній системі необхідно визначитися, є БО діелектриком або провідником. Відомо, що до частот 10 МГц тканини тіла можна розглядати як провідники. Критерієм провідних властивостей реального середовища є величина тангенса кута втрат:

$$\left. \begin{aligned} tg\lambda << 1 & \text{ для диелектрика,} \\ tg\lambda >> 1 & \text{ для провідника,} \end{aligned} \right\} \quad (3.166)$$

$$tg\delta = \sigma/(\omega\varepsilon), \quad (3.167)$$

де $tg\delta$ - тангенс кута втрат;

σ - питома провідність, См/м

$$\omega = 2\pi f, \quad (3.168)$$

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r, \quad (3.169)$$

де ω - колова частота, Гц;

ε - діелектрична проникність, Ф/м;

ε_r - електрична стала, Ф/м;

ε_0 - відносна діелектрична проникність.

З формули (3.167) випливає, що тільки в ідеальному діелектрику ($\sigma = 0$) нема втрат; у реальному середовищі втрати залежать від відношення $\delta/(\omega\varepsilon)$. Оцінимо його величину для живого організму.

З цією метою використовуємо значення електричних параметрів тканин БО, які в низькочастотному діапазоні відомі при частотах 0,01, 0,1, 1 та 10 кГц. Оскільки спостерігається повільне збільшення або зменшення наведених параметрів з частотою, розрахунки виконаємо тільки для крайніх частот 10 Гц і 10 кГц.

Підставивши вирази (3.168) і (3.169) у формулу (3.167) і прийнявши до уваги значення електричної постійної, цю формулу можна уявити в іншому вигляді:

- для 10 Гц

$$tg\delta = 1.8 \cdot 10^9 \sigma / \varepsilon_r \quad (3.170,а)$$

- для 10 кГц

$$tg\delta = 1.8 \cdot 10^6 \sigma / \varepsilon_r \quad (3.170,б)$$

Оберемо тканини з найменшим відношенням σ/ε_r , що, як впливає з формул (3.166) і (3.167), найменше сприятливо для провідних властивостей: при 10 Гц $\sigma=1/9,6$ См/м та $\varepsilon_r=10$, а при 10 кГц $\sigma=1/6$ См/м та $\varepsilon_r=10$.

Підставляючи ці дані у формули (3.170,а) та (3.170,б), одержимо при 10 Гц $tg\delta=19$, а при 10 кГц $tg\delta=3$, що відповідно до умови (3.166) підтверджує провідні властивості живої тканини в розглянутому діапазоні.

Глибину проникнення поля в провідник визначають як

$$\Delta = \sqrt{2/(\omega\mu\sigma)}, \quad (3.171)$$

$$\mu = \mu_0\mu_r, \quad (3.172)$$

де Δ - глибина проникнення, м;
 μ - магнітна проникність, Гн/м;
 μ_0 - магнітна стала, Гн/м;
 μ_r - відносна магнітна проникність.

Найменша глибина проникнення є для тканин з найбільшою $\sigma = 1/0,6$ См/м.

Підставляючи у формулу (3.171) це значення, вирази (3.168), (3.172), магнітну постійну, та маючи на увазі $\mu_r = 1$, що справедливо для всіх немагнітних середовищ, одержимо $\Delta = 390/\sqrt{f}$ м, де f - частота, Гц. Звідси при 10 Гц глибина проникнення магнітного поля в живий організм складає не менше 120 м, а при 10 кГц - не менше 3,9 м, що набагато перевищує габарити людини і більшості біологічних об'єктів.

Знаючи глибину проникнення, легко розрахувати ослаблення інтенсивності поля в об'єкті на відстані R^* від поверхні тіла, скориставшись формулою $1 - e^{-R^*/\Delta}$. При виборі R^* виходимо з того, що зона дії штучного магнітного поля розповсюджується на відстань, що не перевищує 20 см. Тоді $R^* = 0,2$ м, і при 10 Гц поле послаблюється на 0,002 (0,2%), а при 10 кГц - на 0,050 (5%).

Слід підкреслити, що приведені вище розрахунки, які показали справедливість твердження про прозорість БО в низькочастотному магнітному полі, отримані при виборі тканин з найменше сприятливими значеннями питомої провідності та діелектричної проникності. У інших тканин ці параметри часто у багато разів відрізняються від використаних, тому фактичне загасання магнітного поля менше розрахованого і практично не відчувається в низькочастотному діапазоні.

Тобто з усього вищенаведеного можна дійти висновку, що глибина проникнення електромагнітної хвилі у тіло людини є залежною від електрофізичних властивостей біологічної тканини об'єкта.

Одночасно з цим ми підтверджуємо перший закон зони присутності: польова структура, яка не має опору у навколишньому середовищі, нікому не потрібна, а тому фізично не виробляється жодним об'єктом.

На нашому прикладі ЕМП БТС, яка використовує магнітні поля, отримує опір у середовищі людського тіла і саме у межах цього опору досягається

лікувальний ефект, тобто електрофізичне коригування визначеної ділянки тіла. Перш, ніж розглядати окремі ефекти, які супроводжують це явище, розглянемо основні теоретичні засади подібного ефекту.

3.7.2. Характеристики магнітного поля як критерії впливу на біологічні об'єкти у загальному випадку

Інтенсивність магнітного поля визначається магнітною індукцією B або напруженістю H . Ці характеристики є векторними і визначаються абсолютною величиною (модулем) і напрямом. Їх зв'язок виражається формулою: $\vec{B} = \mu \cdot \vec{H}$, де μ визначена у виразі (3.172).

Інтенсивності відомих природних і штучних нулів істотно відрізняються. Так, власні магнітні поля людини вимірюються в пікотеслах, магнітне поле Землі не перевищує 50 мкТл, промислових магнітотерапевтичних пристроїв 100 мТл, в комп'ютерних томографах використовується поле інтенсивністю в декілька тесла. Відповідні напруженості приблизно складають $8 \cdot (10^7 \div 10^5) \text{ А/м}$, 40 А/м, 80 кА/м, близько 1000 кА/м і $8 \cdot 10^{11} \text{ кА/м}$.

Важливим параметром магнітного поля є градієнт магнітної індукції

$$\text{grad}|\vec{B}| = \frac{\partial B}{\partial n} \vec{n}, \quad (3.173)$$

вектор, що має рівну довжину $\partial B / \partial n$ і направлений за нормаллю \vec{n} до поверхні, рівній магнітній індукції (тобто до поверхні, для якої $B = \text{const}$), у бік найбільшого зростання магнітної індукції. Градієнт є диференціальною величиною, пов'язаною з нескінченно малим переміщенням у полі.

Дія магнітного поля характеризується також магнітним потоком Φ , тобто потоком вектора магнітної індукції крізь поверхню S .

Для плоскої поверхні в однорідному магнітному полі магнітний потік розраховується досить просто $\Phi = B_n \cdot dS$, де B_n - складова магнітної індукції, перпендикулярна поверхні, Тл; S - площа поверхні, м².

Якщо ж магнітне поле є неоднорідним, певна поверхня розбивається на нескінченно малі елементи dS , і магнітний потік через поверхню S є скалярною величиною та розраховується інтегруванням

$$\Phi_S = \int B_n \cdot dS. \quad (3.174)$$

Магнітні та електричні величини, наведені вище, є також критеріями при дослідженні біологічної і лікувальної дії магнітних полів.

Слід зазначити, що зростання інтенсивності магнітного поля не є рівнозначним збільшенню біологічного ефекту. У деяких випадках можлива, і зворотна залежність: збільшення набряку, уповільнення загоєння, а також уповільнення розсмоктування раніше введених феромагнітних частинок за збільшення інтенсивності поля. При цьому важливим є структура магнітного поля, яке взаємодіє із БО (БТО).

3.7.2.1. Однорідні та неоднорідні поля

Якщо магнітна індукція не змінюється в просторі, поле є однорідним. У однорідному полі вектори магнітної індукції мають однакові величину і напрям, так що градієнт магнітної індукції рівний нулю.

Для створення однорідного поля вживають спеціальних заходів, але об'єм його завжди залишається обмеженим. Характеризуючи однорідне поле, вказують не тільки величину та напрям вектора магнітної індукції по відношенню до певного об'єкту, але й об'єм поля, а також неоднорідність в цьому об'ємі - найбільше відхилення магнітної індукції від номінальної.

Однорідним можна вважати поле в центральній частині порожнини порівняно довгого соленоїда (в області його геометричного центру). Неоднорідність такого поля можна зменшити шляхом потовщення кінців соленоїда або, навпаки, передбачивши паз в його середній частині. Використання порожнини соленоїда обмежено тим, що об'єкт не видно, доступ до нього важкий, то проведення досліджень істотно ускладнюється. Поле, близьке до однорідного, утворюється між плоскими полюсами постійного магніту або електромагніту, якщо об'єм і лінійні розміри їх значно перевищують відстань між полюсами і габарити об'єкту. Реалізація цього поля можлива у вельми обмеженому об'ємі, оскільки розведення полюсів або недостатня різниця між площею поверхні полюса і габаритами об'єкту приводить до зростання неоднорідності. Відомо [64, 65], що якнайкращий спосіб отримання однорідного поля в заданому об'ємі та із заданою неоднорідністю полягає у використанні компенсаційних котушок, з яких найбільш поширеними є котушки Гельмгольца. У центрі системи котушок Гельмгольца утворюється однорідне поле з регульованою інтенсивністю, яке є зручним для забезпечення життєдіяльності біологічного об'єкту та маніпуляцій з ним.

У всіх розглянутих випадках збільшення об'єму однорідного поля пов'язано із зростанням габаритів і маси пристрою, а для соленоїда та котушок, що компенсуються, - ще і із зростанням споживаної потужності.

Проте для магнітотерапії однорідне поле не характерне. У всіх відомих промислових магнітотерапевтичних пристроях застосовують неоднорідне поле. Характеризувати його значно складніше, ніж однорідне, оскільки магнітна індукція і її градієнт є різними в усіх точках. Виходячи з цього, напрям і величина вектора магнітної індукції в одній крапці, достатні для характеристики однорідного поля, не дозволяють ні відтворити, ні зіставити неоднорідне поле з полями інших пристроїв. Працюючи з неоднорідним полем, необхідно знати магнітну індукцію в різних крапках, займаних БО, і це завдання вирішується за допомогою картини поля. В експериментах з біологічними об'єктами доведено, що неоднорідне магнітне поле діє сильніше, ніж однорідне.

3.7.2.2. Постійне магнітне поле при взаємодії з об'єктом

Якщо магнітна індукція не змінюється з часом, поле є постійним. У всіх його крапках вектор магнітної індукції залишається незмінним по величині і напрямку. Частота зміни постійного поля рівна нулю.

Джерелами постійного магнітного поля може бути постійний магніт або індуктор, через який проходить постійний струм. Для живлення індукторів хімічні джерела струму - акумулятори, і тим більше сухі елементи практично не використовують, оскільки вони не забезпечують необхідний розрядний струм. Крім того, в процесі експлуатації хімічні джерела струму помітно втрачають властивості, і через короткий час сила струму через індуктор виявляється меншою, ніж на початку експлуатації. Здебільшого для живлення індуктора використовують випрямлячі. До їх недоліків відноситься наявність пульсацій, тобто періодичній змінній складової, від якої зазвичай неможливо позбавитися. Тому на практиці постійне поле індуктора, що живиться від випрямляча, має змінну складову, часто достатньо значущу. Кількісно вона характеризується коефіцієнтом пульсацій, який рівний процентному відношенню амплітуди змінної складової до випрямленого струму.

У джерелах постійного магнітного поля розрізняють північний (**N**) і південний (**S**) полюси. Є багато даних, згідно яким біологічна дія цих полюсів неоднакова. Так, якщо над кліткою з мишами розташовується північний полюс, а під нею - південний, виживаність тварин виявляється в півтора рази вище, ніж при зворотному розташуванні полюсів. При лікуванні, зокрема при магнітопунктурі наголошується седативна дія зверненого до тіла північного полюса і збудливе, тонізує дію південного полюса. Достовірна оптимізація психофізіологічного стану людини-оператора досягається з допомогою довгої

(протягом декількох діб) магнітопунктури, коли до біологічно активної точки обернений південний полюс. Результат дії північного полюса в цьому випадку мало відрізняється від контролю.

Як джерела постійного магнітного поля у сучасних магнітотерапевтичних пристроях використовують постійні магніти багатополюсні (наприклад, листові магнітофорні аплікатори) або з однієї - двома парою полюсів (двополюсні медичні магніти, магнітотерапевтичні медичні бужі, магнітні пігулки).

3.7.2.3. Застосування змінного магнітного поля у медичних системах

Змінне магнітне поле використовують в більшості відомих промислових магнітотерапевтичних пристроях. У змінному полі в усіх точках одночасно поодиноці і тому ж закону змінюються величина і напрям вектора магнітної індукції, тільки величина або тільки напрям. Частота зміни такого поля завжди відрізняється від нуля. Унаслідок помітної індуктивності (реактивний опір) не може бути миттєвих змін струму в ланцюзі індуктора, що зумовлює можливість відмінності кривої струму від кривої прикладеної напруги. Тому про закон зміни поля індуктора судять по кривій струму живлення, і перевірку форми цієї кривої доцільно передбачати в медичних апаратах.

Синусоїдальне магнітне поле є окремим випадком змінного поля, коли вектор магнітної індукції змінюється за синусоїдальним законом, і спостерігаються періодичні зміни його величини і напрямку. Синусоїдальне поле, яке використовують у більшості сучасних магнітотерапевтичних апаратів, отримується живленням індуктора від промислової мережі або від низькочастотного генератора синусоїдальної напруги. Крива струму через індуктор у цьому випадку звичайно мало відрізняється від кривої напруги.

Пульсуюче магнітне поле - частий випадок змінного поля, коли вектор магнітної індукції з часом змінює величину, але не змінює напрямку. Джерелом такого поля є індуктор, що живиться від пульсуючої напруги, яка виходить в наслідок одно - або двонапівперіодного випрямлення. Крива струму через індуктор може в цьому випадку істотно відрізнитися від кривої напруги.

Імпульсне магнітне поле є окремим випадком змінного поля. Воно характеризується формою імпульсів струму, що проходить через індуктор (але не імпульсів напруги, від якої живиться індуктор), тривалістю імпульсів і частотою або періодом їх повторення. Форма імпульсу струму може бути довільною, моно - або біполярній, але, як правило, не буває прямокутною, хоча для отримання імпульсного поля частіше всього використовують прямокутні

монополярні імпульси напруги (рис. 3.22). Оскільки струм через індуктор не може змінитися миттєво, то як видно з табл. 3.1, він досягає сталого значення лише через $(4\div 5)\tau$, де

$$\tau = L/R, \quad (3.175)$$

де L - індуктивність, Гн,

R - опір, Ом.

Чим більше τ , тим повільніше зростає або спадає струм.

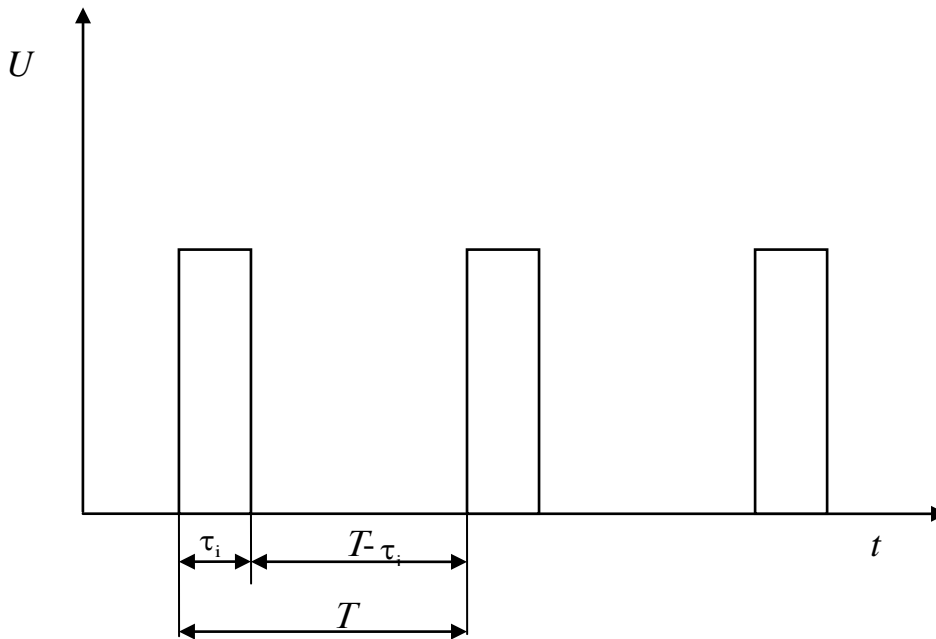


Рис. 3.22 - Прямокутні монополярні імпульси напруги, де: T - період імпульсу; τ_i -тривалість імпульсу; $T - \tau_i$ -тривалість паузи

Таблиця 3.1. Значення струму, що виражене у відсотках від початкового значення, через проміжки часу, кратні τ

Початкове значення струму	τ	2τ	3τ	4τ	5τ	6τ
0	63,2	86,5	95	98,2	99,33	99,75
100	36,8	13,5	5	1,8	0,67	0,25

Імпульс запізнюється у відношенні до вхідного сигналу. Фронт і зріз (їх тривалості, τ_ϕ і τ_z , визначають від рівня 0,1 до рівня 0,9 амплітуди) набувають форми експоненти (рис. 3.23). Спотворення імпульсу струму стають тим помітніше, чим менше відношення його тривалості τ_i (визначається на рівні 0,1 або 0,5 амплітуди, що обумовлюють) до постійної часу τ . Якщо тривалість τ_i наближається до τ , імпульс починає спадати, не встигаючи досягти амплітудного значення, зникає вершина, відповідно зменшуються амплітуда і тривалість.

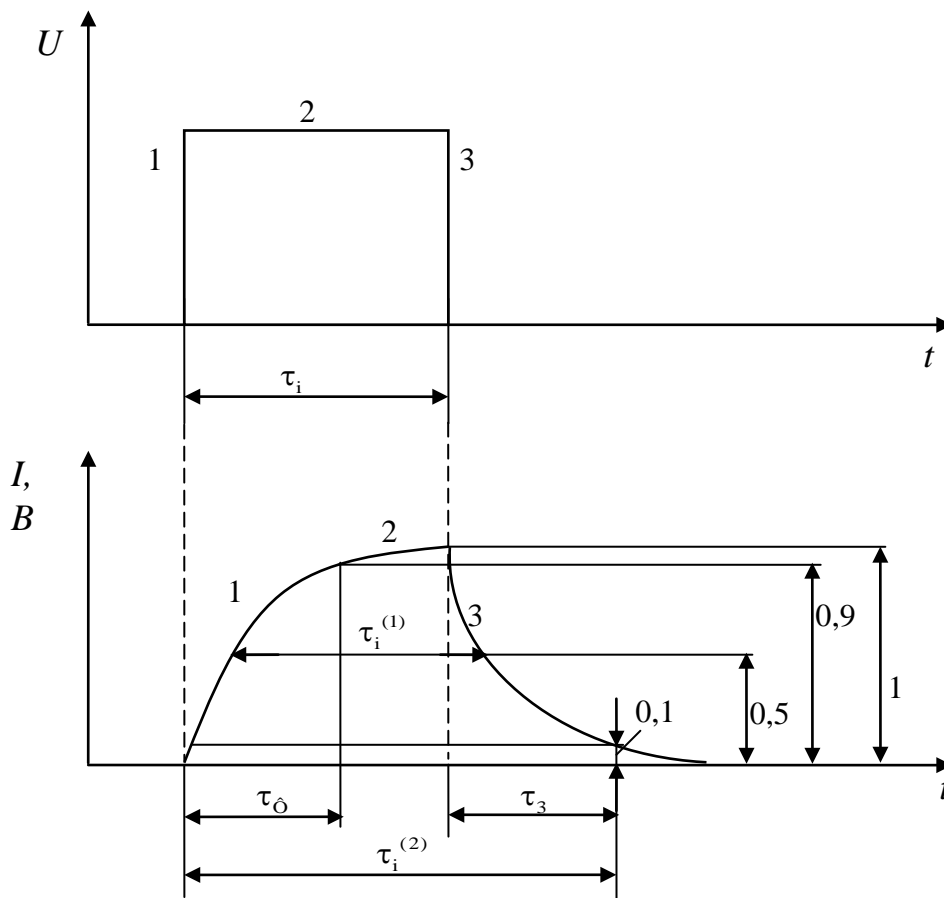


Рис. 3.23. Зміна форми прямокутного імпульсу в ланцюгу індуктора, де: 1- фронт імпульсу; 2 - вершина імпульсу; 3 - зріз імпульсу; $\tau_i(1)$ - тривалість імпульсу струму на рівні 0,5; $\tau_i(2)$ - тривалість імпульсу струму на рівні 0,1; τ_ϕ - тривалість фронту; τ_z - тривалість зрізу

За формою імпульсу можна судити про постійну часу. Вочевидь, тривалість τ_i не може перевищити періоду $T=1/f$ проходження імпульсів. Тому зі зростанням частоти f звичайно збільшуються спотворення та зменшується тривалість імпульсу.

З досліджень відомо, що за інших рівних умов імпульсне поле відрізняється більшою біологічною активністю в порівнянні з синусоїдальним і пульсуючим полями, а найменша дія надає постійне магнітне поле, при цьому є певні «частотні вікна», в яких спостерігається більший біологічний ефект.

3.7.2.4. Безперервні та переривчасті магнітні поля у біотехнічних системах

Режим живлення індуктора може бути безперервним або переривчастим. Проведені фізіологічних і гістохімічних дослідження довели, що безперервне поле (рис. 3.24,а) надає седативну дію, а переривчасте поле (рис. 3.24,б,в,г) - збудливу, стимулюючу дію, яка особливо посилюється в неритмічному режимі, коли міняється тривалість посилення та інтервалів (рис. 3.24,г).

Дію безперервних полів пов'язують з переважно анаболічними відновлювальними процесами обміну, що характеризуються асиміляцією, а дія переривчастих полів - переважно з катаболічними окислювальними процесами обміну, що характеризуються дисиміляцією.

У безперервному та переривчастому режимах можливо чергування полів з різними законами зміни в часі, наприклад полів з частотами 50 Гц та 100 Гц. Переривчастий режим характеризується тривалістю посилення та інтервалу, сума яких складає період посилення. Якщо при цьому закони зміни поля в посиленнях відрізняються, період посилення подовжується (рис. 3.24, в).

3.7.2.5. Електромагнітна індукція у біотехнічних системах

Вплив магнітного поля на живі об'єкти практично завжди супроводжуються більш або менш вираженим явищем електромагнітної індукції. Електромагнітну індукцію враховують при з'ясуванні дії поля на БО (БТО).

Електромагнітна індукція виявляється в тому, що зміна магнітного поля, що перетинає виток (замкнений провідник), викликає появу електричного струму. При n витках котушки без осердя ЕРС індукції обчислюють як

$$E^{**} = -nS \partial B_n / \partial t, \quad (3.176)$$

а середнє значення при короткочасній зміні магнітного поля за формулою

$$E_{\text{ср}}^{**} = -wS\Delta B_n / \partial t, \quad (3.177)$$

де S - площа витка, м^2 ;

$dB_n / \Delta t$ - диференціальна і середня швидкості зміни нормальної складової магнітної індукції (перпендикулярній площі S), Тл/с.

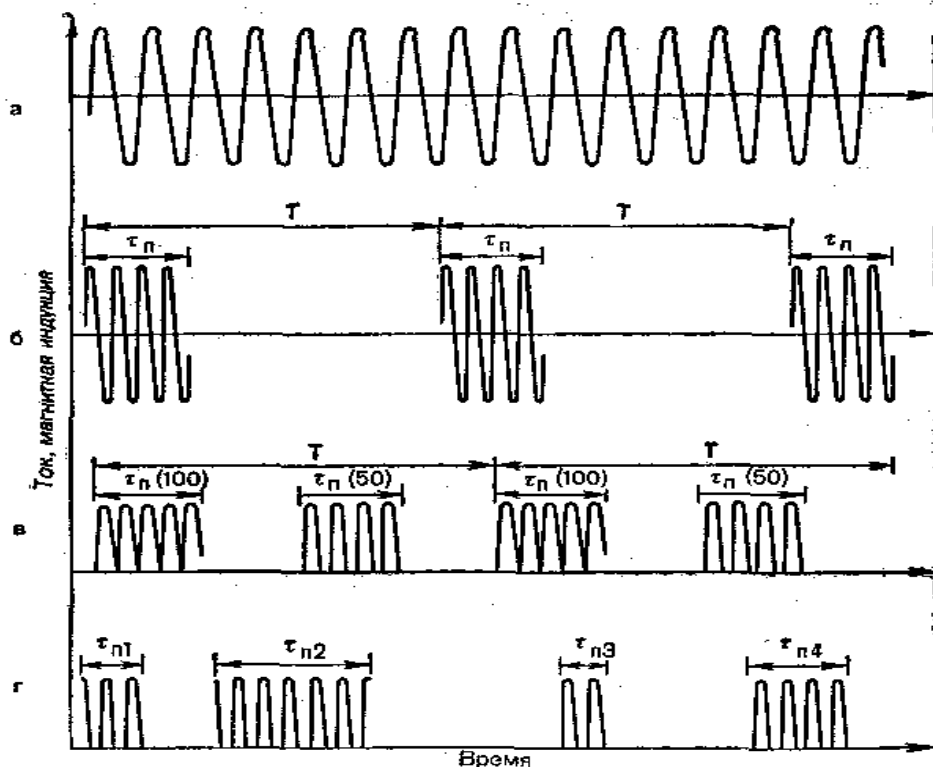


Рис. 3.24. Криві струму, що проходить через індуктор (приклади): у безперервному синусоїдальному полі (а); у переривчастому синусоїдальному ритмічному полі (б); у переривчастому пульсуючому ритмічному полі (в); у переривчастому пульсуючому неритмічному полі (г), де: T - період посилення; τ_n - тривалість посилення; $\tau_n(100)$ - тривалість посилення з частотою 100 Гц; $\tau_n(50)$ - тривалість посилення з частотою 50 Г; τ_{n1} , τ_{n2} , τ_{n3} , τ_{n4} - різні тривалості посилення

Якщо магнітне поле змінюється за синусоїдальним законом, тобто $B = B_a \cdot \sin \omega t$, то частинна похідна визначається як

$$\frac{\partial B_n}{\partial t} = \omega B_a \cos \omega t. \quad (3.178)$$

Тоді з формули (3.176) слідує, що

$$E^{**} = -\omega w S B_a \cos \omega t, \quad (3.179)$$

а амплітуда наведеної ЕРС обчислюється за формулою:

$$E_a^{**} = \omega w S B_a = 2\pi f w S B_a, \quad (3.180)$$

де f - частота зміни поля, Гц;

wS - сума площ всіх витків котушки, m^2 ;

B_a - амплітудне значення магнітної індукції, Тл.

ЕРС індукції виникає також при взаємному переміщенні замкненого провідника в однорідному магнітному полі, що перетинає його. Так, ЕРС індукції виникає на стінках судин в умовах однорідного поля. Вона залежить від інтенсивності цього поля, розміру $2R^*$ судини і швидкості руху (v) біологічної рідини:

$$E^{**} = -2R^* v B_n, \quad (3.181)$$

де $2R^*$ - площа, що описується біологічною рідиною в одиницю часу.

Знак « - » у приведених вище формулах свідчить про те, що ЕРС індукції завжди направлена протилежно напрузі, яка була у ланцюзі.

Так, наприклад, якщо однорідне магнітне поле з індукцією 200 мТл під прямим кутом перетинає судину діаметром 0,5 см, в якому із швидкістю 10 см/с рухається кров, то $E^{**} = 0,5 \cdot 10^{-2} \cdot 0,1 \cdot 200 \cdot 10^{-3} = 10^{-4} B = 0,1_i \text{ } \hat{A}$.

3.7.2.6. Теплові та вібраційні явища в медичних системах, супутні магнітному полю

У всіх випадках застосування індукторів у БТС тепло та вібрації підлягають контролю, оскільки часто супроводжують дію магнітним полем. Вібрації звичайно виявляються відразу після включення пристрою, а нагрів індуктора відбувається поступово і може істотно збільшитися з часом. Кількість тепла, розсіяного в одиниці об'єму V обмотки індуктора за 1 с, складає.

$$W/V = j^2 \rho. \quad (3.182)$$

Отже, при відомому матеріалі обмотувального дроту, міді або алюмінії з питомим опором ρ , температура поверхні індуктора залежить тільки від щільності j струму, що проходить через нього, та збільшується пропорційно її квадрату.

Вібрації індуктора пов'язані, в основному, з живленням його змінним

струмом (синусоїдальним, пульсуючим або імпульсним). Найбільша амплітуда вібрацій звичайно відповідає частоті зміни магнітного поля, а потім зменшується у міру зростання номера гармоніки. Для зниження вібрацій всі деталі індуктора, включаючи магнітопровід, якщо він є, надійно стягують і закріплюють. Якщо ж навпаки, передбачається поєднана дія магнітного поля і вібрацій, використовують індуктор-електромагніт і в конструкції спеціально передбачають незакріплені деталі.

Відчутні теплова та вібраційна дії, крім, дискомфорту обумовлюють протипоказання, які обмежують лікувальне застосування магнітного поля при деяких супутніх захворюваннях, - в літньому віці, при індивідуальній нестерпності цих чинників. Слід відмітити, що саме після себе магнітне поле під час процедури не відчувається пацієнтом. При поєднанні його з будь-яким іншим чинником, зокрема з теплом і вібраціями, можливий психогенний ефект для пацієнта. Сумісна дія магнітного поля та тепла, а потім і вібрацій, було передбачено в апараті Мюллера. На початку XX століття це було однією з причин, що зумовили протягом багатьох десятиліть заперечення корисності магнітного поля, оскільки позитивні результати лікування відносили до супутніх факторів тепла та вібрацій, значущість яких не викликала сумнівів.

Завдяки тому, що сухе та вологе середовища однаково «прозорі» для магнітного поля, можна при проведенні процедури використовувати розчини лікарської речовини та здійснювати магнітофорез. У офтальмологічній практиці магнітофорез реалізують і в постійному, і в змінному полі.

Відомим є використання постійних магнітних полів з магнітною індукцією у полюсів - від десятків мілітесла до 150 мілітесла в області дії периферичного рефлекторного елемента (акупунктурній крапці), який є перетворювачем. При проведенні процедури область найбільшої інтенсивності магнітного поля повинна бути достатньо точно звернена до БАТ, оскільки зона дії малогабаритних магнітних периферійних насадків є невеликою.

2.8 Скін-ефект в біотехнічних об'єктах при лікуванні та діагностиці

Розповсюдження високочастотних електромагнітних коливань у масі тіла людини є однією з основних засад надійної роботи електромагнітних фізіотерапевтичних систем лікування та діагностики. Одним з таких фізичних ефектів, який супроводжує вплив зовнішніх випромінювань на БО (БТО) є скін-ефект, тобто виштовхування вільних (вироджених) електронів до поверхні тіла людини. Як наслідок, ситуація, коли щільність електронів у приповерхневому

шарі тіла набагато перевищує їх кількість відносно геометричного центру, виникає електричний потенціал. Тому існує можливість використати скін-ефект для створення засобів контролю, лікування та діагностики.

Наразі існує кілька фізико-математичних моделей, які пояснюють це явище, хоча у кінцевому випадку це зводиться до одного і того ж результату [37, 41, 42, 64].

Згідно однієї з моделей скін-ефект розглядається як явище дифузії [64].

Тіло людини має низьку електропровідність, і тим не менш, основним чинником в ньому є струм електропровідності j . Оскільки струм зміщення тут можна не враховувати, то проникнення магнітного поля в тіло людини математично можна розглядати як явище дифузії. Якщо знехтувати струмом зміщення у рівняннях Максвелла, то отримаємо

$$\operatorname{rot} E = -\frac{\partial B}{\partial t}; \operatorname{rot} H = j; j = \lambda E; B = \mu\mu_0 H, \quad (3.183)$$

де E – вектор напруженості електричного поля;

B – вектор магнітної індукції;

H – вектор напруженості магнітного поля;

j – щільність електричного струму;

λ – питома електропровідність тіла людини;

μ – магнітна проникність матеріалу тіла людини;

μ_0 – магнітна стала.

З рівнянь (3.183) отримуємо залежності:

$$\operatorname{rot} j = -\lambda \frac{\partial B}{\partial t}; j = \frac{1}{\mu\mu_0} \operatorname{rot} B, \quad (3.184)$$

які є еквівалентні рівнянням дифузії.

У випадку, коли все залежить тільки від однієї змінної x , то з рівняння (3.184) отримуємо:

$$\frac{\partial j}{\partial x} = -\frac{\partial n}{\partial t}; j = -D \frac{\partial n}{\partial x}; n = \lambda B; D = -\frac{1}{\mu\mu_0 \lambda}; \quad (3.185)$$

де величини n та D виконують функції концентрації та коефіцієнта дифузії в рівняннях перенесення ЕМП у тілі людини.

Тобто з виразу

$$l \approx \sqrt{D\tau}. \quad (2.186)$$

Маємо опис проникнення речовини за час τ у середовище на глибину l від поверхні шкіри, тобто за час проходження струму в одному напрямку $\tau = \frac{T}{2}$, де T – період змінного струму.

Магнітне поле та електричний струм у цьому випадку мають проникнення у масу тіла на глибину:

$$l \approx \sqrt{\frac{T}{2\mu\mu_0\lambda}} \approx \frac{1}{\sqrt{2\mu\mu_0\lambda f}} \quad (3.187)$$

де $f = \frac{1}{T}$ - частота змінного струму.

Залежність (3.187) дає опис так званого скін-ефекту, який показує, що величина l зворотно пропорційна \sqrt{f} .

Визначені за допомогою формули (3.187) величини глибин проникнення речовини за час τ у середовище тіла людини, наприклад, для 50 Гц становлять $l = 7$ мм; для $5 \cdot 10^3$ Гц $l = 1$ мм; для $5 \cdot 10^5$ Гц $l = 100$ мкм, відповідно [64].

У роботі [66] вказано, що ефект при протіканні змінного струму через провідний матеріал кінцевого перерізу полягає у виникненні електромагнітної індукції з таким напрямком, який ущільнює струм на периферії та значно знижує його у геометричному центрі (рис. 3.25). Це є спрощена аналогія руки, ноги, черева, що можна розглядати як наближення до циліндричної або овальної форми у перерізі [67, 68].

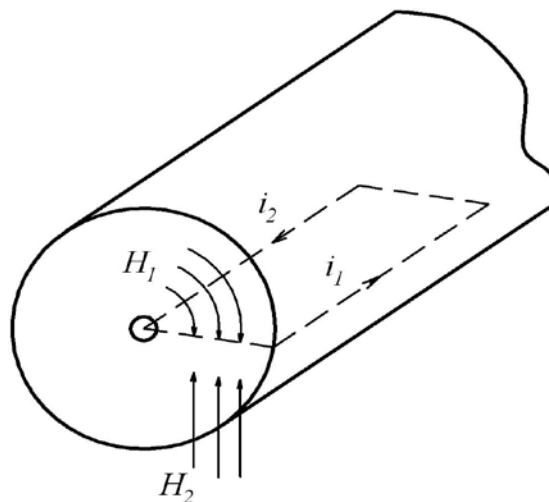


Рис. 3.25. Спрощене пояснення виникнення скін-ефекту

Окрім попереднього розгляду скін-ефекту існують фізико-математичні моделі з більш суворими доказами [64]. Отже, розглянемо циліндричний об'єкт, по якому протікає змінний струм високої частоти (рис. 3.26). Сутність полягає в тому, що у масі об'єкту розглядається трубчатий струм радіусу y та товщиною dy . Магнітне поле поза цим елементом розглядається знову такі, як трубчатий елемент радіусу r та товщиною dr , але за умови, що $r > y$.

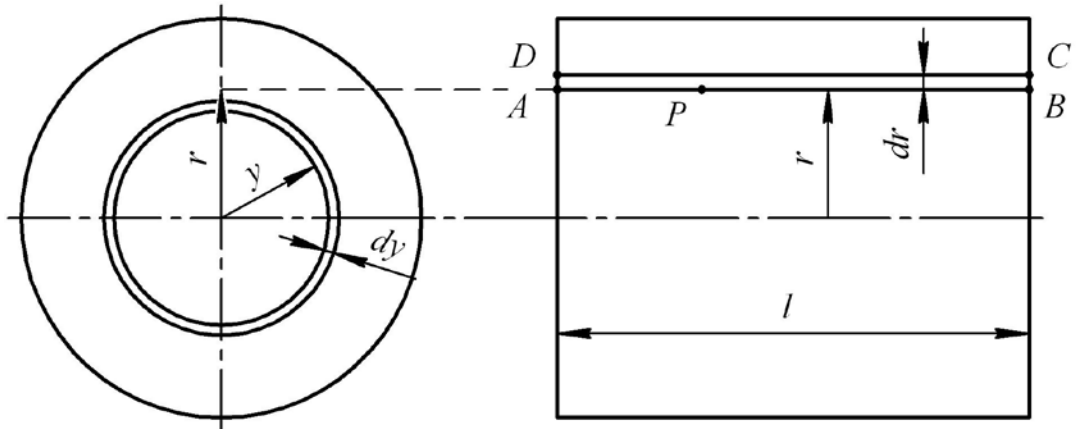


Рис. 3.26. Моделювання виникнення скін-ефекту в масі тіла

Сила струму в первинному трубчастому елементі має опис

$$dJ_y = 2\pi\sigma y dy, \quad (3.188)$$

де σ – щільність струму.

Магнітне поле зовнішнього елементу на відстані $r > y$:

$$dH = \frac{\sigma y dy}{r}. \quad (3.189)$$

Магнітне поле, викликане цим струмом в усіх точках, набуває вигляду

$$H = \frac{1}{r} \int_0^r \sigma y dy. \quad (3.190)$$

Диференціювання виразу (3.190) за r призводить до рівняння:

$$\frac{dH}{dr} + \frac{1}{r}H - \sigma = 0. \quad (3.191)$$

Звідси ЕРС на відстані величини r буде:

$$E = \rho \sigma l, \quad (3.192)$$

де ρ - питомий опір структур тіла, а на відстані $r + dr$

$$E + dE = (\rho \sigma + \rho d\sigma) l. \quad (3.193)$$

У плоскому контурі, який отримуємо в перерізі $r \rightarrow r + dr$ та довжиною l , маємо

$$dE = \rho l d\sigma = \mu \frac{dH}{dt} l dr, \quad (3.194)$$

або

$$\frac{dH}{dt} = \frac{\rho}{\mu} \frac{d\sigma}{dr} \quad (3.195)$$

Диференціюючи рівняння (3.195) по t та здійснюючи низку відповідних перетворень отримуємо рівняння:

$$\frac{\rho}{\mu} \frac{\partial^2 \sigma}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\rho}{\mu} \frac{\partial \sigma}{\partial r} - \frac{\partial \sigma}{\partial t} = 0. \quad (3.196)$$

Якщо уявити, що змінний струм синусоїдальний з частотою ω , то $\frac{\partial \sigma}{\partial t} = j\omega \sigma$, то для σ диференціальне рівняння (3.196) отримає вигляд

$$\frac{d^2 \sigma}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \sigma}{\partial r} - \frac{j\omega \mu \sigma}{\rho} = 0. \quad (3.197)$$

Якщо приймаємо $k^2 = \frac{\omega \mu}{\rho}$, то з рівняння (3.197) отримуємо

$$\frac{d^2 \sigma}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \sigma}{\partial r} - jk^2 \sigma = 0, \quad (3.198)$$

загальне рішення якого має вигляд

$$\sigma = AJ_0 \left(krj^{\frac{3}{2}} \right) + BK_0 \left(krj^{\frac{1}{2}} \right), \quad (3.199)$$

де A, B – коефіцієнти.

Оскільки щільність σ при $r = 0$ має кінцеве значення, тому постійна інтегрування B повинна дорівнювати нулю, звідкіля

$$\sigma = AJ_0 \left(krj^{\frac{3}{2}} \right) = AM_0(kr) e^{j\theta_0(kr)}, \quad (3.200)$$

де θ_0 - фазовий кут.

Якщо R – радіус циліндра, а σ_0 – щільність струму на його поверхні, то можна записати:

$$\sigma = \sigma_0 \frac{M_0(kr)}{M_0(kR)} \sigma^{j[\theta_0(kr) - \theta_0(kR)]}. \quad (3.201)$$

При прийнятті фазового кута на поверхні як початок відліку фаз отримуємо

$$\sigma = \sigma_0 \frac{M_0(kr)}{M_0(kR)} \sigma^{j\theta_0(kr)}. \quad (3.202)$$

Аналізуючи залежність (3.202), можна зробити такий висновок: якщо значення kr велике, то фазовий кут може бути набагато більше за 2π .

Отже, всередині тіла (або структури) може існувати об'єм, де напрямок струму може мати протилежний напрямок.

Співвідношення $\frac{\sigma_0 M_0(kr)}{M_0(kR)}$ є значення амплітуди щільності струму на відстані r від осі.

Цей висновок перемикається з версією, запропонованою в роботі [69]. За цією моделлю (рис. 3.25) миттєве значення струму i_1 викликає магнітне поле H_1 , силові лінії якого концентрично розташовані відносно поздовжньої осі. Як наслідок, це поле викликає появу індукційного струму i_2 з притаманним йому магнітним полем H_2 .

Порівнюючи напрям струму i_2 зі струмом i_1 в різних частинах тіла (на різних відстані від геометричної осі частини тіла), можна дійти висновку, що на поверхні вони співпадають, а на внутрішніх компенсують один одного. Нерівномірність розподілу зменшує діючий переріз частини тіла або структури, і тим самим збільшує його опір. Опір струму високої частоти може бути у кілька разів більше за його омичний.

З огляду на проблеми ефективності роботи лікувально-діагностичних систем нас цікавить величина y_{ce} - товщина максимальної щільності високочастотного струму в приповерхневому шарі шкіри тіла (у радіоелектроніці це має назву глибини проникнення струму).

Для немагнітних матеріалів величина y_{ce} визначається як:

$$y_{ce} = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{\rho}{f}}, \quad (3.203)$$

а у випадку застосування магнітних матеріалів у БТО, коли БО має деякі частки ТО (наприклад, трансплантанти тощо), а також для периферійних модулів, які знаходяться у ближній зоні присутності, або повного контакту пацієнта з лікувально-діагностичною системою, вираз (3.203) приймає вигляд:

$$y_{ce} = \frac{1}{2\sqrt{\mu}} \sqrt{\frac{\rho}{f}}, \quad (3.204)$$

де μ – магнітна проникність матеріалу.

У загальному випадку величина y_{ce} при умові, що питомий опір ρ має розмірність Ом·мм²/м, а частота f у МГц, то глибина проникнення матиме розмірність в мм, яку, виходячи із залежностей (3.203) та (3.204), відображено на рис. 3.27. Особливість застосування виразів (3.203) та (3.204) є те, що вони справедливі для дуже чистих поверхонь, оскільки опір на ділянку довжиною l

$$R_{ce} = \rho \frac{l}{q_{ce}}, \quad (3.205)$$

де q_{ce} – переріз еквівалентного шару, який дорівнює добутку з глибини проникнення на периметр перерізу.

Якщо звернутись до реальної ситуації, то можна побачити, що величина опору є залежною від довжини шляху вздовж поверхні (рис. 3.28). Чим менша глибина скін-шару y_{ce} , тим більшим є цей опір.

У загальному випадку ця ситуація має опис як комплексний опір на одиницю довжини провідникового шару, тобто

$$Z_{ce} = R_0 + jX_0 = \frac{Z_s}{l_n} = \sqrt{\frac{jf\mu_n\mu_0}{\sigma l_n^2}}, \quad (3.206)$$

де Z_s – поверхневий комплексний опір (поверхневий імпеданс),

R_0 - активний опір шкіри, який визначає втрати потужності,

l_n – переріз поверхневого скін-шару.

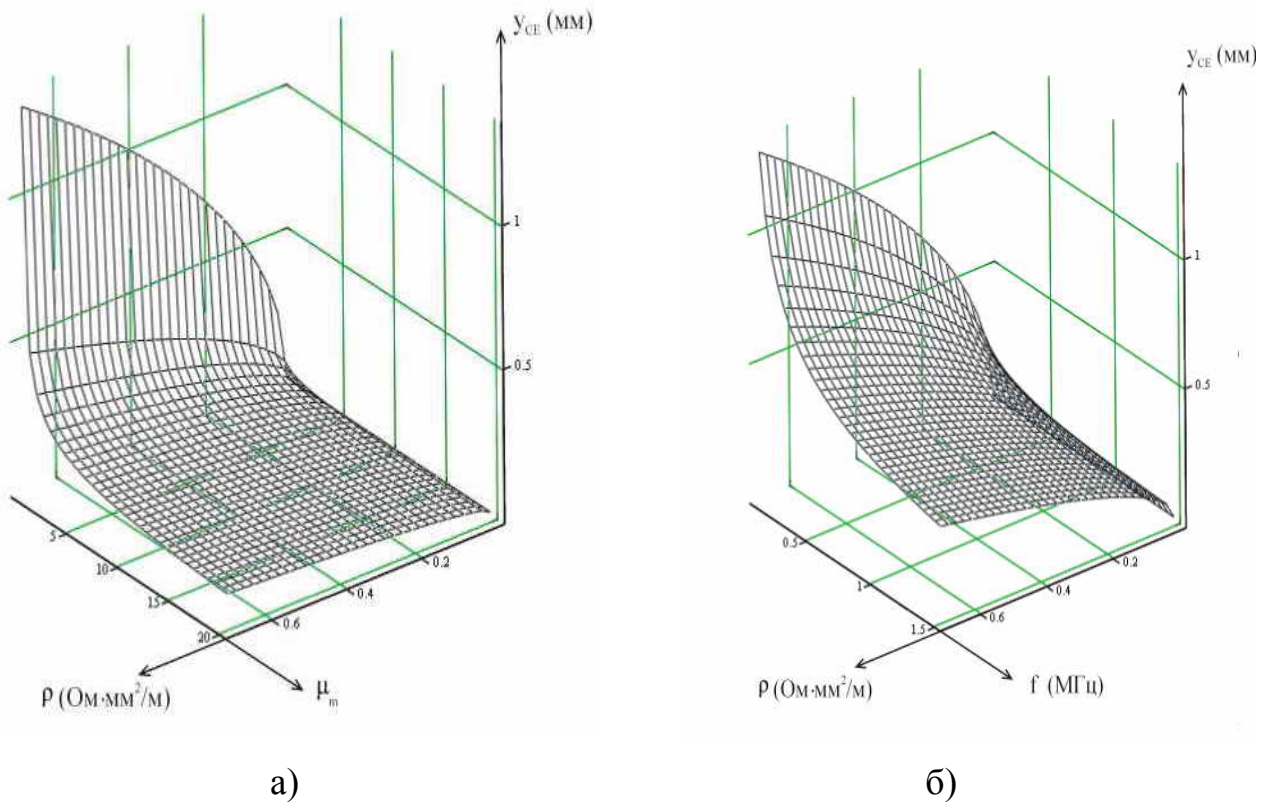


Рис. 3.27. Залежність глибини скін-ефекту, де: а) від питомого опору та магнітної проникності за (3.203), б) від частоти та питомого опору за (3.204)

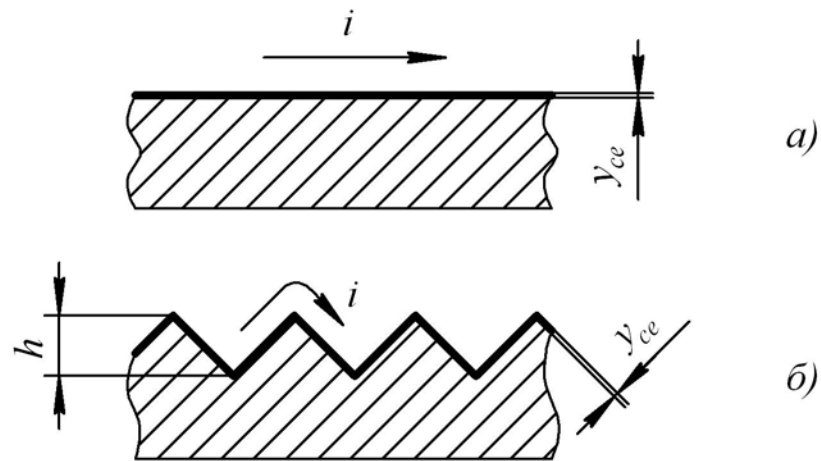


Рис. 3.28. Епюра розповсюдження струму вздовж поверхні шкіри тіла

Є вочевидь, що, користуючись виразами (3.205) та (3.206), існує можливість реалізації приладу виміру дефектів поверхні шкіри в експрес-режимі, що може використовуватися при діагностиці певних захворювань.

Отже, особливості скін-ефекту в тілі людини значно підвищують можливості пропонованих лікувально-діагностичних систем.

3.9. Рух біологічного об'єкта (структури) під дією польової структури зовнішнього подразника у біотехнічній системі

Підводячи підсумок під усе вищенаведене, необхідно констатувати той факт, що у процесі життєдіяльності БО (зокрема, людини) велику роль відіграють рухи мікрочастинок (наприклад, еритроцитів, лейкоцитів тощо), які є транспортними інформаційними засобами у тілі живого організму (тварини, людини). Але такі невеличкі елементи, які ми розглянули у попередніх розділах, одночасно є поляризуємими елементами з фізичного погляду. Тобто незважаючи на їх розміри та конфігурацію, вони виробляють в собі кінцеву поляризацію і, як наслідок руху в тілі живого організму, - магнітне поле. Наразі подібний активний рух фіксується, наприклад у венах, артеріях тощо. Стосовно нервової системи це є рух потенціалу вздовж визначеного потоку. І в тому, і в іншому випадку ми маємо рух деякого електричного заряду, а, отже, як наслідок, його взаємодія і з внутрішніми, і з зовнішніми полями. Наразі у класичній фізиці існує кілька понять польових структур, що мають взаємодію з живим організмом, яку більш менш можна реєструвати.

Перша така польова структура – це гравітаційне поле, яке впливає на життєвий цикл будь-якого БО (БТО), оскільки має безпосередній вплив на його геометричні розміри та потужність окремих органів життєдіяльності організму. Тут є дорічним згадати приклад із жирафом, у якого серцево-судинна система у сім разів потужніша за будь-якого ссавця. Але особливість гравітаційного поля полягає у тому, що, впливаючи на загальну побудову організму тварини, воно абсолютно нейтральне до активності біологічних процесів у самому організмі. Тобто, враховуючи його, необхідно при досить великих змінах його потужності, наприклад у випадку невагомості. У нашому випадку, оскільки йдеться про середню статистичну вагу ссавця, вплив цієї польової структури можна не враховувати.

Друга польова структура, під дією якої весь час знаходиться людина, - це електричне поле. На відміну від гравітаційного поля, воно має властивості весь час змінюватися як за напрямком, так і за потужністю, а отже, поляризувати не

лише тіло людини (ссавця тощо), але й впливати на роботу внутрішніх органів, особливо на систему керування (нервова), які за своєю суттю є іонними провідниками. Одночасно з цим електричні поля впливають на рух мілкодисперсних частинок через ефекти їх поляризації. Цей вплив не є дуже великим, але у порівнянні з розмірами об'єкту руху досить значні.

Третя польова структура є магнітним полем Землі. Не дивлячись на те, що ця структура є досить статичною, окрім стану магнітних бурь, її вплив на живі організми (людину) досить потужний, оскільки на кілька порядків перевищує потужність магнітного поля людини. Навіть протягом дня людина (будь-який ссавець) знаходиться у русі, тобто у динамічному режимі, що, як наслідок, створює низку магнітних змін у масі об'єкта. Лише на ніч людина (БО) перебуває у відносному спокої, тобто статично зорієнтована відносно магнітного поля Землі. Тим не менш, мікрочастинки об'єкта дуже швидко реагують на зовнішні дії. Адже добре відомо, що найбільші психічні розлади та збої у нервовій та серцево-судинній системі трапляються під час магнітних бурь.

Виходячи з усього вищенаведеного, необхідно розглянути електричні та магнітні явища, оскільки гравітаційне поле є маловпливовим за вадю статичності.

Аналізуючи можливий вплив на масу живого БО (БТО), необхідно визначити наступні складові:

- вплив електричного поля на мікрооб'єкти організму,
- вплив магнітного поля на мікрооб'єкти організму,
- вплив електричного та магнітного полів на мікрооб'єкти організму.

3.9.1. Вплив електричного поля на мікрооб'єкти організму

Мікрочастинки в тілі живого складного організму (наприклад, еритроцити, лейкоцити тощо) є структурами, які мають складні органічні сполуки, та за своїми властивостями мають більш окреслені якості діелектрика аніж провідника. Тому за наявності деяких сторонніх сил, він поляризується. Особливо це відчувається під дією електричного поля.

У загальній класифікації подібні об'єкти можна розподілити на дві великі групи, тобто полярні та неполярні. До полярних можна віднести ті, які вже мають невелику залишкову поляризацію. До неполярних – ті, які поляризуються під дією сторонніх сил таких, як тертя, електричне поле тощо. При цьому дипольний момент є пропорційним дії зовнішніх сил. Наявність такого моменту призводить до того, що мікрооб'єкт намагається розвернутися у просторі таким чином, щоб взаємодія із зовнішнім простором польової

структури була мінімальною. Але наявність кінетичного моменту обертання призводить до того, що мікрооб'єкт починає коливатися.

Сили, які діють на мікрооб'єкт організму в електричному полі (пондеромоторні сили), можна визначити через їх об'ємну щільність, коли вектор поляризації пропорційний щільності мікрочастинок, тобто

$$\mathbf{F} = \frac{\varepsilon - 1}{8\pi} \nabla E^2. \quad (3.207)$$

У загальному випадку, коли вектор поляризації залежний від щільності мікрочастинок, більш складно визначити щільність пондеромоторних сил

$$\mathbf{F} = -\frac{E^2}{8\pi} \text{grad} \varepsilon + \frac{1}{8\pi} \text{grad} \left(E^2 \frac{\partial \varepsilon}{\partial \rho_m} \rho_m \right). \quad (3.208)$$

де ρ_m - питома щільність потоку рідини, що транспортує мікрочастинки (кров, лімфу тощо) .

Отже, за відомої щільності пондеромоторних сил визначаємо підсумкову силу, яка діє на судини у електричному полі системи

$$\mathfrak{F} = \int_V \mathbf{F} dV, \quad (3.209)$$

де V – об'єм судини.

Подібний результат можна отримати, якщо уявити, що до поверхні S , яка обмежує деякий кінцевий об'єм V , прикладено зовнішню силу. Якщо через $\mathbf{T}_n dS$ позначити таку еквівалентну силу, яка діє на елемент поверхні dS (зовнішня нормаль n), то

$$\mathfrak{F} = \int \mathbf{T}_n dS, \quad (3.210)$$

де \mathbf{T}_n - сила максвеловського натягу, яка діє на одиницю площі поверхні.

Якщо не враховувати залежність діелектричної проникності від щільності, то максвеловський натяг можна визначити як

$$\mathbf{T}_n = \frac{\varepsilon}{4\pi} E_n \mathbf{E} - \frac{1}{8\pi} \mathbf{n} \varepsilon E^2. \quad (3.211)$$

Вираз (3.211) має просту фізичну інтерпретацію.

Поверхневі сили діють так, якби вздовж силових ліній були натягнуті пружні нитки або струни під напругою $\frac{1}{8\pi} \varepsilon E^2$ та створювати одна на одну боковий тиск

$\frac{1}{8\pi}\epsilon E^2$. Тобто дія електричного поля призводить до збільшення перерізу каналу транспорту (судини).

3.9.2. Рух мікрооб'єкта в однорідному магнітному полі

Будь-яка частинка, яка має хоч який невеличкий заряд при своєму русі у просторі, створює магнітні поля. За наявності зовнішнього поля вона відповідно взаємодіє з ним. Як наслідок цієї взаємодії ми маємо викривлення траєкторії руху.

Отже, якщо є частка із зарядом q , яка рухається зі сталою швидкістю \mathbf{v} у однорідному полі \mathbf{B} , на неї діє сила, перпендикулярна до \mathbf{v} та \mathbf{B} , тобто

$$\mathbf{F}_m = q[\mathbf{v} \times \mathbf{B}], \quad (3.212)$$

або у декартових координатах

$$\mathbf{F}_m = q[\mathbf{i}(v_y B_z - v_z B_y) + \mathbf{j}(v_z B_x - v_x B_z) + \mathbf{k}(v_x B_y - v_y B_x)]. \quad (3.213)$$

Нехай мікрочастинка при своєму русі за напрямком одиничного вектору \mathbf{s} спрямована вздовж $\mathbf{v}(\mathbf{v} = v\mathbf{s}_1)$, та складає з полем \mathbf{B} кут α . Тоді із співвідношення (2.212) маємо наступне

$$\frac{d(mv)}{dt} = \mathbf{s}_1 \frac{d(mv)}{dt} + mv \frac{d\mathbf{s}_1}{dt} = qv[\mathbf{s}_1 \times \mathbf{B}] \quad (3.214)$$

або у компонентах

$$\mathbf{s}_1 \frac{d(mv)}{dt} = 0, \quad (3.215)$$

де v - стала величина, а

$$mv \frac{d\mathbf{s}_1}{dt} = qv[\mathbf{s}_1 \times \mathbf{B}]. \quad (3.216)$$

Тобто вектор $d\mathbf{s}_1$ перпендикулярний до \mathbf{s} та \mathbf{B} , а масу необхідно обирати дорівнюючій поперечній.

Якщо позначимо через $d\phi$ кут між векторами \mathbf{s}_1 та $\mathbf{s}_1 + d\mathbf{s}_1$, який вимірюється у площині, перпендикулярній до \mathbf{B} , а через ρ - радіус кривизни траєкторії на ділянці $d\phi$, то при розкритті векторного виразу (3.216), можна отримати наступне, поділивши обидві частини виразу на $s_1 \sin \alpha$

$$\frac{m_t ds_1}{s_1 \sin \alpha dt} = \frac{m_t d\phi}{dt} = \frac{m_t v \sin \alpha}{\rho} = qB. \quad (3.217)$$

Вираз (3.217) доводить, що частинка рухається за спіральною траєкторією з кроком $\frac{1}{2}\pi - \alpha$.

У просторі ця спіраль відтворює циліндр з радіусом

$$\rho = \left| \frac{m_0 v \sin \alpha}{qB \left[1 - (v/c)^2 \right]^{1/2}} \right|, \quad (3.218)$$

а вісь паралельна **B**.

У частковому випадку, коли вектор **v** перпендикулярний до **B**, то кут $\alpha = \frac{1}{2}\pi$, і частинка рухається по коловій орбіті.

Отже, наведені вище аналітичні моделі доводять, що частинки крові (біологічної рідини) рухаються за гвинтовою траєкторією, при цьому активно контактуючи зі стінками судин (транспортного каналу). Як наслідок подібної дії може розглядатися версія очистки поверхні судини, наприклад, від тромбів під дією лазерного випромінювання від лікувальної системи.

3.9.3. Рух мікрооб'єкта в перехресних електричному та магнітному полях

У попередніх підрозділах ми розглянули траєкторії руху частинки під дією перехресних електричних та магнітних полів. Розглянемо випадок, який рух (траєкторію) має частинка за комбінованого поля.

Отже, частинка біологічної рідини (наприклад, крові) рухається з початковими компонентами швидкості v_x, v_y, v_z та знаходиться під дією однорідного магнітного поля, спрямованого вздовж осі *y* та однорідного електричного поля, спрямованого вздовж осі *z*. У такому випадку ці поля матимуть опис

$$\begin{aligned} E'_x &= 0, & E'_y &= xE_y - xv_z B_z, & E'_z &= 0; \\ B'_x &= 0, & B'_y &= 0, & B'_z &= x(B_z - c^{-1}\beta E_y). \end{aligned} \quad (3.219)$$

Якщо $E_y < cB_z$, а швидкість руху v' є такою, що $E_y = vB_z$ то будемо спостерігати тільки магнітне поле спрямоване за віссю *z*.

Якщо частинка надходить з початкової системи координат, то початковими умовами її руху у своїй системі координат будуть

$t = t' = x = x' = y = y' = z = z' = 0$. У такому випадку з (3.219) біологічна структура (частинка) буде рухатися по спіралі з кутовою швидкістю ω' та кроком γ' . Радіус циліндра траєкторії при цьому буде:

$$a = \left| \frac{x'_1 m_0 (v_x'^2 + v_y'^2)^{1/2}}{q B'_z} \right| \quad \text{та} \quad tg \gamma' = \frac{v_z'}{(v_x'^2 + v_y'^2)^{1/2}} \quad (3.220)$$

Одночасно з цим можна записати

$$\begin{aligned} x'_1 &= \left(1 - \frac{v_x'^2 + v_y'^2 + v_z'^2}{c^2}\right)^{-1/2} = (1 - \beta^2)^{-1/2} \left(1 - \frac{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}{c^2}\right)^{-1/2} \left(1 - \beta \frac{v_x}{c}\right) = \\ &= x x_1 \left(1 - \beta \frac{v_x}{c}\right) = \frac{x x_1 (c^2 B - v_x E)}{c^2 B} \end{aligned} \quad (3.221)$$

Підставляючи вирази (3.219) та (3.221) у (3.220) отримуємо

$$a = \frac{x_1 m_0 \left[c^2 (v_x B - E)^2 + (c^2 B^2 - E^2) v_y^2 \right]^{1/2}}{q (c^2 B^2 - E^2)}. \quad (3.222)$$

При цьому кутова швидкість обертання:

$$\omega' = \frac{(v_x'^2 + v_y'^2)^{1/2}}{a} = \frac{q (c^2 B^2 - E^2)}{x_1 m_0 (c^2 B - v_x E)}. \quad (3.223)$$

Для більшості випадків $\mathbf{E} > v_x \mathbf{B}$, таким чином величина v_x є від'ємною. Тоді лінія, що перпендикулярна до осі z і тангенціальна до поверхні циліндра, утворює у початку координат з від'ємним напрямком осі x' кут ψ_0 , який визначено

$$tg \psi_0 = -\frac{v_y'}{v_x'} = \frac{v_y}{\chi(v - v_x)} = \frac{v_y \sqrt{c^2 B^2 - E^2}}{c(E - v_x B)}. \quad (3.224)$$

Координати заряду в системі S' залежно від часу визначаються як

$$\begin{aligned} x' &= a \left[-\sin \omega' t' \cos \psi_0 + (1 - \cos \omega' t') \sin \psi_0 \right] = a \left[\sin \psi_0 - \sin(\omega' t' + \psi_0) \right], \\ y' &= \left[\sin \omega' t' \sin \psi_0 + (1 - \cos \omega' t') \cos \psi_0 \right] = a \left[\cos \psi_0 - \cos(\omega' t' + \psi_0) \right]. \end{aligned}$$

Якщо ввести величини ψ , b , визначаючи їх як

$$\begin{aligned}\psi &= \omega' t' + \psi_0 = \omega' \chi \left(t - \frac{x E}{c^2 B} \right) + \psi_0, \\ b &= \frac{v}{\omega'} = \frac{\chi_1 m_0 E (c^2 B - v_x E)}{q B (c^2 B^2 - E^2)}.\end{aligned}\tag{3.225}$$

Якщо виразити x, y через x', y', t' , а t' через ψ, b , то отримуємо

$$x \sqrt{1 - \frac{E^2}{c^2 B^2}} = b \psi - b \psi_0 + a \sin \psi_0 - a \sin \psi,\tag{3.226}$$

$$y = a \cos \psi_0 - a \cos \psi.\tag{3.227}$$

Отже, вираз (3.227) надає опис траєкторії фізичного руху частинки біологічної рідини по судині у параметричному вигляді. При цьому, якщо значення $\psi = 2n\pi + \psi_0$, частинка знаходиться у крапці

$$x_n = 2nb \sqrt{1 - \frac{E^2}{c^2 B^2}}, \quad y_n = 0.\tag{3.228}$$

Таким чином, траєкторії руху усіх частинок, які виходять з умовного початку координат судини при діагностиці та мають однаковий параметр b , періодично в однакових крапках перетинають вісь z .

Зі співвідношення (3.228) зрозуміло, що якщо початкові швидкості значно менше ніж швидкість світла, то відстань між крапками перерізу залежить від напруженості полів та від відношення заряду досліджуваної частинки до її маси, що дозволяє визначитися з її польовою структурою (ЗП) при діагностиці певного захворювання.

Якщо, наприклад, напруженість магнітного поля є 100000 В/м, а магнітна індукція 0,1 Вебер/м², то величина $\frac{E^2}{c^2 B^2} = 1/90000$. Тоді вирази (3.227) та (3.228) перетворюються у параметричне рівняння циклоїди (рис. 3.29).

Рівняння мають вигляд

$$x' = x + b \psi_0 - a \sin \psi_0,\tag{3.229}$$

$$y' = y - a \cos \psi_0 + b.\tag{3.230}$$

3.10. Застосування інтегрованого впливу магнітних полів і лазерного випромінювання у медичних системах

Наразі застосовані системи інтегрованого впливу на БО [7, 20, 46].

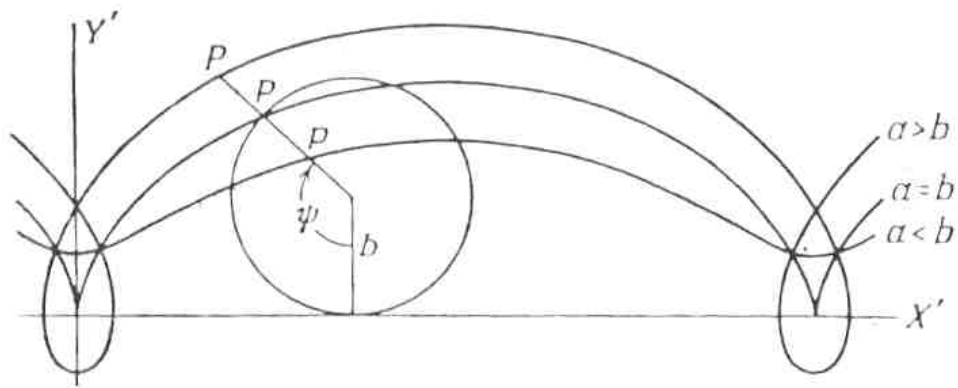


Рис. 3.29. Траєкторія руху біологічної мікроструктури під дією перехресних електричних і магнітних полів

Як вже було відмічено у п. 3.7.1, 3.7.2, застосування магнітних полів у медичних системах обумовлено низкою властивостей цього поля, а саме:

1. Магнітне поле має здатність проникати скрізь біотканину без ослаблення для здійснення лікувального впливу на патологічну ділянку.
2. Магнітне поле не потребує контактного впливу на БО.
3. Магнітотерапія має найбільш природні властивості для людини, оскільки людина також має власне магнітне поле.
4. Магнітотерапія має найменшу кількість протипоказань для лікувального впливу.
5. Магнітне поле має здатність до сумісної дії з іншими методами фізіотерапії.
6. Магнітне поле має здатність до простої технічної реалізації засад фізіотерапії.

Постійне магнітне поле викликає орієнтацію молекулярних диполів уздовж силових ліній, спрямованих у глибину, опромінює тканину, що підвищує проникаючу здатність лазерного випромінювання. При цьому сумісне випромінювання застосованого ІЧ лазера може проникнути на глибину від 80 мм до 100 мм.

Лазерна терапія з магнітною насадкою дозволяє застосовувати лазер з меншою потужністю, що не позначиться на ефективності лікування. Під впливом зовнішнього магнітного поля відбувається деформація кристалічних

граток, а атоми заліза намагнічуються (кров, мозок, печінка) і якийсь час перебувають у намагніченому стані після припинення впливу магнітного поля.

Деякі дослідники [70] відзначають, що надвненне магнітолазерне опромінення крові (довжина хвилі 0,8 мкм, потужність випромінювання 5 мВт і магніт 30 мТл) ефективніше, ніж внутрішньовенне лазерне опромінення крові зі застосуванням гелій-неонового лазера (довжина хвилі 0,63 мкм, потужність 1 мВт). Вважається, що розташування магнітного поля повинно бути перпендикулярним світловому потоку, тобто магніт орієнтований за периметром ділянки тканини, яку опромінюють лазерним випромінюванням. При цьому збільшується глибина проникнення лазерного випромінювання до 25 %. Найчастіше магнітні насадки виготовлюють з феритових кілець із фіксованими полюсами розмірами 71 x 18 x 71 мм: при векторі магнітної індукції 16 мТл проникаюча здатність у тілі хворого має бути до 50 мм. Якщо магнітна насадка виготовлена з дискових магнітів, то при індукції 100-130 мТл проникаюча здатність магнітного поля буде сягати 80 мм.

Спільне застосування ІЧ лазера й постійного магнітного поля підсилює метаболічні процеси, стимулює утворення макроенергетичних молекул АТФ, мітотичну активність клітин, мікроциркуляцію, послабляє процеси тромбоутворення. Магнітну кільцеву насадку з характеристикою 40 мТл орієнтують по поверхні, що опромінює перпендикулярно, при цьому північним полюсом убік об'єкта впливу, дистанційним методом впливу (від 3 см до 5 см від поверхні патологічної ділянки), наприклад на точки акупунктури, зони Захар'їна-Геда та ділянки в різних областях тіла [7, 70].

Позитивний ефект впливу лазерного й магнітного випромінювання на біологічні тканини, заснований на посиленні процесів метаболізму, що перебуває у прямій залежності від мембранної рівноваги в клітинних структурах й утворення вільних заряджених часток, а також від наявності іонного зв'язку між ними. Тобто кванти світлового випромінювання у відповідному діапазоні електромагнітного спектра здатні досить легко порушувати дисоційовані йонні зв'язки комплексів, що приймають активну участь у метаболічних процесах. Утворення вільних заряджених іонів (Na^+ , K^+ , Ca^{2+} тощо) під впливом лазерного опромінення тканин призводить до посилення процесів метаболізму. Енергія іонного зв'язку NaCl , наприклад, становить 97 ккал/моль. Імпульсне ІЧ випромінювання лазера з довжиною хвилі 0,89 мкм впливає здебільшого на стабільність клітинних мембран, а при

застосуванні разом із магнітними постійними полями цей чинник впливає на більш сильно на мікроциркуляторні процеси.

Поряд із вищевказаними процесами відбувається процес рекомбінації заряджених часток, що, у свою чергу, значною мірою сповільнює плин метаболічних реакцій. Саме для того, щоб порушити цей процес рекомбінації, уповільнити його, необхідно впливати на тканині постійним магнітним полем, разом з випромінюванням лазера.

Як було показано відповідно до теорії ТОНТОР [20, 21, 61] під впливом магнітного поля в клітинах організму виникає ЕРС, пропорційна величині напруженості магнітного поля. Ця ЕРС у значній мірі сприяє розподілу вільних заряджених часток, утворення яких відбувається під дією лазерного випромінювання. У такий спосіб процес рекомбінації порушується, і метаболічні процеси активізуються. Процес активації метаболічних процесів у капілярах під впливом постійного магнітного поля можна пояснити законами гідродинаміки середовища, що перебуває в магнітному полі. Цілком зрозуміло, що найбільш активною субстанцією метаболічних процесів є ендотелій капілярів. При відсутності зовнішніх впливів рух часток у судинах близько до ламінарного, а їхні траєкторії близькі до прямолінійного.

Вплив магнітного поля на заряджені частки, що перебувають у потоці, веде до зміни траєкторії руху в напрямку до стінок капілярів. Величину кривизни траєкторії заряджених часток у потоці при цьому можна приблизно розрахувати як радіус Лоренца. Проте нейтральні або комплекси при своєму русі не мають відхилень у магнітному полі. Цей процес спостерігається тільки в тому випадку, коли лазерне випромінювання руйнує слабкі іонні зв'язки в дисоційованому середовищі й призводить до утворення вільних заряджених часток. Можна затверджувати, що нейтральні частки або комплекси, що являють собою здебільшого електричні диполі, можуть змінювати свою орієнтацію в просторі й додатково приймати участь в процесах метаболізму.

Когерентне ЕМВ взаємодіє з БО (БТО) в зоні уявного контакту таким чином, що поверхня об'єкту має більший показник заломлення. Тобто цим обумовлюється підтримка щільності ЕМВ за порогом нерівноважного фазового переходу при механізмі повного внутрішнього відбиття; ідентичність геному всіх соматичних клітин конкретного живого організму (тобто ці клітини з їх мембранами можуть розглядатися в якості активних центрів системи та режимі мультимодової лазерної когерентності). У відповідності з уявленнями фізики

живого саме так відбувається трансформація геному в спектр когерентного електромагнітного випромінювання.

Оптичне випромінювання тіла людини надійно реєструється за допомогою сучасної техніки відліку фотонів [71]. У цих пристроях використовують, наприклад, високочутливі фотоелектронні помножувачі (ФЕП), що здатні реєструвати поодинокі кванти світла та видавати на виході короткочасні імпульси струму, котрі потім розраховуються за допомогою спеціальних електронних лічильників.

Вимірювання, проведені в низці лабораторій, довели, що 1 см^3 шкіри людини за 1 с спонтанно випромінює у всі боки від 6 до 60 квантів, головним чином, у синьо-зеленій області спектра. Світність різних ділянок шкіри відрізняються – найбільш сильне випромінювання йде від кінцівок пальця, більш слабе від передпліччя та живота. Ця світність не є пов'язаною з наявністю забруднень на шкірі та не залежить від функціонального стану пацієнта, знижуючись в спокої та підвищуючись з ростом його активності. Можна індукувати світність шкіри, наприклад, за допомогою обробки його перекисем водню або дією на шкіру попереднім засвіченням. Сильну післядію (фосфоресценцію) викликає випромінювання на довжині хвилі 254 нм, що відповідає піку поглинання ДНК. Передчасне засвічення викликає зріст світності в тисячі разів, котре потім спадає у часі за складною кінетичною кривою з декількома постійними часу від одиниць до десятків хвилин [70, 72, 73].

Оптичне випромінювання шкіри не є тепловим. Інтенсивність теплового випромінювання в оптичному діапазоні мала – з 1 см^2 поверхні тіла один квант в середньому може випромінюватися лише за багато секунд.

Найбільш вірогідний механізм спонтанної світності – це хемілюмінесценція, викликана перекисним окисненням ліпідів, що супроводжується появою радикалів, тобто молекул у збудженому електронному стані. При взаємодії таких молекул у певному (малому) відсотку випадків відбувається випромінювання світла. При індукованій світності можливі й інші механізми, наприклад, виміряне випромінювання при активації певних клітин крові – нейтрофілів, пов'язаних з генерацією активних форм кисню.

Особливої уваги заслуговує розвиток інтегрованих методів і засобів, які підвищують ефективність лікування, наприклад, для стимулюючого впливу на кровотворні функції організму, регенерацію біологічних тканин [74, 75, 76, 77] при їх ушкодженнях.

Взаємодія когерентного ЕМВ світлового діапазону з БО (БТО) є немедикаментозним впливом на структури БО для лікування широкого спектру захворювань в процесі терапевтичного впливу або діагностики. Доцільність застосування цих методів зумовлено тим, що біологічна система організму не розпізнає медикаменти за їх запровадження як природний біологічний компонент, а тому цей вплив є штучним, внаслідок якого можуть виникати алергічні реакції. Тому необхідним є обґрунтування підходу до аналітичного опису цих взаємодій на рівні польових структур об'єктів.

3.11. Взаємодія когерентного світлового випромінювання з полями біологічних структур

Основою застосування кореляційної спектроскопії слугує статистичний аналіз світлового поля, що проводиться в реальному масштабі часу. Звідси й принципово нова концепція побудови оптичної схеми експерименту, й нова техніка детектування, й особливі вимоги до частоти об'єктів, які аналізують. В наслідок цього вдається досягти розділювальної здатності $\lambda/\Delta\lambda = \nu/\Delta\nu = 10^{15}$, що набагато перевищує розділювальну здатність найкращих спектральних приладів (10^7). Тобто ця методика визначення структур об'єктів може бути автоматизованою для проведення вимірювань та аналізу структур біотехнічних об'єктів. Кореляційна спектроскопія квазіпружно розсіяного світла використовує фізичні методики, усвідомлення можливостей яких в області біофізики, молекулярної біології та фізики полімерів. Відповідність цієї методики задачам вивчення розчинів біологічних систем відмічено практично у всіх оглядах, збірниках та монографіях, що є на теперішній час [9, 55].

Отже, з огляду на дослідження структур біологічних об'єктів методикою кореляційної спектроскопії, доцільно її використання в біофізичних дослідженнях. Тобто здійснюється опис статистичних властивостей квазіпружно розсіяного світла і характеристик корисної інформації, а також математична обробка результатів вимірювання. За допомогою цієї методики кореляційної спектроскопії квазіпружно розсіяного світла можуть бути визначені параметри динамічні процеси, які відбуваються у об'єкті. Це трансляційне випадкове блукання, що дає інформацію про розмір частинок або рухомості мікроорганізмів; рух частинок у зовнішньому полі, та, в першу чергу, електрофорез, що дозволяє судити про заряд поверхні біологічного об'єкта, що знаходить застосування й як спосіб визначення складу системи, та як дуже чутливий індикатор модифікації поверхні. Нарешті, це є конформаційна

динаміка макромолекул, вивчення якої представляє на даний час великий інтерес з біологічної точки зору.

Для оптичної діагностики та спектроскопії біотканин можна розрізнити два режими опромінювання: безперервний і з розділенням у часі [1 - 3, 10 - 13].

Режим з розділенням у часі може бути реалізований як шляхом опромінювання розсіюючого об'єкту короткими лазерними імпульсами ($\tau \sim 10^{-9} \div 10^{-11}$ с) і прийому розширених імпульсів розсіяного випромінювання - так званий часовий підхід, так і опромінюванням, модульованим по амплітуді світлом на частотах у діапазоні від 100 МГц до 10 ГГц і реєстрації глибини модуляції інтенсивності розсіяного випромінювання та відповідного здвигу фази на частотах модуляції - так званий частотний (або фазовий) підхід. Фундаментальна основа режиму з часовим розділенням полягає в збудженні у сильно розсіюючому середовищі спектру хвиль фотонної щільності, що може бути описане нестационарною теорією перенесення випромінювання.

Питання когерентності мають важливе значення при розгляді взаємодії світла з біологічною тканиною (розсіюючим середовищем). Є гіпотеза, що відбувається втрата когерентності внаслідок розсіяння світла у випадково неоднорідному середовищі з багатократним розсіянням, так як і поява посиленої когерентної вузьконаправленої компоненти в назад розсіяному випромінюванні при зондуванні біологічної тканини лазерним імпульсом надкороткої тривалості [7, 8, 22, 23]. Когерентність світла є принциповою при селекції фотонів, що не випробували зовсім або що випробували мале число актів розсіяння, а також при отриманні спекл-модульованих полів від розсіюючих фазових об'єктів з одноразовим і багатократним розсіянням [22, 23, 71]. Такі підходи важливі для когерентної томографії, дифрактометрії, голографії, фотонокореляційній спектроскопії і спекл-інтерферометрії біологічних тканин і потоків біологічних рідин.

Існуючі технічні засоби, які призначені для фізіотерапевтичного лікування впливом ЕМВ у світловому діапазоні, використовують джерела когерентного, некогерентного випромінювання або їх комплексний вплив. Останні розробки подібної медичної апаратури як зарубіжні, в основному російського виробництва, а також вітчизняні [74]), побудовані на джерелах некогерентного ЕМВ. Це, на думку розробників апаратури, по-перше, обумовлено механізмом взаємодії світлового випромінювання з біологічними середовищами організму, а, по-друге, малою вартістю світлодіодних приладів і досить спрощеними умовами їх експлуатації. При цьому спектральні характеристики випромінювання від

кожного типу джерела залежать від наявних світлодіодів і не можуть відповідати повною мірою параметрами поглинання випромінювання компонентами біологічної структури.

Проблема впливу когерентності ЕМП на біологічні структури розглядалася, виходячи з фізичної моделі [75] такої взаємодії, а також на підставі результатів експериментальних авторських досліджень [76 - 82].

Проте аналітичне моделювання взаємодії світлового когерентного випромінювання з БО (БТО) на рівні одиничної динамічної системи практично не відпрацьовано, що може негативно впливати на принципи побудови медичних лікувально-діагностичних приладів. У зв'язку з цим досі актуальною проблемою є теоретичні дослідження взаємодії ЕМП медичного устаткування і БО (БТО) в процесі проведення лікувальних маніпуляцій в зоні уявного контакту об'єктів. Питання при цьому полягає в тому, щоб адекватно представити поля подібних об'єктів різної природи.

Ефективність застосування комплексних світлових полів з кількома довжинами хвилі когерентного ЕМВ можна пояснити одночасним впливом на сукупність клітин тканин організму, при якому при невисокій інтенсивності впливу може відбуватися досить швидка перебудова функціонування регуляторних систем організму, тканинної структури, а також структури мембран клітини, яка представляє собою динамічну систему.

Можна, наприклад, спробувати описати процес подібних взаємодій об'єктів різної природи з огляду на дуальність ЕМВ, оскільки згідно з принципами квантової електродинаміки вільне ЕМП еквівалентно набору гармонійних осциляторів [84].

Попередні авторські результати щодо дослідження впливу просторово-часової когерентності [22, 81 – 83, 85] джерел випромінювання в терапевтичних приладах показали також значення високого ступеня когерентності ЕМВ у порівнянні з некогерентним ЕМВ. Крім того, параметри випромінювання некогерентних джерел залежать від режимів роботи блоку живлення і не відрізняються високою стабільністю, що може порушувати резонансний процес взаємодії з біологічною структурою як динамічною системою. Такі порушення можуть призводити до негативних змін динаміки функціонування БО (БТО).

Необхідною та достатньою умовою когерентності світлового ЕМВ лікувально-діагностичної системи повинна бути монохроматичність ЕМВ як стаціонарного поля, для якого має місце

$$\Gamma_N^{(1,1)}(t_1, t_2) = \Gamma_N^{(1,1)}(t_1 - t_2) = V^*(t_1)V(t_2), \quad (3.231)$$

де $t_{1,2}$ - моменти часу,

$V(t) \sim \exp(-j2\pi\nu_{01}t)$ - часова характеристика поля ЕМВ з частотою ν_{01} .

Проте при використанні n хвиль λ когерентного ЕМВ терапевтичних приладів з кількома довжинами хвиль, найбільш виправданими з огляду на вплив на організм (що підтверджено авторськими експериментальними дослідженнями), може бути режим послідовного включення таких джерел ЕМП.

Можливо, що ЕМП БО (БТО) в цілому може не мати настільки суворой монохроматичності, оскільки складається з досить різномірних, наприклад, на рівні тканинних, структур з різними фізико-механічними і хімічними характеристиками. Динамічні процеси, що відбуваються в таких структурах, можуть створювати ЕМП у досить широкому спектрі з яскраво вираженими максимумами на частотах, обумовлених функціонуванням подібної біологічної структури або набору ідентичних структур.

При цьому важливим аспектом при впливі когерентного ЕМВ на біологічні тканини є принцип резонансного поглинання в тих випадках, коли абсорбційні максимуми біологічних компонентів співпадають із довжиною хвилі випромінювання. Так, наприклад, інтегроване ЕМВ з довжинами хвиль 530 нм і 630 нм активно поглинається еритроцитами, не супроводжуючись їх руйнуванням. Крім того, вагомий відсоток поглинання випромінювання біологічними компонентами тканинними структурами знаходяться також в більш короткохвильовій частини спектру. Експериментальними дослідженнями показані [86] резонансні процеси генерації стимульованого радіовипромінювання біологічними рідинами, які опромінені когерентним ЕМВ довжини хвилі 630 нм.

Відгук біологічної структури на зовнішній вплив проявляється в межі значень її резонансної частоти, а ширина відгуку залежить від амплітуди зміни сигналу дії. Отже, процес адаптації функціонування біологічної структури залежить від спектральних характеристик сигналу зовнішнього впливу і від спектральних характеристик власного електромагнітного поля біологічної структури. Тому резонансні явища при взаємодії когерентних полів зовнішнього впливу медичного опромінювача та полів ЗП біологічної структури можуть пояснювати процес стимуляції, наприклад кровотворних функцій і регенерації тканин організму. При цьому процеси такої взаємодії можуть бути обумовлені, з погляду квантової електродинаміки, перехідними

процесами при детектуванні компонентами біоструктури зовнішнього ЕМВ і вторинного квантування єдиного поля БТО.

Отже, повинні існувати відмінності параметрів біологічної структури БТО, що опромінювалася когерентним або некогерентним ЕМВ [7, 10], зокрема, оптичного діапазону. Як показали практичні авторські дослідження [76 - 83], проведені на об'єктах в сфері ветеринарної медицини, ефективність терапевтичного впливу когерентного випромінювання з довжиною хвилі 530 нм і 630 нм набагато перевищує за показниками вплив некогерентного випромінювання, яке застосовується при лікуванні захворювань, а також реабілітації пацієнтів.

При визначенні характеристик взаємодії доцільно розглядати когерентні стани, які зберігають інформацію про фазових характеристиках польової структури ЗП у кінцевому обсязі, що зумовлено характеристиками взаємодіючих об'єктів. Введення когерентних станів (як лінійні комбінації фоківського станів [71]) таким чином у даному випадку дозволить отримати інформацію про властивості ансамблю, обумовлених взаємодією часток, що входять до нього, у вигляді одного матричного елемента.

Припустимо, що взаємодія повністю когерентного світлового випромінювання при терапевтичному впливі за власними полями біологічної структури можна розглянути як узагальнені когерентні стани ЕМП виду

$$\begin{aligned} |\alpha_n, \{\varphi_n\}\rangle &= \exp\left(-\frac{1}{2}|\alpha_n|^2 \sum_{n=0}^{\infty} \frac{\alpha_n^n \exp(i\varphi_n)}{(n!)^{1/2}}\right) |n\rangle, \\ |\beta_{\text{BC}}, \{\varphi_m\}\rangle &= \exp\left(-\frac{1}{2}|\beta_{\text{BC}}|^2 \sum_{m=0}^{\infty} \frac{\beta_{\text{BC}}^m \exp(j\varphi_m)}{(m!)^{1/2}}\right) |m\rangle, \end{aligned} \quad (3.232)$$

де φ_n, φ_m - послідовності дійсних чисел;

$| \rangle$ - вектор стану;

β, α - комплексні числа, що відображають характеристики оператора знищення частинок ЕМП ЗП терапевтичного периферійного модулю і польової структури ЗП певної одиничної структури БО (БТО) відповідно.

Такі стани можна вважати когерентними станами ($m = n$) гармонійного осцилятора з енергією $n_\lambda \hbar \omega_\lambda$ і $n_{\lambda 1} \hbar \omega_{\lambda 1}$, де $\hbar \omega_\lambda$ - енергія частки, \hbar - постійна Планка.

Припустимо, що таким осцилятором є нормально функціонуюча біологічна структура в резонансі з ЕМП терапевтичного модулю. Подібна структура повинна бути досить однорідною, оскільки патологічні структури тканини відрізняються за фізико-хімічними та механічними показниками. У цьому випадку вираз (3.232) буде змінюватися, що свідчить про порушення когерентності поля об'єкта.

Якщо розглядати БО в цілому, то можна спробувати уявити польову структуру його ЗП багатомодовими станами, оскільки поодинокі структури мають різні спектральні характеристики випромінювання.

Тоді, скориставшись поданням когерентного стану

$$|\{\beta_\lambda\}\rangle \equiv \prod_\lambda |\beta_\lambda\rangle \quad (3.233)$$

для кінцевого поля в об'ємі L^3 з кінцевим числом ступенів свободи отримуємо

$$|\{\beta_\lambda\}\rangle \equiv \sum_{\{m_\lambda\}=0}^k \left\{ \prod_\lambda \left| \frac{\beta_{\lambda'}^{m_{\lambda'}}}{(m_{\lambda'}!)^{1/2}} \exp\left(-\frac{|\beta_{\lambda'}|^2}{2}\right) \right| m_\lambda \right\}. \quad (3.234)$$

Тоді можна припустити, що сумарне електромагнітне поле біотехнічного об'єкту, яке утворюється в результаті їх взаємодії, являє собою суміш узгоджених когерентних станів, що відрізняються фазовими множниками.

Процес взаємодії об'єктів можна визначити, наприклад, вводячи оператор детектування [71], що визначає поглинання квантів (з імпульсом $\hbar\mathbf{k}$) випромінювання частинками речовини

$$\hat{A}(x) = L^{-3/2} \sum_{\mathbf{k},s} \mathbf{e}^{(s)}(\mathbf{k}) \hat{a}_{\mathbf{k},s} \exp[i(\mathbf{k}, \mathbf{x} - kct)], \quad (3.235)$$

де c - швидкість світла,

\mathbf{e} - поляризація фотона когерентного оптичного випромінювання ЗП,

s - поляризація,

$x \equiv x(\mathbf{x}, t)$ - просторово-часова крапка поля,

$kc = \omega_\lambda$.

Вираз для оператора знищення (детектування) частки поля

$$\hat{A}^{(+)}(x) |\{\alpha_\lambda\}\rangle = \mathbf{V}(x) |\{\alpha_\lambda\}\rangle, \quad (3.236)$$

а ермітове поєднання має вигляд

$$\langle \{\alpha_\lambda\} | \hat{A}^{(-)}(x) = \langle \{\alpha_\lambda\} | \mathbf{V}^*(x), \quad (3.237)$$

$$\text{де } \mathbf{V}(x) = \frac{(2\pi\hbar c)^{1/2}}{L^{3/2}} \sum_{\mathbf{k}, s} k^{1/2} \mathbf{e}^{(s)}(\mathbf{k}) \hat{a}_{\mathbf{k}, s} \exp[i(\mathbf{k}, \mathbf{x} - kct)]. \quad (3.238)$$

Для одномодового когерентного оптичного випромінювання периферійного модулю системи

$$d^2 \{\alpha_\lambda\} = d(\text{Re}\alpha) d(\text{Im}\alpha) = r dr d\varphi, \quad (3.239)$$

де $\alpha = r \exp(i\varphi)$,

r, φ – полярні координати.

Кореляційну функцію когерентного стану багатомодового поля об'єкту можна виразити як

$$\Gamma_N^{(m,n)}(x_1, \dots, x_{m+n}) = \int \Phi_N(\{x_\lambda\}) \prod_{j=1}^m V^*(x_j) \prod_{k=m+1}^{m+n} V(x_k) d^2 \{\beta_\lambda\}, \quad (3.240)$$

де $\Phi_N(\{x_\lambda\})$ – ваговий функціонал,

$$d^2 \{\beta_\lambda\} = \prod_{\lambda} d\beta_\lambda.$$

Тоді суперпозиція спільних полів об'єктів з амплітудою $\gamma = \alpha + \beta$ може визначатися як

$$\Phi_N(\{\gamma_\lambda\}) = \iint \Phi_N^{(1)}(\{\alpha_\lambda\}) \Phi_N^{(2)}(\{\beta_\lambda\}) \prod_{\lambda} \delta(\gamma_\lambda - \alpha_\lambda - \beta_\lambda) d^2 \{\alpha_\lambda\} d^2 \{\beta_\lambda\}. \quad (3.241)$$

Подібний стан при опроміненні когерентним випромінюванням тягне за собою резонансні явища за типом фотонної луни, які можуть призводити до стимуляції функцій біологічної структури.

Авторські дослідження показали, що поведінка показників крові, польові структури якої знаходяться у взаємодії з польовими структурами когерентних і некогерентних випромінювань, різко відрізняються за динамічними характеристиками [81, 82]. Якщо біологічна структура має патологічні фрагменти, то характеристики польової структури ЗП об'єкта змінюються. У цьому випадку ступінь узгодженості полів порушується, і можна припустити, що надалі адаптація біологічної структури БТО до нормального функціонування залежить від величини неузгодженості характеристик.

Викладені дослідження щодо впливу когерентного ЕМВ на біологічні структури підтверджується резонансними явищами, що виникають у

біологічних структурах, а це може призвести до розробки нових методик лікування і нових принципів роботи медичних приладів. При цьому, дослідження доцільно також проводити відносно взаємодії змішаних типів випромінювання з польовими структурами БТО.

Подібний інтерес до проблеми може бути обумовленим достатньою мірою численними розробками технічних засобів, які знаходяться в безпосередньому контакті з БО (БТО). Відомими є приклади застосування систем [74] з джерелами некогерентного ЕМВ у широкому спектральному діапазоні, що імітує випромінювання Сонця, у фізіотерапії, косметології. При цьому мається на увазі, що організм сам обирає частоти ЕМВ, які необхідні для оптимального лікувального впливу. Проте, як зазначалося в авторських роботах [21, 22, 85, 87], вплив на організм ЕМВ широкого частотного діапазону може і не відповідати параметрам поглинання компонентами біологічної структури. Це може негативно впливати на властивості структури, і, в цілому, на організм, викликаючи побічні ефекти при впливі ЕМВ.

Отже, оскільки джерела некогерентного випромінювання достатньо часто використовують у медичних приладах внаслідок технічних проблем, цікавим випадком для дослідження може бути випромінювання змішаного типу, коли використовують монохроматичне когерентне та некогерентне ЕМВ певних довжин хвиль. У цьому випадку при взаємодії такого типу ЕМВ з компонентами біологічної структури досягається ефект поєднаного впливу (при наявності когерентної складової випромінювання, як було зазначено в авторських роботах [21, 22, 77, 78]) при використанні простих і доступних технічних засобів, що здешевлює конструкцію приладу. Тому доцільним є моделювання подібних взаємодій для визначення ступеня найбільшого впливу світлових випромінювань на організм.

3.11.1. Моделювання взаємодії електромагнітних полів змішаного типу з біологічними структурами

Розглянемо модель взаємодії випромінювання світлового діапазону змішаного типу з динамічною системою БТО з точки зору еквівалентності поля набору гармонійних осциляторів. Можна уявити змішані стани поля, спираючись на розкладання за когерентними станами [71, 84]. Оскільки когерентні стани являють переповнену систему станів, за цими станами можна розкласти будь-який оператор, наприклад, матрицю щільності.

Так, для конкретного модулю системи поле випромінювання змішаного типу можна представити когерентними станами, використовуючи розкладання довільного оператора

$$\hat{M} = \frac{1}{\pi^2} \iint |\alpha\rangle \langle \alpha| \hat{M} |\beta\rangle \langle \beta| d^2\alpha d^2\beta, \quad (3.242)$$

де $\alpha = r \exp(i\varphi)$, r, φ - полярні координати,

$|\rangle$ - вектор стану,

$|\alpha\rangle, |\beta\rangle$ - когерентні стани полів,

$$d^2\alpha = d(\operatorname{Re}\alpha) d(\operatorname{Im}\alpha) = r dr d\varphi. \quad (3.243)$$

Тоді, матриця щільності для опису поля є

$$\hat{\rho} = \frac{1}{\pi^2} \iint |\alpha\rangle \langle \alpha| \hat{\rho} |\beta\rangle \langle \beta| d^2\alpha d^2\beta. \quad (3.244)$$

Поле лазерного випромінювача (у когерентному стані $|\beta\rangle$) має вагову функцію

$$\Phi_{\mathcal{N}}(\alpha) = \delta(\alpha - \beta), \quad (3.245)$$

яка є квазіймовірнісним розподілом.

Індекс \mathcal{N} означає відповідність функції Φ нормально впорядкованим операторам.

Нормальний порядок операторів поля відповідає випадку зникнення фотонів, а антінормальное упорядкування - ситуації виникнення (випускання) фотонів випромінювання.

Отже, квантове середнє значення нормально впорядкованих операторів виражається як середнє значення в узагальненому фазовому просторі з квазірозподілом $\Phi_{\mathcal{N}}(\alpha)$ (за умови, що інтегрування виконано по всій комплексній площині).

Інакше можна уявити матрицю густини в діагональній формі

$$\hat{\rho} = \iint \Phi_{\mathcal{N}}(\alpha) |\alpha\rangle \langle \alpha| d^2\alpha. \quad (3.246)$$

При усередненні антінормально впорядкованих операторів поля маємо функцію

$$\Phi_{\mathcal{A}}(\alpha) = \frac{1}{\pi} \langle \alpha | \hat{\rho} | \alpha \rangle, \quad (3.247)$$

яка є аналітичною функцією типу

$$\Phi_{\mathcal{A}}(\alpha) = \frac{1}{\pi} \sum_{n,m} \rho(n,m) \frac{\alpha^{*n} \alpha^m}{\sqrt{n!m!}} e^{-|\alpha|^2}. \quad (3.248)$$

Функції (3.275) і (3.248) пов'язані між собою співвідношенням

$$\Phi_{\mathcal{A}}(\alpha) = \frac{1}{\pi} \int \Phi_{\mathcal{N}}(\beta) e^{-|\alpha-\beta|^2} d^2\beta. \quad (3.249)$$

Проводячи заміни $\alpha \rightarrow \hat{a}, \alpha^* \rightarrow \hat{a}^+$ у функціях $\Phi_{\mathcal{N}}$ і $\Phi_{\mathcal{A}}$ можна визначити матриці щільності нормальної та антинормальної форми.

Якщо розглядати поле випромінювача, де поєднуються лазерні джерела і світлодіодні (тобто джерела когерентного та некогерентного випромінювання), утворюючи електромагнітні поля змішаного типу, можна уявити таке поле когерентним випромінюванням з комплексною амплітудою β і гаусового пучка з середнім числом фотонів $\langle n \rangle$.

Матриця щільності такого типу може бути представлена як

$$\hat{\rho} = \frac{\langle n \rangle^{\hat{b}^+ \hat{b}}}{(1 + \langle n \rangle)^{\hat{b}^+ \hat{b} + 1}}, \quad (3.250)$$

де $\hat{b} = \hat{a} - \beta$, $[\hat{b}, \hat{b}^+] = [\hat{a}, \hat{a}^+] = 1$.

Такий вираз матриці щільності дозволяє визначити стан полів випромінювача світлового діапазону медичної системи (комплексу, приладу) для опромінення з метою проведення фізіотерапевтичних процедур (або процедур косметологічного призначення, а також інших аналогічних маніпуляцій).

$$\hat{\rho} = \hat{\rho}^{(\mathcal{A})} = \frac{1}{\langle n \rangle} \mathcal{A} \left[\exp \left(-\frac{b^+ b}{\langle n \rangle} \right) \right]. \quad (3.251)$$

Проводячи заміни $\hat{b} \rightarrow \alpha - \beta, \hat{b}^+ \rightarrow \alpha^* - \beta^*$, можна отримати вираз для функції

$$\Phi_{\mathcal{N}}(\alpha) = \frac{1}{\pi \langle n \rangle} \exp \left(-\frac{|\alpha - \beta|^2}{\langle n \rangle} \right). \quad (3.252)$$

Таким чином, можна графічно (рис. 3.30) представити квазіймовірнісний розподіл для кожного типу випромінювання приладу:

- когерентні поля модулю лазерного випромінювача,

- некогерентні поля модулю світлодіодного випромінювача,
- змішане поле, яке виходить при попаданні випромінювання даного режиму на поверхні БО (БТО) при проведенні процедури (рис. 3.30,в).

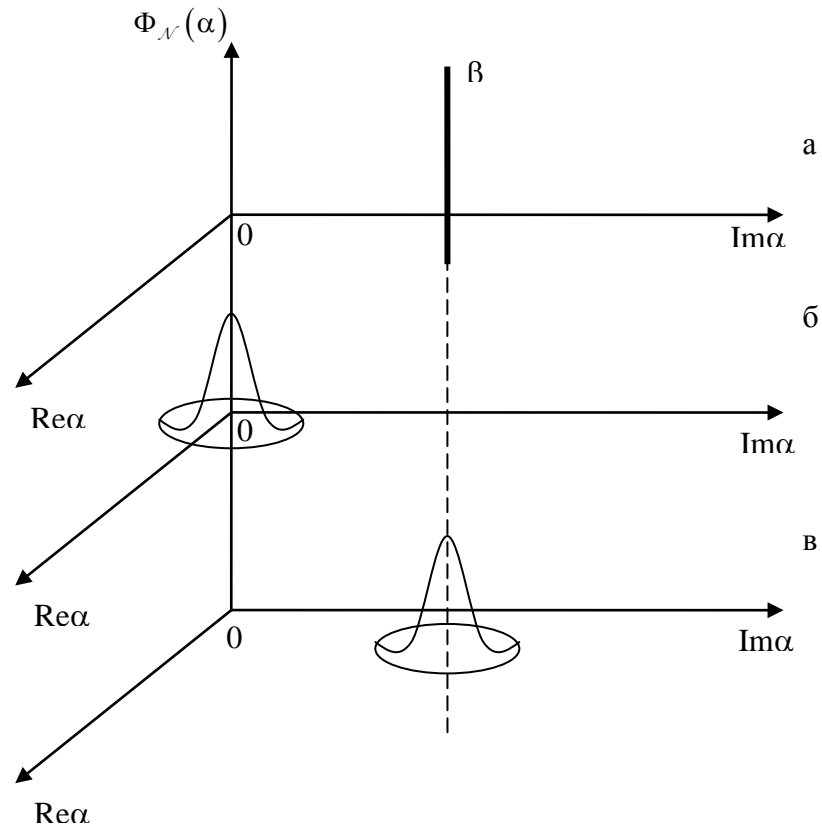


Рис. 3.30. Епюри квазівірогіднісного розподілу випромінювання приладу, де: а - когерентне випромінювання з амплітудою, б - одномодове хаотичне випромінювання із середнім числом фотонів, в - одномодова суперпозиція змішаного типу поля при взаємодії з біологічною структурою організму

Якщо виходити з того, що динамічні процеси, що відбуваються в живих БТО, ЕМП з чітко вираженими максимумами на частотах, обумовлених функціонуванням структури, можна пояснити процеси взаємодії розглянутого типу випромінювання. Тобто, квазірозподіл когерентного ЕМВ повністю може збігатися з розподілом польової структури ЗП біологічної структури.

При цьому, звичайно ж, бажаним є використання повністю когерентного випромінювання, проте, виходячи з вищевикладених практичних складнощів, коли необхідно здешевлення і спрощення приладу, необхідним має бути поєднання когерентності та некогерентності джерел випромінювання. Тоді найбільш можливими можуть бути резонансні явища при взаємодії полів зовнішнього впливу медичного опромінювача і полів біологічної структури живого організму. У цьому випадку, як було відмічено, адаптація біологічної структури до нормального функціонування залежить від величини узгодження характеристик зовнішніх полів і власного поля організму.

Тобто, вищевикладені припущення стосуються спроби виправдання використання в медичних приладах джерел випромінювання, що включають некогерентні випромінювачі.

У процесі проведення процедури опромінення низькоінтенсивним ЕМВ, а також при діагностиці ряду захворювань, відбувається поглинання енергії речовинами, які утворюють біологічний організм.

Вплив на сукупність клітин тканин організму призводить до того, що при невисокій інтенсивності впливу може відбуватися досить швидка перебудова функціонування регуляторних систем організму, тканинної структури, а також структури клітинних мембран, що є динамічною системою. Зазвичай при поглинанні речовиною об'єкта зовнішнього випромінювання енергія кванта витрачається на перехід електрона на інший енергетичний рівень. При такій взаємодії в БО (БТО), виникають нерівноважні процеси, які призводять до зміни параметрів ЕМП, яке визначає зону присутності об'єкта в просторі. ЗП, як було визначено, являє обсяг повної інформації про об'єкт у просторово-часових координатах.

Простір, у якому знаходиться певний об'єкт, позначимо як $\mathbb{R}^{1,n}$ [88]. Тоді у псевдоевклідових координатах x^0, x^1, \dots, x^n скалярний добуток набуває вигляду метрики Мінковського

$$(\xi, \eta) = \xi^0 \eta^0 - \xi^1 \eta^1 - \dots - \xi^n \eta^n, \quad (3.253)$$

де n – розмірність простору.

Оскільки з погляду сучасних уявлень фізики неможливо виокремити просторові та часові параметри існуючого об'єкта, то цю систему можна описати з погляду чотиривимірного просторово-часового континуума (фізичний простір має $n=3$, а час - $n=1$), тобто опису простору Мінковського $x_{\text{Б}0}^0 = t, x_{\text{Б}0}^1, x_{\text{Б}0}^2, x_{\text{Б}0}^3$, де t - час, $x_{\text{Б}0}^1, x_{\text{Б}0}^2, x_{\text{Б}0}^3$ - координати певної крапки (структури)

БО або плинної події. Таким чином, цей факт можна використовувати при визначенні координати патологічної структури БО.

Окрім того, можна визначати процес життя кожної частки (структури) об'єкта у будь-який момент часу як мірову лінію крапкової частинки $x^\alpha(t)$, $\alpha = 1, 2, 3$. Визначаючи таким чином координати, зміни їх у просторі, можна також використовувати їх для діагностики у випадку певних патологій БО.

Якщо розглядати форму польової структури ЗП майже нормального об'єкта, то можна визначитися з кількістю резонансів N_3 у польовій структурі досліджуваного об'єкта для тривимірного простору при певній частоті f за умови гладкої межі резонатору, яким є ЗП об'єкта

$$N_3(f) = \frac{4\pi}{3} V \left(\frac{f}{c} \right)^3, \quad (3.254, a)$$

де V – об'єм резонатору ЗП певного об'єкта або його визначеної структури,
 c – швидкість розповсюдження світла у повітрі.

Проте, якщо розглядати зміну форми польової структури ЗП об'єкта під впливом зовнішнього подразника, то можна припустити, що реальна межа резонатору є фрактальною з характеристиками, які залежать від зміни структури:

$$|\Delta N_3(f)| = \left(L \frac{f}{c} \right)^D, \quad (3.254, b)$$

де L – характерна довжина структури,

D – спектральна розмірність. При цьому частотний спектр коливань польової структури ЗП об'єкта залежить від зміни параметрів форми самої досліджуваної структури, тобто може визначатися розмірністю Мінковського-Булігана [89]

$$D_{M-B} = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{\log F(N)}{\log \left(\frac{1}{N} \right)} + 2, \quad (3.255)$$

де $F(N)$ - об'єм «вмісту Мінковського» (рис. 3.31),

N - радіус сфер, що вкривають фрактальні структури досліджуваного об'єкта. Тобто, за подібною уявою можна розглядати зміни, наприклад у ДНК, при впливі зовнішнього подразника тощо.

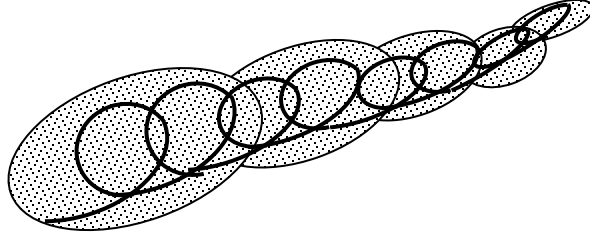


Рис. 3.31. Формалізована уява польової структури об'єкту з погляду об'єму «вмісту Мінковського»

Зону присутності БО [88] можна виразити за допомогою чотиривимірного простору метрикою

$$dt^2 = g_{ij} dx^i dx^j = (dx^0)^2 - \sum_{\alpha=1}^3 (dx^\alpha)^2. \quad (3.256)$$

Тоді польова структура ЗП об'єкта є тензором F_{ij} який визначається параметрами електричних і магнітних полів (E, H) тієї польової структури, що виникає у взаємодії ТО з БО (БТО)

$$(F_{ij}) = \begin{pmatrix} 0 & E_1 & E_2 & E_3 \\ -E_1 & 0 & -H_3 & H_2 \\ -E_2 & H_3 & 0 & -H_1 \\ -E_3 & -H_2 & H_1 & 0 \end{pmatrix}. \quad (3.257)$$

БО, що знаходиться під впливом зовнішнього джерела, згідно (3.242) змінює параметри поля ЗП, які відображені виразом (3.244).

Якщо уявити, що біологічні структури при взаємодії із зовнішнім електромагнітним полем представляють єдиний біотехнічний об'єкт, то його дія в тривимірному просторі в кінцевому часовому інтервалі можна визначити як

$$S = - \int_{t_1}^{t_2} mc^2 \sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}} dt - \sum \frac{e}{c} \int A_k dx^k - \frac{1}{16} \int F_{ik}^2 d^4x, \quad (3.258)$$

де m - маса, v - тривимірна швидкість структури під впливом зовнішнього поля,

A_i - 4-потенціал поля, який визначає його властивості.

Просторові компоненти (A^1, A^2, A^3) 4-вектора утворюють векторний потенціал поля \mathbf{A} , а часова компонента $A^0 = \varphi$ - скалярний потенціал поля. При цьому можна розглядати зони присутності об'єктів і зону їх взаємодії, вводячи тривимірний фазовий простір для визначення повної картини динаміки процесів послідовних змін в біологічній структурі під дією низькоінтенсивного світлового випромінювання.

Вочевидь, спроба такого подання може дати картину змін, що відбуваються у просторі та часі зони присутності організму при його контакті з впливає випромінюванням у період проведення процедури, зокрема, при визначенні відгуку біологічної структури на зовнішній вплив.

Викладена гіпотеза про можливе дослідження зон взаємодії зовнішнього низькоінтенсивного (не руйнуючого фізичну структуру об'єкта), наприклад світлового когерентного, ЕМВ з біологічними структурами при фізіотерапевтичних впливах чи діагностиці, може показати їх зону взаємодії як єдиного біотехнічного об'єкту. Отже, можна буде визначити зміни, що виникають на рівні польових взаємодій у біоструктурі, що дозволить оптимізувати процес світлового опромінення.

3.12. Метод дослідження параметрів польових структур об'єктів при їх взаємодії за вектором градієнту розподілу польової структури

Досить часто у медичній практиці зустрічаються випадки, коли необхідно визначитися з координатою тієї чи іншої патології, прихованої в масі живого об'єкта, яка не може бути знайденою шляхом традиційного огляду фахівця або традиційної медичної апаратури, проте ця патологія вимагає хірургічного втручання або негайного консервативного лікування. Звісно, що у таких випадках повинна бути досить висока точність, яка за звичайних методик є ненадійною, а саме за точністю визначення координат патології. Тим не менш, будь-яка патологія створює навколо себе зону присутності, яка при використанні відповідних технологій та технічних засобів досить легко реєструється. Згідно закону присутності всі об'єкти мають зону присутності, яка визначається низкою фізико-хімічних законів та має визначений достеменний спектральний характер [35, 37].

За наявності джерела підтримки польової структури зони присутності, а в нашому випадку – це наявність біологічної маси, яка має властивості підтримки та розповсюдження зони присутності, оскільки знаходиться у стані активних

біофізичних дій з джерелом. Для того, щоб змодельовати цей процес у спрощеному вигляді, розглянемо, як це відбувається у суцільному середовищі ізотропної біологічної маси у приповерхневому шарі.

Прийнемо початкові умови. Припустимо, що визначено ділянку $G(x, y)$ БО, де на глибині знаходиться патологічний об'єкт (ПО). Патологічний об'єкт як антагоністичний об'єкт у відношенні до нормального об'єкта з гомогенним середовищем має відповідну реакцію взаємодії з навколишнім середовищем, тобто ізотропною біологічною масою. Якщо обирати найбільш активний закон [37] стосовно взаємодії ПО з біологічною масою, то і абстрактний відчутник є найбільш достеменним інформатором про активність цієї зони присутності. На визначеній ділянці поверхні $G(x, y)$ будемо вважати, що $G'(z), G''(z) \approx 0$, тобто поверхня є практично рівною. Якби не існувало ПО, то скалярне поле функції $G(x, y)$ практично наближалось б до ситуації, коли $G'(x, y), G''(x, y) \approx 0$, тобто мали б рівномірний розподіл потенціалу $A''(x, y, z) \approx 0$. У випадку, коли патологічний об'єкт є наявним, умови різко порушуються. Його поява у будь-якій крапці у межах ділянки $G(x, y)$ викликає порушення польової структури на її поверхні (рис. 3.32,а) [90, 91]. Якщо розглянути проекцію потенціалу на поверхню відносно координати X , то будемо мати відповідний за потенціалом графік (рис. 3.32,б).

У першому та другому випадках (рис. 3.32) відображені еквіпотенційні лінії функції $G(x, y)$, тобто $q_{-2}q_{-1} \dots q_0q_1q_2q_3 \dots q_i \dots q_{n-2}q_{n-1}q$. Оскільки початок координат ми обираємо суто суб'єктивно за досвідом, кваліфікацією та інтуїцією лікаря, то будемо вважати, що нульова точка координат співпадає з еквіпотенційною лінією q_0 , тобто це є наслідок відносності польової структури як такої [43]. Експотенціаль q_0 є піковим максимальним значенням у межах обраної ділянки $G(x, y)$.

Вибір розташування початку координат та напрямку їх осей абсолютно неважливо, як буде показано далі, головне, щоб патологічний об'єкт знаходився у зоні чутливості відчутників. Розташуємо відчутники у межах координат на осях координат X та Y . При цьому для координат всіх п'яти відчутників необхідно виконувати наступні умови:

- перший відчутник $x = 0 \quad y = 0$,
 - другий відчутник $x = \Delta x \quad y = 0$,
 - третій відчутник $x = 0 \quad y = \Delta y$,
- (3.259)

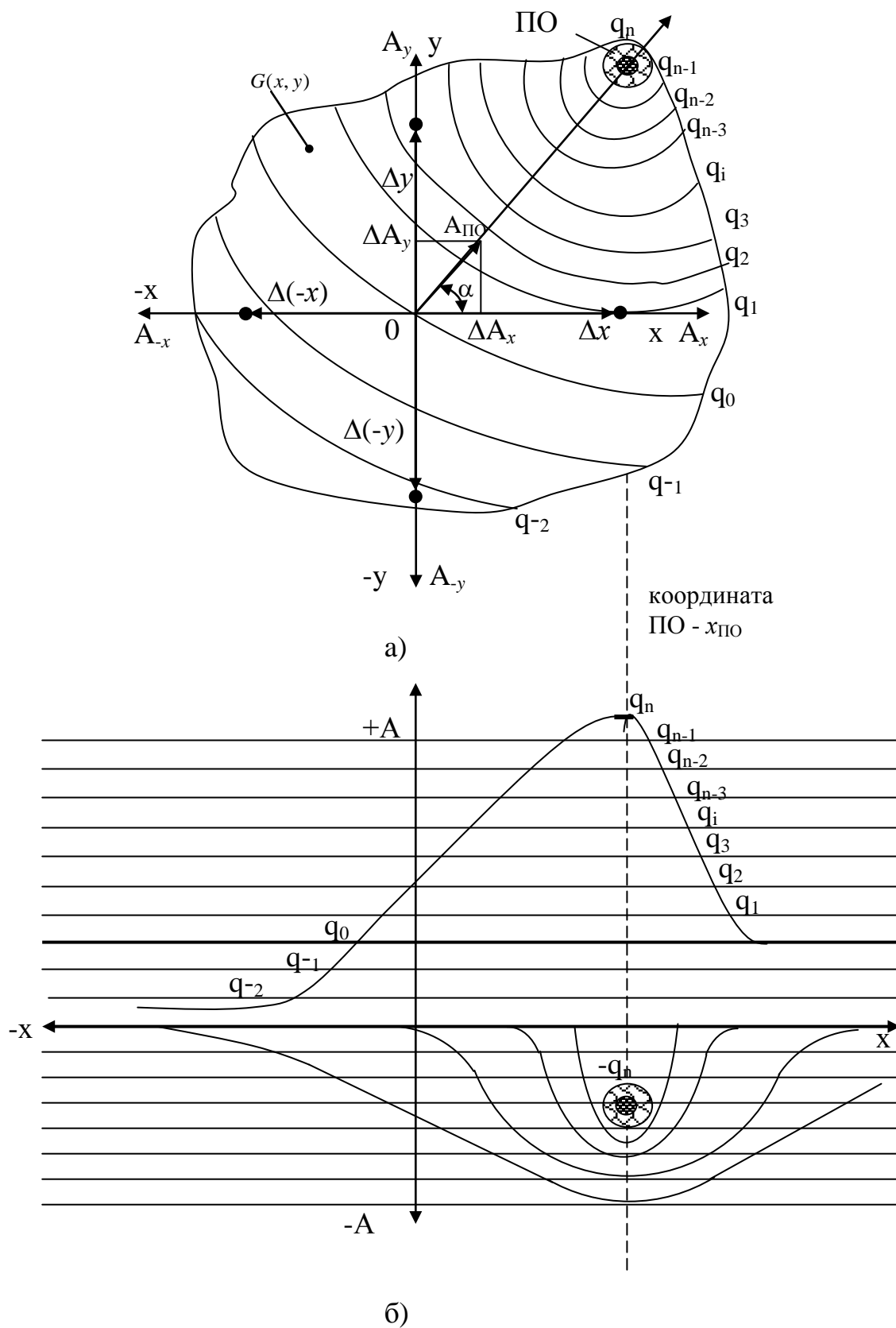
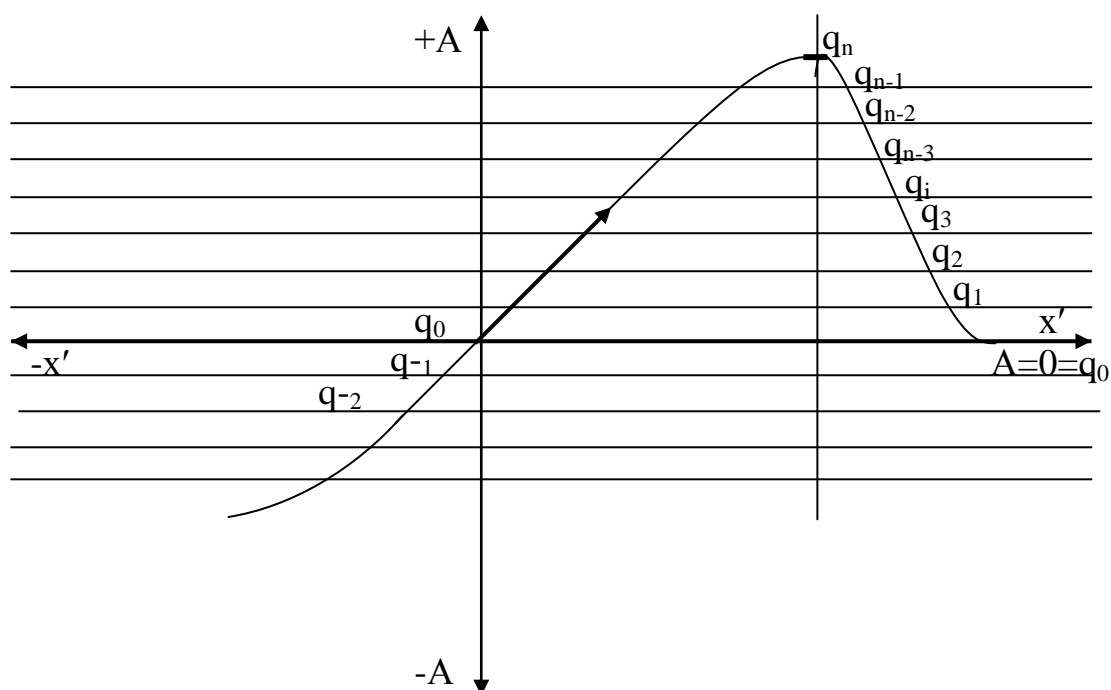


Рис. 3.32. Методика визначення координат патологічного об'єкта, де:
а - розподіл ЗП ПО у об'єкті, б - проекція потенціалу на поверхню об'єкта



в)

Рис. 3.32. Методика визначення координат патологічного об'єкта, де: в - нормалізована проекція потенціалу на поверхню об'єкта

- четвертий відчутник $x = -\Delta x \quad y = 0$,
- п'ятий відчутник $x = 0 \quad y = -\Delta y$.

$$\text{Загальна координатна умова } \Delta x = |-\Delta x| = \Delta y = |-\Delta y|. \quad (3.260)$$

Тепер визначимо методику отримання результатів вимірювань. Для того, щоб спростити математичний розгляд, приймаємо, що перший відчутник є потенційно прив'язаним до початку координат, тобто $A_0 = 0$, $q_0 = 0$.

У такому випадку для першого квадранту отримуємо:

- для координат Δx отримуємо ΔA_x ,
- для координат Δy отримуємо ΔA_y .

(3.261)

$$\text{Модуль вектора } A_{\text{ПО}} = \sqrt{(\Delta A_x)^2 + (\Delta A_y)^2}. \quad (3.262)$$

Векторна діаграма у цьому випадку набуває вигляду

$$\mathbf{A}_{\text{ПО}} = \Delta \mathbf{A}_x + \Delta \mathbf{A}_y. \quad (3.263)$$

У загальному розгляді ми приймали, що величини Δx та Δy є координатами розташування відчутників. Як наслідок, маємо право стверджувати, що ці координати є мірою вимірювання потенціалу польової структури $G(x, y)$. Тобто

величини Δx , $-\Delta x$, Δy , $-\Delta y$, 0 як диференціали функції зростання координати, а зростання потенціалу як реакцію на координату зростання координат, отже

$$\begin{aligned}\Delta x &= \partial x & -\Delta x &= -\partial x \\ \Delta y &= \partial y & -\Delta y &= -\partial y \\ \Delta A_x &= \partial A_x & -\Delta A_x &= -\partial A_x \\ \Delta A_y &= \partial A_y & -\Delta A_y &= -\partial A_y\end{aligned}\tag{3.264}$$

Користуючись векторним співвідношенням (3.263) та виразами (3.264) маємо можливість отримати диференційну форму запису вектору $\mathbf{A}_{\text{ПО}}$. В основі отримання вектора $\mathbf{A}_{\text{ПО}}$ є похідна по напрямку, тобто $\frac{\partial G(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{n}}$ [43]. Якщо використовувати вектори трикоординатної декартової системи, то

$$\mathbf{r} = x\mathbf{i} + y\mathbf{j} + z\mathbf{k} \quad \mathbf{n} = n_x\mathbf{i} + n_y\mathbf{j} + n_z\mathbf{k}, \tag{3.265}$$

або у двокоординатному просторі, як у нашому випадку

$$\mathbf{r} = x\mathbf{i} + y\mathbf{j} \quad \mathbf{n} = n_x\mathbf{i} + n_y\mathbf{j}. \tag{3.266}$$

Оскільки ми маємо консервативне поле $\text{div}\mathbf{r} = 0$, яке диференціюється, то

$$\frac{\partial G(\mathbf{r})}{\partial \mathbf{n}} = n_x \frac{\partial G(\mathbf{r})}{\partial x} + n_y \frac{\partial G(\mathbf{r})}{\partial y}. \tag{3.267}$$

При виконанні низки відповідних перетворень маємо можливість стверджувати, що

$$\text{grad}A_{\text{ПО}} = \frac{\partial G(\mathbf{r})}{\partial x}\mathbf{i} + \frac{\partial G(\mathbf{r})}{\partial y}\mathbf{j}. \tag{3.268}$$

або

$$\text{grad}A_{\text{ПО}} = \frac{\partial \Delta A_x}{\partial x}\mathbf{i} + \frac{\partial \Delta A_y}{\partial y}\mathbf{j}. \tag{3.269}$$

Особливий нюанс у цьому вимірюванні, на який необхідно звернути увагу, є той факт, що приріст координат задається конструкційними особливостями відчутника, тобто його геометрія є достеменною. А, отже, на відміну від класичної теорії [43] ми у наш вимірюваний простір вносимо непорушні позиції відстані від початку координат та оцінюємо їх як основу до зміни функції поля $G(x, y)$. Тобто у цьому випадку використовується спеціальна методика [90, 91]. Сутність цієї методики полягає у тому, що, оскільки нам невідома загальна функція поля $G(x, y)$, оскільки вона є суб'єктивною, то ми маємо можливість вимірювати її лише у окремих відносних фрагментах польової структури $G(x, y)$.

Таким чином, базуючись на цій методиці, ми вносимо у польову структуру відповідну кількість чутливих елементів, які спрацьовують в окремо визначеній ділянці G на поверхні БТО. Отже, не зважаючи на орієнтацію координат X та Y маємо можливість визначення напрямку на ПО при діагностиці та лікуванні у БТС. Основним принципом, який закладено у цій теорії, є властивість вектору градієнту завжди вказувати на напрямок на пікове значення поля незалежно від їх полярності. Окрім того, градієнт поля на координаті ПО завжди буде дорівнювати нулю, тобто $gradA = 0$.

У загальному підсумку подібну ситуацію можемо описати виразом

$$dG = \frac{\partial G}{\partial x} dx + \frac{\partial G}{\partial y} dy. \quad (3.270)$$

Але на відміну від цієї залежності (3.270) отримуємо ще три рівняння, які також визначають градієнти, але у своїх квадрантах, тобто разом з (3.69) отримуємо вирази:

$$\begin{aligned} - \text{ для першого квадранта } dG_1 &= \frac{\partial G}{\partial x} dx + \frac{\partial G}{\partial y} dy, \\ - \text{ для другого квадранта } dG_2 &= -\frac{\partial G}{\partial x} dx + \frac{\partial G}{\partial y} dy, \\ - \text{ для третього квадранта } dG_3 &= -\frac{\partial G}{\partial x} dx - \frac{\partial G}{\partial y} dy, \\ - \text{ для четвертого квадранта } dG_4 &= \frac{\partial G}{\partial x} dx - \frac{\partial G}{\partial y} dy. \end{aligned} \quad (3.271)$$

Отже, з виразу (3.271) отримуємо чотири вектори градієнти, які однозначно вказують на розташування ПО у біологічній масі БО (БТО).

Розглянемо, як це може бути реалізованим за нашої прийнятої схеми розташування відчутників (рис. 3.33).

Навіть неупередженого погляду достатньо, щоб зрозуміти, що будь-яке розташування вимірювального комплексу відчутників у БТС завжди бути формувати значення векторів градієнтів, які однозначно вказують на розташування ПО у системі координат відчутників, а отже, це надає можливості експрес-визначення наявності та розташування ПО у біологічній масі БО (БТО), наприклад під шкірою. При віддаленні ПО від поверхні БТО величина градієнта розподілу буде тільки зростати, що за певних умов може вказувати на відстань до ПО.

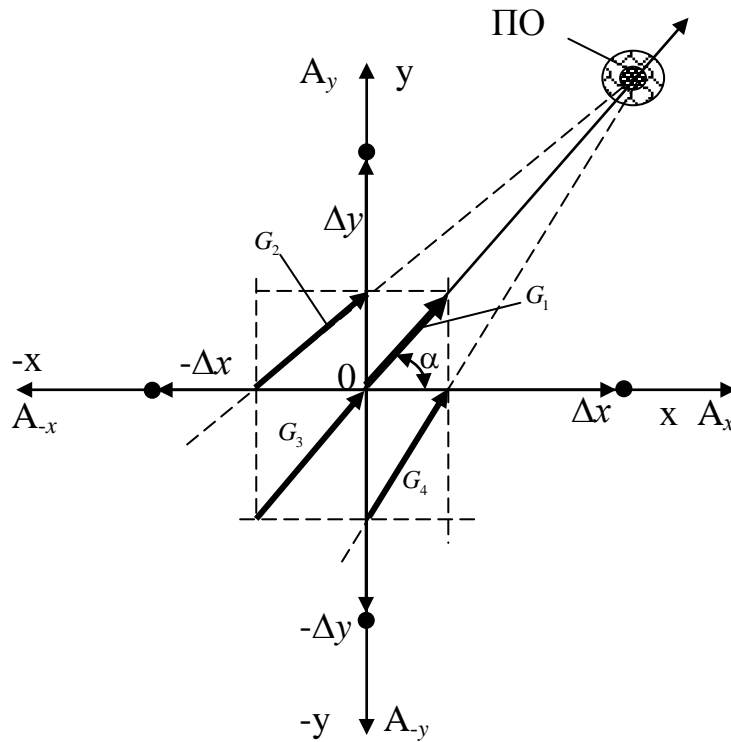


Рис. 3.33. Розташування векторів градієнтів польової структури в системі координат відчутників

Вирішити задачу стосовно знаходження цієї відстані можна, вирішуючи систему рівнянь стосовно прямих, які перетинаються в одній крапці, тобто:

- для першого квадранта $y_1 = k_1x + b_1$,
 - для другого квадранта $y_2 = k_2x + b_2$,
 - для третього квадранта $y_3 = k_3x + b_3$,
 - для четвертого квадранта $y_4 = k_4x + b_4$.
- (3.272)

Координата перетинання усіх чотирьох напрямків градієнтів розподілу польової структури повинна бути $x_{по}y_{по}$. До того ж, цей блок рівнянь має свої особливості. Сутність цих особливостей полягає у наступному.

По-перше, коефіцієнти k_1, k_3 у блоці рівнянь завжди будуть однакові незалежно від координати розташування відчутників, тобто $k_1 = k_3$.

По-друге, оскільки ці коефіцієнти є рівними, то вони повинні сприйматися як «нульовий відлік», тоді будь-який інший коефіцієнт буде відмінним від нього, тобто $k_1 = k_3 \neq k_2 \neq k_4$. У такому випадку завжди один

коефіцієнт буде більшим за інший, тобто $k_2 < k_1 = k_3 < k_4$. Отже, вирішуючи блок цих рівнянь в уявній системі координат, можна доволі точно визначитися з місцем розташування ПО. У реальній ситуації ми маємо не формалізовану математизовану точку в системі координат, а крапку, яка має свої закінчені технологічні розміри. У подібній ситуації розташування кожного вектору градієнта є невизначеним (рис. 3.34).

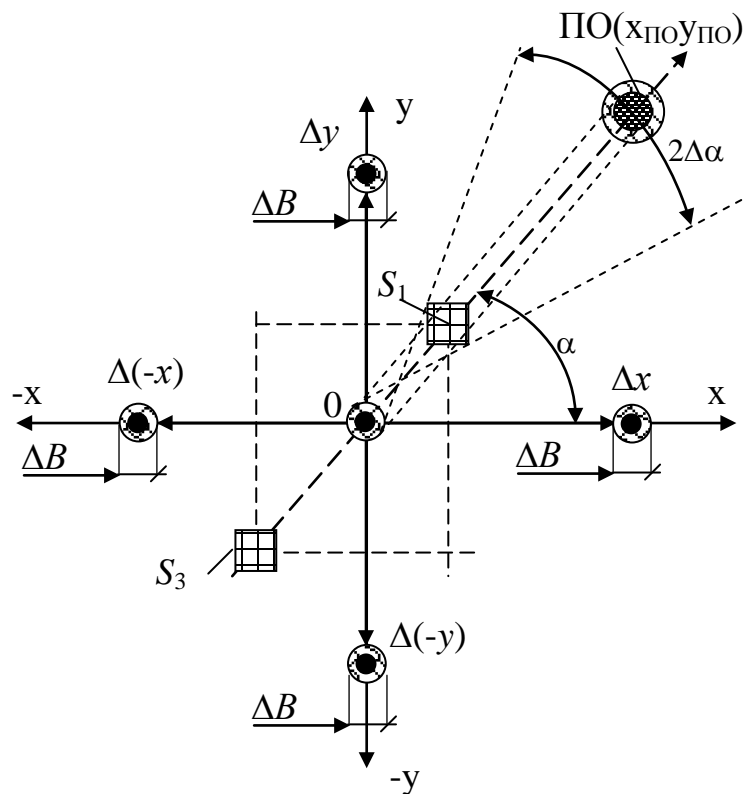


Рис. 3.34. Вплив геометричних розмірів відчутника на точність визначення напрямку на ПО

Основним чинником впливу на похибку визначення напрямку є не стільки похибка розташування відчутника у своїх координатах, скільки його геометричні розміри. Уявимо, що мінімальний розмір відчутника є ΔB . Як наслідок, є невідомим, де саме відбувається вимірювання потенціалу, тобто координатна похибка буде становити $\Delta x \pm \frac{\Delta B}{2}$ та $\Delta y \pm \frac{\Delta B}{2}$ (рис. 3.34). Отже ми маємо невизначеність початку та кінцівки вектору градієнта геть у всіх квадрантах. Якщо орієнтуватися на розміри реального відчутника та відстань до ПО у масі БТО, то є можливість означити наступні залежності:

$$\begin{aligned}
l_{\text{ПО}} &= \sqrt{x_{\text{ПО}}^2 + y_{\text{ПО}}^2}; \\
\Delta l_{\text{ПО}} &= l_{\text{ПО}} \cdot \Delta \alpha; \\
\Delta l_x &\approx \frac{\Delta B}{2} \sqrt{\pi}; \\
\Delta l_y &\approx \frac{\Delta B}{2} \sqrt{\pi}; \\
\text{tg} \alpha &= \frac{G_{y1}}{G_{x1}}; \\
A_{\text{ПО1}} &= \sqrt{G_{y1}^2 + G_{x1}^2}; \\
A_{\text{ПО3}} &= \sqrt{G_{y3}^2 + G_{x3}^2}.
\end{aligned} \tag{3.273}$$

де $l_{\text{ПО}}$ - відстань від початку координат до середини ПО;

$\Delta l_{\text{ПО}}$ - довжина дуги, що утворює радіус $l_{\text{ПО}}$ відносно початку координат;

$\Delta l_x, \Delta l_y$ - радіус зони невизначеності по координатах X та Y;

G_y, G_x - величини, які вимірює відчутник;

$A_{\text{ПО1}}$ - модуль вектору потенціалу у першому квадранті;

$A_{\text{ПО3}}$ - модуль вектору потенціалу у третьому квадранті.

Похибка визначення відносно напрямку кута α (рис. 3.34) становитиме $2\Delta\alpha$ або для першого квадранту

$$\Delta\alpha_1 = \frac{\Delta l_{\text{ПО}}}{l_{\text{ПО}}} = \frac{\Delta l_{\text{ПО}}}{2\sqrt{x_{\text{ПО}}^2 + y_{\text{ПО}}^2}} \approx \frac{\Delta A_{\text{ПО1}}}{2\sqrt{G_{y1}^2 + G_{x1}^2}}, \tag{3.274}$$

де $\Delta A_{\text{ПО1}}$ - невизначеність величини потенціалу вектору градієнта у межах координат відчутника.

Для третього квадранту величина $\Delta\alpha$ буде визначатися як

$$\begin{aligned}
\Delta\alpha_3 &= \frac{\Delta l_{\text{ПО}}}{2(l_{\text{ПО}} + \eta \cdot A_{\text{ПО3}})} = \frac{\Delta l_{\text{ПО}}}{2\left(\sqrt{x_{\text{ПО}}^2 + y_{\text{ПО}}^2} + \eta\sqrt{G_{y3}^2 + G_{x3}^2}\right)} \approx \\
&\approx \frac{\Delta A_{\text{ПО3}}}{2\left(\sqrt{x_{\text{ПО}}^2 + y_{\text{ПО}}^2} + \eta\sqrt{G_{y3}^2 + G_{x3}^2}\right)},
\end{aligned} \tag{3.275}$$

де η - коефіцієнт чутливості відчутника.

З виразу (3.275) добре видно, що похибка визначення напрямку $\Delta\alpha$ у третьому квадранті значно менша ніж у першому. Але ще більшої точності можна досягти, якщо орієнтуватися на підсумковий вектор \mathbf{G}_Σ , тобто

$$\mathbf{G}_{\Sigma} = \mathbf{G}_1 + \mathbf{G}_3 \quad (3.276)$$

Якщо орієнтуватися на вираз (3.276) та рис. 3.34, то можна дійти висновку про те, що похибку кута орієнтування можна визначити за наступним виразом

$$\Delta\alpha_1 = \frac{\Delta A_{\text{ПО1}}}{2(A_{\text{ПО1}} + A_{\text{ПО3}})} = \frac{\Delta A_{\text{ПО1}}}{2\left(\sqrt{G_{y1}^2 + G_{x1}^2} + \sqrt{G_{y3}^2 + G_{x3}^2}\right)}. \quad (3.277)$$

Невизначеність величини потенціалу вектору градієнта є виключно геометричною задачею, оскільки його кінцівка або верхівка знаходиться у межах ділянок S_1 , S_2 . З виразів (3.273, 3.277) ми можемо визначитися наступним чином

$$\begin{aligned} \Delta A_{\text{ПО1}} &= \eta \sqrt{\Delta l_x^2 + \Delta l_y^2} = \eta \frac{\Delta B}{2}, \\ \Delta A_{\text{ПО3}} &= \eta \sqrt{\Delta l_x^2 + \Delta l_y^2} = \eta \frac{\Delta B}{2}. \end{aligned} \quad (3.278)$$

Отже, в остаточному вигляді вираз (3.277) набуває вигляду

$$\Delta\alpha_{\Sigma} = \frac{\eta \Delta B}{4\left(\sqrt{G_{y1}^2 + G_{x1}^2} + \sqrt{G_{y3}^2 + G_{x3}^2}\right)}. \quad (3.279)$$

З виразу (3.279) можна дійти висновку про те, що точність орієнтуватися на ПО є повністю залежною від геометричних розмірів ΔB відчутника. З іншого боку, чим більший модуль градієнтів у першому, так і у третьому квадранті, тим більше точність орієнтування. Два бокових градієнта з другого та четвертого квадрантів можуть використовуватися як додаткові засоби орієнтування на ПО.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3

1. Розглянуто моделювання зміни біологічних процесів у масі БО (БТО) під дією електромагнітного поля, що є засадним положенням при побудові діагностичних модулів біотехнічної системи.
2. Розглянуто та математично обгрунтовано електрофізичну модель людини та її польових структур та реакції на зовнішні подразники.
3. Створено аналітичні моделі електромагнітного поля у зонах повного та уявного контакту об'єктів біотехнічної системи.
4. Створено аналітичні моделі впливу електричного, магнітного, електромагнітного, зокрема оптичного, полів на мікрооб'єкти організму живого об'єкту.
5. Математично обгрунтовано новий метод дослідження поверхні БТО за пошуком патологічних особливостей, який надає можливості доволі точно визначитися з місцем розташування ПО. У реальній ситуації ми маємо не формалізовану математизовану точку у системі координат, а крапку, яка має свої закінчені технологічні розміри.

РОЗДІЛ 4. СТВОРЕННЯ ЗАСАД ДІЇ ОСНОВНИХ МОДУЛІВ ІНТЕГРОВАНИХ МЕДИЧНИХ ДІАГНОСТИЧНО-ЛІКУВАЛЬНИХ СИСТЕМ

Як було розглянуто у попередніх розділах, безпосередній вплив будь-якого поля на тіло БО (БТО) викликає відповідну реакцію в організмі. Але вплив не може бути безмежним. Тому необхідно отримувати зворотній сигнал, який сповіщає про ступінь реакції на польовий потік, тобто формувати у діагностично-лікувальній системі ланцюг зворотнього зв'язку для адаптації процесу лікування (або діагностики залежно від застосованих способів) до плинного стану об'єкта, який досліджують.

Наразі існують лише три методики цього процесу. В основі цих трьох методик є одна і та ж теза, а саме: величина поглинання енергії, яка випромінюється польовим джерелом.

Визначитися з ступенем поглинання можна за першою методикою - це кількість енергії, яка залишилася після проходження біологічної маси. У такому випадку вимірювач енергії поза зоною присутності фіксує залишкову кількість потужності вихідного потоку джерела. Ця методика може використовуватися лише для польових структур, які мають дуже велику властивість проникнення через БО. Найбільш яскравий приклад – це рентгенівське випромінювання, низькочастотне магнітне поле. У цьому випадку реєструються наслідки, за якими посередньо визначають ступінь поглинання.

За другою методикою ланцюг зворотнього зв'язку може бути утворений завдяки відчутникам, які реагують на відбитий потік світла, або на поверхнєве поле об'єкту. Для оптичного діапазону найбільш дієвими є відчутники відбитого потоку, оскільки біологічна маса (тканина, структура) практично повністю поглинає потік оптичного випромінювання, створюючи вторинну зону присутності. У такому випадку відчутник повинен бути налаштованим саме на діапазон роботи діагностично-лікувального приладу, оскільки при розналадженні він буде реагувати на первинну зону присутності, а це буде викликати відповідні похибки у вимірюваннях і, як наслідок, недостовірність діагностики.

Створити ланцюг зворотнього зв'язку на засадах вимірювання польових структур поверхні тіла людини має сенс, наприклад, для приладів з електростатичною дією або високочастотним магнітним полем, яке створює скін-ефект. Причина визначеного підходу криється у тому, що подібні поля, хоч

і існують у всій біологічній масі, але лише у приповерхневому шарі досягають максимальної потужності.

Окрім двох вищенаведених методик, існує і третя, сутність якої полягає у тому, що є можливість вимірювання залишкової енергії після її проходження біологічної маси та енергії вторинної зони присутності.

Проте ця методика, що є найбільш ефективною та надати найбільш точні результати, ускладнена при її технічній реалізації. Основним чинником цієї проблеми є те, що мікровідчутники повинні встановлюватися безпосередньо у біологічній масі. Лише за подібної компоновки лікувального приладу або системи можна отримувати достеменні результати. Але розташування відчутнику в біологічній масі таким чином є інвазивним (руйнівним) та може викликати відповідний їй травматизм, що є негативним наслідком застосування методики.

Тобто у підсумку необхідно орієнтуватися на неінвазивні (неруйнівні) схеми побудови приладів та їх периферійних модулів у випадку побудови складної системи.

Серед усього комплексу розглянутих біологічних і фізичних явищ маємо можливість поки що орієнтуватися на три основних принципи побудови зворотнього зв'язку, а саме:

- оптичні модулі зворотнього зв'язку,
- електричні модулі зворотнього зв'язку,
- магнітні модулі зворотнього зв'язку.

Отже розглянемо, яким чином може бути побудовано ланцюг зворотнього зв'язку у медичних діагностично-лікувальних системах.

4.1. Ланцюг зворотнього зв'язку в оптичних модулях діагностично-лікувальних систем

Генераторами випромінювання в оптичному діапазоні можуть бути лампи розжарювання, світлодіоди, лазери тощо. Особливістю більшості цих генераторів є те, що керувати в них довжиною хвилі практично неможливо через їх конструкційні властивості. Керування потужністю світлового випромінювання в них теж є важким, тобто динамічний діапазон є незадовільним. Так, наприклад, звичайна лампа розжарювання має динамічний діапазон лише 15 дБ. Тому для генераторів оптичного випромінювання більш реально використовувати модуляційний принцип керування потужністю випромінювання, але не для всіх. У такій ситуації найбільш ефективними

виявляються світлодіоди та напівпровідникові лазери, які внаслідок своєї малої інерційності мають можливість модулювання світлового випромінювання з досить високою частотою. Як наслідок, керуючи частотою модуляції або шпаруватістю, є можливість отримувати інтегральний динамічний діапазон до 40 дБ. Для джерел на лампах розжарювання цей показник є абсолютно недосяжним, тому у подальшому будемо орієнтуватися на такі джерела, як світлодіоди та напівпровідникові лазери.

Розглянемо, яким чином може бути побудовано ланцюг зворотнього зв'язку у приладах з подібним принципом роботи (рис. 4.1). В основі роботи приладу є дія генератора-модулятора 2, який змінює свою частоту або шпаруватість під дією зовнішнього керуючого сигналу. У статичному стані генератор 1 випромінює модульований оптичний сигнал за командами (рівнем, напруги тощо), який він отримує з функціонального пристрою 5. Функціональний пристрій 5 у своїй пам'яті має програму, яка порівнює сигнал, що надходить з фотовідчувника 3. Ця програма у своїх засадах є фізичною характеристикою БО (БТС стосовно зовнішнього опромінювання в оптичному діапазоні. При цьому вона визначає спектральні характеристики випромінювання та його можливий вплив на біологічну масу структури, або об'єкта.

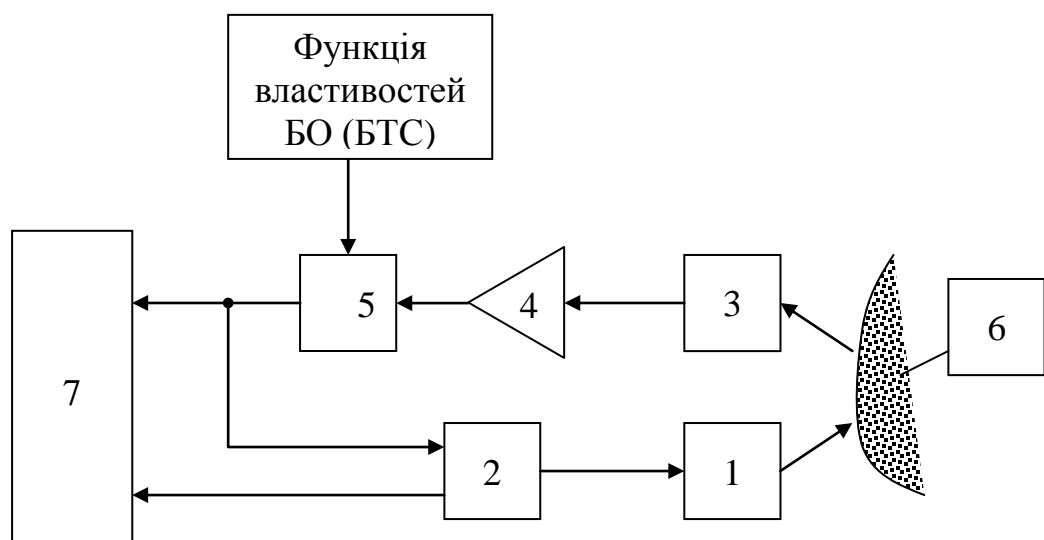


Рис. 4.1. Принцип побудови зворотнього зв'язку для приладів з оптичним опромінюванням БО, де: 1 – генератор випромінювання, 2 – генератор-модулятор потужності, 3 – фотовідчувник, 4 – підсилювач, 5 – функціональний пристрій, 6 – об'єкт БО (БТО), 7 – пристрій контролю та індикації

Пристрій 7 контролю визначає ступінь відхилення від заданої величини, яка характеризує нормальний стан досліджуваної структури або об'єкта, та сповіщає на індикатор пристрою. Особливістю застосування подібної схеми та методики використання полягає у тому, що існують різні конструкції фотовідчутників 3 та генераторів випромінювання.

Не зосереджуючись на всіх існуючих конструкціях фотовідчутників та генераторів, необхідно констатувати той факт, що найбільш вдалою є диференційна побудова оптичного модулю. У такому випадку пристрій контролю не тільки інформує про можливі відхилення потужності опромінення (проблема відстані між об'єктами), але й має можливість вказувати на конкретну патологію поверхні БО (БТО), а також при настроюванні і внутрішню. Таким чином теоретично може бути побудована система самонаведення на певні крапки організму, зокрема БАТ, БАЗ тощо з високою точністю, але це вже є технічною задачею.

4.2. Ланцюг зворотнього зв'язку в електричних модулях лікувально-діагностичних систем

На відміну від оптичної системи (модулю) опромінення, що створює виключно зональний вплив на поверхню біологічної структури або БО (БТС), електричний модуль загальної системи лікування створює суцільну польову структуру, яка в основному зосереджена на поверхні біологічної маси. У такому випадку заряд, який генерується генератором поля намагається згідно закону Кулона розташуватися найбільш рівномірно по поверхні тіла БО (БТС).

Аналогічний ефект спостерігається при опроміненні височастотним магнітним полем та викликає поверхневі електричні струми. У такому разі поверхневі електричні струми викликають появу потенціалу на поверхні біологічної маси. Наявність такого потенціалу і штучного, і природнього походження можна реєструвати, зокрема він є залежним від поверхневого шару, а також від глибинних проблем (хвороб), котрі виникають у БО.

Розглянемо можливий варіант побудови зворотнього зв'язку в системах та приладах за вищезначеним принципом (рис. 4.2). У цьому випадку генератор-модулятор 2 працює на визначеній частоті та формує сигнал для генератора випромінювання 1. Сигнал з поверхневого шару об'єкта реєструється за допомогою відчутника 3 та після підсилення надходить до блоку 5 функціональної обробки.

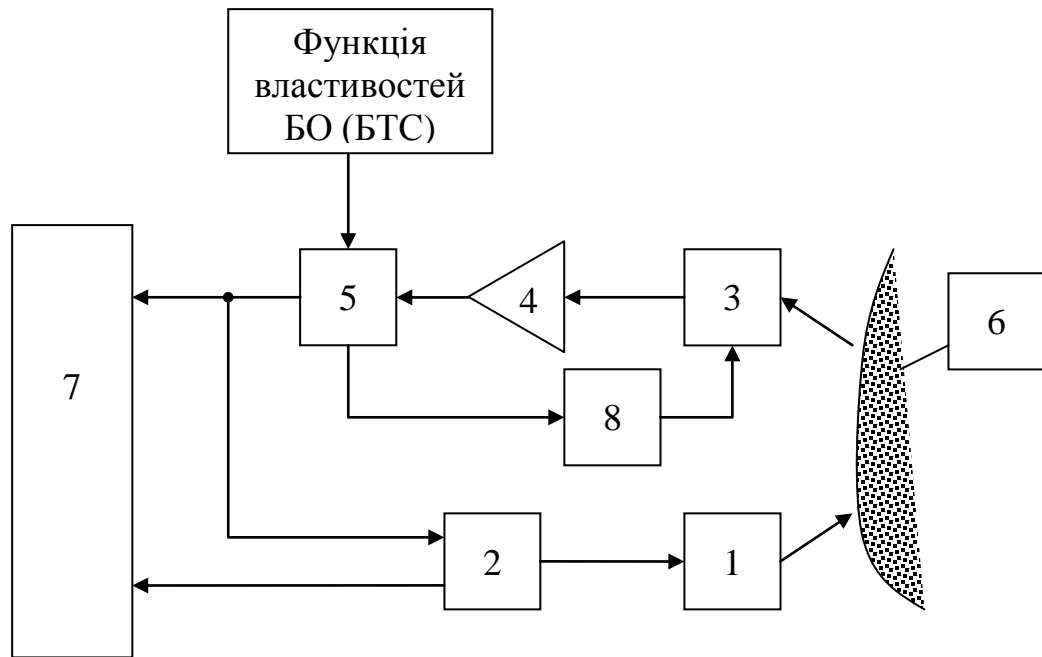


Рис. 4.2. Побудова ланцюгу зворотнього зв'язку для приладів з електричним принципом дії, де: 1 – генератор випромінювання, 2 – генератор-модулятор потужності, 3 – відчутник електричного поля, 4 – підсилювач, 5 – функціональний пристрій, 6 – об'єкт БО (БТС), 7 – пристрій контролю та індикації, 8 – система балансування відчутника

У блок 5 завантажується програма взаємодії електричного поля з поверхнею БО (БТО). Як наслідок, відбувається відповідне коригування потужності поля. Оскільки електричні відчутники є досить плинні за своїми параметрами, то необхідно передбачити пристрій 8 балансування. При балансуванні потенціалу за одним електродом у відчутнику цей блок може і не знадобитися, але при їх збільшенні це є вкрай необхідним. Незважаючи на значне ускладнення загальної прикладної схеми, найбільшим ефективним буде використання чотирьохелектродних відчутників. Сутність ускладнення полягає у тому, що схема балансування повинна одночасно «занулити» усі чотири електроди, а підсилювач 4 перетворюється зі звичайного у балансний.

Попри проблеми, які викликають подібні ускладнення, є можливість вирішити більш кардинальну, а саме визначитися з напрямком пошуку прихованих дефектів у масі БО (БТС). Цей ефект полягає у тому, що на засадах

дії подібного відчутника можна реалізувати вимір градієнту напрямку на дефектну структуру і, таким чином, не тільки швидко її знайти, але й цілеспрямовано знищити.

4.3. Ланцюг зворотнього зв'язку в магнітних модулях лікувально-діагностичних систем

На відміну від попередніх польових структур магнітне поле досить слабо реагує з біологічною масою особливо, коли це відбувається за сталого поля. Відмінності починаються зі зростанням частоти. Здебільшого це пов'язано з виникненням вторинних магнітних полів, які своєю дією відбирають частину енергії поля, перетворюючи її у замкнену циркуляцію електричного струму. Як наслідок, подібні контурні струми викликають появу протидіючого магнітного поля. Глибоке проникнення магнітного поля у структуру біологічної маси об'єкта дозволяє сконцентрувати зусилля (дію) на конкретних відхиленнях у загальній побудові. Окрім того, є можливість створення відносно концентрованих потоків магнітного поля, що має відповідний лікувальний ефект.

Магнітне поле при проходженні скрізь біологічну тканину об'єкта (при виборі конкретних параметрів) має можливість фіксувати деякі спотворення, патології у організмі живого об'єкта. При достатній концентрації поля та його потужності є можливість реєструвати наслідки його дії та впливати на його потужність у визначеному напрямку. Реально це може бути виконано за допомогою індукційних відчутників при змінному полі та ферозондових відчутників за постійне поле.

Особливістю роботи відчутників магнітного поля є необхідність їх налагодження у резонанс із зовнішнім полем подразника. Тільки у такому випадку ми маємо можливість отримати максимальну чутливість при досить низькому рівні шумової компоненти. У випадку роботи зі статичними магнітними полями найкраще підходять ферозонди, які мають досить велику чутливість, не зважаючи на складність їх конструкції. Як наслідок, загальна побудова загальних засад зворотнього зв'язку при використанні лікувального магнітного поля може бути визначено за блок-схемою, що наведена на рис. 4.3.

Розглянемо два випадки, які можуть виникати у ланцюгу (модулі) зворотнього зв'язку за використання магнітного поля як засобу лікування та діагностики. Оскільки відчутники магнітних полів сталих та змінних параметрів мають різну конструкцію та принципи керування, то розглянемо

вимоги до схем ланцюгів (модулів) зворотнього зв'язку загальної діагностично-лікувальної системи у цих випадках.

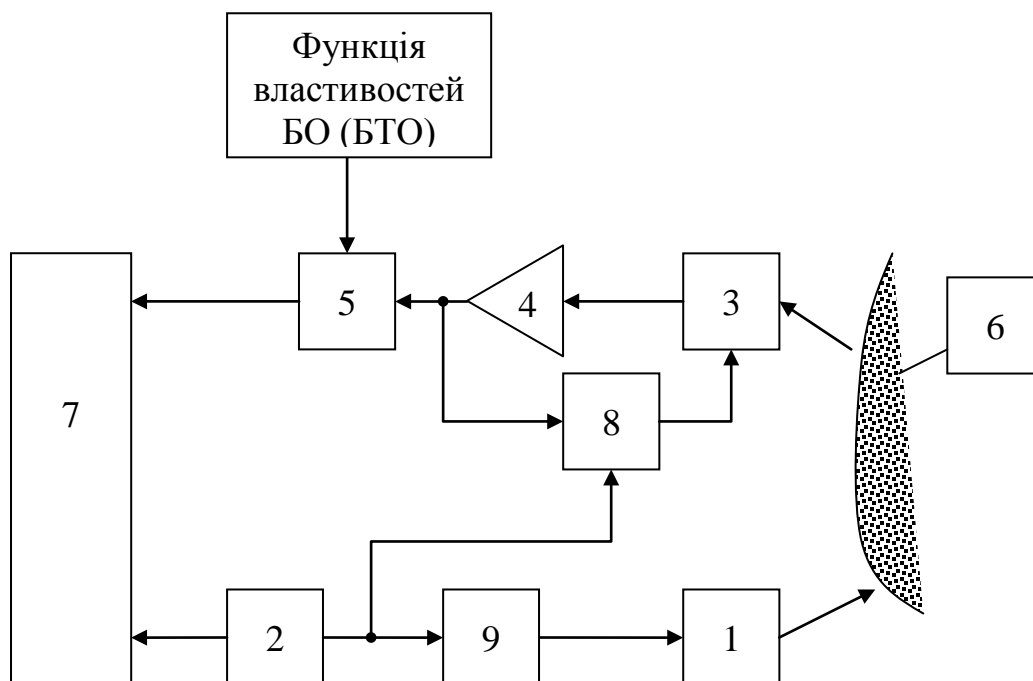


Рис. 4.3. Побудова ланцюгу зворотнього зв'язку для приладів за магнітним принципом дії, де: 1 – блок випромінювача магнітного поля, 2 – генератор високостабільної частоти, 3 – відчутник магнітного поля, 4 – підсилювач, 5 – функціональний перетворювач, 6 – об'єкт БО (БТО), 7 – пристрій контролю та індикації, 8 – блок налагодження частоти відчутника, 9 – блок керування потужністю

При вимірюванні квазістатичного магнітного поля найбільш ефективним відчутником є ферозонд. За своїми конструктивними особливостями ферозонд вимагає стороннього змінного магнітного поля, яке утворюється спеціальною обмоткою, що живиться за частоти у 1000 Гц. Ця частота повинна бути високостабільною, оскільки від неї залежить точність вимірювань.

У наведеній схемі (рис. 4.3) цю функцію виконує блок 8 налагодження відчутника, який використовує частоту генератора 2 високостабільної частоти. Принцип налагодження виконується у контурі, що містить блоки 3, 4 та 8 за визначенням мінімального значення середній квадратичній похибки ферозонда. Блок функційного перетворювача 5 порівнює вхідний сигнал потужності

магнітного поля з функціональною залежністю реакції на нього, яку занесено до його пам'яті та формує відповідну команду на блок 9 керування потужністю магнітного поля. Таким чином є можливість скоригувати потужність магнітного поля з урахуванням його втрат у масі БО (БТС) 6.

При використанні змінного магнітного поля застосування ферозонду не має сенсу, оскільки це є досить інерційний елемент. Найбільш ефективним у цьому сенсі є індукційні електромагнітні відчутники [20, 56], найбільший недолік яких полягає у тому, що вони повинні бути налагодженими у резонанс зі змінним магнітним полем, яке утворюється блоками 2 та 9 на випромінювач 1.

При використанні цих відчутників вимоги до стабільності робочої частоти ще більш жорстокіші. Причина полягає у тому, що сам по собі відчутник являє собою коливальний контур, тому будь-які відхилення від робочої частоти матимуть негативні наслідки. Основою до цих наслідків є паразитні коливання амплітуди при відхиленні від резонансної частоти. Окрім того, у відчутниках магнітного поля виникає інша проблема. Якщо ми використовуємо лише один чутливий елемент, то схемотехнічне рішення не викликає особливих труднощів. Але при використанні двох або чотирьох елементів для того, щоб визначитися із градієнтом напрямку магнітного поля, необхідно враховувати коефіцієнт взаємодукції. У цьому разі значно ускладнюється схема налагодження та балансування. Особливою проблемою тут є природне магнітне поле, яке на кілька порядків перевершує поле, яке утворене людиною (живим БО). У такому випадку необхідно мати додаткові пристрої калібрування, які мають можливість створювати рівномірне радіальне магнітне поле.

Як довів розгляд та аналіз можливих варіантів побудови ланцюгів зворотнього зв'язку в системах лікування та діагностики, основну проблему викликає функція реакції живого БО (БТО) на той чи інший зовнішній подразник. Звичайно існують і технічні проблеми, але вони в той чи інший спосіб можуть бути вирішені, в основному внаслідок застосування споріднених пристроїв та методів реєстрації сигналів, обробки інформації тощо. У такому випадку йдеться про їх удосконалення з метою прив'язки до конкретних ситуацій та величин вимірювання.

Функція реакції живого БО (БТО) на зовнішній подразник є більш проблематична, оскільки для того, щоб її синтезувати, потрібно мати відповідну кількість статистичних даних клінічних досліджень. Окрім того, це повинно відбуватися на межі метрологічної точності. Так, наприклад, якщо ми, навіть за точніших вимірювань, отримуємо ту чи іншу залежність від

зовнішнього подразника, це ще не означає отримання абсолютно достеменного результату. Основною причиною тут є чинниково-наслідковий зв'язок, коли людина «умовно здорова», проте це поняття є досить суб'єктивним. У широкому загалі абсолютно здоровою серед усіх БО, зважаючи на стан навколишнього середовища, може бути лише примітивні організми, наприклад бактерія або вірус, які вирощуються в лабораторних умовах. Навіть вони, за умов оточуючого середовища починають піддаватись мутаціям і змінювати свій склад та свої польові структури (зони присутності). Таким чином, внаслідок досліджень ми отримуємо цілу низку параметрів, які у підсумку надають спотворений результат. У такому випадку єдиним виходом є моделювання абсолютної функції зворотнього зв'язку, а відхилення від неї оцінювати як патологію.

Прикладом до використання досліджень впливу потужності електрофізичних властивостей електромагнітних полів об'єктів може бути прилад М-30 ST, який побудовано за принципом зворотнього зв'язку по ЕМП. Сутність роботи цього приладу полягає у тому, що він налаштовує свій відчутник на координати розташування у просторі. Тобто йдеться про прив'язку до потужності магнітного поля у окремо визначеній координаті. Якщо керуємий генератор поля підключається до окремої ділянки БО (БТО), то існує можливість дослідження магнітного поля цієї ділянки з метою визначення якихось артефактів у площині перерізу. За відповідного ускладнення приладу, як це було відмічено раніше, є можливість сформувати вектор напрямку на артефакт. Як наслідок, підключення до лінії зворотнього зв'язку утворить можливість пошуку координат визначення артефакту вздовж біологічної маси.

4.4. Загальна концепція побудови інтегрованих фізіотерапевтичних приладів

У попередніх підрозділах було достеменно розглянуто вплив зовнішніх польових структур на рух часток БО у людському (тваринному) організмі. З цього розгляду ми отримали основне дослідження яким чином впливають зовнішні поля на рух мілких частинок та які сили діють на їх орієнтацію у просторі. За відсутністю подібних полів рух у судинах відбувався з ламінарним потоком згідно закону Бернуллі:

$$\frac{\rho v^2}{2} + \rho gh + P = const, \quad (4.1)$$

де h – висота відносно якогось обраного рівня,

g – прискорення земного тяжіння,
 v – швидкість руху рідини,
 P – тиск серцево судинної системи.

Оскільки робота серцево-судинної системи має вірний опис через рівняння гідродинаміки, то дуже важливою є друга компонента у рівнянні (4.1). За ламінарної течії у судинах модель процесу може бути уявлена як ковзання шарів рідини один відносно одного. При цьому виникають сили внутрішнього тертя

$$F_T = \eta \left| \frac{dV}{dr} \right| S, \quad (4.2)$$

де dV – відносна швидкість між нашаруваннями рідини,
 dr – відстань між шарами рідини,
 S – площа контакту між шарами,
 η – коефіцієнт внутрішнього тертя.

За ламінарної течії окремі її частини рухаються з різною швидкістю. Біля стінок судин швидкість наближається до нуля і це у випадку коли вона абсолютно прямолінійна. При цьому у центрі ми маємо максимальну швидкість (на осі). За відстані r від центру судини швидкість змінюється за параболічним законом:

$$v(r) = v_0 \left(1 - \frac{r^2}{R^2} \right), \quad (4.3)$$

де R – радіус судини,
 v_0 – швидкість руху на осі, яку можна визначити за формулою:

$$v_0 = \frac{P_1 - P_2}{4\eta l} R^2, \quad (4.4)$$

де $(P_1 - P_2)$ – різниця тиску на ділянці судини,
 l – довжина розгляданої ділянки.

Потік крові Q – який може пропустити через себе визначена ділянка визначається формулою Пуазейля:

$$Q = \frac{(P_1 - P_2)\pi R^4}{8\eta l}. \quad (4.5)$$

З виразу (4.5) дуже добре видно що самим впливовим чинником є радіус судини. Така залежність (четверта ступінь) може призвести до катастрофічних наслідків як тромбоз. Мало того, це може відбуватися і при спазматичному зменшенні перерізу судини.

Проблема кровотоку в судині полягає в тому, що по стінках судин швидкість руху кровотоку практично дорівнює нулю (4.5). У цьому випадку навіть за прямих ділянок судин існує перепад дуже потужних сил гальмування та зчеплення частинок крові з внутрішньою поверхнею судин, особливо це явище спрацьовує на різних вигинах судин (рис. 4.4).

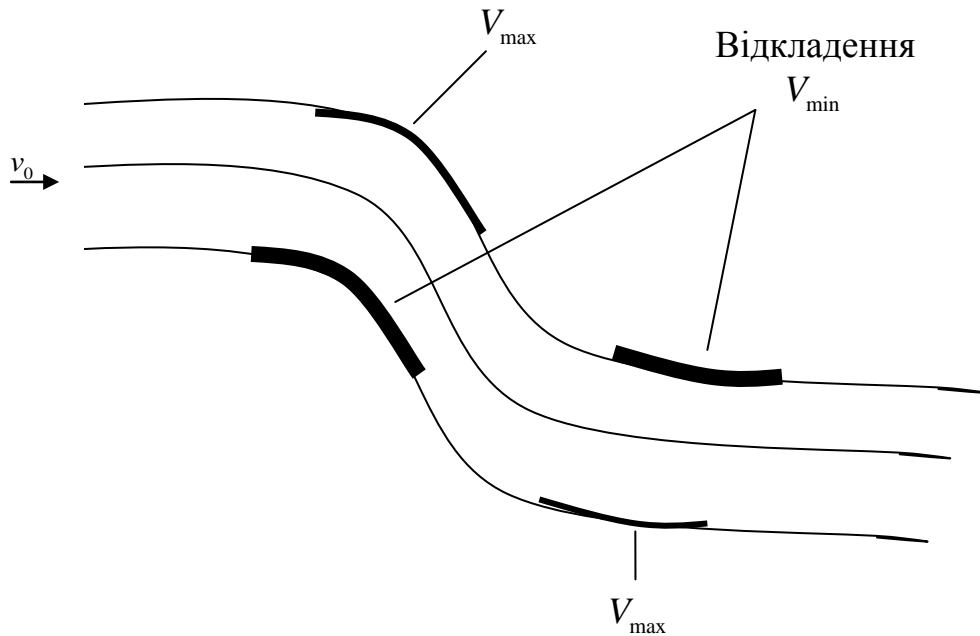


Рис. 4.4. Принцип утворення відкладень у судинах

Сутність цього явища полягає у тому, що, хоч нібито і швидкість V_0 зберігається, але на периферії вона має зовсім різні значення. Згідно закону Бернуллі (4.1) та Пуазейля (4.5): чим вище швидкість, тим менший тиск і, чим менше швидкість, тим більший тиск. Як наслідок, частинки крові нібито відбиваються від поверхні судини, а де швидкість менша притискаються до його стінок, хоча загальний потік зберігається незмінним (4.5).

Викривлення прогресує з біологічним віком об'єкта, тому подібне накопичення відбувається постійно. Але і це ще не все, з часом подібні накопичення призводять до появи турбулентності у судинах, тобто появи вихрових потоків у судинах, які тільки посилюються числом Рейнольда:

$$R_e = \frac{\rho v_0 l}{\eta} = \frac{v_0 l}{\nu}, \quad (4.6)$$

де ν – кінематична в'язкість.

При малих значеннях R_e течія є ламінарною, а за великою – турбулентною. Таке значення R_e для будь якого потоку є критичним.

З виразу (4.6) дуже добре видно, що збільшення кінематичної в'язкості призводить до зменшення числа R_e але це число не може приймати нульові значення згідно законів (4.1) та (4.5). Тобто збільшення в'язкості крові, хоч і впливає на зменшення турбулентності, але викликає проблеми іншого плану, які пов'язані зі збільшенням в'язкості крові, адже вона повинна бути стабільною. Тобто відхилення від цього параметру вже негативне, бо є наслідками різних захворювань, які призводять до того ж результату.

Проведений попередньо розгляд показує яким чином формується проблеми у судинах, але аналогічним чином це відбувається і у лімфатичній системі, і у нервовій, не кажучи вже про звичайні клітини. У реальності людський організм та і будь якої тварини (рослини тощо) знаходяться під дією електричного магнітного та гравітаційного поля. Здебільшого електричне поле є або тваринного, або зовнішнього природного поля. Магнітне поле людини досить слабке у порівнянні з магнітним полем Землі, тому слід вважати, що домінуючим магнітним полем у тілі людини (тварини) є земне. Звісно, що ці поля слабкі у порівнянні з гравітаційним, хоча його дія не є настільки яскраво окреслена на тлі попередніх.

Якщо підводити підсумок стосовно електричного поля, то попри попереднього розгляду у розділі 3, можна з кінцевих формул шляхом перетворень отримати та довести, що траєкторія руху частки може бути записана простим рівнянням:

$$y(t) = -\frac{q_4}{m} E \frac{x^2}{v_0^2}. \quad (4.7)$$

Тобто у загальному випадку - це є параболічна траєкторія, аналогічна подібній траєкторії у полі земного тяжіння і характеризується тим, що частка рухається в одній площині.

Рух частки у магнітному полі відбувається дещо по іншому - за спіраллю з наступними параметрами:

- радіус кола

$$R = \frac{mV_{\perp}}{q_4 B}, \quad (4.8)$$

- кутова частота обертання

$$\omega = \frac{q_4 \mathbf{B}}{m}, \quad (4.9)$$

- крок обертання

$$l = 2\pi \frac{m}{q_4 B} \left(1 - \frac{\alpha^2}{2}\right). \quad (4.10)$$

Підводячи резюме усьому вищесказаному можна констатувати той факт, що окремо узята частинка знаходиться у стані дрейфу з швидкістю \mathbf{V}_A під дією сторонньої сили \mathbf{F}_{CT} . При цьому швидкість дрейфу може бути визначена як:

$$\mathbf{V}_d = \frac{1}{q_4} (\mathbf{F}_{CT} \times \mathbf{B}) / B^2. \quad (4.11)$$

Якщо сторонньою силою \mathbf{F}_{CT} є сила електричного поля

$$\mathbf{F} = q_4 \mathbf{E}, \quad (4.12)$$

то частинка обертається навколо напрямку зовнішнього магнітного поля \mathbf{B} , а миттєвий центр обертання буде рухатися з швидкістю:

$$\mathbf{V}_d = \frac{1}{B^2} (\mathbf{E} \times \mathbf{B}). \quad (4.13)$$

Як наслідок, можемо констатувати той факт, що кров'яна частка в своїх пікових точках, з одного боку, стукає з великою швидкістю по стінках судин, а в іншому, утворює ковзаючий удар.

В обох випадках головна перевага перед ламінарним рухом у безпольовій структурі є те, що частка рухається за криволінійною траєкторією, яка огинає внутрішню частину судин.

Саме за такою траєкторією частинки не тільки не можуть залишатися у загальному скупченні внутрішньо судинного простору, але і не дають там залишитися іншим, які попередньо присмокталися до стінок. Основним чинником подібної дії є те, що будь-яка частка зберігає момент кількості руху, який є непорушним фізичним постулатом.

На останок необхідно зауважити про рух часток у гравітаційному полі. Оскільки у гравітаційному полі на частку діє сила $\mathbf{F} = m\mathbf{g}$, то швидкість дрейфу під дією цього поля буде:

$$\mathbf{V}_g = \frac{m}{q_4} \frac{(\mathbf{g} \times \mathbf{B})}{B^2}. \quad (4.14)$$

Для випадку $q \perp B$ швидкість дрейфу:

$$V_g = \frac{g}{\omega} . \quad (4.15)$$

Попередній розгляд показує на те, що на частку під час її руху, а також на інші клітини впливає три основних польових структури. За клінічних обставин створити додаткове гравітаційне поле $y \pm g$ вкрай важко, оскільки це є доступне лише спеціалізованим комплексам, а от керувати електричним та магнітним полем є досить доступною річчю. Тому наступний розділ присвяtimo розгляду тих можливих систем, які нададуть можливість створення подібних систем.

4.5. Основні структурні схеми інтегрованих систем терапії та діагностики

Основні методи створення систем комплексного призначення та їх модулів базуються на розумінні процесів взаємодії об'єкта з активними або пасивними модулями, типу отриманого сигналу для подальшого аналізу та прийняття рішення про лікувальний вплив.

При побудові лікувально-діагностичних комплексів, функційну схему котрого показано на рис. 4.5, існує низка генеральних задач. Вирішення цих задач є основною проблемою при побудові цих комплексів, що разом із БО утворюють БТС на час проведення лікувальних та діагностичних процедур. Ці задачі є наступні. Необхідно зробити лікувальний вплив на БТО з метою отримання відгуку. Реалізувати цей принцип можна лише за виконання наступних чинників, які полягають у засади побудови подібних систем. Для цього необхідно виконати низку наступних умов:

1) Необхідно мати елемент-подразник, який імітує зовнішню дію за принципами частотно-амплітудної модуляції, що мають максимальний відгук в біотехнічному об'єкті;

2) Зареєструвати реакцію БТО на цей вплив та передати його в систему обробки сигналів з метою визначення параметрів реакції структури або зворотнього зв'язку з об'єктами;

3) Проаналізувати сигнал-відгук та прийняти відповідне діагностичне рішення, оскільки оптичні, акустичні, електромагнітні принципи модулів система діагностики взагалі мають одну і ту ж структурну побудову.

Загальний принцип у цьому випадку полягає у низці технологічних дій. Ці дії полягають у наступному: активний вплив реєстрації відгуку на цей вплив. У випадку коли цей вплив є недосяжним для реєстрації відгуку від БТО,

необхідно застосувати спеціалізовані генератори. Такий генератор надає можливість реєстрації сигналу відгуку, але на більш якісному рівні.

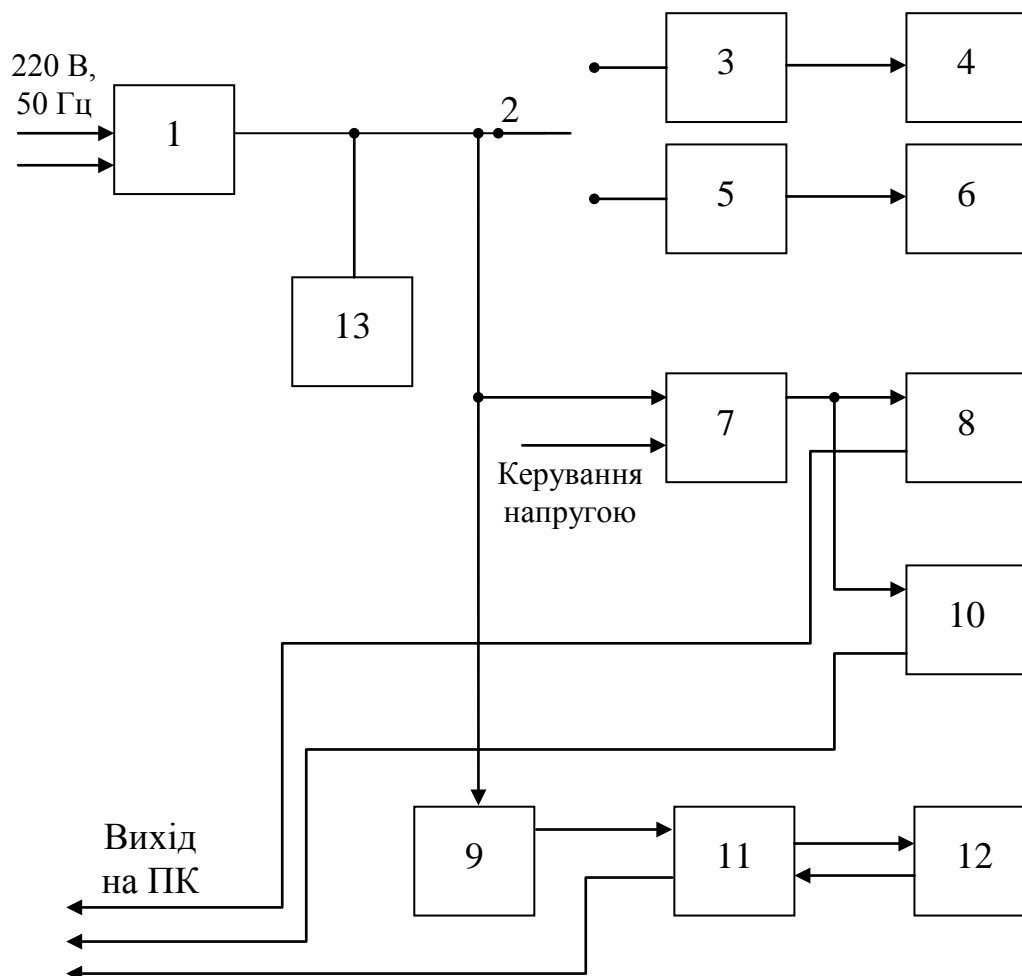


Рис. 4.5. Загальна блок-схема інтегрованої системи терапії та діагностики

На підставі проведених досліджень було створено низку структурних схем інтегрованих лікувально-діагностичних систем.

Так, система (рис. 4.5) містить у своєму складі терапевтичний інтегрований зонд, що є основним периферійним оптичноелектронним модулем, котрий вміщує в себе блок оптичних сигналів контролю, які характеризують параметри поверхні БО на підставі оптичних інформаційних сигналів. Ці сигнали є вимірюваними світловими потоками, які відбиті від ділянки поверхні. Таким чином здійснено зворотній зв'язок із системою обробки інформаційних сигналів, яка може формуватись на основі ПК або мікропроцесорної системи. Зонд має випромінювач магнітного поля на основі постійного магніта з величиною магнітної індукції 100 мТл.

Підвищення вірогідності діагностики при застосуванні комплексного методу полягає в тому, що здійснюється автоматизована обробка плинних сигналів сукупності когерентних власних акустичних, електромагнітних полів БТО, які реєструються безконтактно, оптичних характеристик поверхні структури, визначають режими опромінення, і здійснюють опромінення НІЛВ в адаптивному режимі з відстеженням плинного стану об'єкта.

Отже, на підставі проведених експериментальних досліджень було визначено залежність параметрів електрорушійної сили (ЕРС) ЕМП, наведених власно в організмі людини, від впливу зовнішніх подразників. Ці дослідження доводять можливість моніторингу стану БТС на протязі плинного часу, наприклад при проведенні певних лікувальних процедур, за допомогою вимірювання параметрів комплексних ЕМП у зоні моніторингу.

Авторські дослідження підтверджують теоретичні засади функціонування системи [20] (рис. 4.6, рис. 4.7, рис. 4.8), розробки схемотехнічних рішень периферійних модулів системи, що є перспективним напрямом у медичному приладобудуванні.

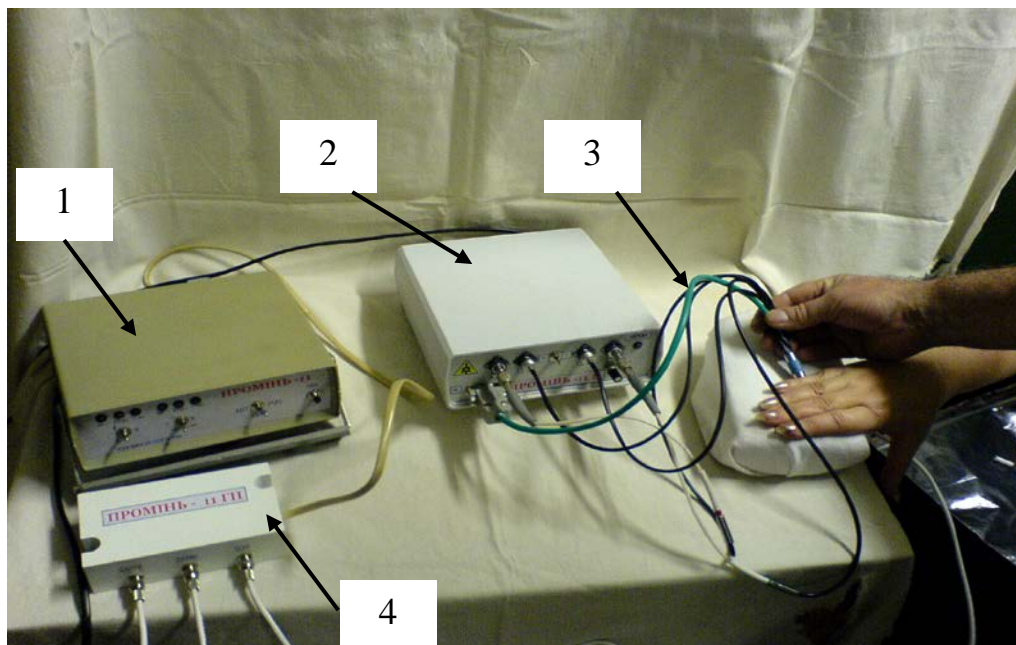


Рис. 4.6. Автоматизована інтегрована система «ПРОМІНЬ - 11» для комплексного опромінювання та моніторингу стану біологічного об'єкта, де: 1 – центральний блок керування та живлення системи, 2 – інтегрований оптичний модуль (рис. 4.7), 3 – інтегрований відчутник, 4 – генератор поля «ПРОМІНЬ-11 ГП»



Рис. 4.7. Оптичноелектронний модуль автоматизованої системи «ПРОМІНЬ -11»

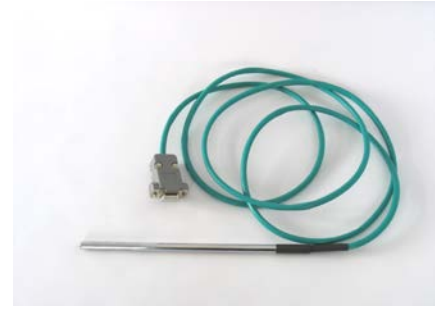


Рис. 4.8. Електромагнітний індентор для системи «ПРОМІНЬ -11»

Технічні характеристики периферійних модулів автоматизованої системи визначення стану БТС та лікувального впливу

Система «ПРОМІНЬ-11» (рис. 4.6, поз. 1)

1. Основне призначення – автоматизоване керування двокоординатною системою розгортки та живлення периферійних пристроїв (рис. 4.6, поз. 2, 3, 4).
2. Максимальний розмір кадру – квадрат 256 x 256 точок вимірювання.
3. Можливість ручного керування за координатами.
4. Можливість попереднього завдання розміру кадру в межах від 1 до 256 точок за двома координатами ХУ.
5. Блок має інформативний вихід за координатами ХУ у момент виміру.
6. Максимальний час опрацювання сигналу не гірше за 100 мс.
7. Блок створює два типи живлення: 1) ± 15 В при струмі 100 мА для модулю «ПРОМІНЬ-11 ГП» (рис. 4.6, поз. 4); 2) ± 15 В при струмі 20 мА для електромагнітного індентора ((рис. 4.6, поз. 3), рис. 4.8) та електромагнітних кілець вимірювання.
8. Живлення: 220 В, 50 Гц; максимальна потужність 20 ВА.
9. Габарити: 220 x 210 x 70 мм.
10. Вага: 2 кг.

«ПРОМІНЬ-11 В» (рис. 4.6, поз. 2)

1. Призначений для живлення оптико-електронної системи вимірювання. Блок містить лазери двох типів - інфрачервоної (ІЧ) 0,808 мкм та червоної (Ч) 0,65 мкм довжин хвиль випромінювання.
2. Режим випромінювання безперервний.
3. Максимальна оптична потужність вихідного світлового випромінювання: 0,808 мкм – 7,20 мВт, 0,65 мкм – 3,30 мВт.

4. Розходженість джгута світлового випромінювання не гірше за 10° .
5. Блок виконує стабілізоване живлення лазерів двох типів - інфрачервоної (ІЧ) 0,808 мкм та червоної (Ч) 0,65 мкм довжин хвиль випромінювання з напругою 3.3 В, струм: для 0,65 мкм - лазера - 30 мА, 0,808 мкм - лазера – 60 мА.
6. Виконує живлення фотодетекторів напругою, плинно керуємою від 2 до 25 В для регулювання чутливості фотодетекторів.
7. Модуль випромінювачі – фотодетектори примусово охолоджується спеціалізованим вентилятором.
8. Живлення: 220 В, 50 Гц; максимальна потужність 20 Вт.
9. Блок містить вхід для електромагнітних відчутників ((рис. 4.6, поз. 3), рис. 4.8) та вихід на інтерфейс для обчислювальної техніки.
10. Габарити: 230 x 190 x 75 мм.
11. Вага: 1,2 кг.

«ПРОМІНЬ-11 ГП» (рис. 4.6, поз. 4)

1. Призначений для створення штучного електромагнітного поля у зоні спостереження за станом БТО.
2. Живлення отримує від системи «ПРОМІНЬ-11»: ± 15 В при струмі 50 мА.
3. На виході створює частоти від 50 до 100 кГц залежно від необхідного периферійного модулю.
4. Максимальна потужність генератора поля 30 мВт. Струм навантаження коливається у межах від 10 мкА до 1 мА.
5. Виконує амплітудну демодуляцію досліджуваного сигналу; максимальна амплітуда демодульованого сигналу 0,5 В.
6. Виконує частотну демодуляцію досліджуваного сигналу; максимальна амплітуда демодульованого сигналу до 5 В.
7. Виконує автоматичне налагодження периферійних модулів системи на робочу частоту у вищезначених межах.
8. Габарити: 140 x 75 x 40 мм.
9. Вага: 0,5 кг.

Електромеханічна система координатної розгортки (додається до інтегрованої системи (рис. 4.6))

1. Призначена для дослідження площини поверхні БТО.
2. Живлення: 15 В, стабілізована напруга, максимальний струм 50 мА.

3. Розмір досліджуваного кадру: 40 x 60 мм.
4. Максимальна товщина досліджуваного об'єкту 100 мм.
5. Швидкість вимірювання разом із перебігом від однієї точки до іншої – 200 мс.
6. Габарити: 380 x 160 x 230 мм.
7. Вага: 8,7 кг.

Комплексний модуль оптико-електронний (рис. 4.6, поз. 3)
(терапевтичний інтегрований зонд)

1. Призначений для комплексного дослідження стану БТО в діапазоні електромагнітних хвиль у широкому частотному діапазоні (в тому числі оптичному).
2. Містить додаткові оптичні перехідники для узгодження з «ПРОМІНЬ-11В» з коефіцієнтами пропускання: для 0.808 мкм – 0.564 та 0.738; для 0,65 мкм – 0,783 та 0,939.
3. Коефіцієнти пропускання світловолоконних каналів комбінованого перетворювача не гірше за 0,60.
4. Містить електромагнітні кільця для визначення напрямку руху вимірювального модулю та визначення координат БАЗ, БАТ БТО.
5. Робоча частота електромагнітного кільця 150 кГц.

Індентор ((рис. 4.6, поз. 3), рис. 4.8)

1. Призначений для дослідження поверхні БТО.
2. Робоча частота 100 кГц \pm 10%.
3. Напруженість магнітного поля 25 кА/м.
4. Живлення: \pm 15 В при струмі 3 мА.
5. Габарити: \varnothing 8 x 110 мм; довжина з'єднувального дроту живлення 1.5 м.
6. Вага: 30 г (без дроту живлення).

Кільце електромагнітне комплексного модулю (рис. 4.6, поз. 3)

1. Призначене для дослідження магнітного поля БТО.
2. Максимальний діаметр досліджуваного БТО \varnothing 140 мм.
3. Робоча частота - від 60 до 80 кГц.
4. Живлення: \pm 15 В при струмі 10 мА.
5. Габарити: максимальний діаметр \varnothing 205 мм, внутрішній діаметр \varnothing 150 мм; товщина 30 мм.

6. Коефіцієнт підсилення попереднього підсилювача: 100.
7. Габарити попереднього підсилювача: 50 x 60 x 20 мм.
8. Вага: 2,5 кг.

Основні призначення блоку підсилювача-випрямляча та генератора поля (рис. 4.6, поз. 4) є наступними:

- Створити дослідницьке електромагнітне поле у межах БТО;
- Керування електромагнітним відчутником з метою його налагодження на робочу частоту та дослідження БТО;
- Первинна обробка інформації, що надходить від електромагнітного відчутника, а саме:
 - а) виділення амплітудної модуляції корисного сигналу відчутника;
 - б) виділення частотної модуляції корисного сигналу відчутника;
 - в) живлення кільцевих відчутників великих розмірів;
 - г) керування частотою кільцевих електромагнітних відчутників великих розмірів.

Джерело живлення призначене для забезпечення роботи наступних частин комплексу:

- Системи керування координатною розгорткою;
- Генератора поля підтримки;
- Відчутника з'єму інформації з БТО;
- Периферійних додаткових відчутників вимірювання.

Конструктивно джерело живлення виконано у комплексі з блоком координатної розгортки.

Виходи джерела живлення є на відповідних роз'ємах, а саме:

- система координатної розгортки – СР,
- блоки вимірювання – ЧЕ,
- допоміжні пристрої – ДВ.

Тобто створена інтегрована фізіотерапевтична система з периферійними модулями забезпечує вимірювання визначених параметрів електромагнітних полів БТО з швидкістю не гірше за 100 мс за розділювальної здатності не гірше за 0,5 мм окремої ділянки поверхні.

Створена система з модулями надає можливість підвищення чутливості визначення напруженості електромагнітних полів об'єктів оптичного діапазону та інших діапазонів частот (при напрузі магнітного поля не гірше за 10^{-6} А/м).

Забезпечення надійного визначення стану БТС, які характеризують критичні ситуації плинних процесів, що забезпечить застосування модулів системи у медичному обладнанні.

Запропонована інтегрована система не тільки опромінює об'єкт з метою лікування, але і діагностує плинний стан, визначає відхилення від запланованого, що є об'єктом для подальшої діагностики та визначення вірних режимів запобігання критичних ситуацій, які можуть виникнути при проведенні, наприклад лікувальної процедури опромінення лазерним випромінюванням.

Терапевтичний інтегрований зонд (рис. 4.6, поз. 3) може бути виконаним як для використання в ручному режимі для опрацювання важкодоступних місць, якими є отвори, щілини тощо, а також у механічному режимі, коли зонд встроюється у відповідний скануючий механізм. Цей механізм містить також модуль для визначення профілю поверхні, що досліджується.

Тобто визначення параметрів поверхні БО під час процедури опромінювання здійснюється на підставі комплексного інформаційного сигналу, що уявляє з себе комплекс інформації світлових сигналів у різному частотному діапазоні. Інформаційні сигнали, що надходять у відповідні канали системи, перетворюються у вигляд, який узгоджено з основною системою обробки, тобто доцільно застосовувати АЦП для перетворень сигналів. Системи, що містять мініатюрні компоненти, доцільно проектувати для застосування в різних умовах. Тому апарати повинні бути портативними, зручними при транспортуванні, електрична система апарата повинна підключатися до промислової мережі живлення (220 В, 50 Гц). Внаслідок проведених досліджень створена функціональна схема може покладеною в основу розробки нового лікувально-діагностичного комплексу.

Створений терапевтичний прилад «ПРОМІНЬ-12» (рис. 4.9, 4.10) здійснює метод одночасного лікувального впливу із застосуванням каналу спостереження за станом БТО, тобто із застосуванням зворотнього зв'язку з пацієнтом (табл. 4.1). При цьому випромінюючі головки та режими частотної модуляції випромінювання можливо застосовувати залежно від захворювання, виходячи також з частотних характеристик коливань обраної біологічної структури.

Створений терапевтичний прилад «ПРОМІНЬ-12.1» (рис. 4.9) здійснює метод одночасного лікувального впливу із застосуванням каналу спостереження за станом об'єкта, тобто із застосуванням зворотнього зв'язку з

пацієнтом. Як джерело випромінювання в системі обрано лазер на основі ZnCdSe, який забезпечують вплив випромінюванням з довжиною хвилі 0,53 мкм.

Таблиця 4.1. Технічні характеристики апарату “ПРОМІНЬ-12” [77, 80, 92]

Тип джерела випромінювання	HLDPM-532-5	HLDH-650-10-A1
Довжина хвилі, мкм	0.531	0,65
Потужність випромінювання, мВт	3.5 - 4.5	
Відносна нестабільність потужності лазерного випромінювання за 8 год. роботи, %, не більш	5	
Відносна величина різниці між максимальним і мінімальним значенням потужності лазерного випромінювання за 1 год. роботи, %, не більш	10	
Відносна нестабільність потужності лазерного випромінювання за 8 год. роботи, %, не більш	5	
Діапазон робочих частот модуляції випромінювання:	<div> <div>1</div> <div>2</div> <div>3</div> <div>4</div> <div>5</div> <div>6</div> <div>7</div> <div>8</div> </div> <div> <div>від 1 Гц до 12 Гц</div> <div>від 2 Гц до 21 Гц</div> <div>від 3 Гц до 54 Гц</div> <div>від 4 Гц до 114 Гц</div> <div>від 9 Гц до 222 Гц</div> <div>від 25 Гц до 598 Гц</div> <div>від 47 Гц до 1105 Гц</div> <div>від 16,570 Гц до 27240 Гц</div> </div>	
Габарити, мм		
- корпуси:		
- - комбінованого відчутника	130x90x60	
- - блоку керування	200x190x70	
Маса, кг, не більше	2,5	
Живлення	220 В, 50 Гц	
Напрацювання на відмову, год, не менше	5000	
Кількість ввімкнень, не менше	10000	
Ресурс роботи, год, не менше	22000	
Пульсації частоти мережі, %	2,5	
Допустимі вібрації, м/с, не більш	9,8	



Рис. 4.9. Лазерний інтегрований прилад «ПРОМІНЬ -12.1»



Рис. 4.10. Лазерний інтегрований прилад «ПРОМІНЬ -12.2»

Загальний принцип роботи приладу «ПРОМІНЬ-12» полягає у тому, що необхідно забезпечити випромінюючий елемент спеціалізованим сигналом, який містить постійну та змінну складові. Тому в основі роботи приладу закладено два генератори (структурну схему приладу наведено на рис. 4.11). Перший генератор створює рівень постійної потужності, необхідний як для підтримки мінімальної потужності випромінювача.

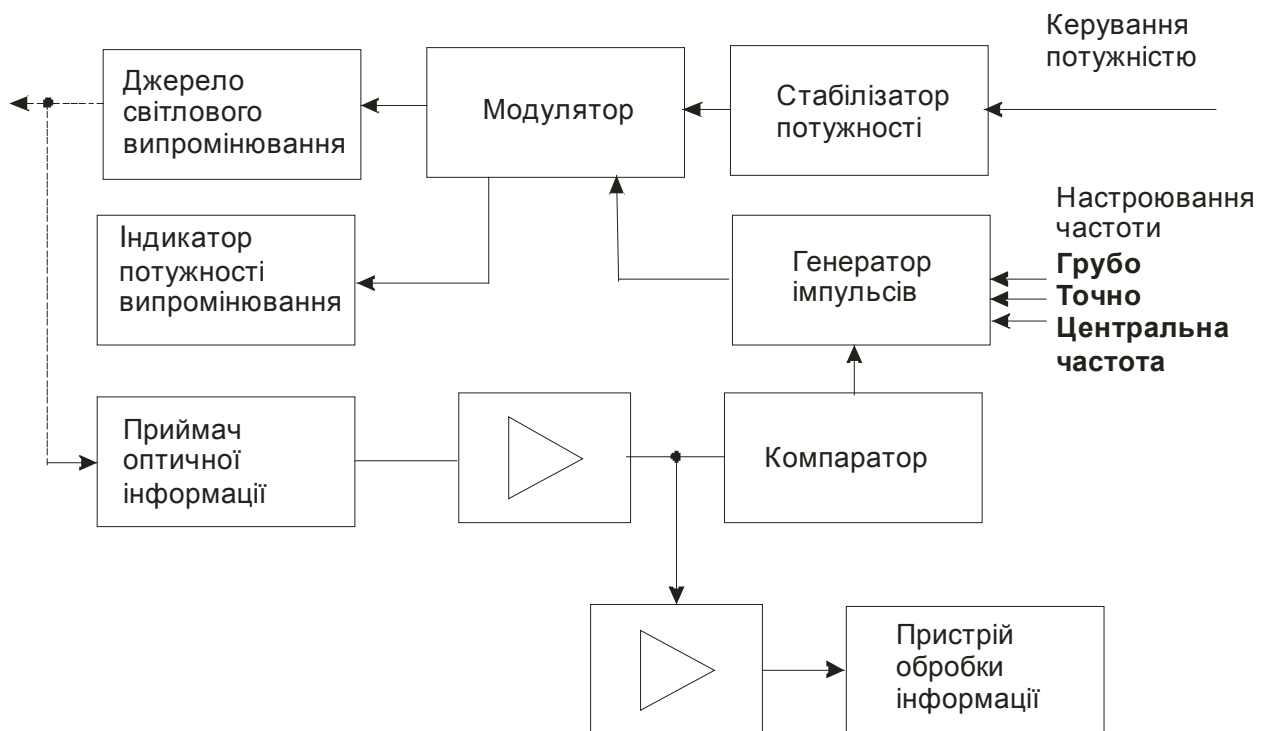


Рис. 4.11. Структурна схема інтегрованого приладу «ПРОМІНЬ-12» [77, 80, 92]

Отже, роль першого генератора у цій схемі виконує регулятор потужності постійного струму. Цей струм подається на схему модуляції. Водночас з цим генератор високої частоти формує прямокутні імпульси, які надходять до модулятора. Як наслідок, на випромінюючому елементі формується напруга, яка є результатом взаємодії постійної та змінної складових. Другий генератор виконує функції модулятора частоти випромінювання. Цей генератор для забезпечення широкого діапазону роботи в імпульсному режимі та виконання медичних вимог до подібної апаратури має три ступені керування. Перша ступінь – грубе настроювання частоти – забезпечує зміну частоти у три рази на кожному діапазоні у порівнянні з попереднім. Плавне перенастроювання забезпечує перекриття сусідніх діапазонів у межах $\pm 50\%$. Частоти мінімальні та максимальні відповідають крайнім положенням ручки керування на ліцьовій панелі «Частота плинно».

Окрім того, керування центральною частотою дозволяє зміщувати весь спектр випромінювання у межах $\pm 10\%$ та створювати при бажанні модуляцію сигналу по частоті у цих самих межах. Система має зворотній зв'язок, який полягає у наступному. Перша ступінь зворотнього зв'язку - оптична, яка виконує функцію реєстрації відбиття оптичного сигналу від БТО.

Виокремлений корисний сигнал частково надходить на зовнішній вимірювальний прилад, а частково надходить до генератору змінної частоти для того, щоб забезпечити стабільність робочої частоти та захоплення об'єкту дослідження.

Аналіз розподілу світлових полів на виході першого каналу надає можливість описувати зміни параметрів шорсткості поверхневого шару шкіри для подальшого порівняння з апіорними даними, які зареєстровані перед проведенням опромінення. Канал спостереження апарату побудовано на основі високочутливого фотоприймача, який дозволяє сприймати потік світлового випромінювання, розсіяного поверхнею обраної ділянки. Отже, плинний стан об'єкту впливу та дослідження може бути спостереженим під час дії випромінювання.

Лазерна система контролюється індикатором потужності, який вмонтовано у лицьову панель корпусу приладу для контролю стабільності роботи випромінювача. Схема апарату «ПРОМІНЬ-12.2» (рис. 4.10) є подальшим удосконаленням приладу «ПРОМІНЬ-12.1», який дозволяє використовувати лінійку лазерних випромінювачів з різною довжиною хвилі та доводити щільність потужності випромінювання від 0,17 до до 25 мВт/мм² зі змінною

частотою модуляції від 1 Гц до 27240 Гц, що створює інтегровану фізіотерапевтичну хвилю залежно від конкретного типу біологічної тканини. Цей діапазон дозволяє підналагоджування частоти від бажаних частот, що залежать від біологічних частот органів або групи клітин. Окрім того, випромінююча голівка «ПРОМІНЬ-12.2» надає можливість зосереджувати свою потужність на певній ділянці (від $0,5 \text{ см}^2$ до $20,5 \text{ см}^2$). Отже, як джерело випромінювання в системі обрано лазери на основі GaAs, ZnCdSe, які забезпечують вплив випромінюванням з довжиною хвилі в діапазоні (0,53 мкм, 0,65 мкм) та (0,80 - 0,82) мкм. Тобто конструкція головки опромінення має бути з повною комбінацією випромінювачів, які ввімкнені за обраним режимом. Здійснюючи послідовний вплив на обрану ділянку рубцевої структури, забезпечують некротичний стан рубцевої структури з її наступним відмиранням [77, 80, 93].

Електронний модуль формування режимів має вихід, поєднуючий з модулем обробки інформативних сигналів від об'єкта дослідження.

Основне призначення блоку формування інтегрованих сигналів (БФІС) полягає у наступному: живлення модулю МВЛ1 лазерного випромінювача (довжина хвилі 0,65 мкм); живлення модулю МВЛ2 лазерного випромінювача (довжина хвилі 0,53 мкм, 0,81 мкм або інша, обумовлена необхідністю); живлення модулів фотоприймачів (МФП1, МФП2); живлення модулю МФП3 фотоприймача; живлення блоку підсилення модулів МФП1, МФП2, МФП3; передача корисного сигналу до входів мікропроцесорного блоку обробки інформації або персонального комп'ютера (ПК).

Блок формування інтегрованих сигналів працює наступним чином. Живлення мережі (220 В, 50 Гц) надходить на входу блоку 1 живлення, який на виході формує двополярну постійну напругу +16 В та -16 В. Напруга +16 В надходить до стабілізатора живлення лазерних модулів МВЛ1, МВЛ2. Перемикач 2 вмикає або стабілізатор 3 і навантажений на нього лазер (довжина хвилі 0,65 мкм), або стабілізатор 5 і навантажений на нього лазер (довжина хвилі 0,53 або 0,81 мкм).

Стабілізатор 7, який керується, використовується для керування коефіцієнтом підсилення модулів фотоприймачів МФП1, МФП2, які реєструють сигнали, відбиті від поверхні БО. Стабілізатор 9 створює напругу живлення для попереднього підсилювача 11 та фотоприймача 12 МФП3 загального тла від поверхні БО. Модулі фотоприймачів МФП1, МФП2, МФП3 утворюють ланцюг зворотнього зв'язку БО та пристрою, тобто утворюють адаптивний зворотній зв'язок. Режим охолодження БФІС підтримується вентилятором 13. З виходів

модулів прийому оптичних сигналів 8, 10, 12 передбачено роз'єм з'єднання приладу з ПК.

Важлива задача при розробленні нового інтегрованого приладу полягає у збереженні потрібної потужності вхідного блоку живлення (поз. 1 рис. 4.11), оскільки від стабільної роботи залежать задані режими роботи лазерних інтегрованих випромінювачів, а також модулів прийому корисного сигналу для формування нормальної роботи приладу.

Основне призначення вхідного підсилювача – це обробка сигналів, які надходять від модулю фотоприймача 3 (МФПЗ) та підготовка його для перетворення у цифровий код. Цифровий код надходить до персонального комп'ютера для подальших досліджень.

Загальна блок-схема вхідного підсилювача відображена на рис. 4.6, де пояснюється принцип його роботи. Вхідний підсилювач працює наступним чином. При подачі напруги живлення запускається тактовий генератор 7. Імпульси з тактового генератора 7 надходять на вхід очікуючого мультівібратора 8, який за появою тактового імпульсу формує імпульс визначеної довжини на пристрій визбирування та зберігання 4 (ПВЗ1), який записує величину з вихідного сигналу з інтегратора 3.

Сигнал на виході інтегратора 3 утворюється як наслідок корисного сигналу з МФПЗ поз. 1 (рис. 4.12).

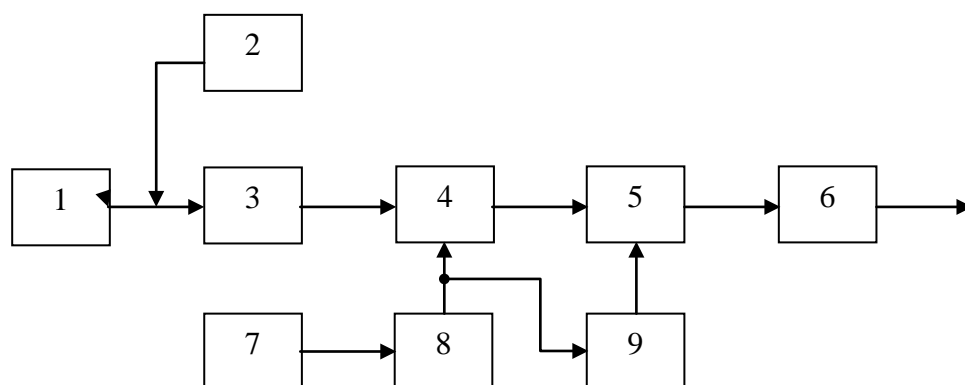


Рис. 4.12. Загальна блок-схема вхідного підсилювача, де: 1 – МФПЗ, 2 – стабілізатор живлення МФПЗ, 3 – інтегратор, 4 – перший пристрій визбирування та зберігання (ПВЗ1), 5 - другий пристрій визбирування та зберігання (ПВЗ2), 6 – операційний повторювач, 7 – тактовий генератор, 8 – перший очікуючий мультівібратор, 9 - другий очікуючий мультівібратор

Модуль фотоприймача конструктивно являє собою герметичну збірку, у яку вмонтовано фотоприймач та інтегральний кабельний підсилювач з модулятором. Змінюючи напругу живлення стабілізатором 2, є можливість керувати підсиленням у МФП. На виході отримуємо прямокутний сигнал, амплітуда якого несе інформацію про стан потоку випромінювання, яким опромінюється визначена ділянка БТО.

При закінченні імпульсу з очікуючого мультівібратора 8 пристрій визбирування та зберігання 4 (ПВЗ1) закривається, формуючи на своєму виході амплітуду зареєстрованого сигналу. За закінченням сигналу очікуючого мультівібратора 8 відбувається запуск очікуючого мультівібратора 9. Імпульс з очікуючого мультівібратора 9 надходить до пристрою визбирування та зберігання 5, який реєструє амплітуду сигналу на своєму вході.

Амплітуда зареєстрованого сигналу запам'ятовується та передається на вихід. З виходу пристрою визбирування та зберігання 5 сигнал надходить до операційного повторювача 6, який узгоджує сигнал з входом АЦП. Така побудова схеми вхідного підсилювача дозволяє отримати безперервний сигнал на вході АЦП. Діаграми сигналів надані на рис. 4.13.

Особливості роботи кабельного підсилювача призводять до того, що необхідно використовувати додатковий інтегрований стабілізатор AD5, який формує на своєму виході напругу живлення для МПФ. Низькочастотні складові фільтруються ємностями С1 та С2.

Орієнтуючись на можливості джерел живлення, обираємо робочу точку графо-аналітичним методом за характеристиками, що відображені на рис. 4.14, 4.15, це забезпечує $K_{\text{МФП}} = 50$ при напрузі живлення 8,3 В.

Вадодою існуючих наразі систем є відсутність широкодіапазонного фізіотерапевтичного впливу на організм, звідкіля випливає, що система є обмеженою у своїх можливостях.

Окрім того, вузький частотний діапазон модуляції лікувального випромінювання призводить до зниження ефективності проведеного лікування, оскільки не завжди є узгодженим із власними коливаннями організму. Недоліком є також недостатній діапазон потужності випромінювання та можливості плинного керування ним. Одночасно з цим не існує можливості керування окремими елементами оптичного випромінювача для створення функціональної залежності потужності випромінювання у часі, що знижує лікувальні функції.

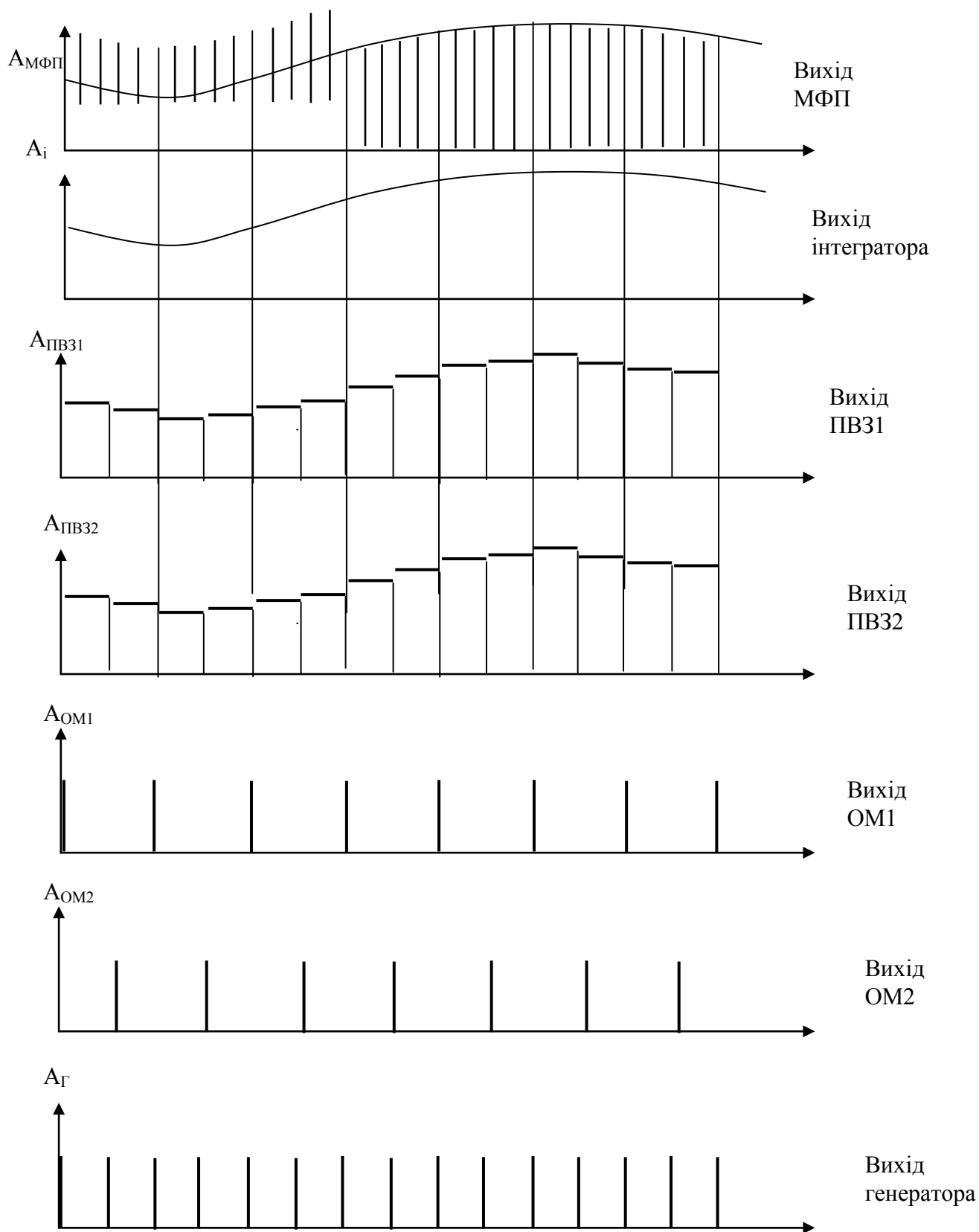


Рис. 4.13. Діаграма роботи вхідного підсилювача

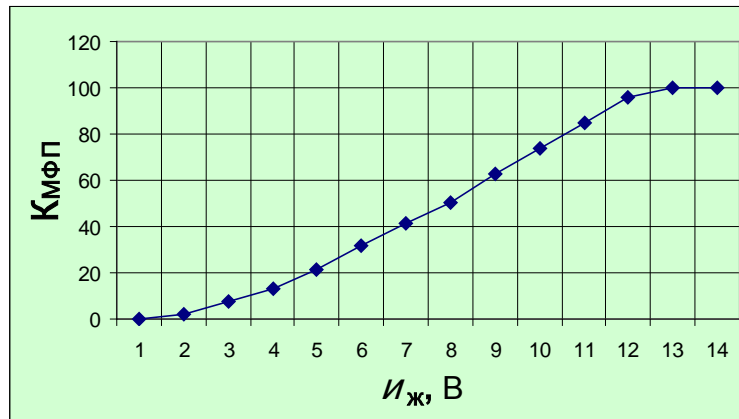


Рис. 4.14. Характеристики підсилення МФП $K_{\text{МФП}}$ від напруги живлення U_j

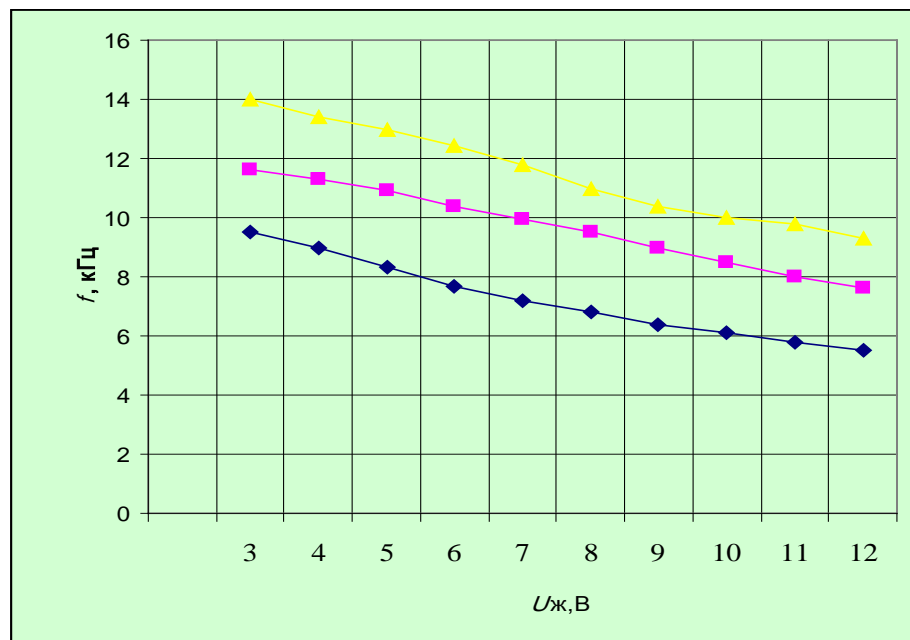


Рис. 4.15. Залежність вихідної частини МФП від напруги живлення

Таким чином, виникає необхідність створення сигналу керування інтегральною потужністю оптичного випромінювача є можливість формувати розмір лікувального інтегрованого кадру експозиції опромінення поверхні біологічного об'єкта, що створює потрібний модульований сигнал для керування інтегрованою фізіотерапевтичною хвилею випромінювання, що призводить до значного підвищення ефективності лікування та загального поліпшення фізичного стану організму. Це було реалізовано авторським колективом [93, 94] (рис. 4.16).

Запропонований інтегрований лікувально-діагностичний комплекс [93, 94] реалізує інтегровану фізіотерапевтичну хвилю модульованого ЕМВ в оптичному діапазоні у вигляді лікувального інтегрованого кадру експозиції



Рис. 4.16. Загальний вигляд системи
«ПРОМІНЬ-АРІА»

опромінення поверхні об'єкта з визначеними просторово-часовими параметрами. Внаслідок цього стимулюються метаболічні процеси в клітинній структурі, які призводять до покращення обміну речовин. Для цього формуються спеціальні імпульси в електронному блоці керування живленням інтегрованого оптичного випромінювача.

Вихідний сигнал керування живленням елементів (1.1, 1.2, 1.3, 1.i) оптичного випромінювача (рис. 4.17) (у будь-якому оптичному діапазоні залежно від типу випромінювача) формує блок (2.1, 2.2, 2.3,...2.i) строки, на який надходить сигнал від блоку 3 формування кадру опромі-

нення. Схема містить також генератор 4 частоти строк, генератор 11 робочого коду, генератор 14 розміру строки субблоки 5, 7 (частотомір або таймер), 10, 12, 13, 15, 16, 19, регістр 6 зсуву, який виконує формування загального кадру опромінення поверхні біологічного об'єкта, загальну інформаційну шину 8, підсилювач 17 потужності джерела випромінювання (1.1, 1.2, 1.3,1.i).

Отже, загальні принципи формування інтегрованої фізіотерапевтичної хвилі є наступними:

1. Здійснити розгортку сигналу випромінювання у часі з відповідними частотними характеристиками та потужністю.
2. Здійснити розгортку у кадрі i, як наслідок, здійснити потрібну модуляцію. Елементи (1.1, 1.2, 1.3, 1.i) оптичного випромінювача надають можливість керувати інтегральною потужністю сигналу в досить широкому динамічному діапазоні, що не реалізовано в інших способах.

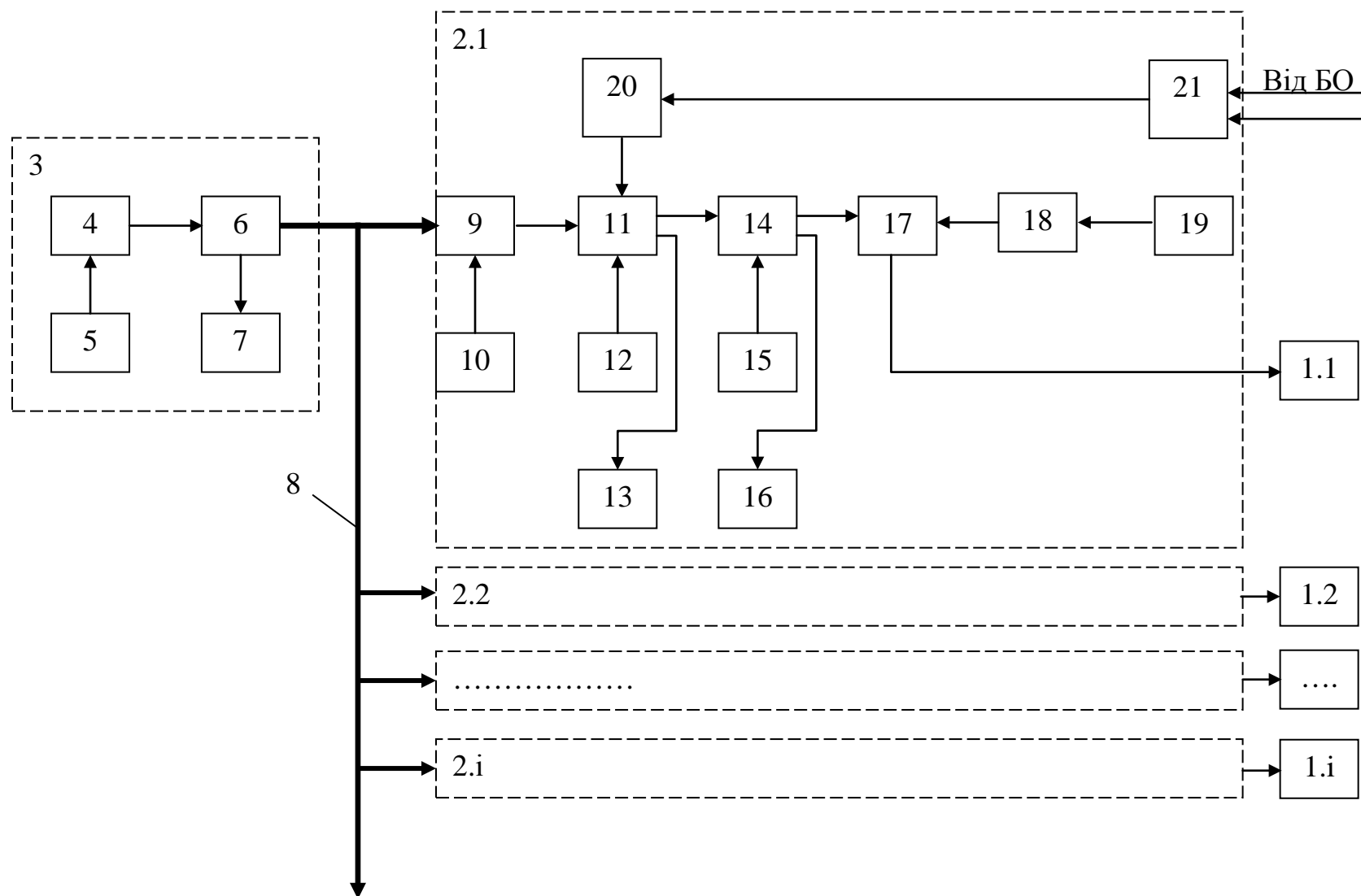


Рис. 4.17. Структурна схема інтегрованого лікувально-діагностичного комплексу

У схемі інтегрованої системи передбачено наявність ланцюгу зворотнього зв'язку, який утворено електромагнітним (оптичним або інтегрованим) відчутником 21 з попереднім функціональним підсилювачем 20 [95].

У цьому випадку відчутник 21 сприймає сигнали випромінювання від БО (БТС) та за допомогою функціонального підсилювача 20 керує частотою (шпаруватістю) вихідного сигналу генератора 11. Як наслідок, це дозволяє керувати середнім значенням потужності випромінюючого модулю (1.1, 1.2, 1.3,.....1.i). Позитивний ефект впливу інтегрованого модульованого когерентного випромінювання на біотканини є базованим на підсиленні процесів метаболізму, які є в прямій залежності від мембранної рівноваги в клітинних структурах організму. Тому лікування потрібної модульованим електромагнітним світловим випромінюванням, яке сканує патологічну ділянку за заданою траєкторією та утворює інтегровану фізіотерапевтичну хвилю у масі БО, є більш ефективним засобом у порівнянні із існуючими способами.

4.6. Аналітичні моделі меж застосування інтегрованих засобів лікування

Створення будь-якого сучасного медичного пристрою, приладу або навіть комплексу не може бути реалізоване без широкої гами відчутників, які виконують дуже специфічну роль у їх роботі. Сутність функцій, які вони виконують є зв'язаною з колами постачання необхідної інформації та у діагностиці. Ця роль (функція) є досить вагомою у загальному результаті досягнення високої точності, як системами вимірювання, так і діагностики, тобто отримання вищезначених приладів та систем з високоякісними показниками. Тому є необхідність розглядати систему відчутника як загальне явище, що притаманне переважній кількості приладів, механічних систем, радіоелектронних тощо.

Якщо розглянути більшість з існуючих об'єктів, які піддаються сторонньому впливу, тобто сторонніх сил (F_{CT}), то можна помітити, що всі вони мають свої межі застосування, тобто вони спроможні працювати в інтервалі більш-менш визначених інтервалів дії сторонніх сил. БО, а тим більше людина, яка має можливість обробляти потужні масиви інформації, не є виключенням з цього закону. Для отримання великої кількості інформації та відповідної її обробки кожна ділянка БО повинна мати безліч відчутників. На відміну від ТО система БО (БТО, БТС) спрацьовує таким чином, що кожна

клітина організму повинна сприйматися як елементарний відчутник, який постачає інформацію до одного обробного центру, що виконує загальні функції керування. У подібній ситуації дуже важливим чинником є надійне функціонування периферійних модулів системи – постачальників інформації. Саме ці периферійні модулі (відчутники) БТС мають дуже вразливі параметри, особливо до руйнування.

Виробити абсолютно стійкий до зовнішнього подразнення відчутник технічно неможливо, але можлива функція самовідновлення. Особливо це стосується живих об'єктів, які мають властивість керування параметрами своєї периферії. Відчутник у БО є найпершим постачальником інформації, а, зважаючи на їх велику кількість, повинен мати невеликі розміри та велику чутливість. Тобто у кінцевому випадку це є мікроелемент тіла, який розташовано у переважній більшості, у приповерхневому шарі тканини БО. Певна мініатюрність об'єкту призводить до того, що він сам по собі дуже вразливий, тим не менш, все це компенсується їх кількістю.

З усього вище наведеного маємо дійти висновку, що найбільш підходящою теорією до визначення меж його енергетичних можливостей є теорія елементарного відчутника [96]. При застосуванні подібного моделювання є можливість показати, яким чином впливає дія сторонніх сил на відчутник з погляду на його геометрію, і як наслідок, максимально можливу потужність сприйняття енергії.

4.6.1. Засади дії єдиного елементарного відчутника

Більш достеменний аналіз доводить, що практично будь-який прилад є можливість розглядати як ланцюг відчутників, котрі утворюють інформаційні перетворення енергетичних потоків. Так, наприклад, будь-який радіоелектронний пристрій може розглядатися, як ланцюг відчутників, котрі переробляють сигнал-подразник за потужністю, формою, спектром тощо.

Все це вказує на те, що існує закономірна послідовність у обробці сигналу, тобто: фізико-хімічний подразник – елемент чутливості – інформаційний вибірувач.

Аналізуючи все вищезгадане, є можливість визначити приблизні класифікаційні ознаки, котрі відображені на рис. 4.18. Ця класифікаційна система утворена на засадах того, що існує в сучасній техніці цього класу приладів.

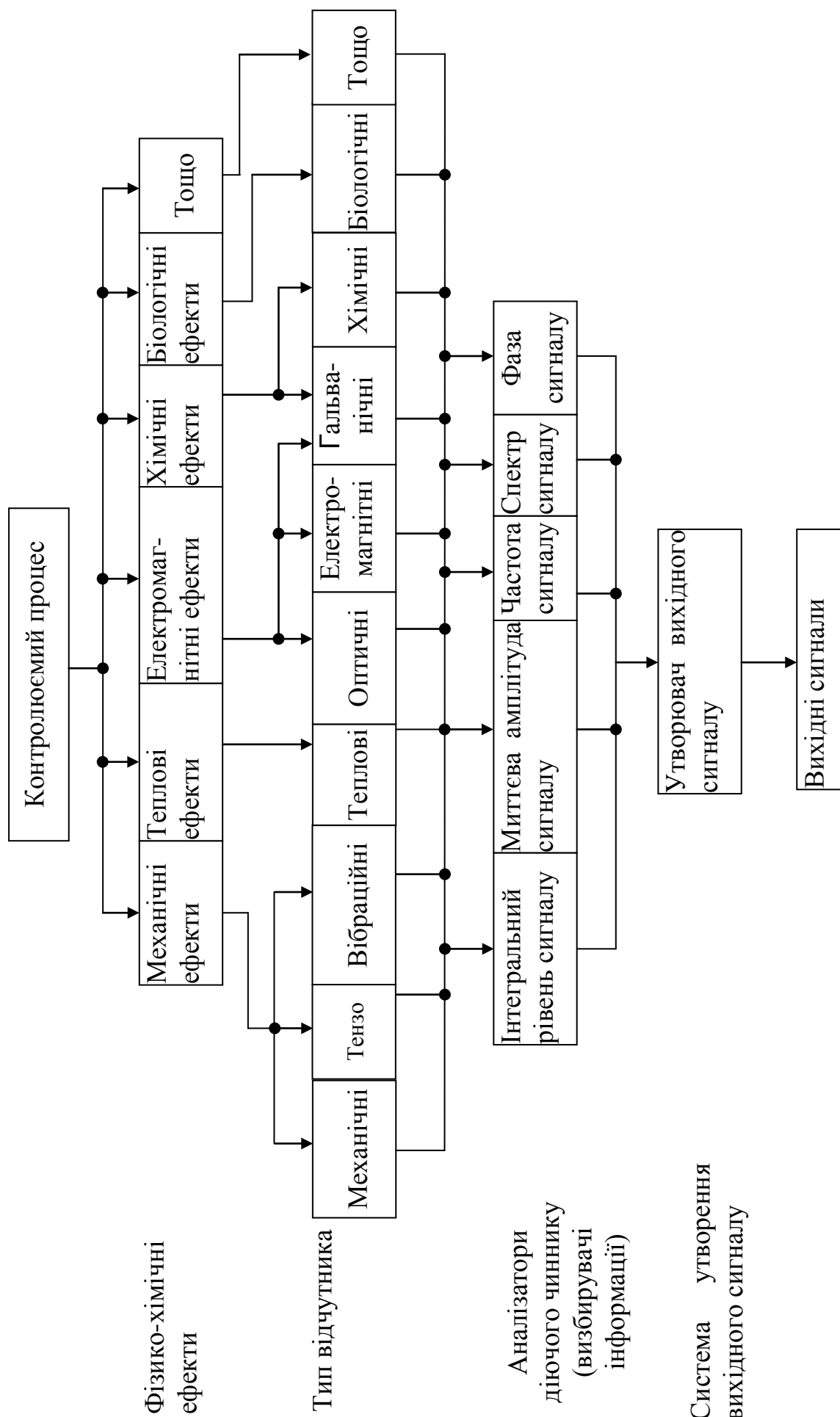


Рис. 4.18. Типовий шлях при обробці інформації у відчутнику при контролі фізико-хімічних процесів БО

Наврядчи таку класифікацію можливо назвати задовільною, оскільки при більш прискіпливому погляді вона має більше недоліків ніж позитивних рис у порівнянні з іншими. Так, наприклад, якщо горизонтальна класифікація за принципом: фізико-хімічне явище, відчутник-визбирувач тощо, є задовільною, то класифікація по вертикалі не витримує ніякої критики. У зв'язку з чим авторами [96] було досліджено питання побудови єдиного базового елементу. Аналіз всіх відомих фізико-хімічних процесів вказує на те, що задля наведення елементарного порядку всі ці явища необхідно поділити на дві великі групи, тобто механічні та електромагнітні. Але, навіть, тут необхідно зробити зауваження, бо всі електромагнітні явища є наслідком механічного руху електричних зарядів, хвиль тощо. Окрім того, переважна більшість механічних відчутників має на меті утворення інформаційного електричного сигналу, але це є вторинне явище за своєю сутністю. Стосовно хімічних, біологічних процесів та реакції на них відчутників необхідно зауважити теж саме, тобто їхню електромеханічну сутність. Розглядаючи весь процес відчуття перетворень, котрі відбуваються у відчутнику, як у приладі або системі, нам необхідно зосередитися на відчутнику та визбирувачі, тому що ці дві частини відчутника є керованими.

Перший чинник, тобто фізико-хімічний процес, не є нам підвладним, оскільки за умовою є незалежним і некерованим. Тому його необхідно сприймати таким, який він є. Існує ще одна теза, яка вимагає такого погляду на процес, як фізичної сутності – це умова ідеалізації моделі роботи відчутника як сталого приладу. Це не є нова теза, тому що будь-який відчутник (чутник) перевіряється на реакцію до зовнішнього подразника, на який він налаштований.

Більшість відчутників має засадну перевірку на одиничну та $\delta(t)$ – функцію, тобто перехідні процеси, які описують швидкісні процеси, але не більш, і тому розглядаються як закінчений елемент зі своєю передаточною функцією. На цей час існує дві узагальнені моделі коливального процесу механічних і електромагнітних систем, котрі мають однаковий математичний опис процесу [97]. Як наслідок, вони мають і однакові диференційні рівняння з наступним узагальненим виглядом:

$$A \frac{dQ}{dt} + BQ + C \int dQ = \varphi(t),$$

де A, B, C - коефіцієнти пропорційності,

$\varphi(t)$ - функція незалежного подразника (діючий чинник)

Q - відгук-функція.

Висновки, які можна зробити з вищесказаного, вказують на те, що відчутник, як частка відчутника визначає переважну більшість якісних показників ніж вибірювач і, тому саме на цій його частині необхідно зосередити загальну увагу.

Ще один чинник, котрий викликає загальну увагу до відчутника: він зазвичай розташовується безпосередньо у тому просторі, де відбувається процес, на який він повинен відреагувати. Звідсіля є абсолютно ясним той висновок, що присутність відчутника у просторі вимірювання не повинно негативно впливати на результати вимірювання, тобто зворотній зв'язок повинен бути зведений нанівець. З іншого боку вимоги високої чутливості вимагають геометричної деформації відчутника або по еквіпотенційній площині, або по силовій лінії діючого чиннику подразника.

Зрозуміло, що дотриматись цього практично неможливо, і тому всі відчутники будуються у двох напрямках. Першим напрямком є геометрична побудова відчутника у випадку, коли існує закінчена досконала геометрія діючого чиннику, наприклад, коло, куля, площина тощо. Другим напрямком побудови геометрії відчутників необхідно визначити дискретизацію ЧЕ у вигляді гнучких елементів форми прямокутника, паралелепіпеда та циліндра. На цей час трапляються моделі відчутників побудовані як за першим, так і за другим напрямком. Але, не зважаючи на це, ніхто не звертає можливість моделюючого зв'язку між цими напрямками. Тим не менше досить легко побачити, що такий зв'язок існує між двома напрямками у вигляді моделі елементарної ідеалізованої частки відчутника.

Використовуючи такий ідеальний чутливий елемент (ЧЕ), є можливість побудувати чутливі елементи будь-якої геометрії залежно від вимог. Якщо перебудувати класифікацію у запропонований вище спосіб, то отримуємо класифікацію, відображену на рис. 4.19. З цієї класифікації видно, що ідеалізований ЧЕ повинен мати якості механічного і електромагнітного, залежно від висунутих умов роботи.

Тобто у підсумку усе вище наведене обумовлює наступні вимоги до ідеального чутливого елемента:

- по-перше, висока чутливість до фізико-хімічного принципу роботи;
- по-друге, безперервність властивостей у межах як самого елемента та їхнього групового об'єднання за для виконання належних функцій;
- по-третє, за своєю геометрією елемент повинен легко інтегруватися у загальній задачі побудови відчутника.

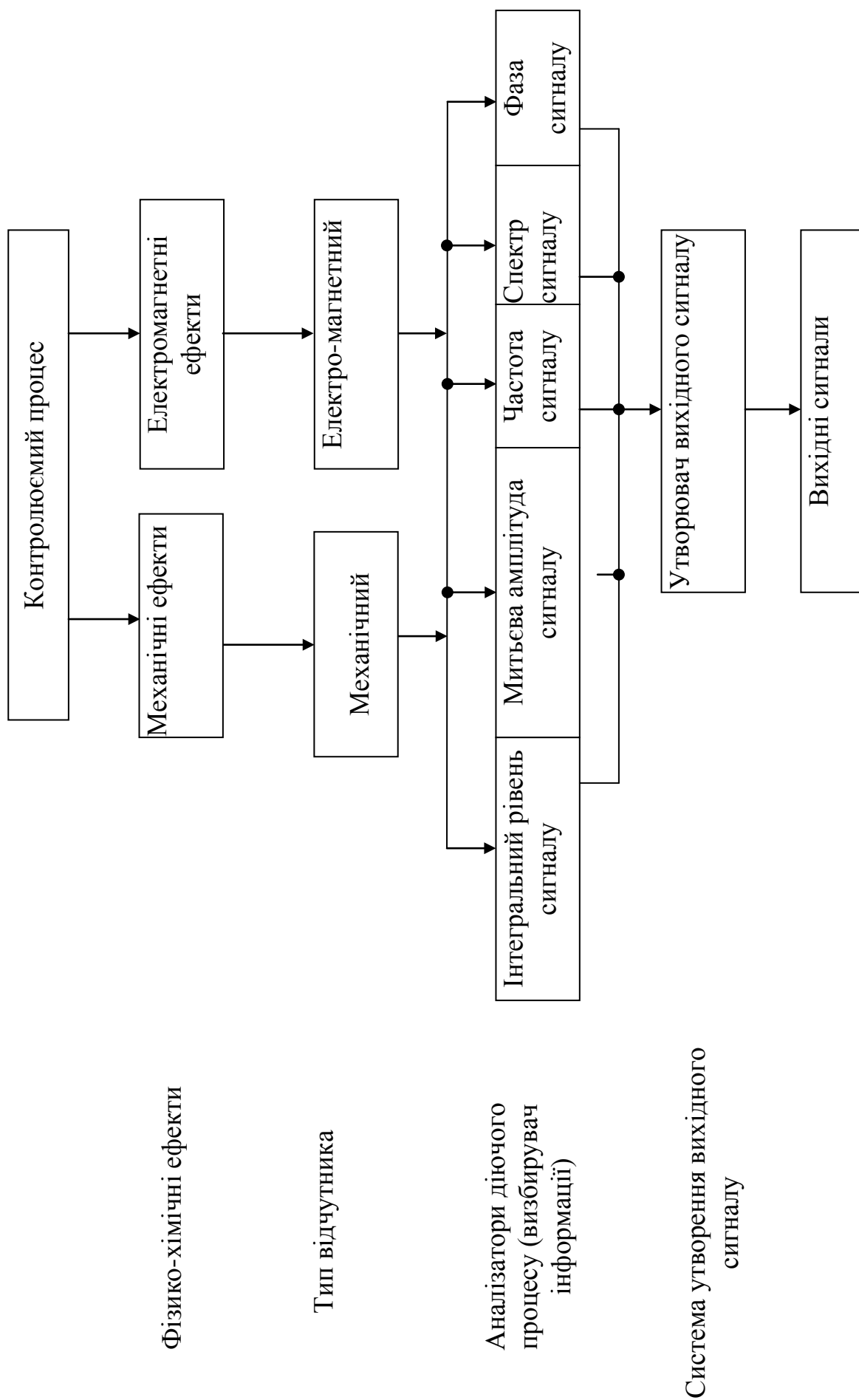


Рис. 4.19. Узагальнений ідеалізований шлях створення відчутників контролю фізико-хімічних процесів БО

Спробуємо виконати визначені умови і побудувати подібний елемент. Для цього необхідно виконати наступні умови:

- згідно першого зауваження припускаємо, що є елементарна маса відчутника Δm , котра має властивість полічутливості до будь-якого фізико-хімічного процесу залежно від вимог до нього;
- згідно другої вимоги, що визначений нами елемент має відповідні властивості прийmemo як аксіому, тобто він є часткою єдиного цілого, якому притаманні всі властивості цілого;
- у третій тезі необхідно зауважити, що це є кінцева геометрія, яка у початку має найбільш раціональну форму з погляду інтегрування, і має обмеження за кількістю варіантів, звідкіля є наступне, що найбільш ефективною формою буде циліндр, або його наближення до паралеліпіпеда.

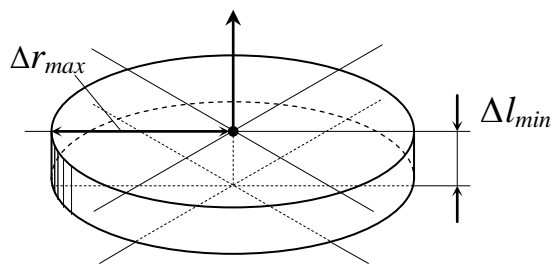
Такий підхід до побудови елементарного відчутника дає наступні наслідки. Якщо визначена кінцева маса елемента Δm , то як наслідок вона має зв'язок з об'ємом відчутника ΔV , його питомою вагою m_0 , та геометрією, тобто розмірами площини перерізу ΔS , радіусом Δr та товщиною Δl .

Перше, що необхідно зробити, це ввести можливі межові випадки у геометрії (рис. 4.20). У першому випадку - це плескате тіло, котре має максимальний радіус Δr_{max} , але мінімальну товщину Δl_{max} . У другому - це повинні бути циліндри, для яких виконується умова $2\Delta r = \Delta l$ та $\Delta r = \Delta l$. Для третього випадку існує мінімальний радіус Δr_{min} циліндра з максимальною довжиною Δl_{max} . В інших випадках геометрію цих елементів необхідно розглядати як похідні від перших трьох, тобто прямокутники, куби, паралеліпіпеди тощо (рис. 4.20, г, д, є).

Основний чинник, котрий впливає саме до вибору таких геометричних форм, пояснюється тим, що необхідно визначатися з напрямком максимальної чутливості до чиннику збудження у ньому сигналу.

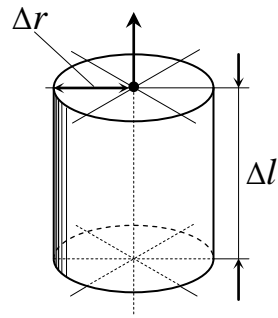
Для всіх запропонованих геометричних форм напрямок максимальної чутливості співпадає з віссю симетрії.

Дотримуючись цієї засади, є можливість стверджувати, що площа перерізу у поперек осі симетрії повинна забезпечувати сприйняття енергетичних навантажень у такий спосіб, щоб виконати свої технічні вимоги. Тобто існують такі розміри елемента, які дозволяють реєструвати мінімально необхідну енергію E_{min} та максимально можливу E_{max} , які впливають на нього.



$$\pi \cdot \Delta r_{\max}^2 \cdot \Delta l_{\min} = \Delta V_r$$

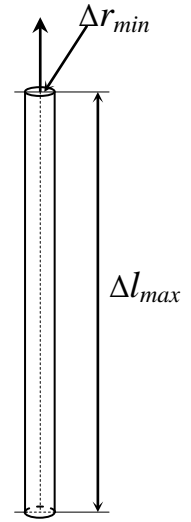
а)



$$2 \cdot \Delta r = \Delta l$$

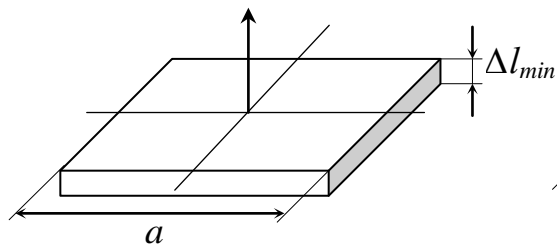
$$\pi \cdot \Delta r^2 \cdot \Delta l = \Delta V_r$$

б)



$$2 \cdot \pi \cdot \Delta r_{\min}^2 \cdot \Delta l_{\max} = \Delta V_r$$

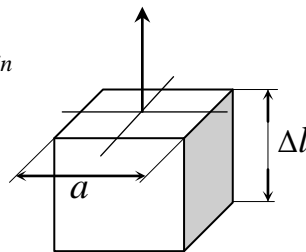
в)



$$a^2 = \pi \cdot \Delta r^2$$

$$a^2 \cdot \Delta l_{\min} = \Delta V_r$$

г)

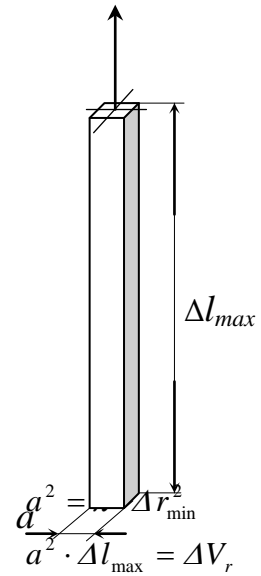


$$a^2 = \pi \cdot \Delta r^2$$

$$a^2 \cdot \Delta l = \Delta V_r$$

$$a = \Delta r \cdot \sqrt{\pi}$$

д)



$$a^2 \cdot \Delta l_{\max} = \Delta V_r$$

$$a = \Delta r_{\min} \cdot \sqrt{\pi}$$

е)

Рис. 4.20. Базові геометрії ідеального елемента відчутника, де: а – диск, б – циліндр, в – паличок — основні геометрії та г – квадрат, д – куб, е – сірник — додаткові

Тут варто зауважити, що максимальна енергія, яку може поглинути тіло елемента є прямо залежним від його питомої ваги m_0 . Чим більше енергетичне навантаження, тим більшою повинна бути питома вага елемента.

У випадку, коли вектор енергетичної дії діє під кутом до осі відчутника утворюється сигнал, який за своєю величиною є пропорційним проекції цього вектору на його вісь. Оскільки при побудові відчутників у першу чергу переважають задачі отримання високої чутливості і тільки потім максимального навантаження, то звідсіля можна зробити висновок, що основним чинником, який впливає на показник чутливості є або площа перерізу ΔS , або довжина елемента Δl .

Здебільшого у техніці всіх цікавить чутливість відчутника, і тільки потім його швидкодія. Спробуємо простими логічними побудовами довести це.

Як було зумовлено, будь-який елемент відчутника має чітку залежність поглинаємої енергії від своєї питомої ваги m_0 . Зв'язуючи усе це у одне ціле, є можливість стверджувати наступне. Якщо існує сталий енергетичний потік з щільністю E/S де $S < \Delta S$, то елемент відчутника за геометрією диска (рис. 4.21,а) опиниться у двох критичних ситуаціях:

- частка елемента об'ємом $S \cdot \Delta l$ (рис. 4.21,а) не зможе виконати завдання, оскільки його товщина Δl не буде відпрацьовувати необхідну функцію перетворення;

- частка елемента об'єму $S \cdot \Delta l$ (рис. 4.21,а) знаходитиметься під таким енергетичним навантаженням, що не зможе його витримати, і це призведе до руйнування цієї частки.

Звідкіля випливає висновок, що за напрямком енергетичного потоку довжина елемента повинна бути збільшеною до таких розмірів, щоб виконувалася умова $S \cdot \Delta l = \Delta V$. Тобто збільшення щільності енергетичного потоку вимагає однозначного збільшення товщини Δl та зменшення площі перерізу ΔS .

Отже, якщо існує енергетичний потік потужністю Q , який падає на поверхню відчутника ΔS_i і утворює на цій поверхні енергетичну щільність:

$$G = \frac{Q}{\Delta S}; \quad (4.16,а)$$

то за умови, що $\Delta V = m_0 \Delta S \Delta l$, функція $\Delta l = f(Q)$ має вигляд:

$$\Delta l = \frac{\Delta V}{m_0 \Delta S} = \frac{\Delta V \cdot G}{m_0 Q} \quad (4.16,б)$$

Досить легко збагнути, що між функціями $\Delta l = f(Q)$ та $\Delta l = f(\Delta S)$ існує однакова залежність (рис. 4.22), тобто це є достеменний факт.

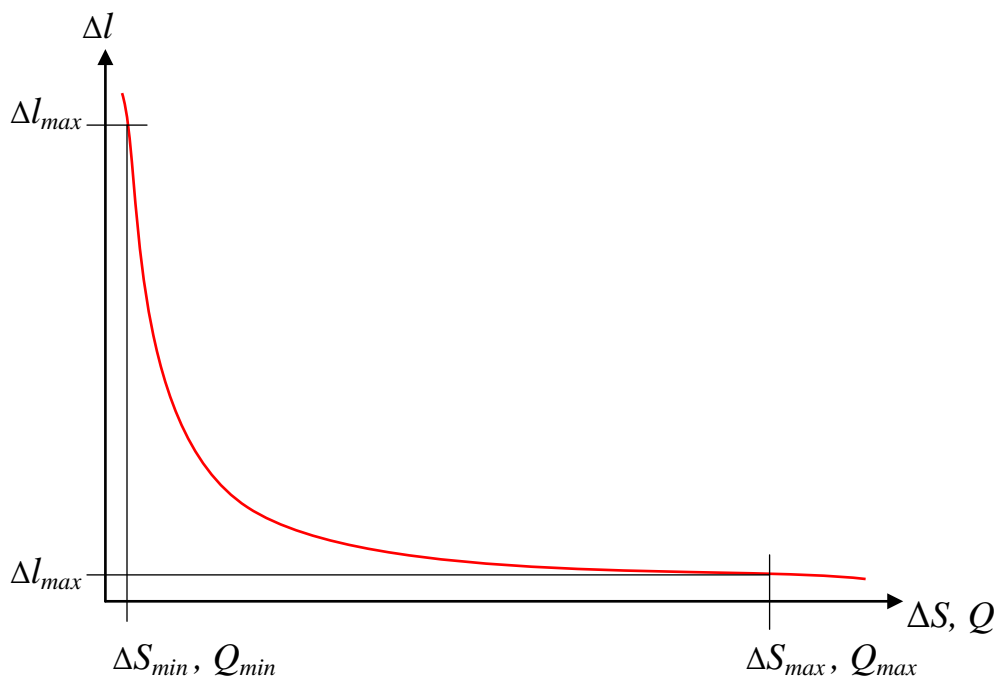


Рис. 4.21. Залежність між площею перерізу ΔS , товщиною Δl та енергетичним потоком Q

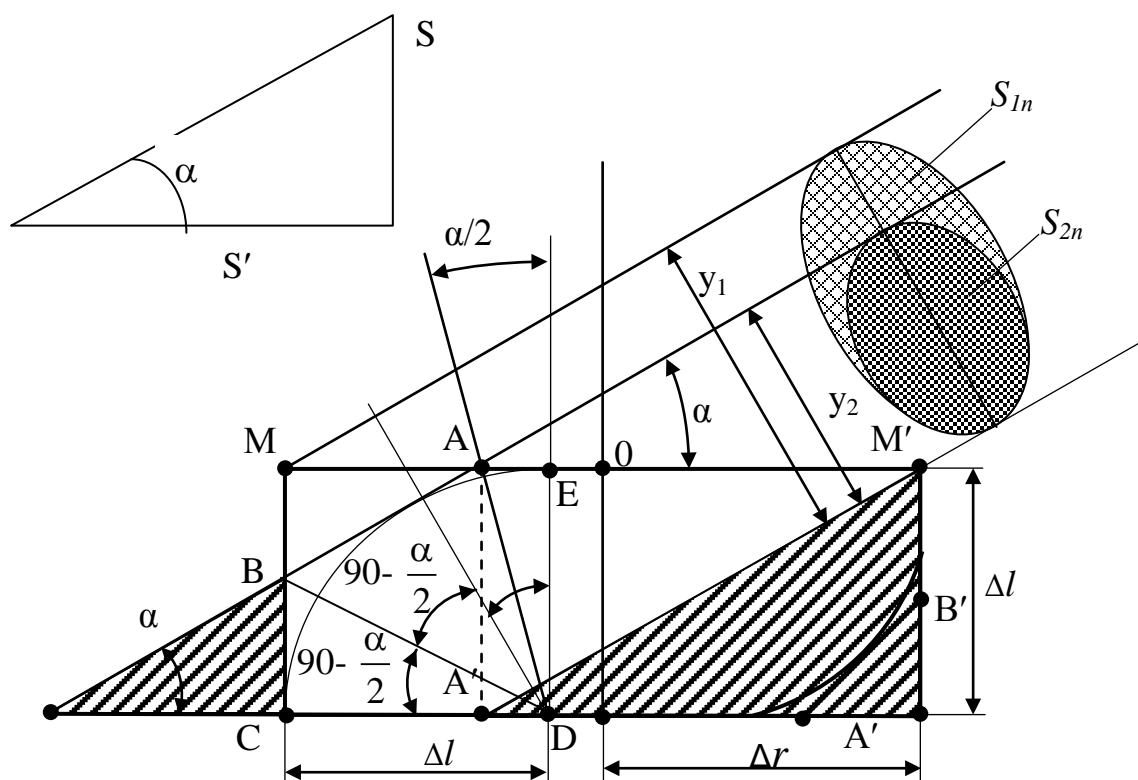


Рис. 4.22. Вирішення задачі з ефективного об'єму елементарного відчутника (вигляд збоку)

Площа ефективного перерізу S_{2i} за формою теж є наближеною до еліпсу:

$$S_{2i} = \left(2\Delta r^2 \arcsin \frac{\sqrt{4\Delta r^2 - \Delta l^2 \cos^2 \alpha}}{2\Delta r} - \frac{1}{2} \Delta l \cos \alpha \sqrt{4\Delta r^2 - \Delta l^2 \cos^2 \alpha} \right) \sin \alpha. \quad (4.17)$$

Площа неефективного перетворення: $S_{i\ddot{a}i} = S_{1i} - S_{2i}$

$$S_{i\ddot{a}i} = \left[\Delta r^2 \left(\pi - 2 \arcsin \frac{\sqrt{4\Delta r^2 - \Delta l^2 \cos^2 \alpha}}{2\Delta r} \right) + \frac{1}{2} \Delta l \cos \alpha \sqrt{4\Delta r^2 - \Delta l^2 \cos^2 \alpha} \right] \sin \alpha. \quad (4.18)$$

Безпосередньо на площину поверхні відчутника припадають наступні енергетичні потоки:

$$Q_1 = G \pi \Delta r^2 \sin \alpha; \quad (4.19)$$

$$\sin \alpha = \frac{S}{S'}, \quad S' = \frac{S}{\sin \alpha} \quad (4.20)$$

$$Q_2 = G \left(2\Delta r^2 \arcsin \frac{\sqrt{4\Delta r^2 - \Delta l^2 \cos^2 \alpha}}{2\Delta r} - \frac{1}{2} \Delta l \cos \alpha \sqrt{4\Delta r^2 - \Delta l^2 \cos^2 \alpha} \right) \sin \alpha; \quad (4.21)$$

$$Q_{i\ddot{a}i} = G \left[\Delta r^2 \left(\pi - 2 \arcsin \frac{\sqrt{4\Delta r^2 - \Delta l^2 \cos^2 \alpha}}{2\Delta r} \right) + \frac{1}{2} \Delta l \cos \alpha \sqrt{4\Delta r^2 - \Delta l^2 \cos^2 \alpha} \right] \sin \alpha. \quad (4.22)$$

Коефіцієнт ефективності роботи чутливого елемента відчутника є залежним від кута α :

$$\begin{aligned} k_Q = \frac{Q_2}{Q_1} &= \frac{G \left(2\Delta r^2 \arcsin \frac{\sqrt{4\Delta r^2 - \Delta l^2 \cos^2 \alpha}}{2\Delta r} - \frac{1}{2} \Delta l \cos \alpha \sqrt{4\Delta r^2 - \Delta l^2 \cos^2 \alpha} \right) \sin \alpha}{G \pi \Delta r^2 \sin \alpha} = \quad (4.23) \\ &= \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{\sqrt{4\Delta r^2 - \Delta l^2 \cos^2 \alpha}}{2\Delta r} - \frac{1}{2\pi} \frac{\Delta l}{\Delta r^2} \sqrt{4\Delta r^2 - \Delta l^2 \cos^2 \alpha} \times \cos \alpha. \end{aligned}$$

Для визначення ефективності використання по об'єму необхідно знати два параметри.

По-перше, це об'єм самого елемента (циліндр)

$$\begin{aligned} V_0 &= \pi \cdot \Delta r \cdot \Delta l = \pi \cdot \Delta r^2 \sqrt{R^2 - (R - 2\Delta r)^2} = \pi \cdot \Delta r^2 \sqrt{4R \cdot \Delta r - 4\Delta r^2} \\ &= 2\pi \cdot \Delta r^2 \sqrt{\Delta r(R - \Delta r)}; \end{aligned} \quad (4.24)$$

та об'єм, який працює з перевантаженням (рис. 4.20), тобто Δl не витримує енергетичного навантаження:

$$V_{ABM} = \pi \cdot \left[\begin{aligned} & R^2 \sqrt{\Delta r(2R - \Delta r)} - \frac{\Delta r(2R - \Delta r) \sqrt{\Delta r(2R - \Delta r)}}{3} - \\ & -2(R - r) \left(\frac{R^2}{2} \arcsin \left(\sqrt{\frac{2\Delta r}{R} - \left(\frac{\Delta r}{R} \right)^2} \right) + \frac{1}{2} (R - \Delta r) \sqrt{\Delta r(2R - \Delta r)} \right) + \\ & + (R - \Delta r)^2 \sqrt{\Delta r(2R - \Delta r)} \end{aligned} \right] \quad (4.25)$$

Об'єм, який корисно використовується:

$$V_{2n} \approx S_{2n} \cdot \Delta l - \frac{2}{3} \Delta r^3 \left(\frac{1 + 2tg \frac{\alpha}{2} \cdot tg \alpha}{tg \alpha} \right), \quad (4.26)$$

де n коливається у межах від $\Delta r = \Delta l$ залежно від кута α , тобто

$$V_{2n} = \Delta r^3 \left[2 \arcsin \sqrt{1 - \left(\frac{\cos \alpha}{2} \right)^2} - \cos \alpha \sqrt{1 - \left(\frac{\cos \alpha}{2} \right)^2} - \frac{2}{3} \frac{1 + 2tg \alpha \cdot tg \frac{\alpha}{2}}{tg \alpha} \right] \quad (4.27)$$

при $2\Delta r = \Delta l$ залежно від кута α

$$V_{2n} = 2\Delta r^3 \left[2\alpha - \cos \alpha \sin \alpha - \frac{1}{3} \frac{1 + 2tg \alpha \cdot tg \frac{\alpha}{2}}{tg \alpha} \right] \quad (4.28)$$

При цьому коефіцієнт корисного використання об'єму буде при $\Delta r = \Delta l$ залежно від кута α :

$$V_{2n} = \frac{1}{\pi} \left[2 \arcsin \sqrt{1 - \left(\frac{\cos \alpha}{2} \right)^2} - \cos \alpha \sqrt{1 - \left(\frac{\cos \alpha}{2} \right)^2} - \frac{2}{3} \frac{1 + 2tg \alpha \cdot tg \frac{\alpha}{2}}{tg \alpha} \right] \quad (4.29)$$

при $2\Delta r = \Delta l$ залежно від кута α

$$V_{2n} = \frac{2}{n} \left[2\alpha - \cos \alpha \sin \alpha - \frac{1}{3} \frac{1 + 2tg \alpha \cdot tg \frac{\alpha}{2}}{tg \alpha} \right]. \quad (4.30)$$

Спрощений розгляд показує, що при зменшенні кута α ефективність використання маси відчутника Δm падає.

Так, для випадку $\Delta r = \Delta l$ ефективно використання робочої маси:

$$k_{m\alpha} = \frac{\Delta m_{\alpha=0}}{\Delta m_{\alpha=\frac{\pi}{2}}} = \frac{\frac{2}{3}\pi m_0 \Delta l^3}{\pi m_0 \Delta r^2 \Delta l} = \frac{2}{3} \frac{\Delta l^2}{\Delta r^2} = \frac{2}{3}. \quad (4.31)$$

Коефіцієнт ефективності енергетичних перетворень

$$k_Q = \frac{2}{\pi} \arcsin \sqrt{1 - \frac{\cos^2 \alpha}{4}} - \cos \alpha \sqrt{1 - \frac{\cos^2 \alpha}{4}}, \quad (4.32)$$

тобто третина елемента працює у незадовільному режимі.

Для випадку, коли $2\Delta r = \Delta l$,

$$\Delta m_{\alpha=0} = \frac{\pi}{3} m_0 \Delta r^3. \quad (4.33)$$

Коефіцієнт використання маси елемента має опис

$$k_{m\alpha} = \frac{\Delta m_{\alpha=0}}{\Delta m_{\alpha=\frac{\pi}{2}}} = \frac{\frac{1}{3}\pi m_0 \Delta r^3}{\pi m_0 \Delta r^2 \Delta l} = \frac{1}{3} \frac{\Delta r}{\Delta l} = \frac{1}{3} \frac{\Delta r}{2 \times \Delta r} = \frac{1}{6}. \quad (4.34)$$

Коефіцієнт ефективності енергетичних перетворень:

$$k_Q = 1 - \frac{1}{\pi} \cos \alpha, \quad (4.35)$$

тобто 5/6 елемента працює незадовільно.

Збільшення співвідношення $\Delta l / \Delta r$ призводить до наступних наслідків.
Для випадку $\Delta r \ll \ll \ll \Delta l$ маса неефективного використання:

$$\Delta m_{\alpha=\frac{\pi}{2}} = \frac{\pi}{3} m_0 \Delta r^2 \Delta l \left(1 - \frac{1}{2} \sin \alpha \right). \quad (4.36)$$

Коефіцієнт використання маси елемента:

$$k_{m\alpha} = \frac{\Delta m_{\alpha=\frac{\pi}{2}}}{\Delta m_{\alpha=\frac{\pi}{2}}} = \frac{\frac{1}{3}\pi m_0 \Delta r^2 \Delta l \left(1 - \frac{1}{2} \sin \alpha \right)}{\pi m_0 \Delta r^2 \Delta l} = \frac{1}{3} \left(1 - \frac{1}{2} \sin \alpha \right). \quad (4.37)$$

Коефіцієнт енергетичних перетворень визначається як $\lim_{\Delta r \rightarrow 0} k_Q$ при умові, що

$$\frac{2\Delta r}{\Delta l} = \sin \alpha, \text{ тобто:}$$

$$k_Q = \frac{2}{\pi} \arcsin \frac{1}{2\Delta r \Delta l} - \frac{1}{2\pi \Delta r^2} \times \cos \alpha. \quad (4.38)$$

Більш достеменний розгляд цього випадку доводить, що необмежене зростання довжини призводить до ефективного використання лише одної шостої його об'єму.

Висновком до всього вищенаведеного є те, що критичним енергетичним навантаженням на відчутник є вектор енергетичної спрямованості.

Потужність дії електронної сили (енергії) може зруйнувати відчутник лише у випадку, коли вектор сили співпадає з напрямком мінімального геометричного розміру, тобто залежно від кута α . З іншого боку, досить добре видно, що частини чутливого елемента, які знаходяться на межі або руйнуються, або зовсім не виконують своїх функцій. Як наслідок подібних енергетичних навантажень, відчутник повинен приймати форму, максимально наближену до сфероїдальної, що здебільшого і спостерігається в структурах біологічних об'єктів.

4.6.2. Вплив режимів світлового електромагнітного випромінювання на біологічні структури крові

Найбільш важливим аспектом при застосуванні медичних приладів для світлолікування, зокрема з використанням лазерів, при опроміненні біологічних тканин є виявлення практичної значущості принципу резонансного поглинання, перевірка можливості селективного пошкодження внутрішньоклітинних метаболітів, у тих випадках, коли їх абсорбційні максимуми співпадають з довжиною хвилі випромінювання.

Нагальною проблемою сучасної медицини є створення нових методик, нової техніки, що забезпечують інтенсивний лікувальний результат та діагностику без побічних ефектів. У цьому сенсі авторськими дослідженнями [18, 20, 65, 67] запропоновані засади побудови систем, що полягають у формуванні інтегрованих режимів випромінювання для немедикаментозного впливу на живі БО. Наразі також існує певна кількість приладів, які призначені для подібного застосування, проте режими їх роботи не завжди узгоджені зі спектральними характеристиками біологічних структур організму, як було показано у розд. 3. Тобто лікування подібними приладами не є оптимізованим

для стимуляції регенерації біологічних тканин. Отже, дослідження біологічного ефекту від впливу випромінювання світлового діапазону з різними режимами мають велике значення для подальшого розвитку медичних фізіотерапевтичних засобів, удосконалення режимів їх роботи та лікувальної дії. Виходячи з вищенаведених проблем необхідним є створення систем, що забезпечують світлове інтегроване випромінювання, та експериментальні дослідження впливу цього випромінювання на живі організми.

Як було показано у розділах 1 і 3, лікування впливом ЕМВ у світловому діапазоні, використовують джерела когерентного або некогерентного випромінювання. Розвиток методів впливу на БТО та методів побудови схемотехніки цих пристроїв здебільшого обумовлений наявністю компонентної бази. Незважаючи на досить тривалий час застосування подібних методів фізіотерапії (лазерної терапії та світлолікування), питання про відмінності або переваги застосування когерентного та некогерентного випромінювання досі залишається предметом суперечок науковців. Проте, як саме реагує біологічний об'єкт на рівні одиначної структури (клітини), на рівні цілісної системи організму на зміну типу та параметрів випромінювання, який саме параметр випромінювання є найбільш впливовим є актуальною проблемою теоретичних та експериментальних досліджень взаємодії польових структур ТО, БО, БТО. Отже, дослідження біологічного ефекту від впливу випромінювання світлового діапазону з різними режимами мають велике значення для подальшого розвитку медичних фізіотерапевтичних засобів, удосконалення режимів їх роботи та лікувальної дії. Існують також гіпотези про виключний вплив на біологічну структуру шумової компоненти некогерентного світлового випромінювання, а також про втрату властивостей когерентності випромінюванням, яке поглинається біологічною структурою. Отже, на цю думку, найбільший вплив полягає у монохроматичності світлового випромінювання та селективній чутливості внутрішньоклітинних компонентів до спектру випромінювання.

Проте, створена, наприклад, фізична модель [75] базується на виключному впливі просторової когерентності випромінювання. Згідно цієї моделі біотропний ефект полягає у тому, що завдяки когерентності випромінювання освітлення в об'ємі речовини може набувати просторово-періодичного характеру (або інтерференційного, або спекл-структури) з періодом чергування світлих та темних ділянок, які можуть бути порівняні з розмірами клітин або клітинних органел. У подібних умовах високоградієнтного світлового

розподілу виникають електричні поля (ефект Дембера), що можуть змінювати характер дії фотостимульованих реакцій, а також зарядовий стан мембран і суто клітини, і її органел, що призводить до зсувів у життєвому циклі клітин. Тобто ця гіпотеза, яка підтверджена експериментально, доводить, що випромінювання при розповсюдженні в біологічній структурі не втрачає властивості просторової когерентності.

При цьому часова когерентність випромінювання, ефект впливу якої ще досить мало визначений, може найбільше впливати на реакції біологічної структури при застосуванні напівпровідникових лазерів, просторова когерентність яких не є високою. Як відомо, часова когерентність визначає характер розповсюдження коливань випромінювання у певному проміжку часу та стосується однієї точки поля у різні моменти часу. Часова когерентність випромінювання повністю визначається спектральним складом випромінювання.

Комплексна ступінь часової когерентності випромінювання має вираз [81]

$$\gamma_{12}(\tau) = |\gamma_{12}| \exp\{j[\alpha_{12}(\tau) - 2\pi\bar{\nu}\tau]\}, \quad (4.39,a)$$

де $\bar{\nu}$ – середня частота спектра випромінювання;

τ - час затримки,

$$\alpha_{12}(\tau) = 2\pi\bar{\nu}\tau + \arg \gamma_{12}(\tau).$$

Тоді, згідно теореми Ван-Циттера-Церніке комплексна ступінь часової когерентності випромінювання:

$$\gamma_t(\tau) = \gamma_{12}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} G(\nu) \exp(j2\pi\nu\tau) d\nu / \int_{-\infty}^{\infty} G(\nu) d\nu, \quad (4.39,b)$$

де $G(\nu) = g(\nu)g^*(\nu)$ – спектр випромінювання;

$g(\nu)$ – перетворення Фур'є функції $V(t)$ світлового поля в певній точці у момент часу t .

Використовуючи вирази (4.39), можна визначити ступінь часової когерентності різноманітних джерел, що застосовано у медичних системах. Проте, якщо під час роботи в імпульсному режимі випромінювання частота випромінювання змінюється, це призводить до зменшення ступеню часової когерентності випромінювання. При виборі схмотехнічного рішення щодо режимів роботи медичної системи потрібно враховувати параметри ЕМВ.

На підставі викладених гіпотез можна дійти висновку, що часова когерентність ЕМВ має найбільший біологічний ефект, оскільки є обумовленим часовими та спектральними характеристиками випромінювання. Тобто повинна існувати відмінність параметрів біологічної структури, яка опромінена когерентним або некогерентним випромінюванням. Отже, попередні авторські практичні результати досліджень щодо визначення біологічного ефекту від впливу просторово-часової когерентності, яка більш притаманна газовим лазерам у порівнянні з напівпровідниковими, підтверджує вірність цієї думки.

Отримані результати експериментальних досліджень щодо застосування напівпровідникових лазерів при лікуванні тварин повністю підтвердили авторську методику впливу низькоенергетичним інтегрованим світловим ЕМВ на БАЗ хворої тварини, коли внаслідок використання створеної методики спостерігались зміни на краще складу крові [76].

Як було доведено [10, 98, 99], лазерна акупунктура має вплив на різні багаторівневі рефлекторні та нейрогуморальні реакції організму, внаслідок чого стимулюється синтез гормонів, покращується мікроциркуляція в тканинах тощо. Сеанси лазерної акупунктури можливо проводити з використанням неперервного випромінювання, але більш ефективним є імпульсне або модульоване випромінювання, де формування частот є залежним від типу патології. При цьому максимальний ефект спостерігається до 5-7 процедури, а також є більш довготривалим, ніж при рефлексотерапії із застосуванням голок.

Оскільки БО є відкритими системами, котрі з зовнішнім середовищем стосуються через енергетичні імпульси, вони є нерівноважними, дисипативними. Тому в цій системі, тобто в організмі тварини (або людини), елементи взаємопов'язані, кожний з них може змінювати свій стан, лише змінивши інший елемент або систему в цілому.

При оптимальних дозах впливу на організм низькоенергетичним лазерним випромінюванням здійснюють енергетичну стимуляцію, що в системах та органах викликає процеси активізації саморегуляції. Когерентне випромінювання має особливий вплив на біологічні структури, що мають дефектні клітини, та майже не впливають на клітини, що функціонують нормальним чином [75].

Глибина проникнення цього випромінювання в тканини БО залежить також значною мірою від довжини хвилі. Поглинання біологічною тканиною низькоенергетичного електромагнітного випромінювання оптичного діапазону залежить від її властивостей, так, шкіра людини в середньому поглинає 25-40%

випромінювання у діапазоні довжин хвиль від 0,60 мкм до 1,40 мкм. Як відомо [7 - 10], здатність електромагнітного випромінювання до проникнення вглиб біологічної структури при довжинах хвиль від 0,39 мкм до 0,59 мкм поступово збільшується від 1-20 мкм до 2,5 мм. При цьому спостерігається різке збільшення глибини проникнення (до 20 - 30 мм) при довжинах хвиль від 0,62 мкм до 0,65 мкм, з максимумом проникнення при довжинах хвиль від 0,950 мкм до 1,4 мкм - до 70 мм) та різким зниженням до відсотків міліметра в діапазоні більших довжин хвиль. Тому доцільним є опромінювання БАЗ як основних найбільш енергетично відкритих зон організму.

У проведеному експерименті опромінювали тварин по основних БАЗ, котрі відповідають загальному стану, імунітету біологічного організму. Застосоване електромагнітне випромінювання з довжиною хвилі 0,65 мкм та з довжиною хвилі 0,51 мкм та загальною частотою модуляції 10 кГц. Електромагнітне випромінювання до БАЗ постачалося спеціальним випромінюючим пристосуванням до створених пристроїв керування. Вплив на БАЗ здійснено за часом експозиції 3 хвил, що обумовлено достатньо товстим шаром шкіри тварини, скрізь який потрібно проникнути випромінюванню.

Таким чином здійснено інтегрований неінвазивний вплив на найбільш енергетично відкриті зони організму через шкіру. При цьому застосований вплив когерентного монохроматичного випромінювання з одночасним впливом шумової компоненти випромінювання на кровоносну систему, оскільки після проникнення через шкіру електромагнітне випромінювання досягає кровоносної системи та впливає на усі типи тканини. Оскільки кров, лімфа тощо, є складними багатокомпонентними системами, вони містять елементи із загальним властивостями рідких кристалів. Отже, наявність в крові формених елементів (еритроцитів, лейкоцитів та інших елементів) підвищують сприятливість організму до впливу зовнішніх фізичних чинників.

Застосоване для лікувального впливу низькоенергетичне двочастотне електромагнітне випромінювання, що має характеристики когерентності та некогерентності, впливає у широкому частотному діапазоні на властивості крові. При цьому, як довели експериментальні дослідження (див. табл. 4.2), підвищуються показники гемоглобіну та показники, що відповідають за імунітет.

Проведені процедури опромінювання загальний стан тварин, які мали недостатній імунітет внаслідок несприятливих зовнішніх умов їх утримання, покращився.

Таблиця 4.2. Показники крові тварини при опромінюванні БАЗ

Об'єкт № 1. Корова, 7 років

Найменування показників		Результат до впливу	Результат після впливу	Норма
Гемоглобін		85 г/л	93 г/л	99-129 г/л
Еритроцити		$4,2 \cdot 10^{12}/\text{л}$	$4,7 \cdot 10^{12}/\text{л}$	$5,0-7,5 \cdot 10^{12}/\text{л}$
Лейкоцити		$5,8 \cdot 10^9/\text{л}$	$5,95 \cdot 10^9/\text{л}$	$4,5-12,0 \cdot 10^9/\text{л}$
Швидкість осідання еритроцитів (ШОЕ)		2 мм/год	2 мм/год	0,5-1,5
Нейтроф ілі	Мієлоцити	-	-	-
	Метамієлоцити	-	-	0-1
	Паличкаядерні	2	2	2-5
	Сегментоядерні	17	22	20-35
Еозинофіли		33	22	5-8
Базофіли		0	1	0-2
Лімфоцити		46	53	40-65
Моноцити		2	0	2-7
Плазматичні клітини		-		

Об'єкт №2. Корова, 9 років

Найменування показників		Результат до впливу	Результат після впливу	Норма
Гемоглобін		90 г/л	100 г/л	99-129 г/л
Еритроцити		$4,4 \cdot 10^{12}/\text{л}$	$6,9 \cdot 10^{12}/\text{л}$	$5,0-7,5 \cdot 10^{12}/\text{л}$
Лейкоцити		$5,7 \cdot 10^9/\text{л}$	$6,10 \cdot 10^9/\text{л}$	$4,5-12,0 \cdot 10^9/\text{л}$
Швидкість осідання еритроцитів (ШОЕ)		2 мм/год	2 мм/год	0,5-1,5
Нейтроф ілі	Мієлоцити	-	-	
	Метамієлоцити	-	-	
	Паличкаядерні	2	-	
	Сегментоядерні	22	21	
Еозинофіли		17	14	5-8
Базофіли		0		0-2
Лімфоцити		62	64	40-65
Моноцити		0	1	2-7
Плазматичні клітини				

Окрім того, оскільки біологічні рідини мають специфічні фотоакцептори, що реагують на когерентне випромінювання визначеної довжини хвилі [99], то значний вплив для виникнення перетворень у рідких комплексах біологічного об'єкта має енергетична потужність фотонів випромінювання оптичного діапазону. Отже, наявність у біологічних рідинах (крові) сукупності специфічних і неспецифічних фотоакцепторів, котрі поглинають енергію цього випромінювання та забезпечують її перетворення в біофізичних і біохімічних процесах, обумовлюють сприятливість біологічного об'єкта до низькоенергетичного електромагнітного випромінювання оптичного діапазону.

При цьому густина дози опромінення, яка є енергією модульованого випромінювання, що розподілена на площі поверхні впливу на БАЗ, визначається як

$$D = \frac{P_{\text{ср}} \cdot T_e}{S} = \frac{P_{\text{max}} \cdot \tau_i \cdot T_e}{T_i \cdot S},$$

де $P_{\text{ср}}$ – середня потужність випромінювання, P_{max} – максимальна потужність випромінювання, T_e – час впливу на БАЗ, T_i – період слідування імпульсів випромінювання, τ_i – тривалість імпульсу, S – площа впливу.

Оптимізація дози визначається за параметрами $P_{\text{ср}}$, T_e , S . Оскільки опромінення здійснювалося безконтактно на відстані 2 см від поверхні шкіри тварини, площа впливу станове $S = 0,6 \text{ см}^2$, що достатньо для опромінювання БАЗ. Виходячи з наведених вище експериментальних режимів, доза опромінення становила $0,82 \text{ Дж/см}^2$.

Модульоване електромагнітне випромінювання, зокрема з довжиною хвилі 0,51 - 0,53 мкм, стабілізує метаболічні функції організму, що призводить до підвищення показників імунітету, стабілізації нервової системи. Цей вплив має ефект стабілізації енергії біологічного об'єкта як багатокомпонентної системи. Тому визначені режими опромінювання можуть покладені в основу схемотехнічних рішень при створенні нової апаратури для фізіотерапевтичного лікування.

Проведені експериментальні дослідження довели високу ефективність впливу низькоенергетичного електромагнітного випромінювання оптичного діапазону методом рефлексотерапії на підвищення імунітету тварин, стабілізації та покращенню загального клінічного стану.

Для кращого з'ясування вибору та дослідження впливу типу та режимів світлового випромінювання модулю системи на БО обрано лектини рослин як показник активності біологічного ефекту [81, 82].

Лектини є білками, що мають селективну здатність до оборотної взаємодії з вуглеводами без їх хімічних перетворень. Застосування лектинів для досліджень функцій клітинних мембран та їх структури є доцільним при визначенні порушень клітинного метаболізму, злоякісної трансформації клітин тощо.

Отже, наразі є можливості застосування лектинів для лікування онкологічних захворювань, вірусних інфекцій, порушення імунітету тощо [100 - 103]. Тому обрання лектинів для досліджень впливу ЕМВ на БО може створювати нові перспективи для лікування значної кількості захворювань немедикаментозними методами.

Для визначення впливу використано рослинні лектини: лектин картофелю (стандартний), лектин зародків пшениці (стандартний), лектин бузини чорної, лектин омели білої (стандартний), лектин золотого дощу чайного (стандартний), лектин виноградного равлика (стандартний), фітогемаглютинин (стандартний) [81, 82].

Реакція гемаглютинації (РГА) проведена з еритроцитами барана методом дворазових серійних розведень в полістирольних планшетах з U-подібними лунками (Titertek, США) при кімнатній температурі згідно методики [103]. Гемаглютинуючу активність (ГАА) визначали як останнє розведення, при якому ще виявлена РГА, і виражали як титр⁻¹ РГА.

Вплив здійснено лазерними приладами типів «ПРОМІНЬ-12.1», «ПРОМІНЬ-12.2» з різними насадками, які здійснюють метод одночасного лікувального впливу із застосуванням каналу спостереження за потужністю світлового випромінювання та налагодженням на стабільний режим роботи оптичного модулю. Прилади мають модулі частотної модуляції та потужності випромінювання для налагодження роботи приладу на відповідний режим для кожного конкретного випадку.

Прилади містять оптичні модулі, в яких встановлені лазери на основі ZnCdSe, GaAs, які забезпечують вплив модульованим випромінюванням з довжинами хвилі 0,53 мкм потужністю 3,5 мВт і 0,65 мкм потужністю 4,6 мВт, а також світлодіоди з довжиною хвилі в 0,53 мкм потужністю 2,5 мВт.

Методика експерименту щодо визначення впливу світлового ЕМВ на кров тварин полягала у наступному.

Для проведення експерименту обраний розчин еритроцитарної маси крові барана, формалізованої у фізіологічному розчині. Розчин у колбі опромінювали

світловим електромагнітним випромінюванням з відповідними режимами (рис. 4.23, 4.24).

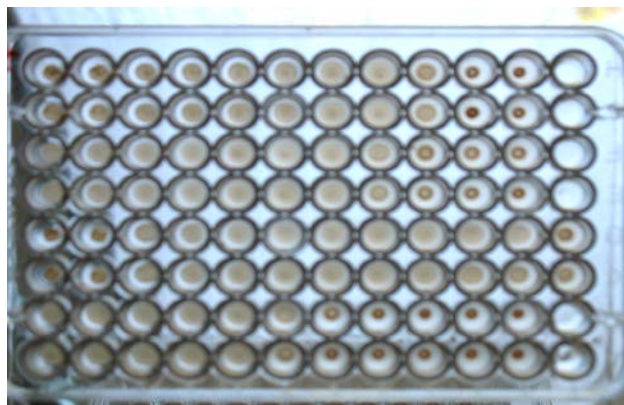


Рис. 4.23. Загальний вигляд РГА еритроцитів барана, опромінених когерентним ЕМВ довжини хвилі 0,65 мкм, з розчином лектинів рослин (по горизонталі)

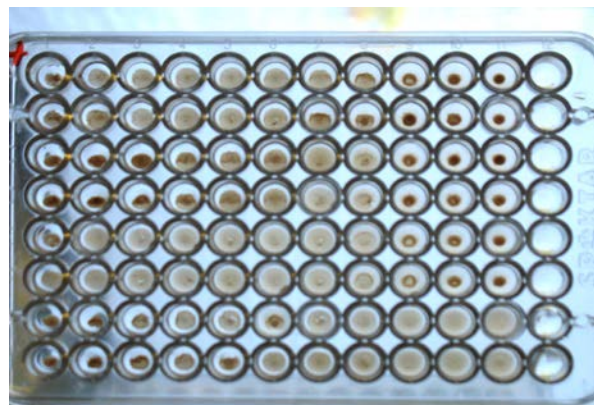


Рис. 4.24. Загальний вигляд РГА еритроцитів барана, опромінених когерентним ЕМВ довжини хвилі 0,531 мкм, з розчином лектинів рослин (по горизонталі)

Режими випромінювання:

I - Опромінювання неперервним випромінюванням. Джерела випромінювання - лазер, довжина хвилі 0,650 мкм.

II - Опромінювання неперервним випромінюванням. Джерела випромінювання - світлодіод, довжина хвилі 0,650 мкм.

III - Опромінювання модульованим випромінюванням (частота модуляції 30 Гц). Джерела випромінювання - лазер, довжина хвилі 0,531 мкм.

IV - Опромінювання модульованим випромінюванням (частота модуляції 30 Гц). Джерела випромінювання - світлодіод, довжина хвилі 0,531 мкм.

V - Опромінювання модульованим випромінюванням. Джерела випромінювання - лазер, довжина хвилі 0,65 мкм та світлодіод - довжина хвилі 0,53 мкм.

Обраний час експозиції опромінення розчину крові - 5 хвилин. Після кожного опромінення розчину у колбі зразок з відповідним номером режиму (I, II, III, IV, V) досліджується щодо реакції з розчином лектину. Розчин лектину - 0,1 % .

Отже, склад аналізуємої суміші: 0,05 мл (фізіологічний розчин) + 0,05 мл (лектин) + 0,05 мл (опромінені еритроцити).

Експеримент А. День 1-й. Після опромінення еритроцитів зразок з відповідним номером режиму (I, II, III, IV, V) реагує (рис. 4.23, 4.24) з кожним лектином. При цьому РГА спостерігається з лектинами картофелю, зародків пшениці, бузини чорної, омели білої, золотого дощу чайного, виноградного равлика, фітогемаглютинином.

Експеримент Б. День 2-й (через 24 години). Без повторного опромінювання. Перевірка реакції еритроцитів (зразок з відповідним номером режиму (I, II, III, IV, V)) з лектинами.

Експеримент В. День 3-й (через 48 годин). Повторне опромінювання. Перевірка реакції еритроцитів (зразок із відповідним номером режиму (I, II, III, IV, V)) з розчином кожного лектину.

Результати експериментів показали вплив режимів випромінювання на ГГА використаних рослинних лектинів (рис. 4.25), де:

- режим I (експерименти А, Б, В відповідно) когерентне випромінювання довжини хвилі 0,65 мкм;
- режим II - некогерентне випромінювання довжини хвилі 0,65 мкм;
- режим III - когерентне випромінювання довжини хвилі 0,53 мкм;
- режим IV - некогерентне випромінювання довжини хвилі 0,53 мкм;
- режим V – інтегроване випромінювання когерентне випромінювання довжини хвилі 0,65 мкм та некогерентне випромінювання довжини хвилі 0,53 мкм.

Отже, відносний показник ГГА доводить зміни активності РГА еритроцитів барана та лектинів. При цьому спостерігається чутливість до довжини хвилі випромінювання та часу реакції.

Режими I, III та V показують найбільшу активність в експерименті Б, а режими II та IV – в експерименті А, що підтверджує, на наш погляд, вплив саме часової когерентності випромінювання на механізм запуску біологічних реакцій. Найбільш чутливими до впливу є лектин омели білої та лектин зародків пшениці, особливо це стосується довжини хвилі 0,53 мкм та інтегрованого впливу згідно режиму V.

Окрім того, результати опромінювання еритроцитів барана показали досить вагому різницю при впливі когерентного та некогерентного випромінювання різної довжини хвилі:

- еритроцити при опромінюванні режимами II, IV є більш важкими, а РГА проходить у короткий проміжок часу;

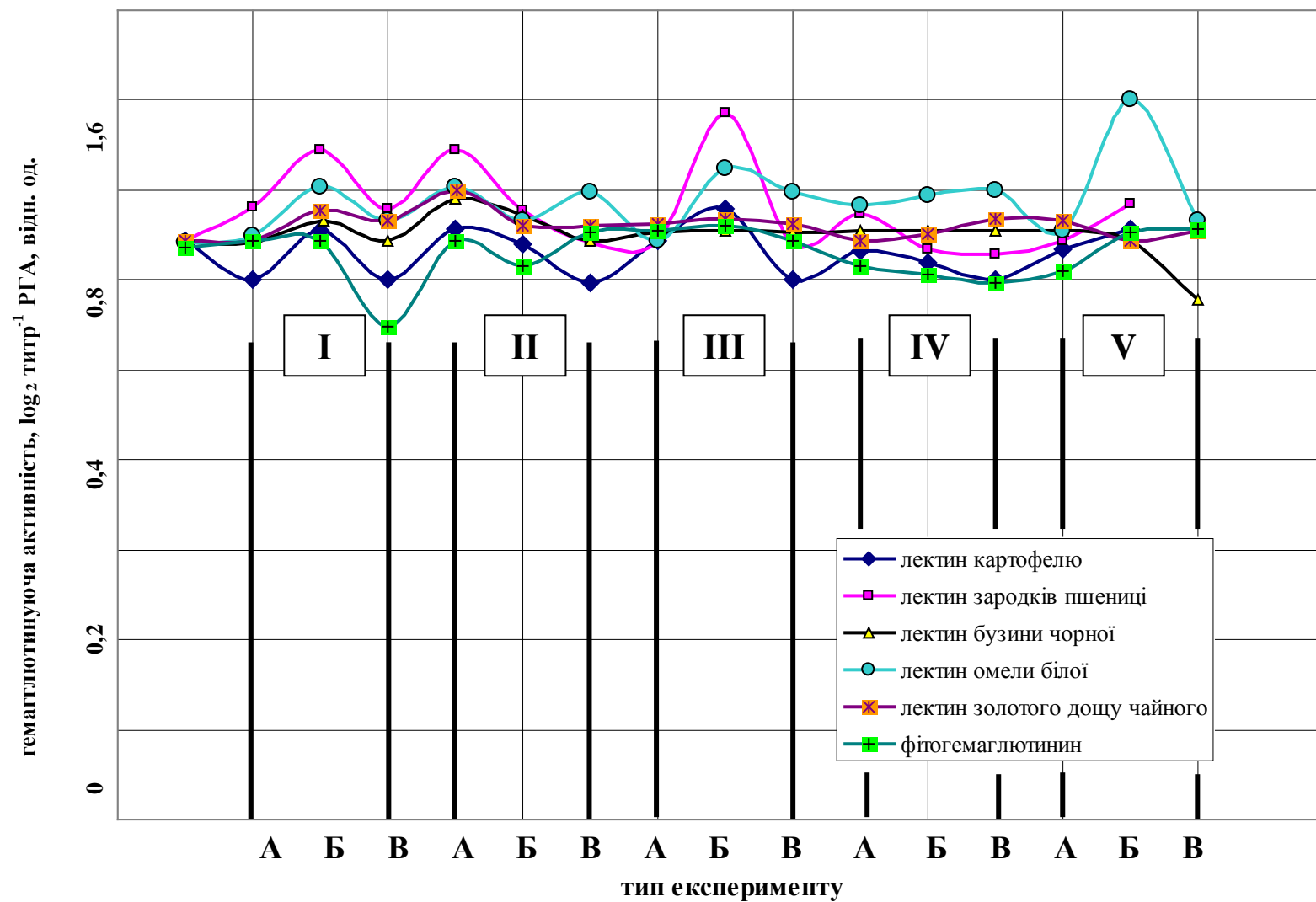


Рис. 4.25. Вплив режимів випромінювання на гематглютинуючу активність лектинів

- еритроцити при опромінюванні режимами I, III є більш легкими, реакція у порівнянні з режимами II, IV здійснюється повільно;

- при опромінюванні еритроцитів режимом V реакція надає усереднені показники.

При цьому спостерігається зміна відтінків еритроцитів: внаслідок опромінювання режимами I, III, V (присутність когерентного випромінювання) розчин набуває червонуватого відтінку, внаслідок опромінювання режимами II, IV розчин набуває бурого відтінку.

Отже, когерентне випромінювання у порівнянні з некогерентним випромінюванням має значно більший вплив на оксигенацію крові та гемоглобін. Тобто, з'ясовано вплив зміни типу модулів та параметрів ЕМВ світлового діапазону на реакцію аглютинації рослинних лектинів з еритроцитами барана. Визначені режими, які найбільше впливають на еритроцити тварини, а саме часова когерентність випромінювання як така, що залежить від спектральних характеристик випромінювання.

Показані результати відкривають перспективи створення принципово нових інтегрованих методик немедикаментозного лікування у ветеринарній практиці, а також принципів побудови нових інтегрованих медичних приладів.

4.6.3. Способи отримання магнітного поля у лікувально-діагностичних системах

Оскільки вже було розглянуто основні засади дії магнітного поля на БО, зокрема на організм людини, необхідно розглянути, яким чином існує можливість створення магнітного поля у приладах. Наразі існує кілька таких варіантів залежно від вимог до лікувальних приладів та систем. Тому розглянемо фізичне підґрунтя роботи подібних генераторів поля та їх можливості.

4.6.3.1. Магнітне поле прямолінійного дроту в периферійних модулях

Аналогії прямолінійного дроту в лікувально-діагностичних приладах може існувати для конструкцій деяких периферійних модулів, що застосовані для створення лікувального ефекту магнітними полями при наближенні до об'єкту (у різних зонах присутності) або діагностичних функцій пристроїв.

Магнітне поле прямолінійного дроту відноситься до найпростіших генераторів магнітної індукції. Тим не менш, хоч за малу вживаність його необхідно розглянути як загальну концепцію застосування та обмеження дії периферичних модулів лікувально-діагностичної системи або приладу.

Отже, якщо розглянути вектор \mathbf{A} , який має назву магнітостатичного потенціалу, тобто такий, що його дивергенція дорівнює нулю, а ротор є рівним \mathbf{B} , тобто

$$\nabla \times \mathbf{A} = \mathbf{B}, \quad \nabla \cdot \mathbf{A} = 0, \quad (4.40)$$

то для тонкого дроту з поперечним перерізом ds

$$\mathbf{A} = \frac{\mu}{4\pi} \oint \frac{\mathbf{I} d\mathbf{s}}{r}, \quad (4.41)$$

де μ - магнітна проникність,

I – струм у провіднику.

Застосуємо операцію ротора до обох частин виразу (4.40), тоді

$$\mathbf{B} = \nabla \times \mathbf{A} = \frac{\mu}{4\pi} \oint \nabla \times \frac{d\mathbf{s}}{r}, \quad (4.42)$$

де

$$\nabla \times \frac{d\mathbf{s}}{r} = \frac{1}{r} \nabla \times d\mathbf{s} + \nabla \left(\frac{1}{r} \right) \times d\mathbf{s}. \quad (4.43)$$

Оскільки координати точки, для якої визначається вектор \mathbf{B} , не входять до $d\mathbf{s}$, тому що він залежить виключно від конфігурації контуру, то відносно оператора ∇ , величина $d\mathbf{s}$ є постійною та перший член у правій частині виразу (4.43) дорівнює нулю. Але, оскільки $\nabla \left(\frac{1}{r} \right) = -\frac{\mathbf{r}}{r^3}$, то

$$\mathbf{B} = \frac{\mu I}{4\pi} \oint \frac{d\mathbf{s} \times \mathbf{r}}{r^3}, \quad (4.44)$$

звідсіля

$$B = \frac{\mu I}{4\pi} \oint \frac{\sin \theta ds}{r^2}, \quad (4.45)$$

де θ - кут, який вимірюється від ds до r (рис. 4.26).

При цьому вектор \mathbf{B} направлено перпендикулярно до площини, яка містить ds та r . Якщо кут θ вимірюється за часовою стрілкою, то вектор \mathbf{B} направлено від спостерігача (рис. 4.26).

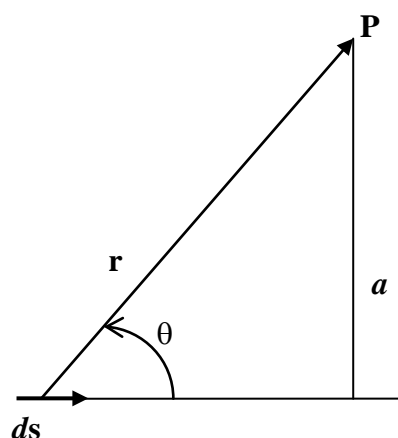


Рис. 4.26. Схема векторів струму в периферійному модулі системи

У цьому випадку, якщо позначити як a відстань від точки P до дроту (рис. 4.26), то отримуємо

$$r^2 = a^2 + s^2, \quad \sin \theta = \frac{a}{r}. \quad (4.46)$$

Отже, вираз для магнітної індукції (4.45) набуває вигляду

$$B = \frac{\mu I}{2\pi} \int_0^\infty \frac{a}{\left[(a^2 + s^2) \right]^{3/2}} ds = \frac{\mu I}{2\pi} \left| \frac{s}{(a^2 + s^2)^{1/2}} \right|_0^\infty = \frac{\mu I}{2\pi a}. \quad (4.47)$$

Цей вираз є достеменним для нескінченного дроту. Але на практиці завжди використовуються елементи з кінцевою довжиною (рис. 4.27). У цьому випадку величина магнітної індукції визначатиметься як

$$B = \frac{\mu I}{4\pi a} (\cos \varphi_1 - \cos \varphi_2). \quad (4.48)$$

Всі вищенаведені викладки стосувалися сталих магнітних полів.

Для отримання змінного магнітного поля повинен бути змінний електричний струм, тобто

$$I = I_0 \sin(\omega t + \varphi_0), \quad (4.49)$$

де I – струм,

ω - колова частота струму,

φ_0 – початкова фаза струму.

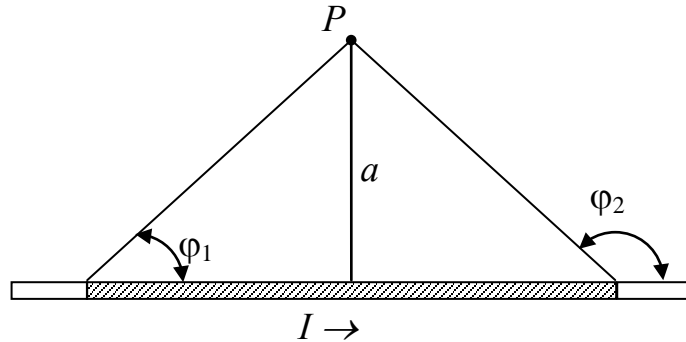


Рис. 4.27. Елементи з кінцевою довжиною у модулях системи

У такому випадку вирази (4.49) та (4.48) набувають вигляду

$$B = \frac{\mu I_0}{2\pi a} \sin(\omega t + \varphi_0) \quad (4.50)$$

звідкіля

$$B = \frac{\mu I}{4\pi a} (\cos \varphi_1 - \cos \varphi_2) \sin(\omega t + \varphi_0). \quad (4.51)$$

4.6.3.2. Магнітне поле простих за конфігурацією конструкцій периферійних модулів системи

Зміна геометрії дроту (конструкції периферійних модулів системи) призводить до зміни потужності індукції зазвичай це відбувається у бік збільшення. Найпростіша геометрична фігура, яка утворюється з дроту, це коло.

Розглянемо, яка величина індукції може бути по осі кола. Коловий струм силою I на осі, яка проходить через центр O кола перпендикулярно площині, у якій розташований, створює поле з індукцією

$$B = \frac{\mu I dl}{2\pi r^2} \cos \theta \quad (4.52)$$

$$B = B_z = \frac{\mu a^2 I}{2r^3}, \quad (4.53)$$

$$B = \frac{\mu I_0}{2\pi} \cdot \frac{2p_m}{r^2}, \quad (4.54)$$

де $r^2 = a^2 + z^2$,

a – радіус контуру колового струму,

θ – кут між віссю витка та вектором dB ,

z – проекція на вісь радіус-вектора r , проведеного з елементу dl у точку на осі,

dB_z - осьова складова поля dB ,

p_m – магнітний момент колового струму.

Радіальна складова $dB_r = dB - dB_z$ не додає складової до поля B .

Вираз (4.54) надає можливості визначитися з величиною сталої магнітної індукції.

У випадку змінного струму отримуємо

$$B = \frac{\mu}{2\pi} \cdot \frac{2p_m}{r^2} \sin(\omega t + \varphi_0). \quad (4.55)$$

У порівнянні з колом прямокутник є більш складною фігурою. Тому прямокутний виток зі струмом та сторонами a та b створює на своїй осі індукцію, яка дає наступний опис

$$B = \frac{\mu}{2\pi} \cdot \frac{8I}{ab} \sqrt{a^2 + b^2}. \quad (4.56)$$

Для змінного магнітного поля це буде

$$B = \frac{\mu}{2\pi} \cdot \frac{8I \sqrt{a^2 + b^2}}{ab} \sin(\omega t + \varphi_0). \quad (4.57)$$

4.6.3.3. Магнітне поле соленоїда

Розглянуті попередньо периферичні модулі як найпростіші не можуть створювати подовжніх потужних полів. Саме цю задачу вирішує соленоїдальна котушка, яка має можливість створення потужного магнітного поля, що можна використовувати як інші типи периферійних модулів у лікувально-діагностичних системах.

Рівняння, що описує цей спіральний елемент (рис. 4.28), має вигляд

$$x = a \cos \varphi, \quad y = a \sin \varphi, \quad z = atg \varphi, \quad (4.58)$$

де a – крок намотування обмотки.

Таким чином, z зростає на $2\pi a \tan \alpha$ при зростанні φ на 2π . Запишемо z -компоненту вектора \mathbf{B}

$$B_z = \frac{\mu I}{4\pi} \oint \frac{[\mathbf{ds} \times \mathbf{r}]_z}{r^3} = \frac{\mu I}{4\pi} \oint \frac{r_y ds_x - r_x ds_y}{r^3} \quad (4.59)$$

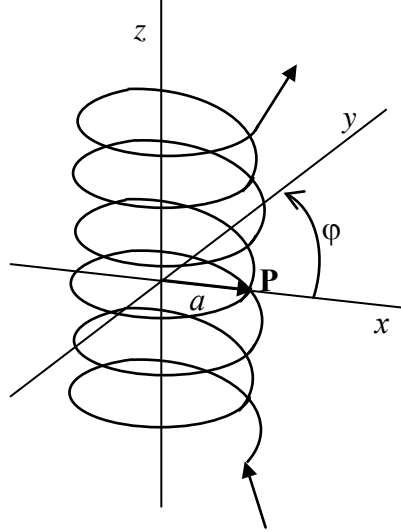


Рис. 4.28. Схема периферійного модулю на основі соленоїда

Компоненти \mathbf{ds} , \mathbf{r} для точки спостереження, що розташована на осі соленоїду, дорівнюватиме

$$\begin{aligned} r_x &= -a \cos \varphi, & ds_x &= -a \sin \varphi d\varphi, \\ r_y &= -a \sin \varphi, & ds_y &= a \cos \varphi d\varphi, \\ r_z &= -a \tan \alpha + C, & ds_z &= a \tan \alpha d\varphi. \end{aligned} \quad (4.60)$$

Визначимо поле на осі соленоїду, що має N витків. При цьому поле провідників, які підведені, не враховано.

Розташуємо початок координат у точці, де потрібно визначити z -компоненту вектора \mathbf{B} .

Виходячи з виразу (4.59) при значенні $r = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2} = a(1 + \varphi^2 \tan^2 \alpha)^{1/2}$ та обираючи границі інтегрування як

$$\varphi_1 = -N\pi + \frac{b}{a \tan \alpha}, \quad \varphi_2 = N\pi + \frac{b}{a \tan \alpha}, \quad (4.61)$$

отримуємо після інтегрування [54].

Таким чином, компонента B_z на відстані від центра соленоїду дорівнює

$$B_z = \frac{\mu I}{4\pi} \int_{\varphi_2}^{\varphi_1} \frac{d\varphi}{(1 + \varphi^2 \operatorname{tg}^2 \alpha)^{3/2}} =$$

$$= \frac{\mu I}{4\pi a \operatorname{tg} \alpha} \left\{ \frac{N\pi a \operatorname{tg} \alpha + b}{\left[a^2 + (N\pi a \operatorname{tg} \alpha + b)^2 \right]^{1/2}} + \frac{N\pi a \operatorname{tg} \alpha - b}{\left[a^2 + (N\pi a \operatorname{tg} \alpha - b)^2 \right]^{1/2}} \right\}. \quad (4.62)$$

Якщо позначити кути β_1, β_2 як кути між віссю соленоїда та векторами, які проведені з точки b до кінців дроту, що утворює соленоїд, то вираз (4.62) набуває вигляду

$$B_z = \frac{\mu I}{4\pi a \operatorname{tg} \alpha} (\cos \beta_2 - \cos \beta_1) \quad (4.63)$$

При цьому, якщо точка b знаходиться всередині соленоїду, то один з кутів β_1, β_2 повинен бути більше $\frac{\pi}{2}$, тому один з косинусів має від'ємну величину.

Якщо відстань між кінцями соленоїду позначити як L , то

$$L = 2\pi N a \operatorname{tg} \alpha, \quad (4.64)$$

при наявності n витків на одиницю довжини $N = Ln$, отримуємо вираз (4.63) як

$$B_z = \frac{1}{2} \mu n I (\cos \beta_2 - \cos \beta_1) \quad (4.65)$$

Вирази (4.64) та (4.65) для аксіальної компоненти поля на осі є абсолютними. Проте, якщо $\alpha \neq 0$, то, окрім цієї компоненти, існують й інші.

Обчислення, аналогічні вищеведеним, надають

$$B_x = \frac{\mu I}{4\pi} \oint \frac{r_z ds_y - r_y ds_z}{r^3} = \frac{\mu I}{4\pi} \int_{\varphi_2}^{\varphi_1} \frac{a^2 \operatorname{tg} \alpha (\cos \varphi + \varphi \sin \varphi)}{r^3} d\varphi. \quad (4.66)$$

Цей вираз не дорівнює нулю.

Вираз

$$B_y = \frac{\mu I}{4\pi} \oint \frac{r_x ds_z - r_z ds_x}{r^3} = \frac{\mu I}{4\pi} \int_{\varphi_2}^{\varphi_1} \frac{-a^2 \operatorname{tg} \alpha (\cos \varphi + \varphi \sin \varphi)}{r^3} d\varphi \quad (4.67)$$

у загальному випадку теж не дорівнює нулю.

Отже, силові лінії не є прямими, а утворюють спіралі.

Таким чином, розглянутий випадок дозволяє визначити межі застосування периферічних модулів загальної інтегрованої системи БТС.

4.6.4. Особливості оптимізації параметрів чутників випромінювання

При створенні чутників реєстрації випромінювань у БТС виникає завдання відшукування оптимального сполучення кількісних значень параметрів нової техніки, що забезпечує мінімальні сукупні витрати на її створення та експлуатацію та максимально ефективні рішення. При цьому найбільший технічний ефект досягається постановкою та рішенням завдань оптимізації на різних стадіях розробок.

Ранні стадії проектування модулів БТС відносяться до свого роду стратегічного рівня прийняття рішень, підкріплюваних надалі різноманітними рішеннями дослідницького та інженерно-конструкторського характеру. У процесі переходу від ранніх стадій до більш пізніх можливості вибору рішень, що істотно змінюють конструктивний вигляд техніки, поступово скорочується, причому до такої межі, при якому практично є здійсненною лише незначна доробка конструкцій.

На точність рішень оптимізаційних завдань впливають похибки від спрощень при постановці завдання та неточності використовуваних методів розрахунку, похибок апроксимацій і кореляційних залежностей, вихідних даних, обчислень і методу оптимізації.

Найбільший вплив на кінцеві результати досліджень і розробок створюють похибки від спрощень при постановці завдання, пов'язані з неповним виявленням та обліком фізичних і технічних залежностей, та похибки методу оптимізації, які наприклад, можуть залежати від прийнятого кроку варіювання значень параметра, що оптимізують.

Проблема вибору оптимальних варіантів нових модулів (чутників) БТС є комплексною та містить низку напрямків:

- 1) дослідження та формування моделей типових операцій, виконуваних новою технікою в процесі функціонування;
- 2) проектні вишукування для визначення області можливих конструктивних рішень;

3) аналіз та вибір технічних критеріїв оптимальності нового чутника та розробка їх математичних моделей;

4) розробка методів прогнозування параметрів, що формують технічних критерії, та їхня кількісна оцінка на основі статистичної інформації;

5) дослідження методів визначення оптимальних параметрів нового чутника, пристрою або за технічними критеріями та рішення оптимізаційних завдань.

Залежно від кількості обраних критеріїв та прийнятої схеми рішення оптимізаційного завдання доцільно розрізняти постановки завдань як монокритеріальну, полікритеріальну та полікритеріальну з дисциплінуючими умовами [104].

Монокритеріальна постановка завдань оптимізації характеризується такою схемою побудови критеріїв оцінки чутника (модулів БТС), що має вигляд або відношення отриманого технічного ефекту від її застосування до початкового значення; пов'язаним з одержанням певного ефекту $K_{opt} = \Phi_e / F_0$, або зворотного відношення, де Φ_e – цільова функція технічного ефекту; F_0 – початкове значення функції.

При такій побудові критерій K_{opt} має недолік, позаяк практично неможливо дати певне нормативне значення для цього критерію, різновидом якого є коефіцієнт відносної ефективності E_0 .

Полікритеріальна постановка завдань оптимізації параметрів нової техніки одночасно використовує кілька критеріїв $K_{q_i} (i = 1, 2, \dots, n)$, що надає можливості зведення в один глобальний критерій K_g з використанням експертних оцінок, тобто встановлених коефіцієнтів значимості β_{q_i} критеріїв:

$$K_g = \sum_{i=1}^n K_{q_i} \beta_{q_i}.$$

Такий підхід, як відомо, використовується й при розрахунку комплексної оцінки технічного рівня нових чутників або пристроїв для БТС та пов'язаний з такими труднощами його реалізації, як неможливість точного обліку взаємозв'язку окремих приватних критеріїв та значимості кожного з них.

Полікритеріальна постановка оптимізаційного завдання з дисциплінуючими умовами представляється найбільш обґрунтованою з математичного погляду. Як основні критерії оцінки параметрів чутника

(модулів БТС) можуть використатися критерії цільової ефективності, а також часові критерії (ефект-час).

Метод оптимізації, наприклад, може полягати в тому, що один критерій обирається як цільова функція оптимізації, а інші критерії становлять систему дисциплінуючих умов (обмежень). Як цільову функцію можна обирати критерій цільової ефективності (наприклад, максимум надійності), а часові критерії входять у систему обмежень, внаслідок чого виникає завдання розподілу «ресурсів». В інших випадках використовується критерій «ефективність операцій» при обмеженнях за різними технічними або технологічними чинниками. Ефективність операції визначається:

$$c_1 = (c_2 + E_n k_n) n_m \rightarrow \min;$$

$$c_2 = \sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^e c_{ij}; \quad c_{ij} = f(X; Y),$$

де c_2 – ефективність одиниці засобів, що беруть участь у виконанні операції;

k_n – питомі капіталовкладення при експлуатації нового модулю;

n_m – кількість модулів (відчутників) для виконання операції у БТС;

n, m – відповідно кількість елементів складної чутникової системи та стадій «життєвого циклу» чутника для БТС;

X, Y – технічні та технологічні чинники відповідно;

$$X = \{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_l\}, \quad Y = \{y_1, y_2, \dots, y_e, \dots, y_e\}.$$

Тобто при розрахунках оптимізованих параметрів чутників для БТС доцільно враховувати також економічні чинники.

Методи оптимізації параметрів нового чутника (модулів БТС) засновані на пошуку оптимального рішення в області кінцевої множини припустимих варіантів (рис. 4.29).

Для рішення завдань оптимізації технічних параметрів повинні використовуватися методи пошуку екстремуму нелінійної функції багатьох змінних, оскільки зв'язку між параметрами, що оптимізують, та критерієм оптимізації, а також існуючі обмеження мають здебільшого нелінійний характер.

Класичним способом мінімізації технічного критерію як функції багатьох змінних вважається метод пошуку оптимуму в наслідок прирівнювання нулю часток похідних функції, яка мінімізується, за параметрами, що оптимізують. Однак цей метод реалізується за умови, що всі зв'язки між технічними параметрами виражені аналітично.



Рис. 4.29. Структура побудови чутників реєстрації випромінювання у БТС

Крім того, умова прирівнювання нулю часток похідних є необхідною, але недостатньою для рішення завдання, тому що їй відповідають не тільки мінімальні та максимальні значення функції, але й особливі точки типу «сідла». Такий метод звичайно застосовується тільки при рішенні завдань визначення числових значень двох-трьох параметрів, близьких до оптимуму. Подібного роду труднощі виникають і при використанні іншого класичного методу — «методу множників Лагранжа». Наступні труднощі цього методу полягають у введенні низки додаткових змінних, які повинні бути виключені за допомогою такої ж кількості додаткових рівнянь, що істотно ускладнює рішення завдання. Існує відповідна класифікація зазначених методів, які за ознакою організації процесу пошуку можна розділити на методи «сліпого» та спрямованого пошуку [104]. До першого відносяться методи суцільного перебору варіантів, прямого впорядкування варіантів за критерієм оптимальності та статистичних випробувань (метод Монте-Карло). До методів спрямованого пошуку відносяться методи – градієнтний, найшвидшого та координатного спуску тощо [105]. При рішенні багатопараметричних оптимізаційних завдань у ряді випадків доцільно використовувати комбіновані методи оптимізації.

Тобто при проектуванні чутників реєстрації ЕМВ для медичних пристроїв, що містять відчутники електронні, оптичні, необхідно розглянути особливості функціональних перетворень сигналів чутників БТС, вибір їх параметрів і способи технічної реалізації (рис. 4.29).

Один з методів оптимізації може полягати у розробці макромоделей блоків структурної схеми чутників, що є основою інформаційного забезпечення проектування чутників БТС. Особливістю моделювання складових модулів чутників реєстрації випромінювання є застосування єдиного схемотехнічного базису моделей для розрахунків.

Розпізнання інформаційного образу, котрий характеризують перетворення ЕМП досліджуваних об'єктів, являє собою багатомірний вектор низки параметрів. Так, наприклад, оптимальним може бути дослідження комплексного параметру, що характеризує ЕМВ у різних частотних діапазонах для підвищення достовірності результатів.

Найбільш повно можна описати так званий “інформаційний образ біоструктури”, поняття про який означає передачу, обробку та управління інформаційним сигналом на польовому рівні. Відомо, що ці функції виконують ЕМП НВЧ, ВВЧ діапазону, які з'являються, як було зазначено вище, в будь-якому діапазоні ЕМ випромінювання, властивого польовим структурам

випромінювань людини, БТО взагалі. Обмін потоками інформації починається з моменту народження біоклітини, котра формує ріст та життєдіяльність організму в цілому, що в свою чергу дозволяє ввести поняття інформаційний образ БТО.

Тілесний та інформаційний образи виникають одночасно при народженні клітини. Тому для з'ясування схеми перетворень ЕМП розглянемо клітину, яка складається з ядра та мембран, і яка в свою чергу виконує функцію побудови інформаційного образу органів, а водночас, являючись електродинамічною структурою, має можливість збуджувати електромагнітні хвилі для інформаційної взаємодії між органами.

Основою цього є ключеві біологічні структури інформаційного образу БО, БТО: біоклітина, нервові волокна, акупунктурні точки та меридіани [20]. Електромагнітні поля створюється елементарними чарунками, при цьому кожна з них підкоряється сумарному полю, синтезованому всіма біоклітинами. Біоклітини за допомогою біофізичних і біохімічних полів впливають на всю систему і підкоряються їй лише в тій ступені, у якій вони родинні одна одній і системі в цілому. Саме завдяки цьому забезпечується найвищий ступінь цілісності організму: подія, що відбувається в одній якій-небудь його частині стає подією для всього організму.

Якщо уявити БО або БТО людини з погляду біофізики, доведено, що він є відкритий біологічний контур рідиннокристалічного походження, входи і виходи якого є польова матриця, що утворена системою акупунктурних меридіанів. Частина енергії акупунктурної системи – складне поле, котре розташоване за межами фізичного тіла. У ньому виявлені усі відомі фізиці форми енергії. У щільній взаємодії з фізичним тілом знаходиться його біоенергетична інформаційна «оболонка», що складається з «енергетичної» біопольової субстанції. Механізми впливу енергоінформаційної компоненти систем фізичного тіла та його біоенергетична інформаційна «оболонка» як частини середовища існування, пояснюють тонку зовнішню польову структуру людини. Таким чином, з погляду радіофізики, організм може бути представлений як відкрита біоенергетична інформаційна система, що здатна віддавати в зовнішнє середовище й одержувати від її енергію й інформацію [20, 21, 22].

Первинне перетворення енергетичних полів в чутниках контролю випромінювання біосистем здійснюють відчутники первинної інформації (ВПІ).

Функціонування чутників, що призначені для реєстрації ЕМВ, та призначені для застосування у медичних пристроях, необхідно повинні відповідати умовам прецизійного розпізнання інформаційних потоків, котрі надходять на відчутники первинної інформації такого приладу. Тобто схеми чутників та чутникових систем повинні містити засоби обробки інформації, котрі надають можливості в автоматизованому режимі з високою точністю ідентифікувати сигнали, які реєструють ВПІ.

Чутникову систему призначено для реєстрації, розпізнання та ідентифікації біомедичних сигналів, тобто, як це було наведено вище, є ЕМП власно біологічних і технічних структур або ЕМВ, що надходять у біотехнічну структуру, перетворюються нею, відбиваються від неї. Тобто параметри такого ЕМВ залежать від параметрів досліджуваної БТС, реєстрація та аналіз яких полягають в основі створення схем функціонування пристроїв.

Таким чином, основними методами для побудови схем чутників є:

- a) застосування відповідних елементних структур, які дозволяють здійснювати багатомірну реєстрацію та обробку інформації з максимальною швидкістю у разі невідкладної потреби, коли є умови експрес-аналізу інформації про стан об'єкта;
- b) застосування паралельної реєстрації та впливу на досліджувані об'єкти для підвищення ефективності дії чутників, тобто активні та пасивні режими реєстрації інформації;
- c) здійснення комбінованих паралельних методів при застосуванні гнучкої обробки інформації в разі необхідності отримання результатів в діалоговому режимі та одночасне застосування жорсткої обробки та керування на визначених операціях;
- d) архівація зареєстрованих отриманих сигналів у вигляді документації або файлів для подальшого порівняння з плинними процесами стану об'єкта.

Так, загальна схема чутника (рис. 4.30) може містити модулі, в тому числі, обробки сигналів, що надходять від відчутника та підлягають аналізу.

Наразі спостерігається стрімкий розвиток оптичних методів, вживаних в сучасній медицині для діагностики, терапії і хірургії різних захворювань. При дії лазерного випромінювання на біотканину вибір параметрів випромінювання (довжини хвилі, потужності), часу дії зазвичай здійснюється емпірично, виходячи з досвіду і статистично накопиченої інформації.

Знання ж спектральної залежності глибини проникнення світла в біотканину $z_0(\lambda)$ є важливим моментом при виборі оптимальних умов

проведення терапевтичної процедури, хірургічній операції або спостереженні шарів біотканини.

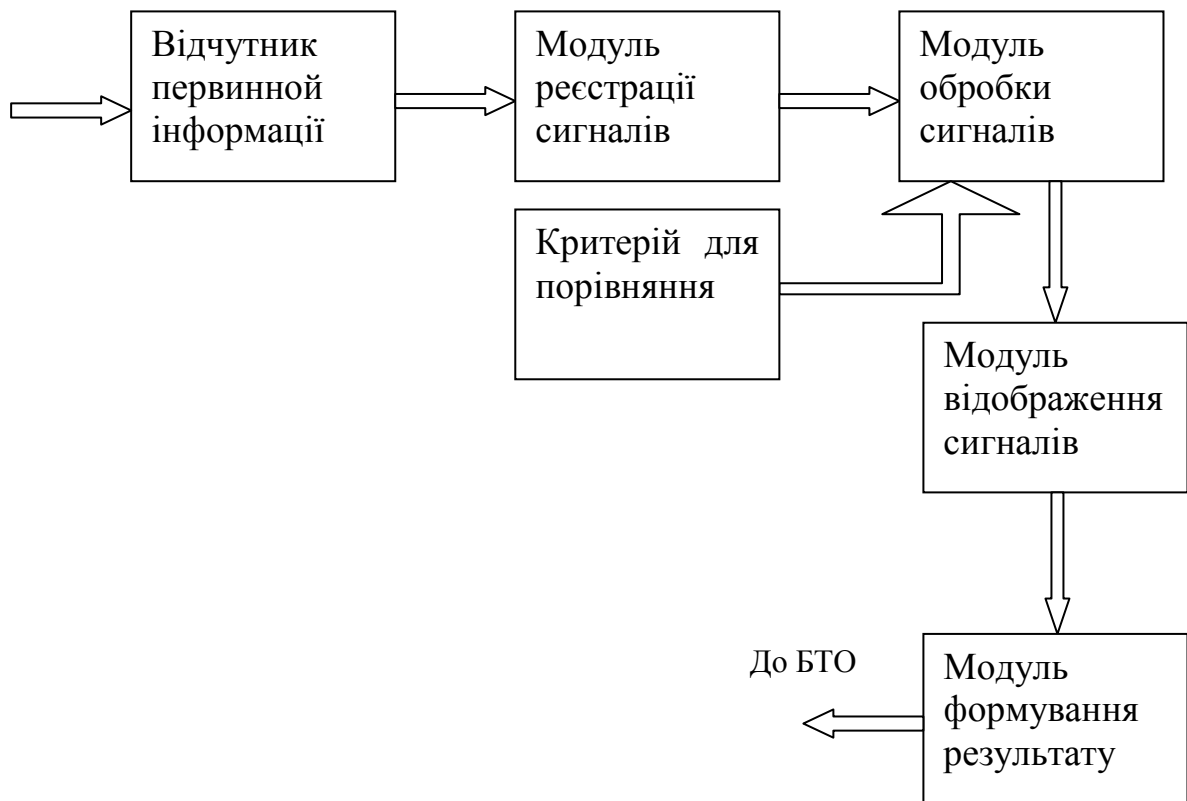


Рис. 4.30. Загальна схема чутникового модулю реєстрації польових структур об'єктів біотехнічної системи

Розроблено оптичний метод [109] та пристрій (рис. 4.31) для визначення глибини проникнення світла в шкіру в умовах загальної варіативної її структурно-морфологічних параметрів, засновані на реєстрації потоків відбитого від шкіри випромінювання в $N_{\lambda} \geq 3$ у вузьких або широких спектральних ділянках та їх спектральному аналізі з використанням регресійного підходу до вирішення зворотних завдань оптики світлорозсіювальних середовищ.

Проте найбільш доцільним є використання інтегрованих чутникових модулів, як було зазначено у попередніх дослідженнях авторів [20, 56, 110].

Таким чином, модуль обробки виконано комбінованим, тобто містить комп'ютер як гнучку систему для візуалізації та обробки інформації діалогового режиму, та підмодуль жорсткої обробки інформації, тобто

підмодуль цифрового перетворення та керування БТС.

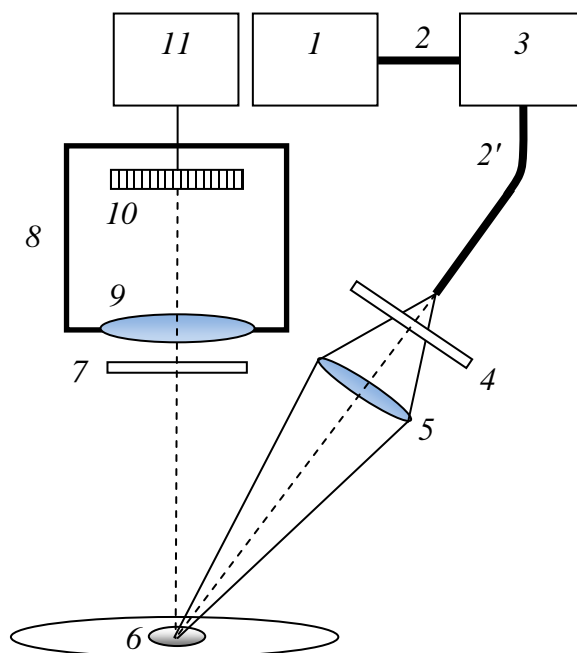


Рис. 4.31. Структурна схема оптичного модулю дослідження оптичних характеристик випромінювання від модулів БТС, де: 1 – джерело випромінювання, 2 і 2' – оптичні волокна, 3 – монохроматор, 4 і 7 – ортогональні лінійні поляризатори, 5 – фокусуюча оптична система, 6 – біотканина або калібрувальний зразок, 8 – ПЗС-камера, 9 – об'єктив, 10 – ПЗС-матриця, 11 – блок реєстрації та обробки сигналів від біотканини і калібрувального зразка

Схему такого варіанту чутника реєстрації ЕМВ від досліджуваних об'єктів БТС наведено на рис. 4.32, де показано реєстрацію польових структур об'єктів біотехнічної системи у широкому частотному діапазоні.

Таким чином, може здійснюватися схеми визначення стану польової структури об'єкта в оптичному діапазоні випромінювання, що відбивається від поверхні об'єктів дослідження та електромагнітної складової поля, зокрема ЕРС, яку наведено у об'єкті, або власні польові структури ЕМП. Такі схеми мають можливості також керування режимами джерел випромінювання, що надходить на досліджувані поверхні для визначення їх поверхневих явищ, наприклад, методами аналізу акустооптичних взаємодій у ЕМВ [111, 112].

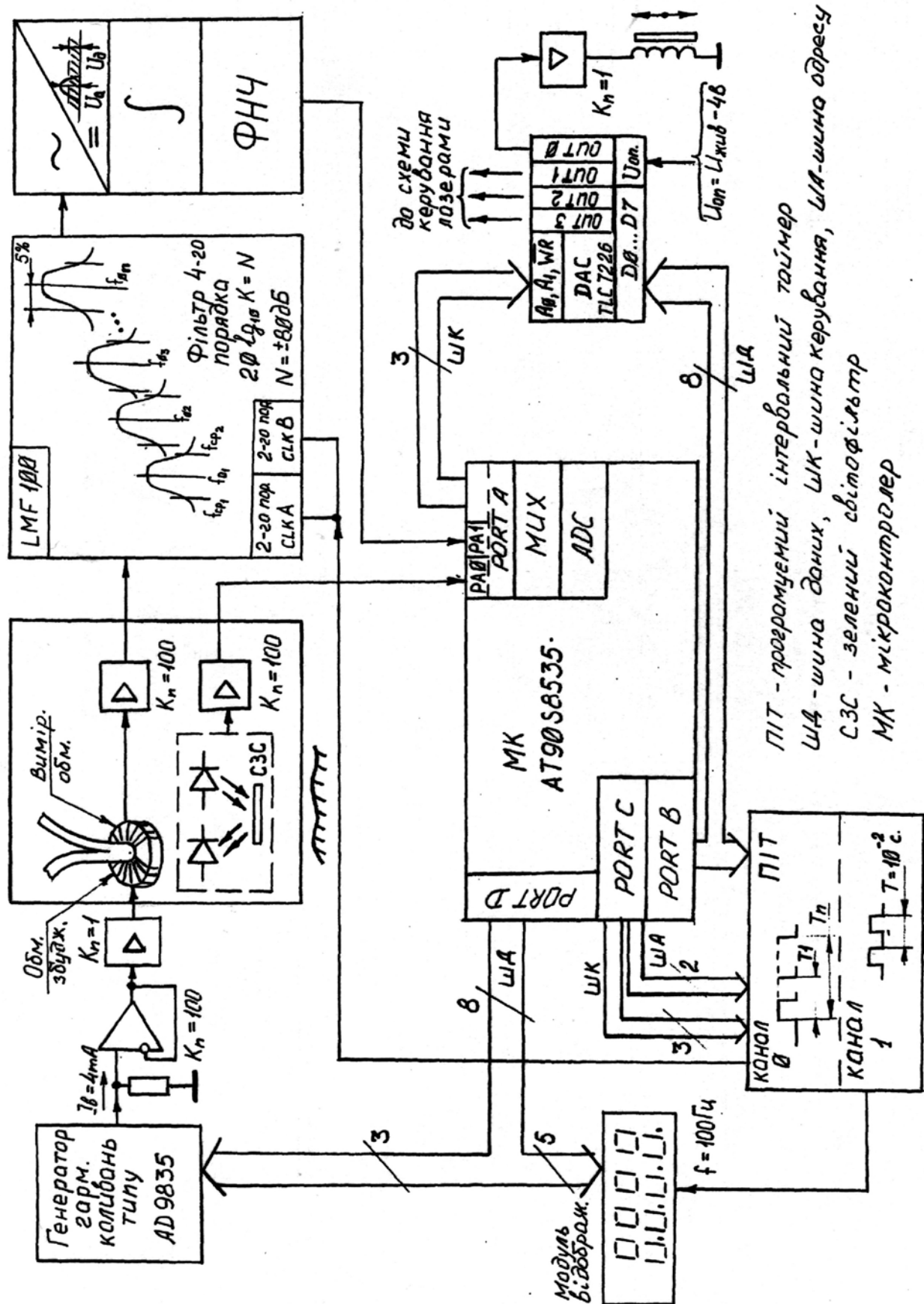


Рис. 4.32. Схема інтегрованого чутливого модулю БТС

4.7. Моделювання дії електронного модулю системи та взаємозв'язку з оптичними модулями

Аналіз взаємного енергетичного спектру плинних сигналів ЕРС, яку наведено у масі об'єкта під впливом зовнішнього подразника (у даному випадку - випромінювання медичного приладу БТС) відображає картину динамічних процесів, що відбуваються в процесах БО, підвищує вірогідність команд керування на зміну режиму та корекцій процесу терапії, або на прийняття екстремальних рішень у випадку визначених критичних ситуацій. Це дозволяє збільшити функційні можливості систем контролю та діагностики динамічного стану БО під впливом ЕМП в широкому частотному діапазоні, оскільки перерозподіл полів напруги в масі об'єкта призводить до розподілу хвиль пружної деформації по поверхні тканини.

На розмір та характер сигналу впливають фізико-хімічні та механічні характеристики тканини БО. При цьому існує кореляція поміж параметрами поверхні та параметрами реєструемого сигналу. Змінна складова сигналу ЕРС найбільш чутлива до зміни стану БО, оскільки вона характеризує енергетичні коливання на контактуючих поверхнях енергетичного ланцюга.

На підставі аналізу досліджень складових сигналу ЕРС, є можливість зробити висновок про те, що найбільш доцільно реєструвати змінну складову сигналу ЕРС з наступним її аналізом. На цьому базується робота інтегрованої системи [20] «ПРОМІНЬ-11» (рис. 4.6, 4.7, 4.8).

При дослідженні поверхні БО, окрім коливань форми, завжди існують текстури, зв'язані з формотворенням, які виявляються лише спеціальними методами. Наявність таких текстур впливає на приповерхневий шар магнітного поля, утворюючи його спотворення [56]. Окрім того, сама по собі мікротекстура поверхні у процесі росту отримує специфічне подовження. Звідсіля, як наслідок, неоднакові магнітні властивості вздовж клітини. Спотворення магнітних силових ліній у навколишньому просторі поверхні може розглядатися як наслідок впливу вірогіднісної функції прихованих текстур F_T^0 , яка у свою чергу є залежною від властивостей БО (рис. 4.33).

Внаслідок такої взаємодії з магнітним полем утворюється образ-функція напруженості магнітного поля $H_T^0 = f[F_T^0(x)]$, що є тісно зв'язаною з дефектною структурою БТО, як і попередня функція від форми $F_\phi(x)$ [56], вона є складною і впливає на сигнал відчутника виключно у динамічному режимі.

На відміну від $F_\phi(x)$ функція F_T^0 не може розглядатися як попередня лише у перерізі, оскільки має мікр властивості характерні лише їй.

Результуюча дія функції текстури може мати опис на засадах двох векторів магнітного поля

$$\vec{H}_T = \vec{H}_T^x + \vec{H}_T^z. \quad (4.68)$$

Перший з них є вектор, співпадаючий з напрямком вектора \vec{H}_x , і може мати опис такий самий як і для функції $F_\phi(x)$.

Другий є співпадаючим з напрямком вектора \vec{H}_z і може мати опис через магнітне поле, утворене струмом $i_{\partial x}$.

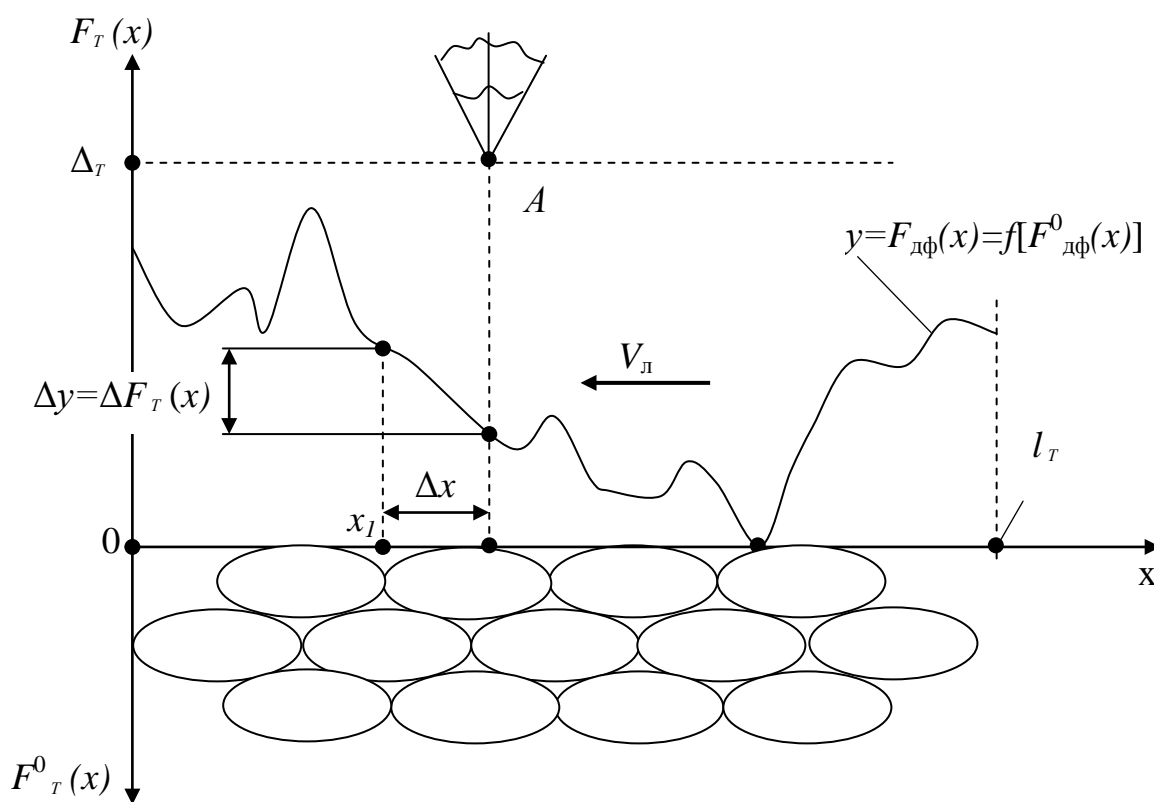


Рис. 4.33. Вплив поверхневої текстури на сигнал відчутника через спотворюване ним магнітне поле

Вплив функції H_T^0 на величини вектора \vec{H}_x можна розглянути наступним чином. Зважаючи на те, що першорідна функція текстури $F_T^0(x)$ утворює

споріднене магнітне поле $H_T^0(x)$, є можливість стверджувати, що існує така геометрична функція $F_T(x)$, котра задовольняє умові $F_T(x) = f[H_T^0(x)]$.

Тут необхідно зауважити, що функція $F_\phi(x)$ є за суттю є уявною, і ні в якому разі не можна стверджувати, що вона дорівнює першорідній функції $F_T^0(x)$.

Але, користуючись цією уявною функцією, є можливість зробити її опис за аналогією з функцією $F_\phi(x)$, тобто функцію $F_T(x)$ можна задавати як залежну від колового струму i_x , що має безпосередній вплив на магнітну напруженість при сталому розмірі щілини Δ , то з (рис. 4.29) матимемо наступне:

$$\frac{dH_T(x)}{dt} = \frac{\partial H_T}{\partial t} \cdot \frac{\partial x}{\partial t} = \frac{\partial H_T(x)}{\partial x} \cdot V_{\text{л}}, \quad (4.69)$$

де $V_{\text{л}}$ – виводиться зі співвідношення $\Delta x = V_{\text{л}} \Delta t$ у такий же спосіб, як і в [106].

Якщо завдати функцію $F_T(x)$ у такий спосіб, необхідно відмітити дві особливості:

- розміри щілини Δ для функції $F_\phi(x)$ не буде дорівнювати розміру щілини Δ_T для функції $F_T(x)$, тобто величина Δ_T – теж є уявна;
- мінімальне значення функції $F_T(x)$, як і функції $F_\phi(x)$, співпадає з мінімальним значенням радіусу БТО.

Звідкіля слідує, що складову дефекту поверхні $\vec{H}_{\text{до}}^x$ (яка визначає патологічну ділянку) можна задати як функцію еквівалентного струму контуру та геометрії поверхневих текстур:

$$H_T^x(x) = \frac{2i_x \cdot \sin^2 \gamma}{\pi[\Delta_T - F_T(x)]}.$$

Тобто для досліджуємої текстури БТО з урахуванням (4.69) функція набуває вигляду

$$\left(\frac{dH_T^x(y)}{dt} \right)_{\Pi} = -2 \frac{V_{\text{л}}}{l_T} \cdot i_{\text{ox}} \cdot \frac{\sum_{n=1}^n n \cdot A_n \cdot \sin \left(n \cdot \frac{\pi x}{V_{\text{л}} t_T} \right)}{\left\{ r_K + \Delta_T - \sum_{n=1}^n A_n \cdot \cos \left(n \cdot \frac{\pi x}{V_{\text{л}} t_T} \right) \right\}^2}.$$

Інтегральні характеристики сигналу ЕРС процесу дозволяють визначити зміну стану БО на макро- та мікрорівні, критичній ситуації БО, розвитку біологічних процесів.

Функцією електронних модулів інтегрованої системи БТС є запуск системи оптичних та електронних модулів, тобто випромінювачів, які передають, або відчутників, які сприймають у широкому спектральному діапазоні ті потоки випромінювання, що надходять від контролюємих об'єктів для подальшої діагностики та аналізу їх змін під впливом лікування.

Випромінюючі модулі інтегрованої системи БТС мають в електронному модулі функцію амплітудної модуляції світлового випромінювання. При цьому вплив змінної частоти є оптимізованим, оскільки частоту модуляції електромагнітного випромінювання доцільно обирати залежно від конкретного типу біологічного матеріалу, захворювання тощо.

Як відомо [107, 108], амплітудно-модульоване коливання здійснюється модуляторами (перемножувачами), котрі формують сигнал, модульований по амплітуді, частоті або фазі таким чином, що спектр вихідного сигналу відрізняється від спектру сигналу на вході. Тобто несучий сигнал типу $e_{\omega} = E_{\omega} \cos(\omega_0 t + \varphi)$ перетворюється (для випадку гармонічного сигналу)

інформативним сигналом типу $e_{\Omega} = \sum_{j=1}^n E_{\Omega_j} \cos(\Omega_j t + \varphi_j) = \sum_{j=1}^n E_{\Omega_j} \cos \lambda_j t$,

де ω_0, Ω_0 - частоти несучого та інформативного сигналів відповідно,

φ - фаза несучого сигналу,

Математичний опис миттєвого значення АМ коливання має вигляд:

$$u = U_0 \left[1 + \sum_{j=1}^n m_j \cos(\Omega_j t + \varphi_j) \right] \cos(\omega_0 t + \varphi) = U(t) \cos \Phi(t),$$

тобто $U(t)$ - огибающая коливання, яка визначена типом інформації, що передається,

$m = \Delta U_j / U_0$ – коефіцієнт модуляції.

Проте для реального випадку аналізу інформативних сигналів від зони впливу (або патологічної ділянки об'єкту) лікувально-діагностичним обладнанням, які припустимо випадковими сигналами $U(t)$, можна розраховувати відхилення від еталонних сигналів на основі визначеної густини ймовірності.

Умови для створення автоматизованих інтегрованих систем потребують попередніх дуже поширених досліджень, які дозволять розробити банк даних для визначення стану об'єкта, захворювання тощо.

Отже, в момент часу $t = t_1$ утворюється амплітудна модуляція коливання типу

$$u(t_1) = U(t_1) \cos(\omega_0 t_1 + \varphi_0).$$

При цьому сигнали, які надходять від зони впливу або патологічної ділянки, що піддається аналізу, привносяться системою певного обладнання і являють достатньо широкосмугові сигнали. В цьому випадку важливим є діапазон, який розглядається.

Розглянемо випадки лінійного та нелінійного режимів модуляції сигналу. При лінійному режимі модуляції інформативний сигнал має малі амплітуди. Відомо, що АМ сигнал у лінійному режимі має вигляд:

$$i_1 = I_1 \cos \Phi + S_1 \cos \Phi \sum_{j=1}^n E_{\Omega_j} \cos(\Omega_j t + \varphi_j) = I_1 \left[1 + \sum_{j=1}^n M_j \cos(\Omega_j t + \varphi_j) \right] \cos \Phi,$$

де $M_j = S_1 \frac{E_{\Omega_j}}{I_1}$ - парціальні коефіцієнти модуляції струму.

Тобто в цьому режимі закон модуляції амплітуди струму i_1 співпадає з законом змінення моделюючої напруги.

Режим модуляції з опором, що лінійно змінюється, може бути реалізованим, якщо на один вхід нелінійної системи подати як несучу, так і коливання, яке модулює.

При цьому на нелінійний елемент модулятора впливають великі напруги, коли лінеаризувати схему неможна. Тому [113] рівняння для математичного опису струму повинно містити нелінійні складові:

$$i_1(t) = I_1 \cos \Phi + \frac{1}{2} I_1 M \cos(\Phi + \lambda) - \frac{1}{2} I_1 M \cos(\Phi - \lambda).$$

Отже, електронний модуль виконує режим роботи модуляції сигналу, який надходить на систему оптичного модулю комплексної системи. У схемі системи можливе переналагодження частоти модуляції задля обору оптимального режиму роботи лікувального модулю.

Як відомо, частотне детектування обумовлює перетворення сигналу коливань $u_1(t) = U_1 \cos[\omega_0 t + \varphi(t)]$ у коливання зі амплітудою, яка змінюється у

часі $u_2(t) = U_2(t) \cos[\omega_0 t + \varphi(t)]$. Напруга на виході частотного детектора повинна виконувати закон змінення миттєвої частоти модульованого коливання виду $u_{\text{вих}}(t) = kU_2(t)$.

Для ідеалізованого частотного детектора існує функціональний зв'язок:

$$u_{\text{вих}}(t) = S_{\text{чд}} \frac{d\varphi}{dt} = S_{\text{чд}} \Delta\omega(t),$$

де $S_{\text{чд}}$ – крутість частотної характеристики детектора,

$\Delta\omega(t) = \frac{d\varphi}{dt}$ - миттєве значення частотного відхилення вхідної ЕРС детектора.

Якщо використовувати частоту $f = \frac{\omega}{2\pi}$, то у виразі $u_{\text{вих}}(t) = S_{\text{чд}} \Delta f(t)$ значення $S_{\text{чд}}$ вимірюється у В/Гц.

Функції $u_{\text{вих}}(t)$ та $\Delta f(t)$ повільно змінюються у часі.

Для визначення функції інформативного сигналу БТС з частотно-модульованого коливання необхідні нелінійні перетворення, тобто застосування нелінійного елемента в схемі детектора. Проте оскільки лише наявності одного нелінійного елемента у детекторі недостатньо для визначення характеристик сигналу, частотний детектор повинен містити лінійну схему перетворення частотної модуляції в амплітудну, а також амплітудний детектор. Перетворення ЧМ коливань у коливання з амплітудою, яка змінюється, здійснюється у резонансному підсилювачі.

Якщо розглядати закон змінення амплітуди вихідного сигналу підсилювача, виходячи з частотної характеристики контуру підсилювача та часової діаграми миттєвої частоти ЧМ коливання, то визначено два варіанти: повільні змінення частоти ЧМ коливання, коли напруга на контурі встигає за миттєвим значенням частоти, а також швидке змінення частоти. Отже, вихідний сигнал, модульований за частотою та амплітудою, надходить до оптичного модулю для формування вихідного потоку випромінювання, яке є лікувальним. При цьому частота підбирається залежно від конкретного випадку.

Для модулю перетворення сигналів також характерні наявності нелінійних елементів. Оскільки у запропонованому модулі первинним перетворювачем електромагнітного випромінювання, що надходить від контролюємого БТО є котушка індуктивності з феромагнітним осердям, котра

встановлена на РІ, вона являє собою нелінійний елемент загального електричного ланцюгу.

Співвідношення між струмом i та напругою u на індуктивності L випливає з виразу для потокозчеплення:

$$\Phi(i) = L(i)i.$$

Таким чином

$$u_L(t) = \frac{d\Phi(i)}{dt} = \left[i \frac{dL(i)}{di} + L(i) \right] \frac{di}{dt}.$$

Якщо є напруга $u_L(t)$ на індуктивності, то

$$\int u_L(t) dt = \Phi(t) = L(i)i(t).$$

При цьому, як для випадку лінійної індуктивності

$$i(t) = \frac{1}{L[i(t)]} \int u_L(t) dt.$$

Диференційна індуктивність має опис:

$$L_0 \approx \left. \frac{d\Phi(i)}{di} \right|_{i=i_0}.$$

Тобто ця залежність необхідна при розгляді впливу зовнішнього слабкого сигналу на індуктивність, у відношенні до якого індуктивність є лінійним елементом, тоді врахування її виключає можливість неточності визначення параметрів корисних сигналів.

Розповсюдження польових структур ЕМВ, котрі генерує біологічний або технічний об'єкт, супроводжується загасанням, яке привносить у досліджувані просторові розподіли електромагнітного випромінювання нелінійні перешкоди. Тому при аналізі польових структур об'єктів БТС необхідно враховувати величини похибки, які виникають у процесі проходження ЕМВ у широкому спектральному діапазоні. Тобто в системі, яка має функції одночасного лікування та діагностики плинного стану об'єкту, що піддається впливу випромінювання, необхідно розглядати сумісні функції цих модулів у комплексі.

Отже, дія інтегрованої системи, основною функцією якої є лікування та діагностика плинного стану об'єктів, а також діагностика зміни параметрів їх структур у наслідок впливу лікувального випромінювання, зміни параметрів їх польових структур у процесі життєдіяльності загального цілісного об'єкта,

може бути описаною з врахуванням показника $e^{\overbrace{x \cdot x \cdot \dots \cdot x}^n}$ для багатовимірнього простору [56].

При цьому необхідно розглядати функцію модулю опромінювання поряд з функцією модулю діагностики, оскільки вони діють або одночасно, або окремо залежно від конкретної проблеми, що вирішується.

Застосування цього показника надає можливість розрахунків модулів, що встановлені в системі визначення стану об'єктів, а також визначення параметрів суто об'єктів або їх структурних показників, які описуються як $\lim_{x \rightarrow \infty} \left(1 + \frac{1}{x}\right)^x$.

Тобто динаміку процесу розвитку змін мікроструктур об'єкта внаслідок впливу внутрішніх чинників або зовнішнього випромінювання, коли одна клітина біологічного середовища розпочинає послідовну реакцію на ці чинники, можна описати згідно виразу:

$$e^{\overbrace{x_{об} \cdot x_{об} \cdot \dots \cdot x_{об}}^n} = e^{\overbrace{x_{об} \cdot x_{об} \cdot \dots \cdot x_{об}}^n}, \quad (4.70)$$

де $x_{об}$ — параметр досліджуваного об'єкта (або випромінювання) у просторі, n – показник просторового розподілу мікроструктури об'єкта.

Отже, якщо розглядати одночасно розповсюдження польових структур ЕМВ $U_B(x, y, z, t)$ у просторі, яке надходить від лікувального модулю системи на об'єкт з параметрами $x_{об}, y_{об}, z_{об}$ та розвиток процесів у об'єкті БТС, то здебільшого вони характеризуються процесами загасання при надходженні випромінювання від модулю до об'єкта та від об'єкта до модулю. Але внутрішні процеси, котрі розвиваються у суто структурі об'єкта можуть описуватись (4.70), коли процес має наростаючий характер.

Загальні засади функціонування оптичноелектронних модулів лікувально-діагностичної інтегрованої БТС базуються на синтезі функцій визначення параметрів випромінювання, що впливає на об'єкт БТС, та параметрів структури об'єкта, який піддається впливу. Тому необхідно враховувати динаміку їх змін внаслідок перетворень, що відбуваються при одночасному впливу та діагностиці структур об'єкта та його плинного стану.

Внаслідок перетворень для знаходження параметру $x_{об}$, який характеризує параметр, наприклад, мікроструктури об'єкту, при впливі отримуємо

$$x_{ob}^{\overbrace{x_{ob}^{x_{ob}^{x_{ob}}}}^{n-2}} = x_{ob}^{n-1}$$

$$x_{ob}^{\overbrace{x_{ob}^{x_{ob}^{x_{ob}}}}^{n-1}} = x_{ob}^{x_{ob}}$$

Оскільки найбільш цікавими є визначення тримірних образів мікроструктури, то з цих виразів знаходимо для $n = 3$ тримірного простору показники значення параметрів мікроструктури об'єкта

$$x_{ob}^{x_{ob}} = x_{ob}^2$$

$$x_{ob}^{x_{ob}^{x_{ob}}} = x_{ob}^3$$

Отже знаходимо $x_1 = 1, x_2 = \sqrt[n-1]{n-1}$.

Аналіз отриманих виразів [25] доводить, що їх можна застосовувати для аналізу потоку електромагнітного випромінювання, яке надходить від об'єкту:

$$\begin{cases} x_1 = 0 \\ y_1 > 1 \\ y_1 \in 1 \end{cases} \text{ будь-яке } \begin{cases} x_2 = 2 \\ y_2 = 2 \end{cases} \begin{cases} x_3 - \text{будь-яке (окремий випадок } x_3 = 1) \\ y_3 = 1 \end{cases},$$

таким чином, у чотиримірному просторі, тобто наявність трьох координат x_{ob}, y_{ob}, z_{ob} , при дослідженні рівняння $e^{x_{ob}^{y_{ob}^{z_{ob}}}} = e^{x_{ob}y_{ob}z_{ob}}$ можна дійти наступного висновку, що $z = 1 \Rightarrow e^{x_{ob}^{y_{ob}}} = e^{x_{ob}y_{ob}}$ до рішення у тримірному просторі переноситься на чотиримірне, тобто $(z_{1,2,3} = 1; x = 0; y - \text{будь-яке}), (z_{1,2,3} = 1; x_2 = 2; y_2 = 2); (z_{1,2,3} = 1; x - \text{будь-яке}; y_3 = 1)$.

Отже, розподіл польової структури випромінювання при дослідженні чотиримірною образу досліджуваної мікроструктури об'єкта БТС, тобто тримірного з врахуванням динаміки у часі, набуває вигляду:

$$U(f_x, f_y, f_z, t) = A_0 e^{-j(\omega_0 + 0,5\Omega')t} \cdot e^{-j(\omega_0 + 1,5\Omega')t} \cdot D_x D_y D_z \cdot \tau_0 \cdot \sin c D_z f_z \sin c D_y f_y \sin c D_x f_x$$

$$\cdot \sum_{m=1}^M \sum_{k=-\infty}^{k=\infty} \sum_{n=-\infty}^{n=\infty} \sum_{l=-\infty}^{l=\infty} J_k(p) J_n(h) J_l(q) \cdot e^{(x_{ob}y_{ob}z_{ob})^n} \cdot \sin c[(f_z + k(f_z^0 + f_z^m) - l(f_z^0 - f_z^m))] \cdot$$

$$\cdot \sin c[(f_x + k(f_x^0 + f_x^n) - l(f_x^0 - f_x^n))] \cdot \sin c[(f_y + k(f_y^0 + f_y^m) - l(f_y^0 - f_y^m)],$$

де $\sin c D_z f_z \sin c D_y f_y \sin c D_x f_x$ - функція апертури, що визначає розмір структури,

n - кількість елементів структури.

Наведені моделі дозволяють обумовити просторовий розподіл польових структур ЕМВ при розповсюдженні коливань випромінювання у просторі, що

надає можливість визначити характеристики комплексного оптично-електронного модулю випромінювання та модулю реєстрації випромінювань від поверхні досліджуваного об'єкта у різних частотних діапазонах з врахуванням параметрів мікроструктури об'єктів БТС.

Найбільш перспективним з погляду точності визначення мікроструктур об'єктів наразі є конфокальні лазерні скануючі мікроскопи (КЛСМ). Принцип роботи скануючих світлових мікроскопів (рис. 4.34) заснований на послідовному скануванні досліджуваного об'єкта 1 субмікронним лазерним зондом. Відбитий та розсіяний або світло, що проходить (або люмінесцентне випромінювання) уловлюється фотоприймачем 10, підсилюється та відтворюється на екрані дисплея комп'ютера 12 у вигляді монохромного або псевдокольорового зображення. Двокоординатна розгортка проводиться або скануванням лазерного пучка по нерухомому об'єкту, або скануванням столика з об'єктом під нерухомим пучком. Відмінною рисою КЛСМ є використання точково-малого фотоприймача, розмір якого визначається діаметром конфокальної діафрагми 9, розташованої в площині, оптично сполученою за допомогою об'єктивів 2 та 5 із площиною досліджуваного об'єкта 1.

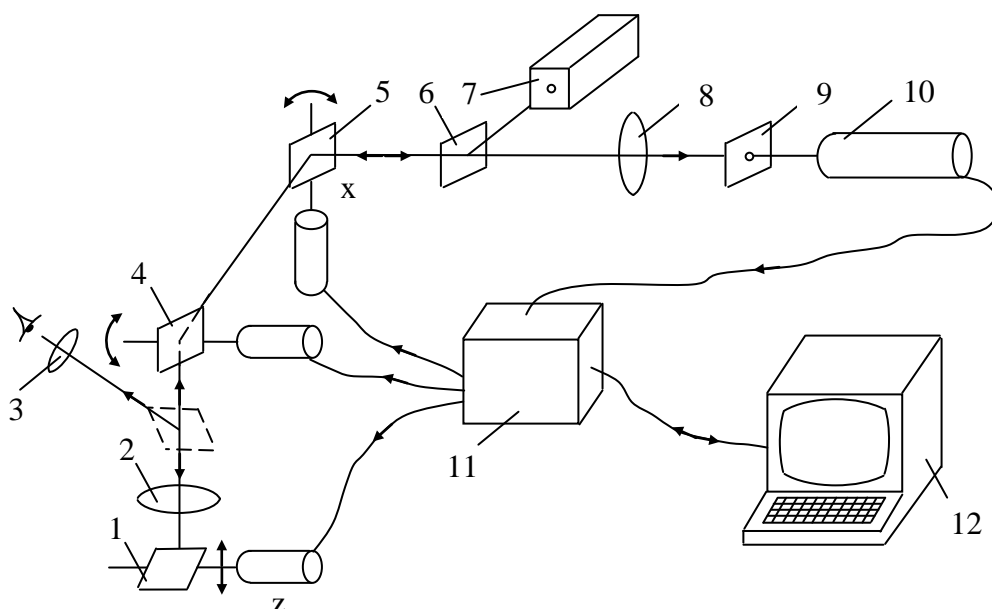


Рис. 4.34. Функціональна схема КЛСМ, де: 1- об'єкт; 2 – об'єктив; 3 – окуляр; 4 – у-сканер; 5 – х-сканер; 6 – світлоподільвач; 7 – лазер; 8 – об'єктив приймача; 9 – конфокальна діафрагма; 10 – фотоприймач; 11 – блок керування; 12 – мікроЕВМ

Якщо КЛСМ працює на відбиття, то випромінювання, відбите від деталей об'єкта, розташованих у фокальній площині об'єктива, збирається цим об'єктивом і десканується тими ж сканерами, що розгортали падаючий пучок. Потім відбите світло фокусується об'єктивом в площині конфокальної діафрагми і повністю проходить через отвір діафрагми на фотоприймач. Випромінювання від деталей об'єкта, що лежать поза фокальної площини, виявляються в площині конфокальної діафрагми розфокусованим, практично не попадає на приймач і не дає помітного внеску в корисний сигнал. Тому на зображенні відтворюються, тільки ті деталі об'єкта, які розташовані в фокальній площині об'єктива. Усунення світла, що виходить із шарів об'єкта, істотно підвищує контраст зображення, що є одним з головних переваг КЛСМ. У наслідок з'являється можливість за допомогою дискретного осевого сканування об'єкта отримання, оптичних перетинів. Для цього після запису кожного кадру об'єкт переміщається на один крок уздовж оптичної осі. Мінімальна товщина цих перетинів (1...2 мкм) визначається позовжнім розділенням мікроскопа. Можна одержати до декількох десятків таких перетинів, що в багатьох випадках заміняє фізичне різання препаратів (мікротомоскопія). Окрім того, використовують режим аналізу структур біотехнічних об'єктів на просвіт, тобто у прохідному світловому пучку.

Оскільки реалізація конфокального режиму є в світлі, оскільки при дослідженні біологічних об'єктів також використовують відбите світло та флуоресценцію. Може проводитися спостереження власної люмінесценції (автофлуоресценції) певних структур об'єкта. Так, наприклад, хлорофил інтенсивно люмінісцює в червоній області. Однак частіше за все фарбують об'єкти спеціальними барвниками (флуорохромами), котрі вибірково приєднуються до певних структур та тим самим дозволяють візуалізувати їх розташування.

Для підвищення інтенсивності сигналу іноді підвищують інтенсивність збудження вплоть до межі насичення флуорохрома, однак при цьому зростає фонове випромінювання внаслідок автофлуоресценції, релеєвського та раманівського розсіювання. Використовують також високоапертурні об'єктиви та фотоприймачі з високим квантовим виходом (рис. 4.35). Багато залежить від вибору відповідного флуорохрома та довжини хвилі збудження, котра повинна лежати в полосі поглинання флуорохрома. Згідно розрахунку оптимальна потужність збудження складає близько 590 мкВт. Для підвищення якості

зображення можна збільшити корисний сигнал збільшенням діаметрів діафрагм освітлювача та конфокальної, тобто внаслідок зниження розділення.

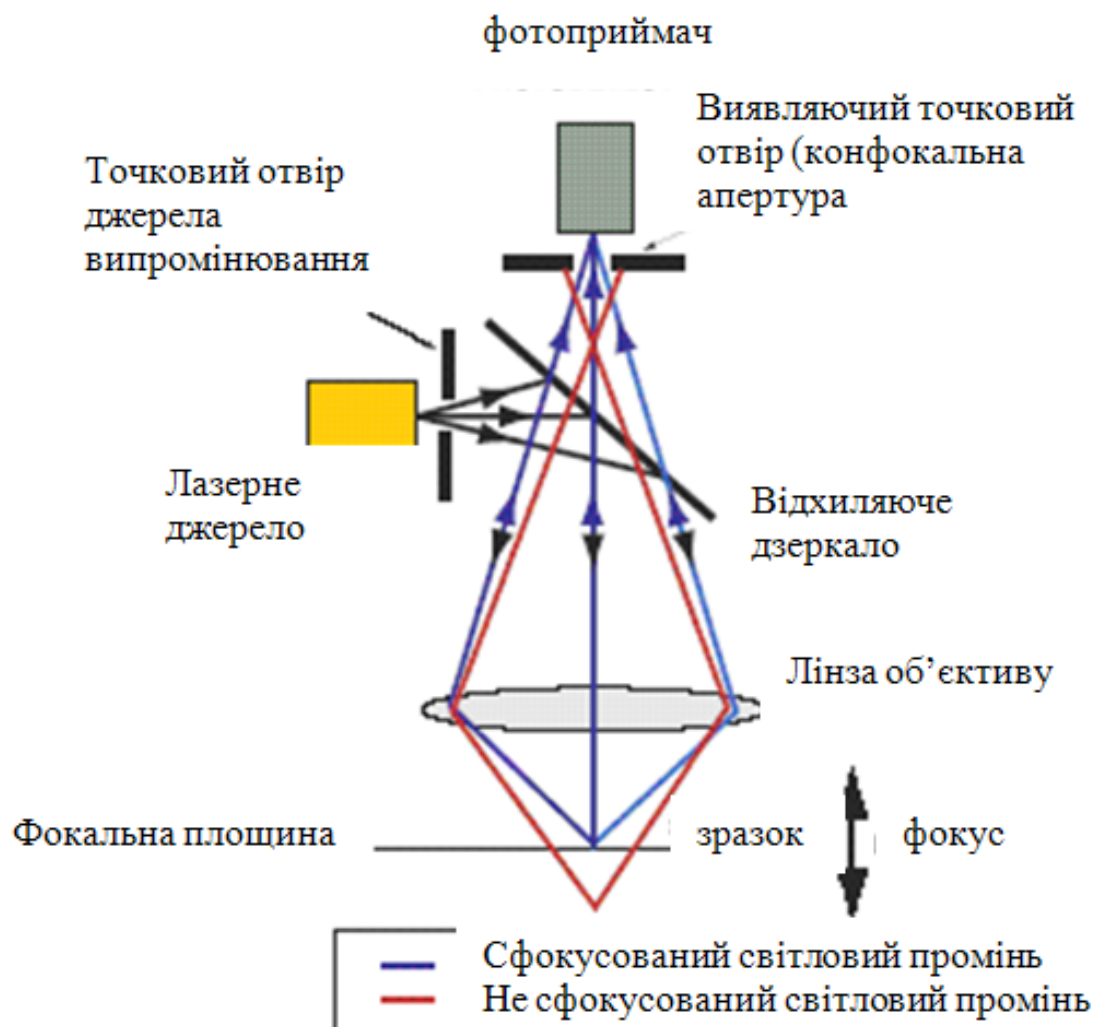


Рис. 4.35. Оптична схема конфокальної скануючої системи

Устрій сучасних LSCM-мікроскопів набагато складніша і включає лазерні модулі, декілька фотомножників (PMT), акустооптичні тунельні фільтри (AOTF), світлоділильні пластинки, скануючий модуль тощо. Таке ускладнення забезпечує широкий вибір спектральних ліній когерентного випромінювання і можливості паралельної реєстрації флуоресценції з різними довжинами хвиль. Швидкість сканування залежить від роздільної здатності і для мікроскопу LCM 510 при роздільній здатності 512x512 складає приблизно 1/5с на шар. При максимальній роздільній здатності 2048x2048 сканування кожного шару займає

не більше секунди, а зчитування об'ємного зображення може продовжуватись десятки хвилин. Максимальна глибина сканування при використанні об'єктивів з мінімальним збільшенням і водною імерсією сягає 3...4 мм, що є достатнім для не дуже товстих зразків, проте для сканування великих об'єктів з високим розділенням потрібне панорамне фотографування об'ємних блоків з наступним комп'ютерним поєднанням декілька десятків або сотень зображень. Навіть при мінімальному розділення мікроскопу тривалість такого сканування буде вимірюватись годинами, що не підходить для більшості біологічних об'єктів. Значно більш висока швидкість сканування характерна для SDCM (Spinning Disk Confocal Microscopy).

Більш контрастні об'ємні зображення можна одержати за допомогою скануючої двохфотонної або мультифотонної (MPE - MultiPhoton Excitation) мікроскопії, де флуорофори збуджуються тільки у фокусі лазерного променя, де завдяки високій концентрації фотонів можливе підсумовування їх енергії. Так, в мікроскопі LSM510 NLO (Carl Zeiss, Німеччина) флуорофори з максимумом поглинання на 400 Нм можуть збуджуватися лазерним променем з довжиною хвилі 800 нм, а фемтосекундний лазер "t-Pulse" з довжиною хвилі близько 1030 нм (Pro-Lite, Великобританія) дозволяє одержати дві основні спектральні лінії збудження: ~500 нм (двофотонну) і ~340 нм (трифотонну).

Існують також інші типи подібних приладів (рис. 4.36). Проте ці системи, незважаючи на досить високі характеристики якості зображення також лише

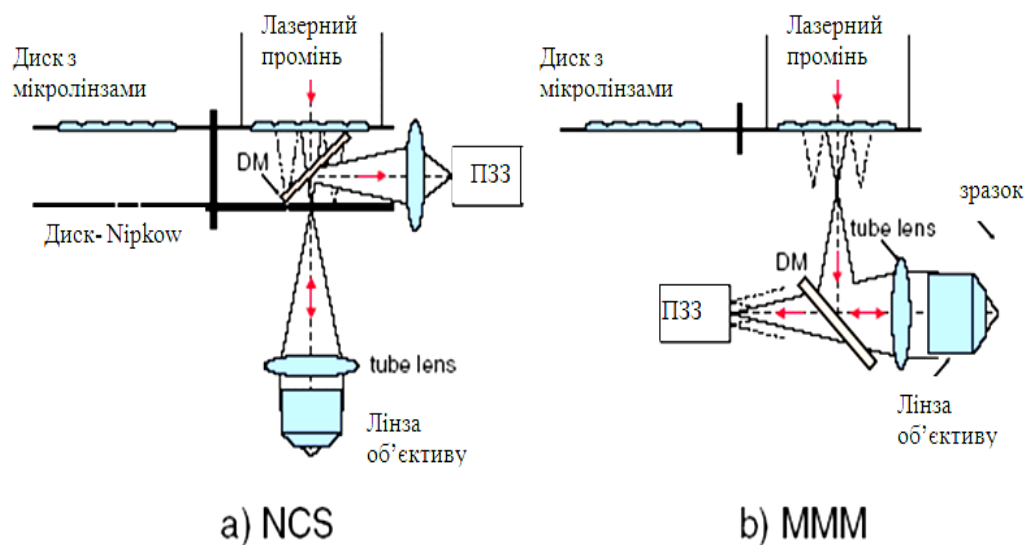


Рис. 4.36. Схеми пристроїв NSC і MMM-мікроскопів, де: а) NSC - Nipkow confocal scanner; б) MMM - multifocal multiphoton microscope

однофункційні, тобто призначені лише для визначення параметрів структур об'єктів.

У біологічних, медичних і технічних дослідженнях досить важливим є одержання просторового розподілу структури об'єктів. До появи КЛСМ для цього звичайно використовували фізичне різання препаратів на мікротомі (метод серійних зрізів) або спостерігали товсті препарати за допомогою звичайного мікроскопа при послідовній зміні фокусування. Ці методи досить трудомісткі, а різання, крім того, не виключає можливості ушкодження структури та не застосовується для живих об'єктів.

Тому виникає необхідність у створенні інтегрованих систем, які можуть на основі реєстрації та аналізу параметрів польових структур об'єктів єдиної біотехнічної системи визначати дійсний стан живого об'єкта, який взаємодіє з технічними модулями системи.

Отже, реєструючи електромагнітні, оптичні поля випромінювання БТС, а також його акустичні поля окремо, чи в поєднанні один з одним, можна виявляти різні захворювання, навіть на початковій стадії розвитку патогенних процесів, а також призначені для лікувального впливу та реєстрації плинної інформації від об'єкту дослідження.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 4

1. Розглянуто загальну концепцію побудови модулів із зворотнім зв'язком у оптичних, магнітних, електромагнітних лікувально-діагностичних системах та обгрунтовано загальну концепцію побудови інтегрованих фізіотерапевтичних приладів та систем.

2. Розглянуто аналітичні моделі меж застосування інтегрованих засобів лікування та діагностики та їх структурні схеми та способи утворення магнітогенеруючих пристроїв у лікувальних та діагностичних інтегрованих системах. Створені аналітичні моделі модулів доводять зв'язок між комплексними функціями діагностики стану об'єкта та його структур, а також між модулями формування режимів лікувального випромінювання для обору оптимальних режимів лікування. Отримані аналітичні моделі дії оптичних та електронних модулів інтегрованої системи забезпечують визначення параметрів структур досліджуваного об'єкта, роботу їх у режимі експрес-

аналізу, а також аналізу динаміки плинних процесів з можливістю запису для зберігання та подальшого відстеження розвитку процесів.

3. Наведено приклади дії різних типів оптичного випромінювання на біологічні структури крові. Показані результати відкривають перспективи створення принципово нових інтегрованих методик немедикаментозного лікування у ветеринарній практиці, а також принципів побудови нових інтегрованих медичних приладів.

4. Створені структурні схеми модулів згідно визначених теоретичних засад дозволили розробити на їх підставі принципові схеми модулів інтегрованої системи, котрі дозволяють їх окреме застосування та застосування у комплексі, якщо необхідно забезпечувати багатофункційне застосування.

5. Таким чином, проведений математичний аналіз та досліді вказують на те, що навколо БТО, що має магнітні властивості, існує змінне магнітне поле. Потужність впливу цього магнітного поля на сигнал відчутника є залежна від форми та шорсткості поверхні БТО у площині перерізу, який співпадає з верхівкою діагностичного відчутника. Як показують дослідження, форма та шорсткість БТО є не єдиним чинником впливу на структуру магнітного поля БТО. Ще одним впливовим чинником є дефектність структури БО. При дослідженні поверхні БО окрім коливань форми завжди існують текстурні, зв'язані з формотворенням, які виявляються лише спеціальними методами. Наявність таких текстур впливає на приповерхневий шар магнітного поля деталі, утворюючи його спотворення. У підсумку текстурні поверхні відбиваються на геометрії поля на відміну від ідеалізованого зразка, який хоч і має поле навколо себе еліпсоподібне за формою поле, але його обертання навколо подовжньої осі не викликає створення ЕРС у відчутнику, встановленому на діагностичному інструменті.

6. Як видно з проведеного математичного аналізу, природне ЕМП поверхні БО створює оболонку з параметрами, які мають щільний зв'язок з електромагнітними властивостями матеріалу БО та її формою. Спираючись на властивості цієї оболонки у динамічному стані, є можливість створити зону "присутності" поверхні, яка може бути використана як основа при побудові системи контролю.

7. Необхідно зауважити, що крім природного ЕМП, притаманного БО, існують поля, які є штучними, тобто мають штучне походження, і які необхідно піддати ретельному вивченню, оскільки на відміну від природних ними можна керувати з метою їх стабілізації.

8. Математичне моделювання показника розповсюдження ЕМВ у просторі надає можливість створювати реальні моделі з урахуванням динаміки процесу, що важливо при створенні чутників ЕМВ. Наведені розрахунки дозволяють обумовити просторовий розподіл ЕМП при розповсюдженні коливань у просторі, що надає можливість визначити характеристики чутника випромінювань польових структур об'єктів БТС у різних частотних діапазонах, зокрема енергетику інформаційних потоків, котрі сприймає відчутник загальної системи чутника.

9. На підставі проведеного аналізу існуючих систем відчутників та створених математичних доведень, можна зробити висновок, що: існує об'єднаний базовий елемент відчутників; користуючись його властивостями є можливість створювати ідеалізовані моделі відчутників шляхом математичного інтегрування та порівнювати з реальними приладами для оцінки їхньої якості; модель такого відчутника вказує на те, що навіть ідеалізований відчутник не повністю використовує можливості свого об'єму з погляду ефективності використання при реєстрації інформаційних потоків; виявлено залежність між геометрією відчутника та його зовнішнім полем чутливості.

10. Створені математичні моделі чутників ЕМВ у широкому частотному діапазоні надають можливість аналізу спектральних характеристик динамічного процесу змінення польових структур об'єктів з урахуванням реальних параметрів утвореної форми, геометрії та неоднорідностей текстури досліджуваних об'єктів.

РОЗДІЛ 5. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АЛГОРИТМИ ФУНКЦІОНУВАННЯ ІНТЕГРОВАНОЇ БІОТЕХНІЧНОЇ СИСТЕМИ

Наразі сучасні медичні методи лікування досить широко застосовують процеси регенерації та стимуляції організму впливом різними фізичними полями на патологічні ділянки, на акупунктурні зони тощо [116], як було показано у попередніх розділах. Досягнуто ефективні результати з метою лікування, регенерації та стимуляції біологічних структур організму, зокрема світловим випромінюванням.

Результати наукових досліджень [99, 117] свідчать про те, що лазерне випромінювання не є основним терапевтичним агентом на рівні організму в цілому, але усуває дисбаланс у центральній нервовій системі, що впливає на відповідні функції мозку. Це здійснюється можливою зміною фізіології тканин під дією випромінювання, тобто і посилення, і придушення їх метаболізму залежно від вихідного стану організму, дози впливу, що і призводить до загасання процесів патологічного характеру та нормалізації фізіологічних реакцій системи. При цьому перш, ніж створювати дослідницькі прилади, системи впливу та аналізу об'єктів БТС, наприклад на рівні аналізу їх польових структур, доцільно системно підходити до цих досліджень.

З огляду на системний аналіз створено спробу оцінювання ефективності керування біологічними організмами при їх опроміненні лазерним випромінюванням [118], але існують деякі розбіжності в представленні реакцій біологічних структур на зовнішні подразники. Проте питання щодо системного уявлення процесів регенерації та стимуляції організму зовнішніми подразниками і досі є важливою задачею дослідників, лікарів, проектувальників, оскільки саме цей підхід може надати загального розуміння взаємодії структур організму, можливості моделювання процесів та оптимізації застосованих режимів роботи медичного обладнання.

Отже, при стимуляції дії організму, наприклад, використовується світлове випромінювання низької інтенсивності, зокрема когерентне, енергетичні параметри якого не ушкоджують польові структури біологічного (біотехнічного) об'єкта. Виникає активація процесів життєдіяльності організму (загоєння ран, опіків, зняття набряків тощо). Природа подальших реакцій, які виникають при цьому, має різні пояснення. Так, у роботах [117, 118] наведено

припущення про те, що початковим пусковим моментом біологічної дії лазерного випромінювання низької інтенсивності є не фотобіологічні реакції, а локальне термодинамічне порушення.

Порушення термодинамічної рівноваги викликає вивільнення іонів Ca^{2+} та поширення хвилі підвищеної концентрації Ca^{2+} в структурі клітини. Виникають залежні від іонів Ca^{2+} фізіологічні реакції організму, направленість яких може бути різною, що визначено дозою та локалізацією впливу, а також первісним станом організму. Після цього розвиваються вторинні ефекти, які є комплексом адаптаційних і компенсаційних реакцій, що виникають у тканинних, органних підсистемах і цілісному живому організмі.

На підставі цих гіпотез можна припустити, що основний чинник впливу на організм – це поглинена енергія електромагнітного випромінювання. Проте авторськими дослідженнями [77, 120, 121] доведено, що найкращі лікувальні можливості має застосування комплексного впливу когерентного випромінювання з визначеними довжинами хвиль на поверхневі та приповерхневі шари біологічної тканини для досягнення максимального ефекту поглинання з метою розсмоктування патологічних ділянок та рубцевих утворень.

Тобто, головним чинником терапевтичної дії низькоенергетичних лазерів є фотодинамічні реакції, пов'язані з резонансним поглинанням світлового випромінювання тканинами та рідкими середовищами організму. Внаслідок цього змінюється енергетична активність клітинних мембран, відбувається активація ядерного апарату клітини, біосинтетичних процесів і основних ферментативних систем тощо. На органному рівні відбувається активація фізіологічної регенерації структур.

Несумнівно, енергетичні параметри випромінювання мають значення, але, на думку авторів, просторово-часові параметри при взаємодії структур організму мають пріоритет. Також при цьому є необхідним спостереження за плинним станом організму, який піддають опроміненню, для організації зворотного зв'язку всієї системи. Отже, розгляд цих взаємодій з позицій системного підходу може надати можливості визначити характер процесів регенерації світловим випромінюванням.

5.1. Засади системного підходу до фоторегенерації та стимуляції функцій структур біологічного об'єкта

Зрозуміло, що живий біологічний організм як складова БТС є цілісною

системою, що містить низку сформованих рівнів структурно-функціональної організації, тобто клітинний, тканинний, суборганный, органний, системний, організменний (рис. 5.1).

Структурно-функціональний підхід характеризує розуміння фізіологічної функції як деякого процесу, здійснюваного певним набором органів і тканин, що змінює свою активність у відповідності з впливом керувальних структур. У

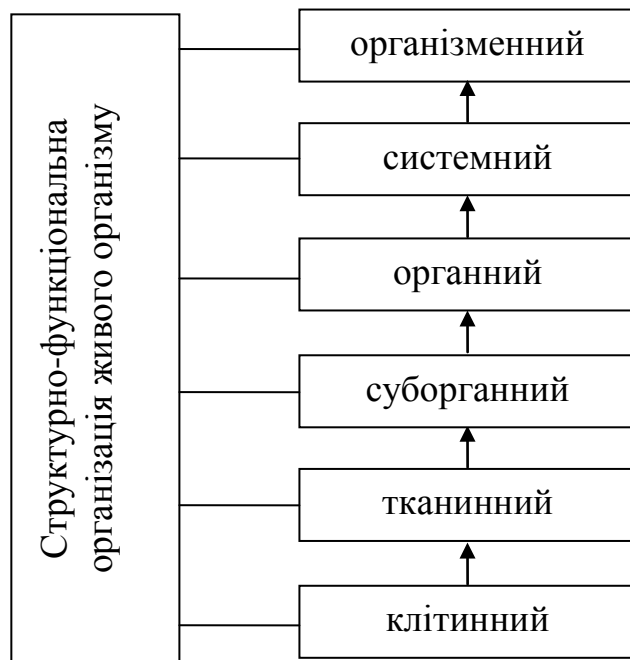


Рис. 5.1. Організація живого організму

подібній інтерпретації в основі фізіологічної функції є фізико-хімічні процеси, що забезпечують надійність її виконання.

У той же час системний підхід до вирішення поставленої задачі засновано на тому, що всі досліджувані об'єкти розглядаються, як системи. При цьому систему організму можна визначити як сукупність елементарних структур, взаємодією яких досягається певний корисний результат, зокрема регенерація елементарних біологічних структур при поглинанні зовнішнього електромагнітного випромінювання.

Отже, системний підхід до фізичного явища базується на уявленні про доцільність (під функцією розуміємо процес досягнення певної мети та результату, а саме регенерацію та стимуляцію цілісної системи організму). На різних етапах цього процесу потреба в залученні визначених структур може досить істотно змінюватися, тому склад і характер взаємодії елементів функціональної системи є дуже мінливим і відповідає тій задачі, яка вирішується у даний момент. Наявність мети припускає, що існує певна модель стану системи для періоду, який характеризує момент часу до і після досягнення цієї мети, програма дії, а також існує зворотний зв'язок, що дозволяє системі контролювати свій поточний стан як проміжний результат для

порівняння з модельованими процесами, і на цій підставі вносити корективи в програму дії системи заради досягнення кінцевого результату. Тому на підставі цього можна визначатися з алгоритмами функціонуванням модулів системи лікування (регенерації та стимуляції організму) біотехнічного об'єкта під час проведення опромінення.

Основними принципами системного підходу до фоторегенерації та стимуляції функцій структур біологічного (біотехнічного) об'єкта можуть бути:

- цілісність, що дозволяє розглядати одночасно систему біологічного об'єкта як єдине ціле і, в той же час, як підсистему для вищестоящих рівнів;
- ієрархічність будови біологічного (біотехнічного) об'єкта, тобто наявність множини структурних клітинних елементів, розташованих на основі їх підпорядкування вищим рівням;
- структуризація біологічного (біотехнічного) об'єкта, що дозволяє аналізувати елементарні структури та їх взаємодію в межах визначеної ієрархічно вищої структури. При цьому процес функціонування обумовлений не стільки властивостями окремих елементів, скільки властивостями самої структури;
- множинність, що дозволяє використовувати математичне моделювання для опису окремих елементів, підсистем та системи біологічного (біотехнічного) об'єкту в цілому;
- системність як властивість біологічного (біотехнічного) об'єкту мати всі ознаки системи.

Стан системи біологічного (біотехнічного) об'єкту визначено сукупністю станів її елементів і зв'язків між ними, що залежить від певного інтервалу часу, тобто проведення опромінення та інтервал подальшої регенерації клітин. Входами $\sum I_e(t)$ цілісної системи об'єкту можуть бути енергетичні та просторово-часові параметри випромінювання, тобто наведена в організмі інформація, фармакологічна речовина при інтегрований регенерації, які сприяють перетворенню елементарних структур організму, а вихід $\aleph(t)$ системи являє собою результат перетворення енергії інформації, речовини тощо, тобто регенерації клітин.

Зворотній зв'язок, тобто реакція організму на зміну фізіологічних параметрів, з'єднує вихід зі входом системи і використовується для контролю за зміною виходу системи. Отже, подібні структурні схеми потрібно

використовувати при проектуванні адаптивних систем контролю за станом пацієнта під час лікування, що доведено авторськими роботами [20].

Інтеграції систем, органів, структурних елементів складають цілісний організм зі своїм внутрішнім середовищем, яке характеризується масою констант і параметрів, які знаходяться між собою в певних кількісних і якісних стосунках (рис. 5.2) [119].

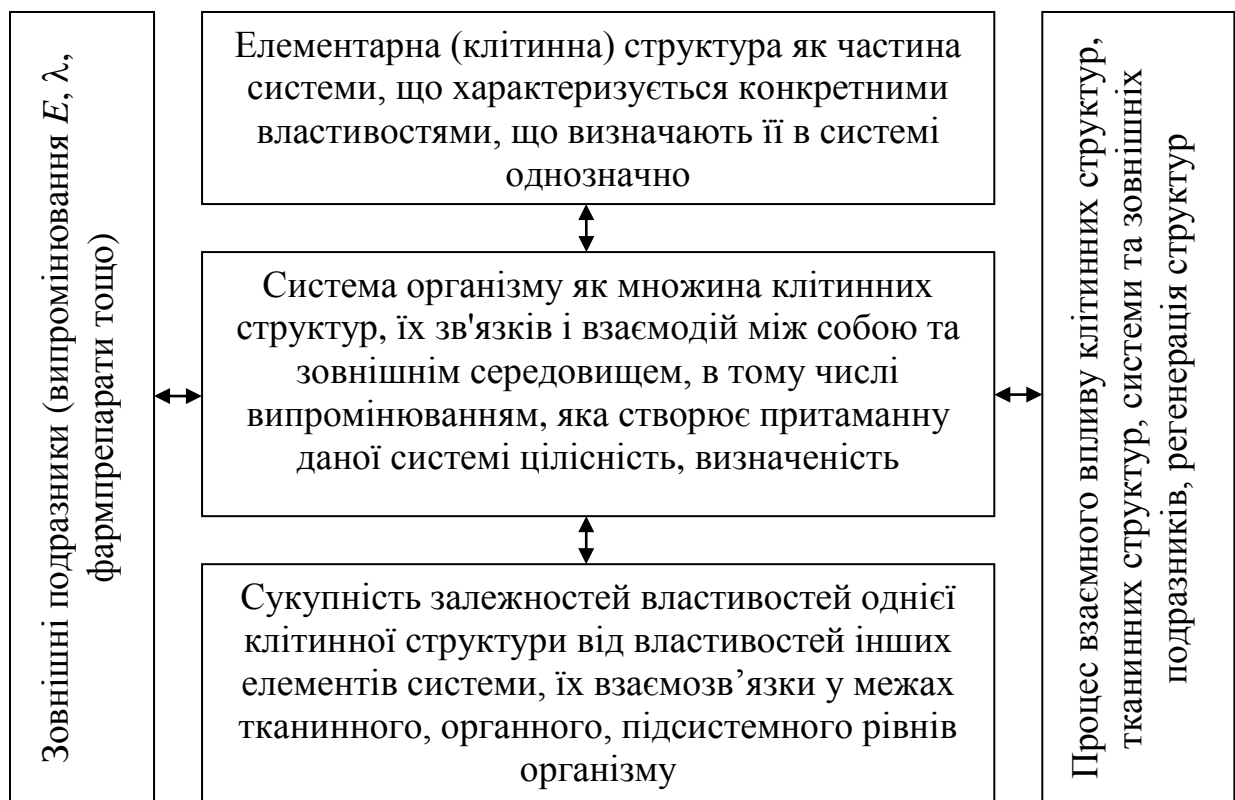


Рис. 5.2. Схема системного уявлення організму біологічного (біотехнічного) об'єкту

Відносна постійність і збалансованість цих стосунків у сукупності складає гомеостаз організму з багатьма мірами надійності. Таким чином, біологічне життя організму є ланцюгом адаптаційно-компенсаторних реакцій, що здійснюються на всіх рівнях, направлених на підтримку гомеостазу організму.

При правильно визначених дозах і частотних параметрах застосоване лазерне випромінювання дозволяє відновити порушену системну рівновагу та регенерувати структурні елементи та підсистеми організму.

Якщо описати множину U елементарних клітинних структур системи у вигляді

$$U = \{u_i\}, i = 1, \dots, n,$$

де u_i – i -й елемент системи; n – число елементів у системі, то елемент u_i характеризується властивостями $B_i = (B_{i1}, \dots, B_{im})$, котрі позиціонують його у підсистемі цілісного організму (рис. 5.2).

При цьому потрібно відмітити, що кожна клітина є, у свою чергу, системою сукупності S елементарних структур

$$S = \{s_\psi\}, \psi = 1, \dots, k,$$

де s_ψ – ψ -й елемент клітинної структури; k – число елементів відомих структур.

Найменша елементарна структура організму визначається залежно від рівня знань сучасної теорії та параметрів існуючої дослідницької апаратури, тобто ці показники можуть збільшуватися відповідно $k \rightarrow \infty$.

Стан елементарних клітинних структур системи залежно від зовнішніх чинників (просторово-часових, енергетичних параметрів випромінювання, тобто потужності P , довжини хвилі λ , часу експозиції) може змінюватися, що визначає рух визначеної структури при регенерації. Тобто при лазерному опроміненні ділянок організму можливим є ушкодження сусідніх структур системи. Тому реальною метою є оптимізація таких режимів лазерного опромінення, при яких можливим досягати найменшого пошкодження елементарних структур (з розрахунком на його подальшу регенерацію, головним чином внаслідок передачі руху сусіднім неопроміненим структурам).

Таким чином, множину Q -зв'язків між елементами u_i, u_j різних, наприклад тканинних сукупностей елементів можна уявити як

$$Q = \{q_{ij}\}, i, j = 1, \dots, n,$$

а множину R -зв'язків між елементами s_ψ, s_ξ клітинних структур можна уявити як

$$R = \{r_{\psi\xi}\}, \psi, \xi = 1, \dots, k.$$

Тоді структури цілісної системи можна уявити як сукупність елементарних структур та їх зв'язків множиною

$$D = \{U, S, Q, R\}.$$

Динамічний підхід до системи живого організму полягає у розгляді того, що живі системи існують як інформаційний потік, де зберігається спадкоємність структур організму, з часовими характеристиками (табл. 5.1).

Таблиця 5.1. Часова організація організму

Рівень структури	Внутрішньоклітинні елементарні структури	Клітинні структури	Тканинні структури	Підсистемні структури	Організменні структури
Час життя структури	мікросекунди, секунди	години, дні	роки	роки	десятиліття

Якщо розглядати динамічні характеристики системи, то оскільки система залежить від функцій станів у моменти $D(t-1), D(t-2), \dots, D(t-w)$, опис функції $\aleph(t)$ виходу системи на рівні перетворень внаслідок термодинамічних та фотобіологічних реакцій у біологічних структурах організму набуває вигляду

$$\aleph(t) = \Phi_v [I_e(t), D(t), D(t-1), D(t-2), \dots, D(t-w)],$$

де Φ_v – перехідна функція системи,

$I_e(t)$ - вхід загальної системи біотехнічного об'єкта (інформаційний сигнал, польова структура як електромагнітне випромінювання тощо, яке перетворює система під час проведення процедури);

t - момент плинного часу,

w – кінцевий момент часу впливу на об'єкт.

Наявність множини зв'язків елементів системи живого організму, які взаємно впливають одне на одного, перетворюють їх на нелінійні динамічні механізми, опис функціонування яких вимагає системного підходу.

Таким чином, на підставі проведених досліджень можна уявити вплив зовнішніх подразників, зокрема електромагнітне випромінювання, на структурні елементи живого організму, виходячи з наявних структурних рівнів та множини зв'язків елементів при плинних реакціях в ієрархічних рівнях системи.

Цікавим також є аналіз нелінійних (фрактальних) властивостей живого організму. Опис біологічних елементарних структур системи організму може бути здійсненим за допомогою, наприклад, мультифракталів, тобто з урахуванням коефіцієнтів подібності, які відрізняються за величинами на різних просторових масштабах або у різних рівнях системи організму.

Отже, живий організм має властивості фрактальної будови подібно будові всесвіту, якому притаманний рух елементарних структур у межах певної системи. З огляду на біологічні аспекти дії багатьох чинників у живій системі ці процеси можна пов'язати як два взаємопов'язаних, але протилежних за спрямованістю способу регуляції, що впливають із хвильової природи процесів керування станом рівней системи організму, позиціонуються у просторі та часі. Тому актуальними є подальші дослідження системних підходів до динаміки фрактальних множин діючих структур системи живого організму.

Будь-яке наукове припущення, теоретичні гіпотези, створені аналітичні моделі тощо завжди потребують експериментального дослідження. Для того, щоб підтвердити викладені вище (розділ 3) теоретичні припущення та створені аналітичні моделі, було проведено низку експериментів, які довели дієвість пропонованих моделей та методик аналізу.

5.2. Експериментальні дослідження електрофізичної моделі людини

Сутність досліду різко відрізнялася від всіх існуючих на цей день методик. За тезою досліду біологічна маса об'єкта (людини) розглядалася як передатна функція з внутрішнім імпедансом $Z_{\text{л}}$, тобто, з одного боку, був генератор високих частот, а з іншого, прецизійний вольтметр (рис. 5.3).

За загальною постановою задачі експерименту струм I_A через $Z_{\text{л}}$, стабілізувався через відповідні контрольні пристрої.

Отже, за постійного струму через об'єкт ($Z_{\text{л}}$) ми могли стверджувати, що ЕМП навколо об'єкту ($Z_{\text{л}}$) людини підкорюється закону Біо-Савара-Лапласа. А, отже, будь-яка польова структура залежно від струму через ($Z_{\text{л}}$) має можливість створювати польові структури, пропорційні геометрії об'єкту, тобто людського тіла (БТО, БТС).

Для реєстрації величини ЕМП навколо об'єкту використовувалися кільцеві електромагнітні відчутники, фізичні принципи дії яких практично не відрізняються від закону Біо-Савара-Лапласа. Таким чином, будь-який параметр, отриманий за системою вимірів (рис. 5.3) відповідає відносній величині напруженості ЕМП H_x .

При цьому маємо дуже важливий експериментальний висновок, а саме: будь-який параметр щодо вимірювання $Z_{\text{л}}(\omega)$ буде повністю повторювати функцію $H_{\text{x}}(\omega)$ з деяким коефіцієнтом трансформації. Тобто, як наслідок, немає необхідності у вимірюванні зовнішнього магнітного поля, якщо мати параметр $Z_{\text{л}}(\omega)$.

Все, що наведено вище, було апробовано на низці дослідних робіт, які підтвердили вищесказане [83, 84]. Для вимірювання ЕМП використовувався індукційний відчутник з переналагодженням робочої частоти (рис. 5.4).

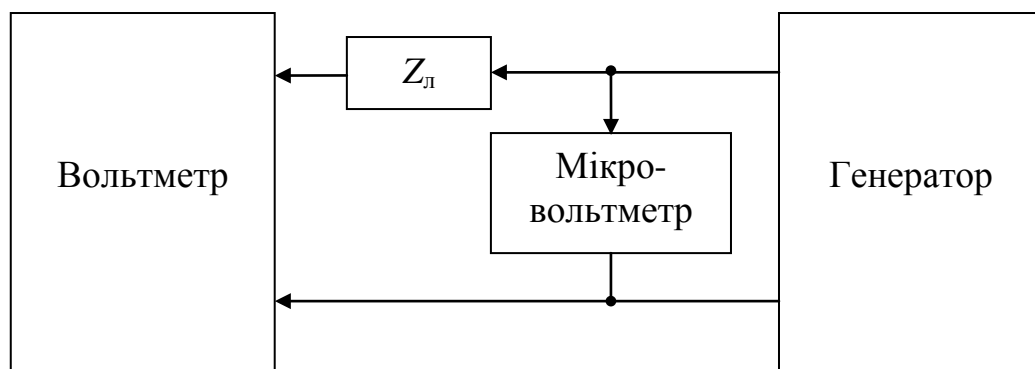


Рис. 5.3. Постановка схеми експерименту щодо вимірювання параметрів польової структури БТО



Рис. 5.4. Відчутник з переналагодженням робочої частоти для вимірювання параметрів польових структур об'єктів

Технічні можливості вимірювань через апаратурні обмеження проводилися у діапазоні від 100 Гц до 10 МГц за умови стабільного струму у 100 мкА.

У проведенні дослідів брали участь 10 чоловік з різними патологіями, з яких реєструвалася функція $Z_n(\omega)$ у найпростішому випадку. Внаслідок цих дослідів було сформовано середню величину щодо параметра (trace 1, рис. 5.5), який є присутнім на усіх графічних дослідних результатах (рис. 5.5). Як наслідок, дослідні результати мають опис за виразами (3.77), (3.78).

Якщо розглянути більш достеменно цю ситуацію, то ми маємо різницю між середнім статистичним рівнем (trace 1) та реальною ситуацією не просто з конкретною людиною, але з загально статистичним баченням процесу. Таким чином, ми маємо можливість оцінювати середній статистичний процес як дію фантому брукту на реальну біологічну (біотехнічну) систему, або його деградацію. У цьому випадку, користуючись виразом (3.78), є можливість більш конкретно оцінювати відхилення від середнього статистичного рівня процесу (рис. 5.6).

Але основна проблема середнього статистичного рівня полягає у нестабільності залежно від кількості вимірювань. Тобто вирішити задачу достеменного вимірювання, користуючись відхиленнями від середнього статистичного рівня процесу не тільки сумнівно, але й необачно.

У цьому випадку вирішити подібну задачу можна лише за існування якоїсь жорсткої математичної залежності у межах досліджуємого діапазону.

У визначеному випадку ми маємо лише одну ситуацію, яку можна обґрунтувати на законах рахман-технології (РТ) [37], а це є розходження між функціями РТ та ТФ. В основі образ-функції ТФ завжди полягає жорстка математична залежність, яка не передбачає відхилень. Тому є можливість використовувати її як рівень абсолютного нуля відносно будь-якої функції. Тобто у цьому випадку ми маємо можливість скористуватися законом РТ, тобто

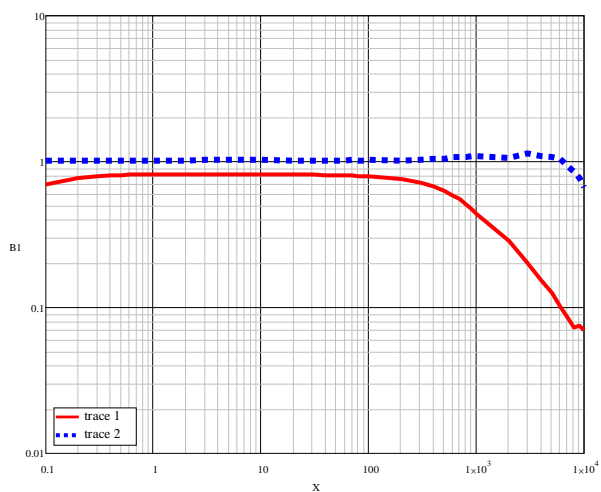
$$\mathbf{F} - \mathbf{R} = \mathbf{I}$$

де \mathbf{F} – уявна функція ТФ,

\mathbf{R} – реальна функція РТ,

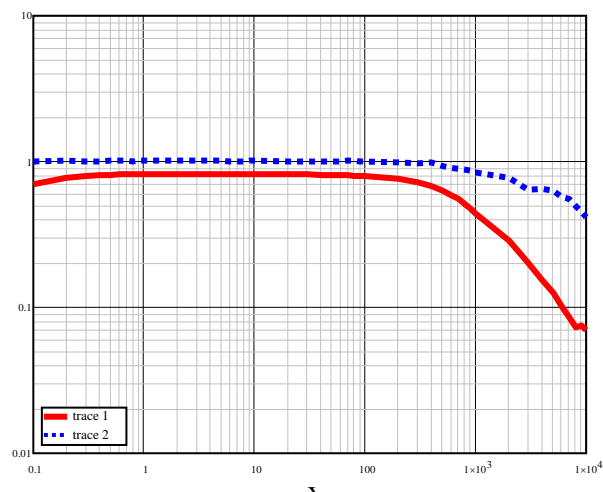
\mathbf{I} – вектор ідеалізації взаємодії функцій ТФ та РТ.

Вектор \mathbf{I} ідеалізації взаємодії функцій ТФ та РТ є дуже специфічною величиною, яка оцінює межі енергетичних втрат при реалізації вектора \mathbf{R} під дією фантома брукту.



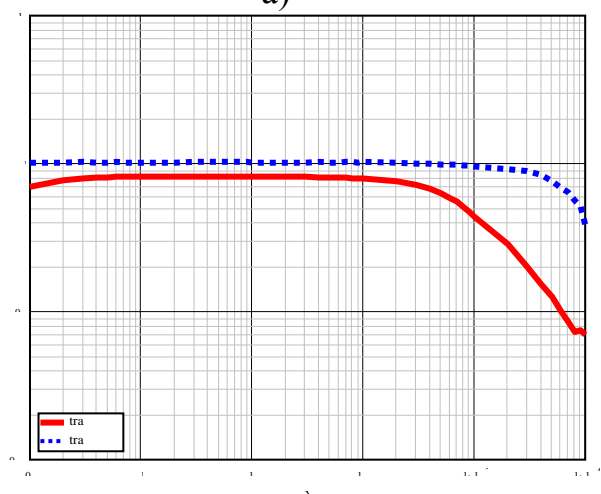
№ B1

а)



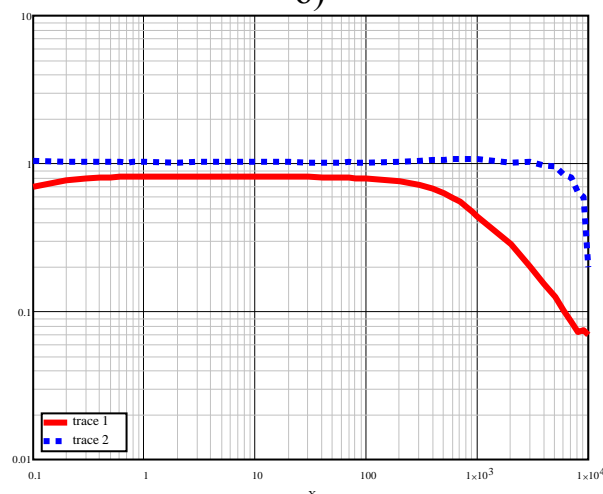
№ T1

б)



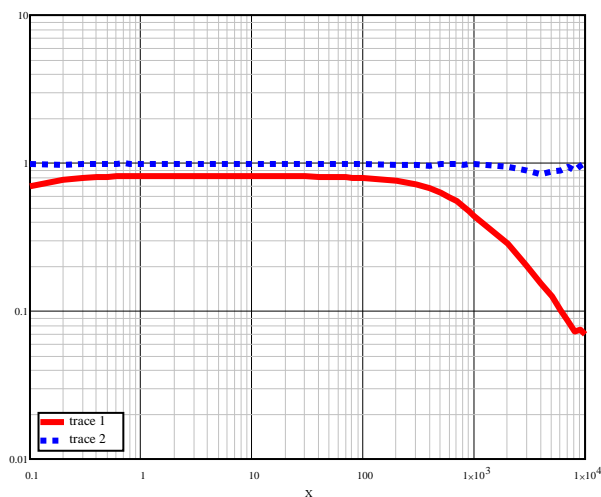
№ K1

в)



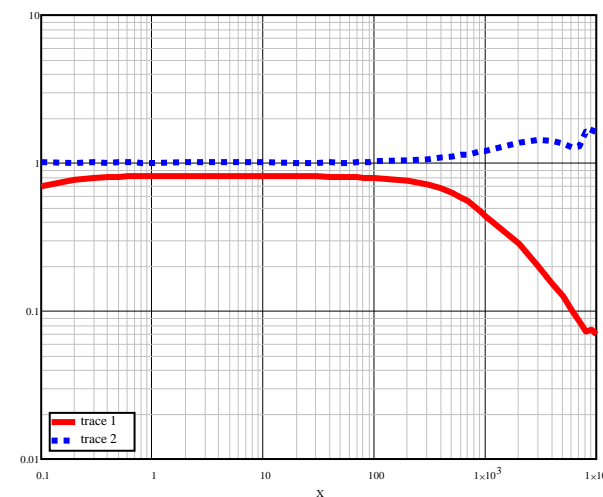
№ L2

г)



№ C1

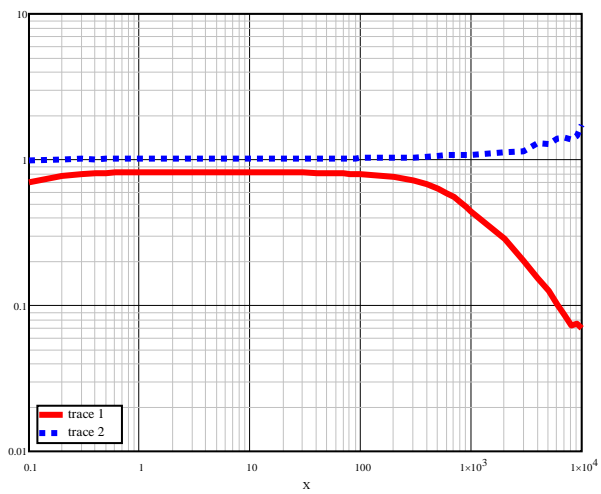
е)



№ K2

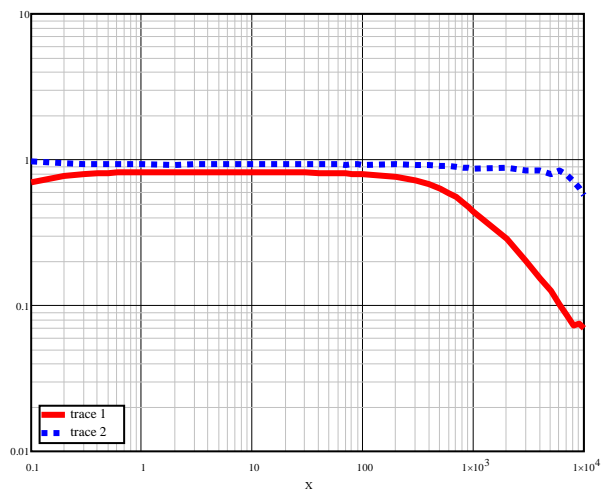
ж)

Рис. 5.5. Результати експериментальних досліджень щодо вимірювання параметра польової структури БТО за імпедансом об'єкта (аркуш 1)



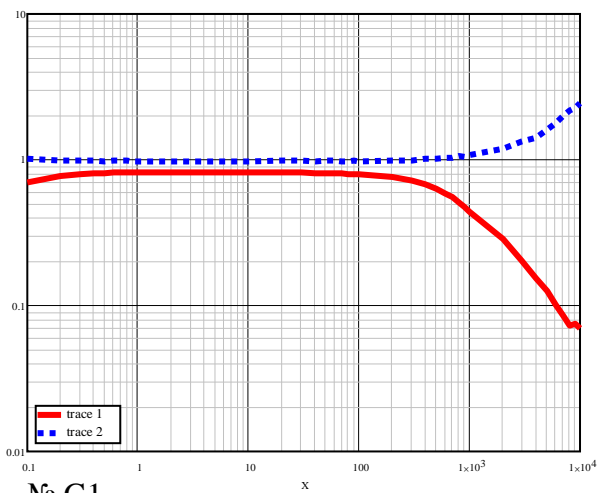
№ P1

з)



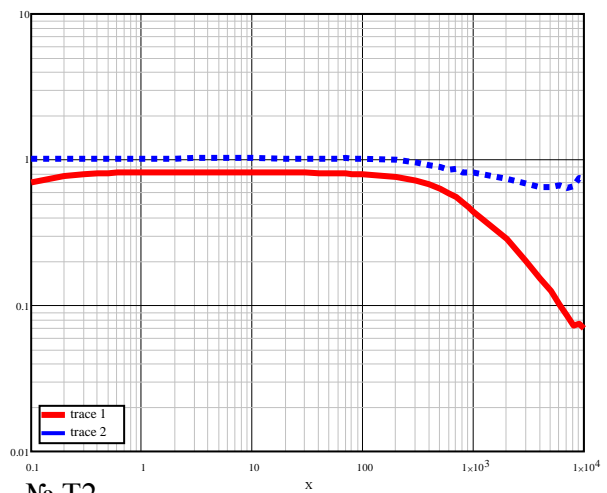
№ L3

і)



№ G1

к)



№ T2

л)

Рис. 5.5. Результати експериментальних досліджень щодо вимірювання параметра польової структури БТО за імпедансом об'єкта (аркуш 2)

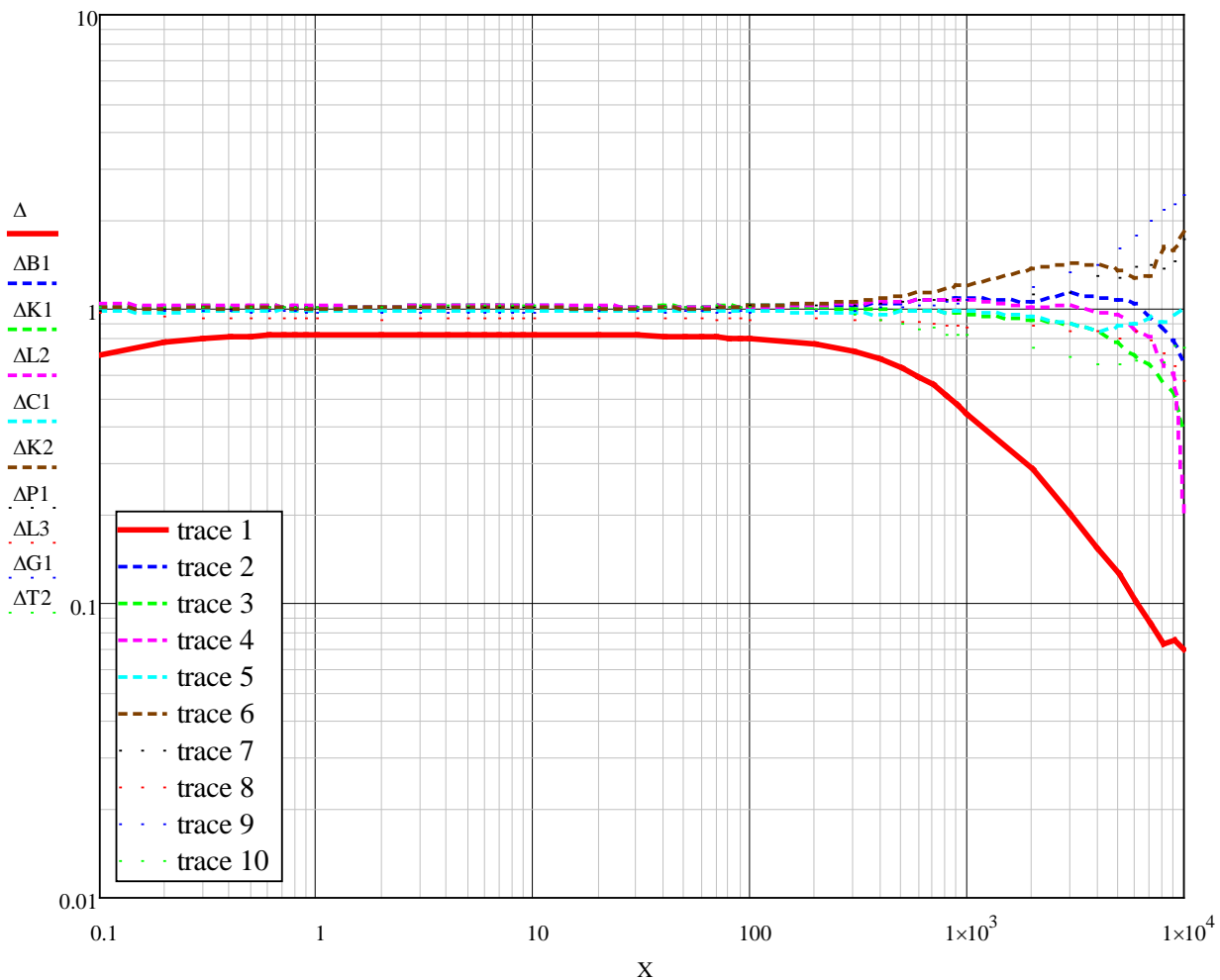


Рис. 5.6. Результати обчислення відхилення від середнього статистичного рівня процесу по кожному з дослідів, де: trace 1 - середній статистичний рівень, trace 2 - trace 10 – реальна ситуація

Тобто за будь-яких умов це є різниця між вектор-функціями **F**, **R**. Досягати повного значення вектору $\mathbf{I} = 0$ нереально, тому що фантом брухту знищити неможливо, оскільки кожна дія щодо знищення викликає ланцюгову реакцію, яка при відповідних фізико-хімічних реакціях може викликати не тільки резонансні явища у досліджуваній системі, але й солітони.

Як наслідок, співпадання за фазою резонансу та солітона може викликати повну руйнацію об'єкту (БТС). У нашому випадку за уявну функцію ми маємо приймати залежність (3.25), (3.26).

Середній рівень, який було обраховано на основі десяти експериментів, необхідно сприймати як функцію вектору **R**, який знизив свій модуль під дією фантому брукху. Тобто фактично, це є ентропія БТО у загальному просторі. Визначити ці величини ми маємо лише посередньо, оскільки вони мають певну кількість домішок, які впливають на загальний результат. Але у загальному підсумку ми можемо говорити про динамічну дію фантому брукху, оскільки загальний вік досліджуваних об'єктів був не нижче за 50 років. Широких досліджень цього явища не проводилося, оскільки явище подібних спектральних відхилень проводилося у межах поставленої задачі.

Проведені дослідження доводять, що всю апаратну частину необхідно проводити у межах від 100 кГц та вище тому, що спектральний діапазон найбільш активний у зоні збільшення частот.

У цьому випадку найбільшої ефективності діагностичних приладів та систем слід очікувати у межах від 100 кГц до 100 МГц (рис. 5.3).

Середня частина діапазону є відносний енергетичний спад БТО під дією фантому брукху. Низькі частоти від 1 кГц і нижче є теж піддослідними, з одного боку, але дуже небезпечні з погляду на співпадання з основними резонансними частотами БТО, що можуть викликати навіть летальний результат.

Отже, у підсумку досліджень можна дійти висновку, що інтегровані лікувально-діагностичні системи повинні будуватися на принципах генераторів частот коливання у відповідному діапазоні. У такому випадку можна буде отримувати високу швидкодію та надійність результатів не тільки спектральних характеристик, але й інтерполяцію можливих майбутніх проблем з організмом (об'єктом).

5.3. Матеріали і методи експериментальних досліджень дії інтегрованої біотехнічної системи

Створені схеми апаратів для фізіотерапевтичного впливу низькоінтенсивним випромінюванням з комбінованими випромінювачами можуть бути перспективним напрямом розвитку лазерних медичних технологій при проведенні досліджень регенерації біологічних тканин з використанням енергобезпечних режимів для стану біологічного об'єкту.

Методи побудови та застосування апаратів потребують подальших досліджень з метою створення режимів інтегрованого впливу поширеного діапазону частот електромагнітного випромінювання.

Режими роботи приладів реалізують спільну взаємодію світлових когерентних коливань з двома довжинами хвиль, модульованих по частоті, які сканують площу патологічної ділянки БТО (БО). При цьому вплив ЕМП здійснює мікродеформації клітинних мембран, білямембранних зон, а також зміни величини мембранного потенціалу.

Як було показано вище, лазерне випромінювання БТС активно впливає на сполучну тканину БТО (БО), особливо кров і лімфу. Це різко підвищує імунний статус і мобілізує захисні резерви організму. Доведено позитивний вплив лазера на мікроциркуляцію крові, особливо в місцях запалення, при одночасному ущільненні стінок судин і зменшенні їх проникності [20]. При лазерному опроміненні підвищується об'ємна доля мікросудин і покращується якість еритроцитів [8, 9, 20]. Лазерні промені зменшують біль, діють десенсибілізуюче, а також чинять протизапальну дію. Під дією лазерних променів змінюються електронні характеристики БАТ, упорядковується рух іонів, у наслідок чого посилюється щільність і рухливість носіїв струму в БАТ внаслідок дії клітинних і міжклітинних потенціалів [81].

Застосування випромінювання приладів «ПРОМІНЬ-12», наприклад, стимулює метаболічні процеси в клітинній структурі рубцевого утворення, які призводять до покращення обміну речовин та до значного зменшення розмірів і, врешті, до зникнення рубця, як було доведено авторськими дослідженнями [92, 93, 94, 114, 115] при експериментах з тваринами. Ефекти від впливу інтегрованого випромінювання на біотканини базовані на підсиленні процесів метаболізму, які залежні від мембранної рівноваги в клітинних структурах живих об'єктів. Тому пропонуємо прилади утворюють інтегровану фізіотерапевтичну хвилю у біологічних структурах з можливістю зворотнього зв'язку.

Дослідження проводились в НДГ «Великоснітинське ім. О.В. Музиченка» Національного університету біоресурсів і природокористування України на новонароджених телятах і телятах віком 2-3 – місяці [78, 120, 121]. Тварини контрольної групи (контроль) були клінічно здоровими і не опромінювалися. Хворі на диспепсію новонароджені телята першої дослідної групи (дослід 1) опромінювалися ЕМВ довжини хвилі 0,65 мкм, телята другої дослідної групи (дослід 2) - довжини хвилі 0,531 мкм, телята третьої дослідної групи (дослід 3) - випромінюванням довжини хвилі 0,65 мкм та 0,531 мкм. Четверта група тварин (дослід 4) була сформована з хворих на бронхопневмонію телят 2-3 місячного віку. Їх опромінювали ЕМВ довжини хвилі 0,65 мкм та 0,531 мкм. Опромінення здійснювали низькоенергетичним ЕМВ оптичного діапазону когерентним з

довжиною хвилі 0,65 мкм і з довжиною хвилі 0,531 мкм, загальною частотою модуляції 10 Гц у трьох загальнозміцнюючих БАТ протягом трьох хвилин. Лазерна акупунктура впливає на різні багаторівневі рефлекторні та нейрогуморальні реакції організму, внаслідок чого стимулюється синтез гормонів, покращується циркуляція крові та лімфи в тканинах тощо [8, 9].

Після чотирьох опроміненень тварин лазером з інтервалом у три доби, в крові тварин усіх дослідних груп встановлено вірогідне підвищення вмісту гемоглобіну: у телят першої групи – на 37% у порівнянні з вихідними даними і на 15 % у порівнянні з цим показником у телят контрольної групи; у телят другої групи – на 14% і 16,6% відповідно; у телят третьої групи – на 19,7% і 22,7% відповідно; у телят четвертої групи – на 15,8% і 16,6% відповідно (табл. 5.2) (рис. 5.7, рис. 5.8).

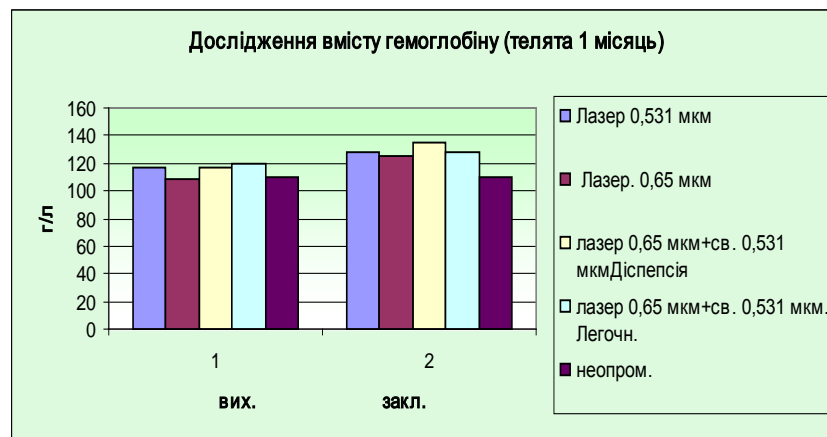


Рис. 5.7. Дослідження вмісту гемоглобіну при опромінюванні ЕМВ на прикладі великої рогатої худоби з різними типами захворювань

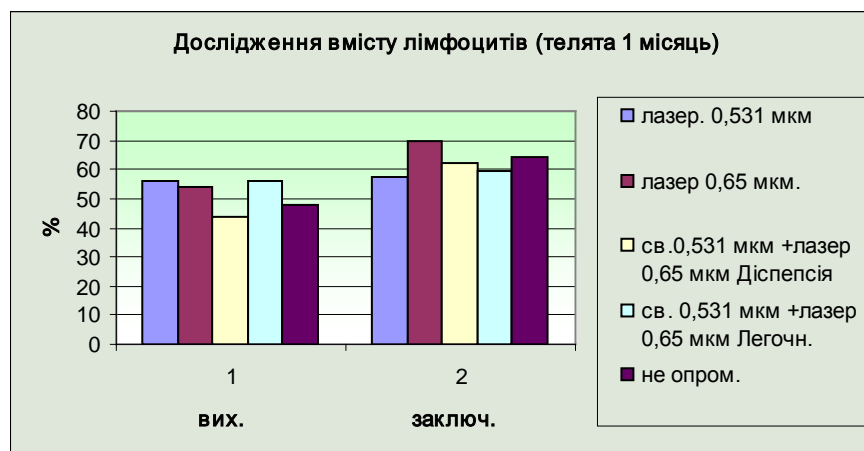


Рис. 5.8. Дослідження вмісту лімфоцитів при опромінюванні ЕМВ на прикладі великої рогатої худоби з різними типами захворювань

Таблиця 5.2. Показники крові телят до та після впливу на їх організм інтегрованим лазерним випромінюванням, n=4

Показники		Гемогло- бін, г/л	Еритро- цити, Т/л	Лейко- цити, Г/л	Паличко- ядерні, %	Сегменто- ядерні, %	Моно- цити, %	Лімфо- цити, %
Дослід 1	до опромі- нення	92,5 ± 9,04	7,7 ± 0,8	9,3 ± 1,7	6,0 ± 1,92	34,0 ± 2,89	4,0 ± 0,48	54,0 ± 3,9
	після опромі- нення	126,7** ± 3,21	5,63 * ± 0,3	9,05 ± 0,4	8,0 ± 5,7	16,0** ± 2,89	6,0 ± 0	72,0** ± 1,4
Дослід 2	до опромі- нення	112,3 ± 1,72	5,9 ± 1,1	13,4 ± 6,2	9,3 ± 2,25	28,7 ± 064	4,7 ± 1,6	56,0 ± 2,9
	після опромі- нення	128,3* ± 6,06	5,5 ± 0,9	9,8 ± 0,6	8,0 ± 4,8	29,0 ± 8,7	4,7 ± 1,6	57,7 ± 13,2
Дослід 3	до опромі- нення	108,3 ± 4,02	6,32 ± 0,8	10,2 ± 0,8	11,7 ± 2,25	30,0 ± 6,8	12,0 ± 2,9	44,0 ± 2,9
	після опромі- нення	135,0* ± 7,23	5,85 ± 0,8	9,4 ± 0,8	5,7 ± 2,25	22,0 ± 2,9	10,0 ± 2,9	62,0** ± 2,9
Дослід 4	до опромі- нення	108,0 ± 2,9	5,18 ± 0,6	7,3 ± 0,8	6,7 ± 1,6	32,7 ± 3,05	2,0 ± 0	56,3 ± 2,7
	після опромі- нення	128,3* ± 6,4	6,7* ± 0	11,95** ± 1,1	10,0 ± 4,3	25,0 ± 9,4	5,0** ± 0,7	59,5 ± 14,1
Контр оль	до опромі- нення	110,0 ± 1,2	7,25 ± 0,12	6,3 ± 0,2	6,0 ± 0,5	28,0 ± 1,92	4,0 ± 0	48,0 ± 0,5
	після опромі- нення	110,0 ± 1,7	6,95 ± 0,14	9,65 ± 0,3	7,0 ± 0,5	21,3 ± 2,57	4,0 ± 0	50,6 ± 0,6

p < 0,05*, p < 0,01**, p < 0,001***

Під час запалення у місці патологічного процесу накопичуються недоокиснені продукти, які є токсичними для організму. Вплив лазера незалежно від захворювання сприяє підвищенню вмісту гемоглобіну в крові. Завдяки цьому кисень надходить до органів і тканин, де його недостатньо, впливає на окиснення токсинів та їх знешкодження в організмі, що в подальшому сприяє одужанню тварин.

У крові телят першої, другої і третьої дослідних груп на початку встановлено зменшення кількості еритроцитів у порівнянні з вихідними даними на 27,0, 7,1 і 7,9%, відповідно (табл. 5.2). Це можна пояснити згущенням крові внаслідок дегідратації організму хворих на диспепсію тварин.

Після чотирьох опромінь тварин симптомів диспепсії у них не спостерігалось, рівень дегідратації знижувався, а вміст рідкої частини крові збільшувався.

В крові тварин четвертої дослідної групи після застосування лазерного опромінення кількість еритроцитів збільшилася в 1,3 рази, у порівнянні з вихідними показниками, що свідчить про стимулюючий вплив лазера на еритроцитопоез. При підрахунку кількості лейкоцитів в крові телят хворих на диспепсію до застосування лазерного опромінення було встановлено аналогічну еритроцитам тенденцію змін, що також пояснюється ступенем дегідратації організму хворих телят. Кількість лейкоцитів в крові тварин четвертої дослідної групи після впливу випромінюванням інтегрованої системи збільшилась на 39,3%, у порівнянні з вихідними показниками, що вказує на високий стимулюючий ефект когерентного випромінювання довжини хвилі 0,65 мкм та 0,531 мкм імунного статусу організму [78, 116, 117].

Цьому є підтвердження і в змінах, які відбулися у видовому складі лейкоцитів (табл. 5.2). Так, в крові тварин всіх груп встановлено збільшення кількості молодих форм – паличкоядерних нейтрофілів і зменшення кількості старіших форм – сегментоядерних нейтрофілів. Це зрушення характерне для легкого протікання гострих запальних процесів з відносно сприятливим перебігом.

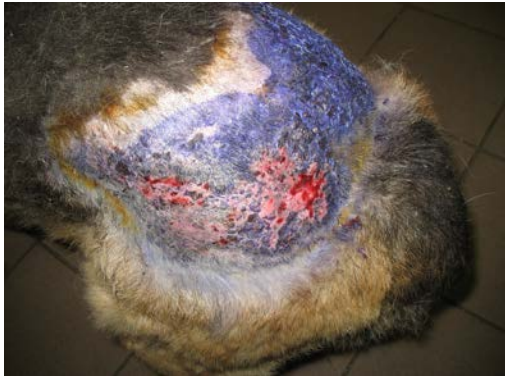
Збільшення кількості моноцитів у крові тварин першої і четвертої дослідних груп після застосування лазеротерапії в 1,5 і 2,5 рази, відповідно, порівняно з вихідними даними, вказує на завершення запального процесу. Недостовірне зменшення кількості моноцитів у крові тварин третьої дослідної групи після застосування впливу інтегрованої системи у 1,2 рази, у порівнянні з вихідними даними, є закономірним тимчасовим явищем, яке не має оцінюватися як несприятливе (табл. 5.2).

Вираженість лейкоцитозу під дією інтегрованого ЕМВ, поряд із позитивними змінами у видовому складі лейкоцитів, є показником високої реактивності організму тварин.

Збільшення кількості лімфоцитів в крові дослідних тварин після застосування лазеротерапії, без суттєвих змін вмісту гемоглобіну і кількості

еритроцитів, також є сприятливим показником, який свідчить про видужування тварин.

Дія інтегрованої системи та меж застосування її периферійних модулів також перевірялася на собаках при лікуванні грибкових захворювань на шкірі (рис. 5.9, а,б) та післяопераційного запалення (рис. 5.9, в,г).



а)



б)



в)



г)

Рис. 5.9. Експериментальні дослідження дії інтегрованої системи при впливі на відкриті рани та знешкодження грибкових структур, де: а - перший сеанс, б – другий сеанс (через 48 годин)

Таким чином, у першому випадку (рис. 5.9, а,б) дія інтегрованої хвилі ЕМВ надала позитивні результати (швидкісне заживлення раневої поверхні та знешкодження грибкових структур) на протязі 3 діб за два сеанси згідно методики, викладеній у розділі 4 для впливу когерентними ЕМВ, тобто

проміжок впливу складав 48 годин для виникнення ланцюгової реакції організму та підвищення імунних реакцій.

У другому випадку (рис. 5.9, в,г) процес заживлення здійснювався повільніше, ніж у першому випадку, оскільки тварина мала виснажений організм та дуже тяжкі ускладнення у вигляді свища. Проте загальний стан тварини внаслідок проведення лікувальних процедур значно покращився, що свідчить про підвищення імунних реакцій організму.

Методику [80] інтегрованого опромінювання було перевірено на післяопераційних рубцях цуценяти віком 4 місяці, котрий поступив у клініку у вкрай важкому стані з дуже великими пораненнями, які вже почали загнюватись [114]. Загальний стан тварини, вигляд рубців, наявність залишених відкритих ділянок на шві, оскільки шкіряного покриву вже не було, викликали необхідність повторної операції та рубцювання вторинним натягом. Вплив комплексною методикою почали здійснювати на другий день після операції (рис. 5.10,а) кожного дня. Тривалість сеансу визначена загальною площею патологічної ділянки. Оскільки основні рубці мали велику площу (довжина 185 мм та 125 мм), то час проведення сеансу тривав до 10 хв.

На другий сеанс (рис. 5.10,б) набряки та запалення поблизу швів зменшились на 60%, загальний стан покращено. Після 5-го сеансу (рис. 5.10,в) визначено, що у немає необхідності проведення другої операції, площа S відкритих ран, які утворились поблизу шва, зменшилась майже на 70%, набряки зникли. При цьому товщина швів, які мали досить велику структуру, зменшилась втричі. Після проведення 7-го сеансу (рис. 5.10,г) стан рубцевої структури шва практично нормалізувався.

Вплив опромінюванням згідно вказаної методики змінює також показники крові. Отже підвищується майже на 9% гемоглобін, кількість еритроцитів, лейкоцитів, моноцитів.

Відмічено, що імунітет збільшується, різко покращується загальний клінічний стан. При цьому рубцеві структури навіть при важкому стані дуже швидко загоюються, тканина практично набуває здорового стану, відсутні супутні набряки та запалення.

Вплив електромагнітним випромінюванням потужністю 3,5 мВт здійснено на відкриту рану на стегні молодій тварини (кошеня віком 3,5 місяці) (рис. 5.11). Ця рана, яка утворилась внаслідок погано накладеного гіпсу, не загоювалась на протязі 18 днів при проведенні звичайних методів лікування, тварина підлягала усиплянню.

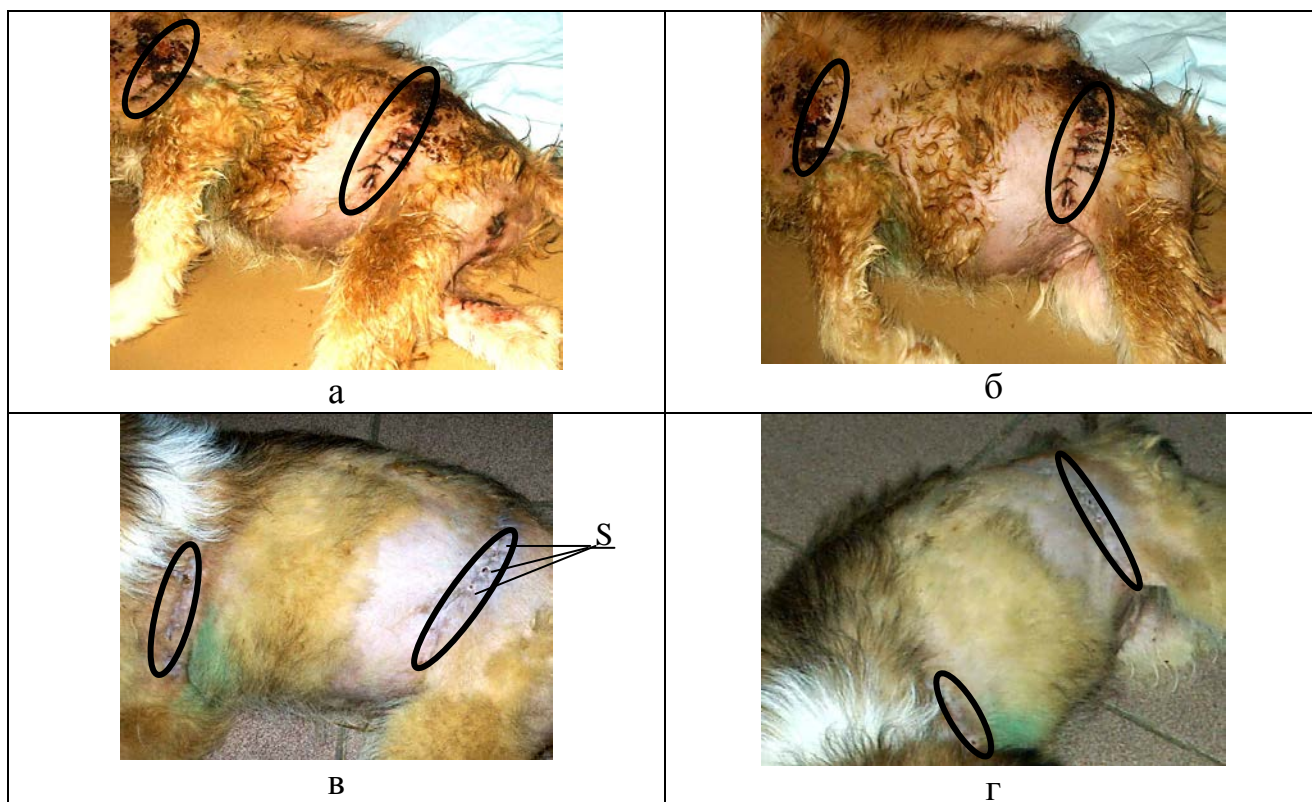
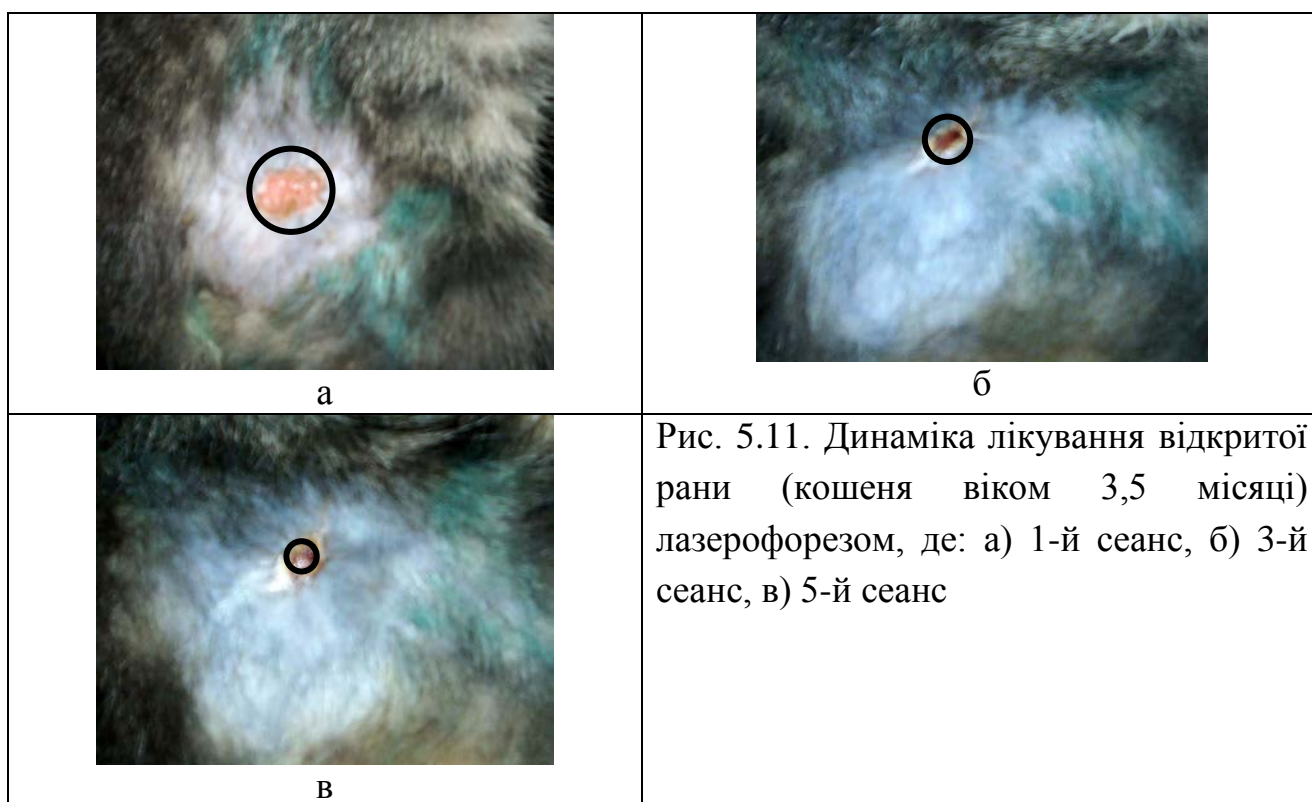


Рис. 5.10. Застосування інтегрованого приладу «ПРОМІНЬ» для лікування ран та післяопераційних рубців, де: а) 1-й сеанс, б) 2-й сеанс, в) 5-й сеанс; г) 7-й сеанс, S – залишки відкритих ділянок



Сеанси відбувалися кожного дня визначеною дозою з часом експозиції від 5 хв на початку впливу до 2 хв наприкінці. Початкова площа рани на 1-му сеансі (рис. 5.11) становила 240 мм², а після 5-ти сеансів практично загоїлась. Також визначено значне поліпшення стану та показників крові.

Перевірка методики комплексного лазерофорезу здійснювалась на тварині більш старшого віку з вкрай великою за площею раною на стегні, внаслідок чого лапа підлягала ампутації.

Вплив запропонованої методики почався на 4-й день після операції. Перев'язки із застосуванням вказаних препаратів та розробленого інтегрованого приладу «ПРОМІНЬ» [114, 115] проводились через 2 дні.

Результати застосування методики, наведені на рис. 5.12, показали високу швидкість загоювання відкритої рани, також покращення стану та показників крові.

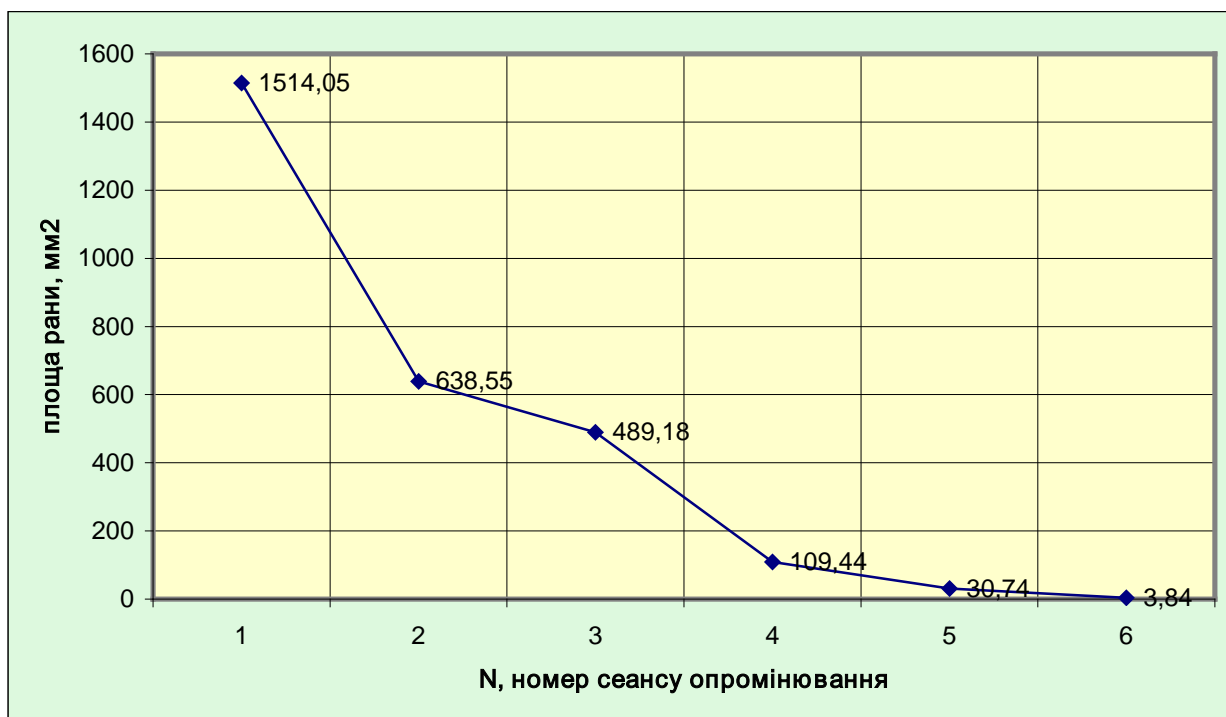


Рис. 5.12. Динаміка впливу комплексного лазерофорезу при лікуванні відкритих ран (кіт віком приблизно 2 років)

Проведені експериментальні дослідження прямого методу опромінювання патологічних ділянок організму показали високу ефективність застосування методу комплексного лазерофорезу для швидкісного лікування рубцевих

утворень та відкритих ран великої площі, а також для покращення загального стану здоров'я тварин у післятравматичний або післяопераційний період. При цьому досліджено динаміку застосування методики та створеного приладу інтегрованої дії.

Експериментальні дослідження дії інтегрованої системи проводилися щодо впливу на порушену трофіку пальців нижніх кінцівок (без зовнішніх медикаментів), тобто трофічну виразку, яку не змогли вилікувати протягом трьох років традиційними медикаментозними засобами (пацієнтка 85 років). За визначеною методикою після десятого сеансу рубець вилущився самостійно з утворенням нормальної шкіри (рис. 5.13).

Окрім того, спостерігалася інтенсифікація метаболічних процесів щодо спадання багаторічних набряків нижніх кінцівок (рис. 5.14), внаслідок чого покращився загальний стан та можливість руху пацієнтки.



Рис. 5.13. Експериментальні дослідження дії інтегрованої системи при впливі на порушену трофіку пальців нижніх кінцівок, де: а - перший сеанс, б – п'ятий сеанс



Рис. 5.14. Експериментальні дослідження дії інтегрованої системи при впливі на багаторічні набряки нижніх кінцівок, де: а - перший сеанс, б – п'ятий сеанс

Застосування дії системи перевірялося при лікуванні карбункула волосяної сумки (пацієнтка 59 років), що традиційними медикаментозними засобами не піддавалося лікуванню (табл. 5.3, рис. 5.15).

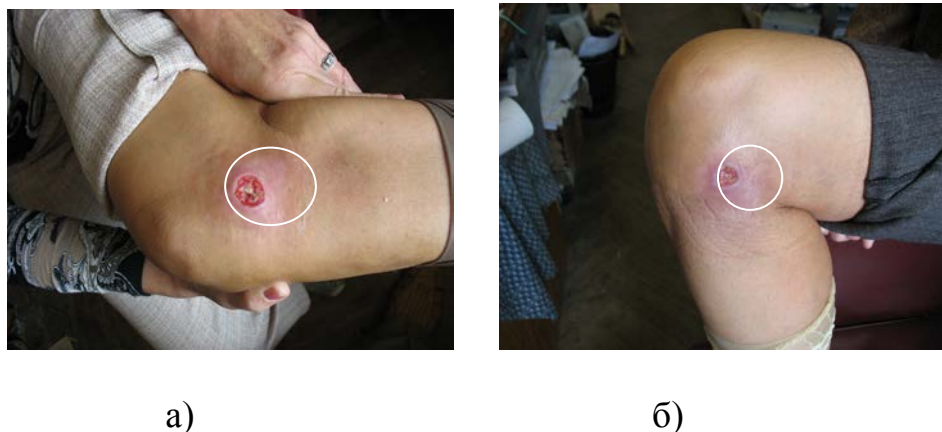


Рис. 5.15. Експериментальні дослідження дії інтегрованої системи при впливі на карбункул волосяної сумки за визначеною методикою, де: а - перший сеанс, б – третій сеанс

Таблиця 5.3. Динаміка впливу інтегрованої хвилі системи при лікуванні карбункула волосяної сумки за визначеною методикою

№ п/п	Діаметр патологічної ділянки, мм		Площа патологічної ділянки, мм ²		Ліки
	зовнішньої ділянки	внутрішньої ділянки	зовнішньої ділянки	внутрішньої ділянки	
Сеанс 1	55	19	2374,625	283,385	Офлокаїн
Сеанс 2	25	15,5	490,6	188,6	Синтоміцин
Сеанс 3	23	12	415,265	113,04	-

Отже, одержані нами результати свідчать про стимуляцію загальних механізмів адаптації та імунної реактивності, а також про відновлення функціонального стану організму під дією низькоенергетичного електромагнітного випромінювання оптичного діапазону.

Створені схеми модулів БТС діагностики та фізіотерапевтичного впливу низькоінтенсивним випромінюванням із комбінованими периферичними модулями обробки інформації можуть бути перспективним напрямом розвитку новітніх медичних технологій при проведенні досліджень регенерації біологічних тканин з

використанням енергобезпечних режимів.

При цьому досліджено динаміку застосування запропонованого способу впливу інтегрованою фізіотерапевтичною хвилею. Методи побудови та застосування потребують подальших досліджень з метою створення режимів інтегрованого впливу поширеного діапазону частот електромагнітного випромінювання для застосування у лікуванні широкого спектру захворювань.

5.4. Алгоритми роботи зв'язку роботи модулів інтегрованої біотехнічної системи досліджень та лікування

Автоматизація спостереження за станом БТО, який повинен піддаватись деякій фізіотерапевтичній процедурі, необхідна для уникнення суб'єктивізму при визначенні стану, прийняття рішення про подальше продовження цієї процедури, коригування режимів модулю впливу на БТО тощо. Тому необхідно створення алгоритмів роботи системи моніторингу, які можна було б застосовувати для різних аспектів наукових досліджень в галузі біомедицини тощо. При цьому деякі фрагменти цього алгоритму призначені для використання при виконанні окремих функцій периферійних модулів загальної системи, тобто досягається багатофункціональність пропонованої системи.

Основною функцією даної системи є відстеження плинного стану БТО в певний проміжок часу та висновки про загальний стан. Як було вказано у попередніх розділах, у даній системі передбачений також периферійний модуль опромінювання для проведення опромінювання визначених БАТ. Процедура опромінювання організму здійснюється системою як подальший крок після визначення стану БАТ.

Точне спостереження за дійсним станом БТО є необхідним за певний проміжок часу до проведення процедури опромінювання та після неї для можливої корекції впливу ЕМП. При цьому можуть спостерігатися як позитивні, так і негативні випадки стану, який досліджується. Таким чином, функціонування обладнання комплексного моніторингу стану БТО зумовлене операціями проведення діагностики та визначення місцезнаходження БАТ, визначення параметрів випромінювання ЕМП, повторне діагностування БАТ та прийняття рішення на корекцію режимів опромінювання, на зупинку опромінювання внаслідок критичної ситуації, що сталася.

Загальний алгоритм функціонування модулів лікування та діагностики інтегрованої БТС наведено на рис. 5.16.

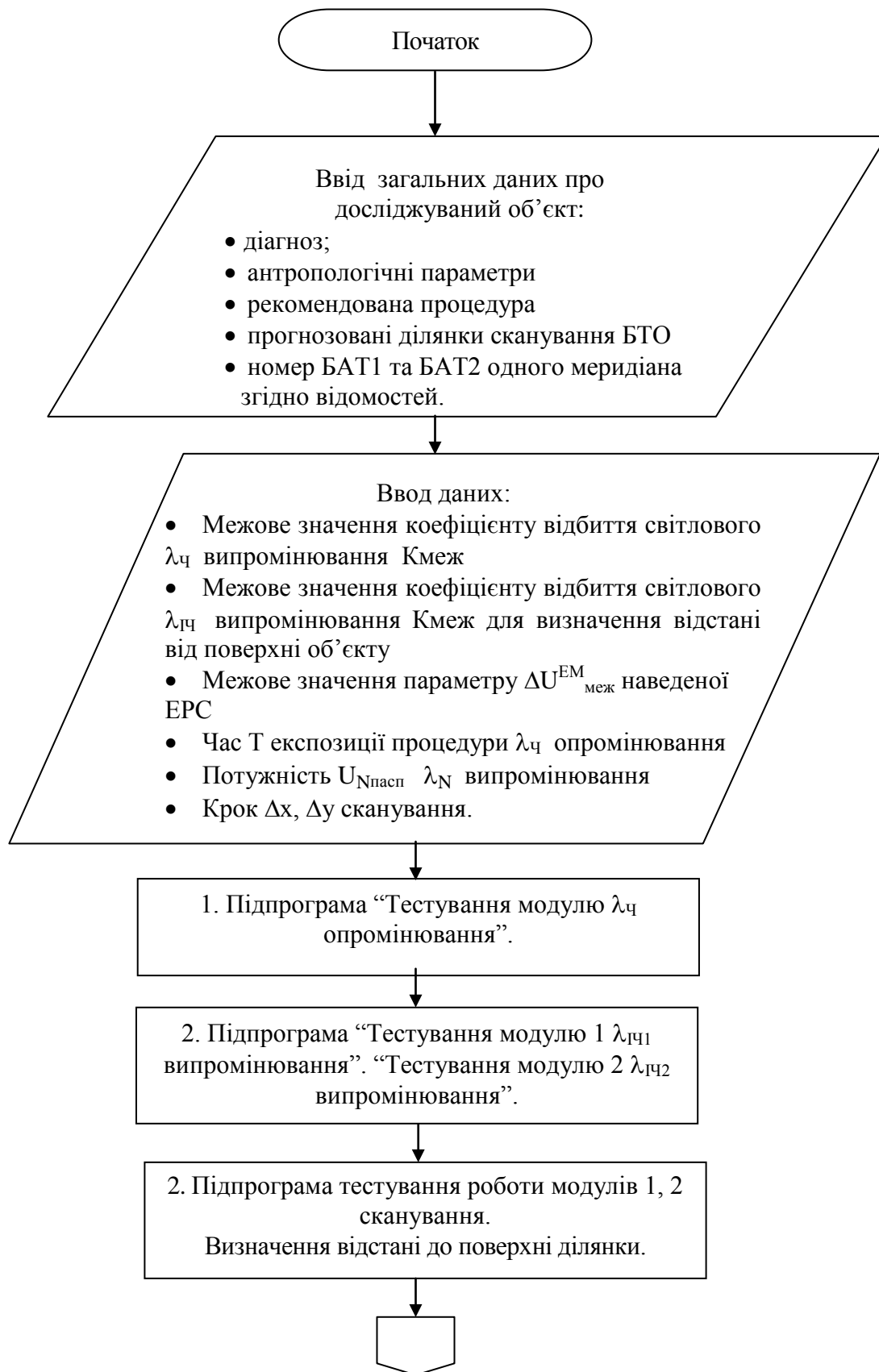


Рис. 5.16. Загальний алгоритм функціонування інтегрованої біотехнічної системи (аркуш 1)

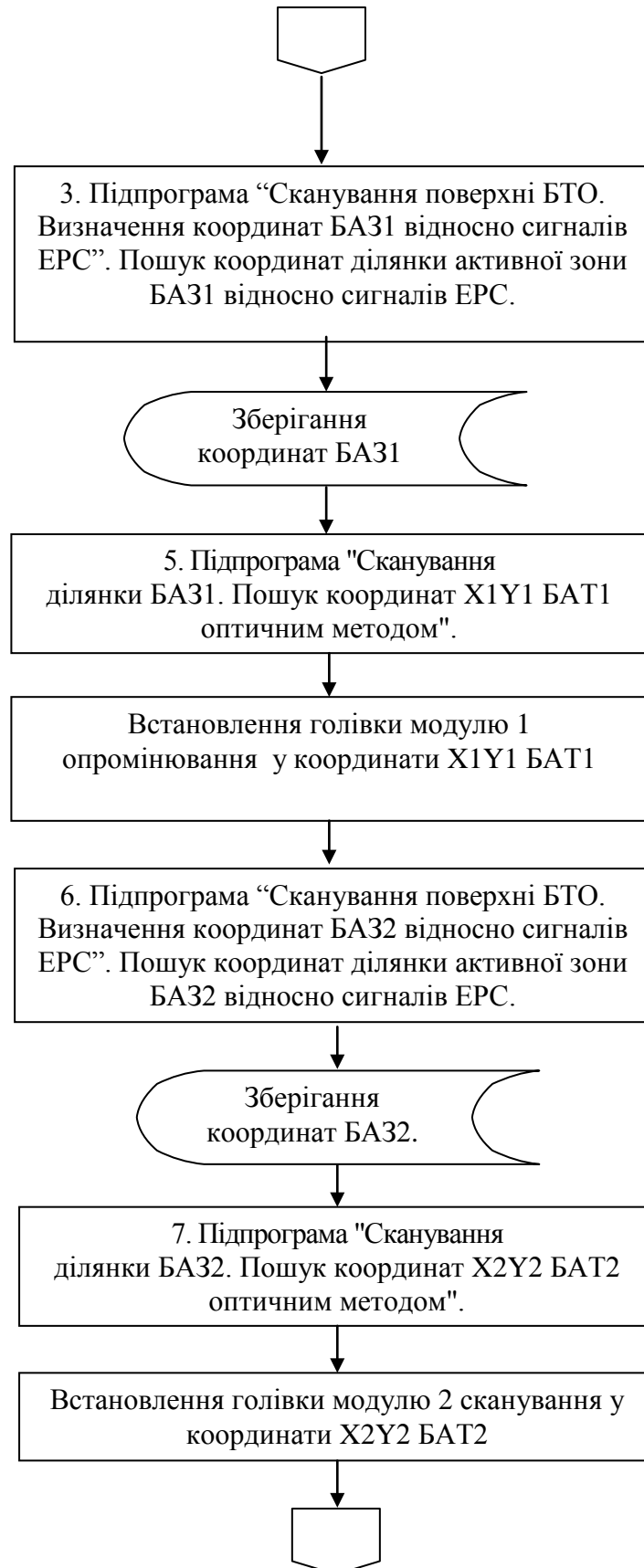


Рис. 5.16. Загальний алгоритм функціонування інтегрованої біотехнічної системи (аркуш 2)

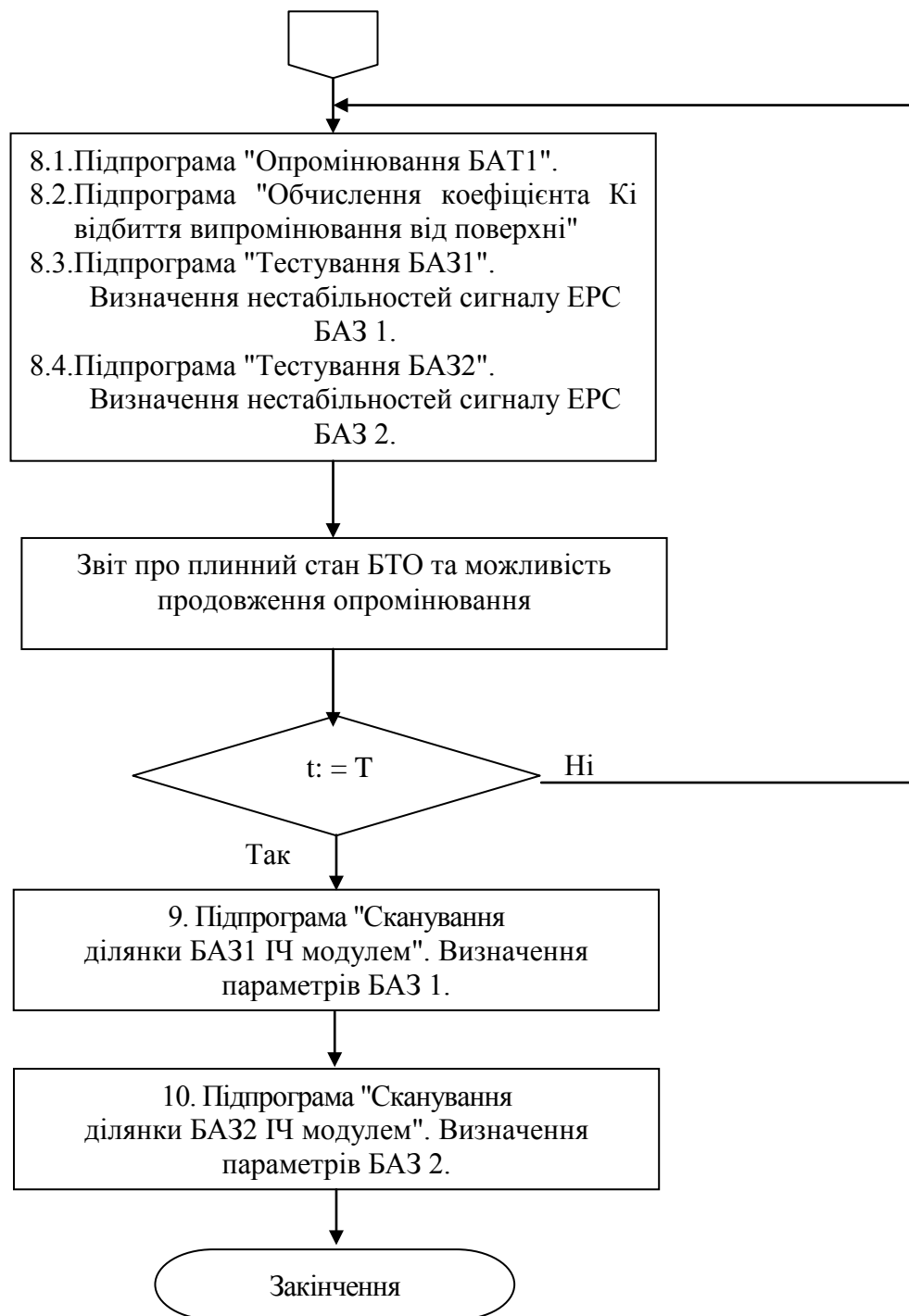


Рис. 5.16. Загальний алгоритм функціонування інтегрованої біотехнічної системи (аркуш 3)

Робота системи починається з вводу даних про пацієнта, який, наприклад, підлягає опромінюванню з метою лікування та моніторингу його плинного стану під час проведення лікувальної процедури. При цьому вводять стать, вік, загальний діагноз для визначення необхідних для опромінювання ділянок організму.

Якщо діагностика та комплексне лікування йде за БАТ, то згідно відповідних відомостей, атласів тощо визначають потрібний біологічно активний меридіан та номери двох точок, за якими проводитиметься спостереження та вплив, тобто виконання активних та пасивних функцій чутників ЕМП.

Надалі вводяться наступні комплексні дані, за якими необхідно плинне спостереження відповідних модулів БТС для висновку про стан досліджуваного об'єкта:

- Межове значення коефіцієнту відбиття світлового $\lambda_{\text{ч}}$ випромінювання $K_{\text{меж}}$,
- Межове значення коефіцієнту відбиття світлового $\lambda_{\text{лч}}$ випромінювання $K_{\text{меж}}$ для визначення відстані від поверхні об'єкта,
- Межове значення параметру $\Delta U_{\text{меж}}^{\text{ЕМ}}$ наведеної ЕРС,
- Час T експозиції процедури $\lambda_{\text{ч}}$ опромінювання,
- Потужність $U_{\text{N пасп}}$ λ_{N} випромінювання,
- Крок Δx , Δy сканування.

Наведений алгоритм передумовлює, що проводиться спостереження при здійсненні лікувальної процедури опромінювання відповідно діагнозу БАТ1 лазерним випромінюванням низької інтенсивності з довжиною хвилі $\lambda_{\text{ч}} = 0,65$ мкм. При цьому друга БАТ2 того ж меридіану спостерігається плинно під час всієї процедури для висновку про стан БТО.

Сприятливість біоструктур до низькоенергетичного випромінювання всього оптичного діапазону досить обумовлена наявністю сукупності специфічних і неспецифічних фотоакцепторів, котрі поглинають енергію цього випромінювання та забезпечують її трансформацію в біофізичних і біохімічних процесах.

Взаємодіюче низькоенергетичне лазерне випромінювання призводить в тканинах та органах БО до виникнення ефектів, по'язаних з безпосередньою і опосередкованою дією ЕМП оптичного діапазону [84, 112].

Безпосередня дія ЕМП з'являється в об'ємі тканин, що підпали під опромінення. На пряму дію ЕМП реагують фотоакцептори, а також різні молекулярні утворення, в яких виникають порушення слабких атомно-молекулярних зв'язків, що підсилює ефект безпосереднього впливу лазерного випромінювання.

Опосередкована дія пов'язана або з трансформацією енергії випромінювання, або з розповсюдженням цієї енергії або ефекту від її дії різними способами. Це може бути перевипромінювання клітинами ЕМП, передача ефекту дії низькоенергетичного лазерного випромінювання через рідкі середовища БО, або передача енергії цього випромінювання по каналах і меридіанам рефлексотерапії. Так, при лазерному опроміненні *in vitro* клітинного моношару виникає явище перевипромінювання цими клітинами ЕМП довжиною, яка дорівнює довжині хвилі первинного випромінювання, на відстані до 5 см. Таким чином обумовлені дії периферійних модулів одночасного опромінювання та спостереження двох активних точок для плинного моніторингу стану БТО.

Периферійні модулі інтегрованої фізіотерапевтичної системи, що призначені для реєстрації ЕМВ, та призначені для застосування у медичних пристроях, повинні відповідати умовам прецизійного розпізнання інформаційних сигналів, котрі надходять на модулі реєстрації первинної інформації такої системи. Тобто схеми модулів повинні містити засоби обробки інформації, котрі надають можливості в автоматизованому режимі з високою точністю ідентифікувати сигнали, які реєструють ВПІ.

5.4.1. Алгоритми попереднього тестування модулів системи

Початок дії інтегрованої фізіотерапевтичної системи – це тестування усіх модулів, в тому числі й випромінювачів, які діють у системі. Важливою функцією модулів, які містять джерела випромінювання, є стабільність інтенсивності їх функціонування, що впливає на об'єкт. Тестування полягає в тому, що перевіряють якість системи світлового випромінювача.

Якщо випромінювач не знаходиться у сталому режимі роботи, потужність світлового потоку може змінюватись в певний проміжок часу, тобто периферійний модуль опромінення не готовий до роботи. У цьому випадку необхідно проводити тестування випромінювача до отримання необхідної величини інтенсивності (рис. 5.17).

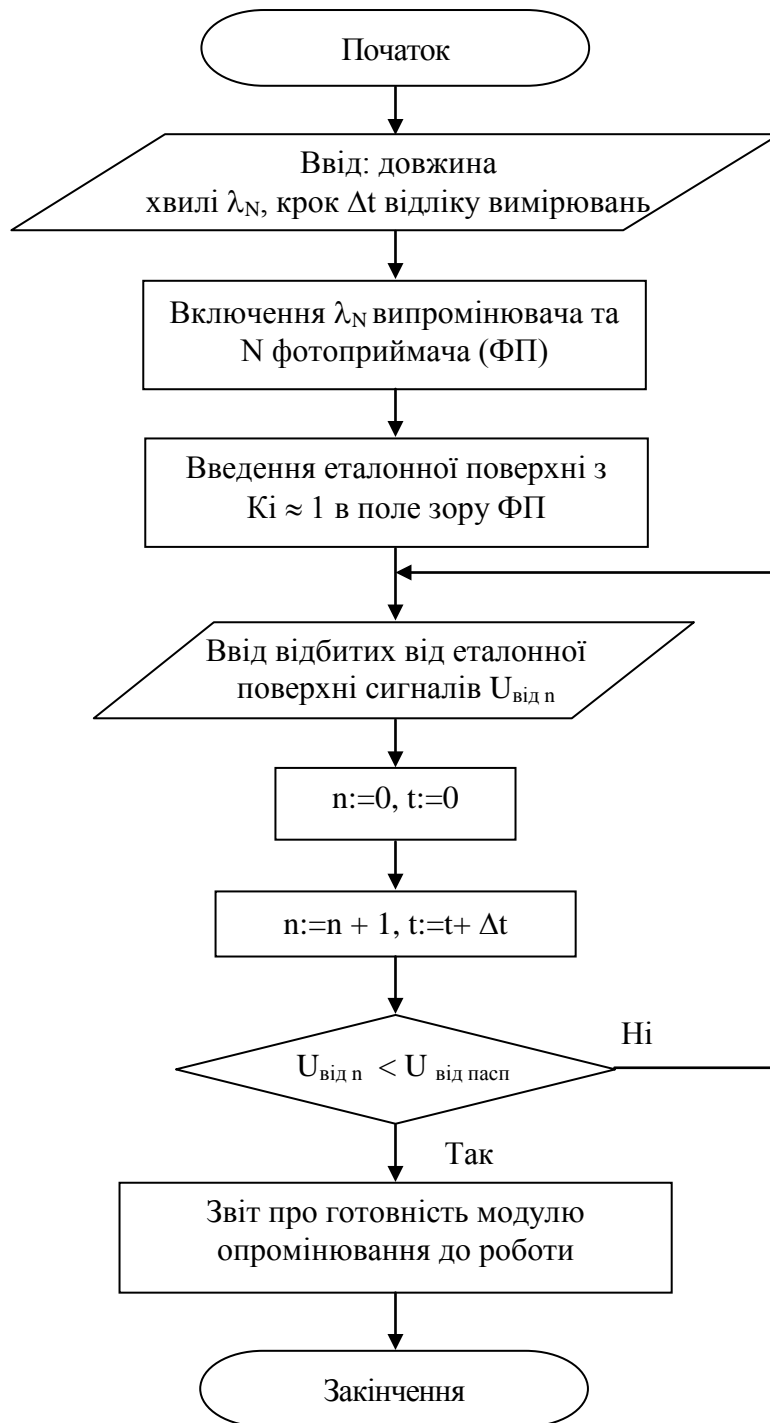


Рис. 5.17. Блок-схема алгоритму підпрограми “Тестування модулю λ_N опромінювання”

Встановлюють довжини хвиль випромінювання, при цьому включають ті випромінювачі, котрі необхідні для енергетичної підтримки роботи системи. Тестування здійснюється при наявності еталонної поверхні з коефіцієнтом відбиття світлового потоку $K_i \approx 1$, тобто дзеркального еталону, який розташовують таким чином, щоб відбите випромінювання надходило на фотоприймач.

Фотоприймач реєструє плинне значення інтенсивності світлового випромінювання, АЦП перетворює сигнал в цифрову форму. Реєстроване значення сигналу порівнюють з зазначеним для даного типу випромінювача при геометричних, енергетичних параметрах оптичної системи формування світлового потоку з врахуванням коефіцієнта пропускання системи.

Надалі за визначеним проміжком часу реєструється сигнал від випромінювача. Плинне значення реєстрованої величини порівнюються з паспортним значенням потужності випромінювання визначеного джерела. Якщо потужність вимірюваного випромінювання становить величину, рівну заданій, модуль формує звіт про готовність його до роботи.

Дія інтегрованої біотехнічної системи залежить від точності функціонування периферійних модулів сканування БТС, у яких розташовані комплексні модулі пошуку координат БАЗ, БАТ, тобто модулі реєстрації польових структур на основі наведеної ЕРС, джерела випромінювання периферійного модулю БТС.

Прецизійність роботи таких модулів (рис. 5.18) обумовлює точність та достовірність визначення координати активних ділянок БТО, через які здійснюється обмін польових структур об'єктів БТС із зовнішнім середовищем, стан енергетичних та геометричних величин яких є показником загального стану БТО при впливі на нього польових структур інших об'єктів у різному частотному діапазоні.

Для виявлення готовності модулів сканування до роботи системи необхідно тестування їх механізмів переміщення, де встановлені комплексні модулі ЕМП. Тому передбачені тестові маркери, що надають можливості реєструвати крок переміщення, розділювальну здатність визначеного модулю, яка відповідає за точність реєстрації інформаційних сигналів та як кінцевий результат, точність пошуку координат БАТ.

Заданий тестовий сигнал $W0x;y_j$ від модулю, який тестується, і який порівнятимуть у процесі тестування із заданими кроками переміщення $\Delta x \Delta y$ на початку дії системи.

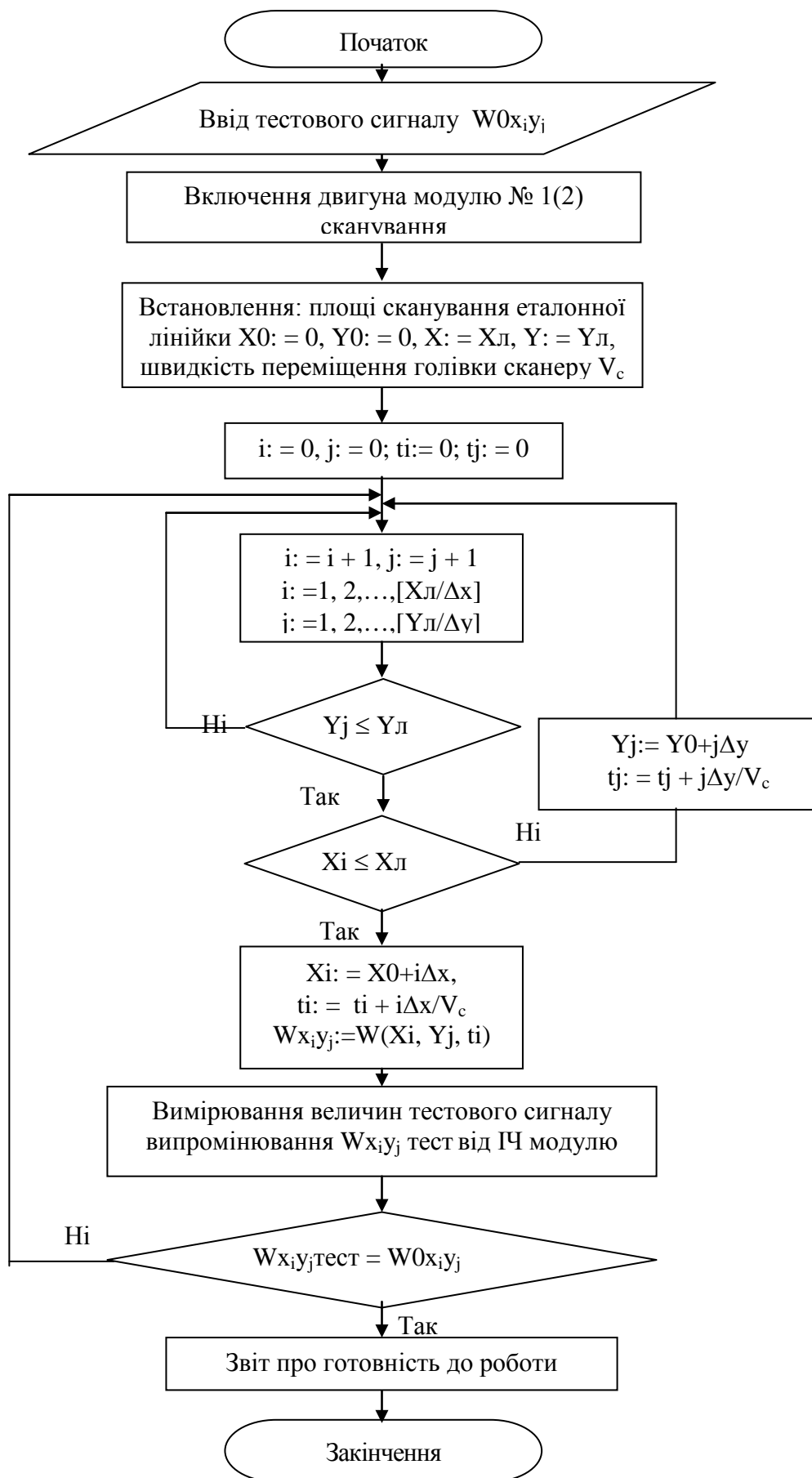


Рис. 5.18. Підпрограма “Тестування модулю сканування”

На підставі реєстрації тестових сигналів можна визначати відстань до досліджуваної поверхні ділянки БТО методом, описаним у попередньому розділі. Визначення цієї відстані необхідно для точного переміщення механічних частин сканера вздовж досліджуваної ділянки без ушкодження нерівностей поверхні, які зустрічаються на його шляху.

Перевіряється готовність модулю сканування до роботи, при цьому надається по виконанню заданої умови досягнення заданої величини $W0x;y_j$ повідомлення про готовність та продовження виконання роботи системи далі.

Модулі сканування у БТС передбачені таким чином, щоб один був призначений для здійснення функції активно-пасивного пошуку БА31 та БАТ1 та для проведення опромінювання та стимулювання, а також другий – для пошуку БА32 та БАТ2 з метою проведення плинного моніторингу стану досліджуваного БТО.

Таким чином, у цих модулях БТС містяться індукційні модулі реєстрації польових структур на основі ЕРС, наведеної у масі досліджуваного об'єкта, та випромінювачі світлового випромінювання з довжинами хвиль 0,65 мкм, 0,808 мкм для комплексного модулю пошуку та опромінювання, а також 0,808 мкм для модулю пошуку і спостереження за станом досліджуваного об'єкта.

Якщо внаслідок попередньо проведених досліджень задаються ділянки для пошуку та опромінювання, оскільки це відомо на початку роботи системи, то модулі БТС сканування розташовують у початкові координати для можливого пошуку необхідних зон БА31, БА32.

5.4.2. Алгоритми визначення координат біологічно активних зон та точок

Для точного пошуку активних ділянок здійснюють сканування визначеної поверхні БТО (рис. 5.19). При цьому виконується процедура визначення координат БА3 відносно сигналів ЕРС, наведеної у досліджуваному БТО (БТС). Пошук на поверхні досліджуваного об'єкта координат ділянки активної зони БА3 на підставі реєстрації польових структур відносно сигналів наведеної ЕРС здійснюється на принципах умовного торкання об'єктів на підставі принципів тонкого торкання об'єктів [20].

В умовах руху в зоні “присутності” БАТ БО та очікування торкання польових структур об'єктів використовується алгоритм, за яким за наявності

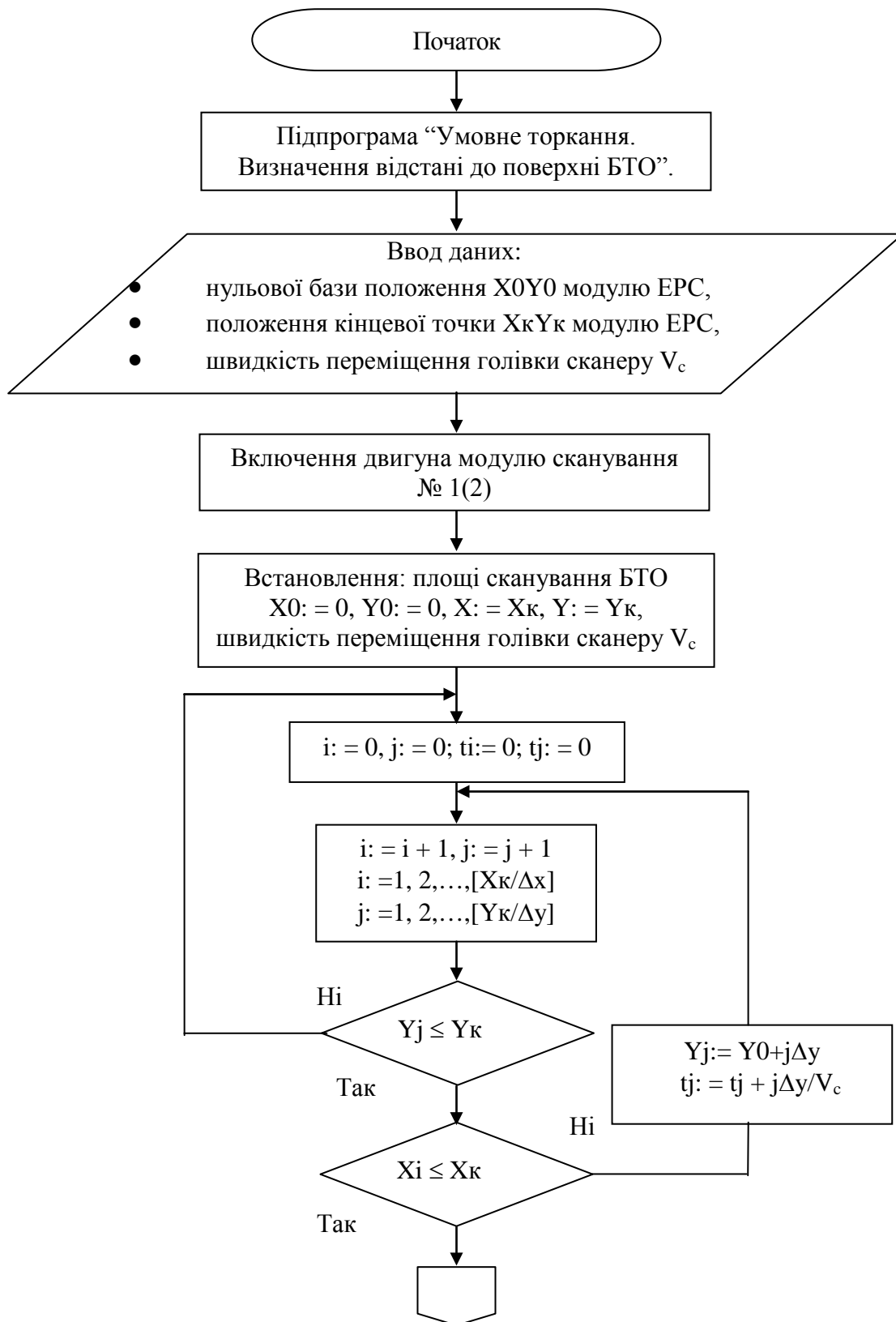


Рис. 5.19. Підпрограма визначення координат БАЗ електромагнітним методом (аркуш 1)

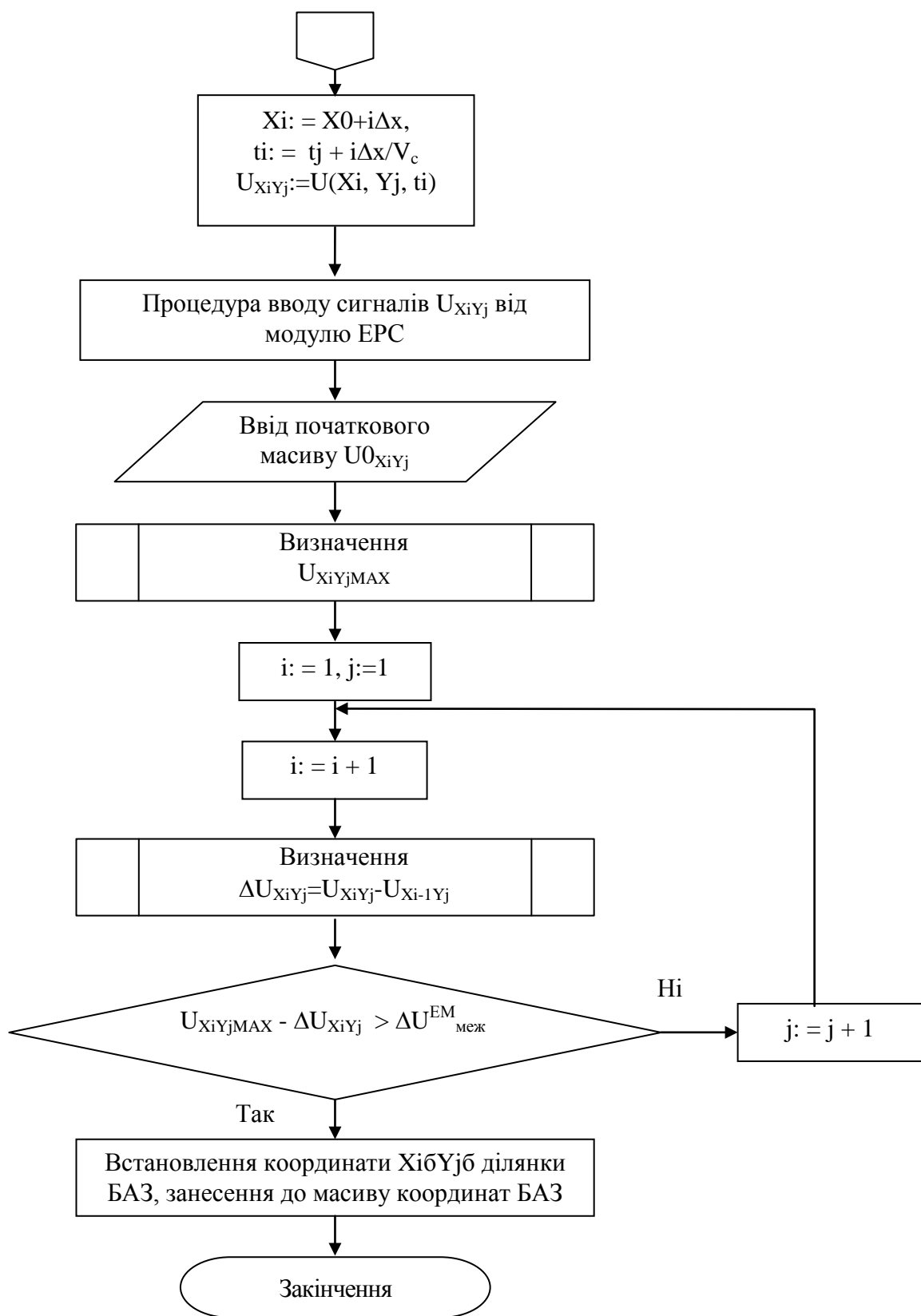


Рис. 5.19. Підпрограма визначення координат БАЗ електромагнітним методом (аркуш 2)

торкання фіксується координата БАТ з одночасним відходом від поверхні на 10...50 кроків позиціювання (здебільшого від 10 до 50 мкм).

Така розбіжність пояснюється наприклад тим, що параметри швидкості руху модулю сканування можуть бути або стабільними, під час отримання координати, або з кожним циклом зменшуватись на визначену величину. Отриманий ряд координат здебільшого обчислюється з умови одержання середньостатистичної величини або за останнім виміром.

Більш ефективною є ситуація, коли рядок коефіцієнтів k_l закладається до пам'яті блоку керування системою у вигляді математичного закону. У такому випадку всі можливі похибки вимірювання автоматично є відомі і можуть бути враховані при вимірюванні.

Координати знайденої БАЗ запам'ятовується для подальшого застосування при пошуку координат активної точки БАЗ, що буде або використовуватись при процедурі опромінювання або спостерігатись. Якщо ні, то повторюють процедуру зчитування плинних значень сигналів, які визначають параметри польових структур об'єкта на основі наведеної в його масі ЕРС та їх аналіз.

Отже, після того, як визначено координати X_iY_j ділянки БАЗ, здійснюється занесення отриманих результатів до масиву координат БАЗ.

У цьому разі необхідно визначення координат БАТ в масиві ділянки БАЗ для подальшої роботи системи.

Точність визначення координат БАТ впливає на якість роботи всієї системи, тобто на достовірність моніторингу стану БТО. Тому у кожній голівці модулю сканування передбачено наявність випромінювача з довжиною хвилі 0,808 мкм для можливості пошуку координат та відстеження геометричних параметрів БАТ. В цьому разі необхідно проводити пошук оптичним методом для отримання високої роздільної здатності.

У початку дії підпрограми (рис. 5.20) пошуку БАТ здійснюється встановлення нульової бази положення фотоприймача по заданому масиву X_iY_j координат БАЗ 1(2) та ввід швидкості переміщення механічних частин модулю сканування, оскільки від цього при заданому кроці сканування залежить кількість відліків зареєстрованого сигналу. При цьому реєструють потік світлового випромінювання, відбитого від поверхні ділянки БАЗ 1(2) із визначеними координатами X_iY_j . У модулі встановлено пристрій реєстрації світлового випромінювання, який було описано у попередніх розділах.

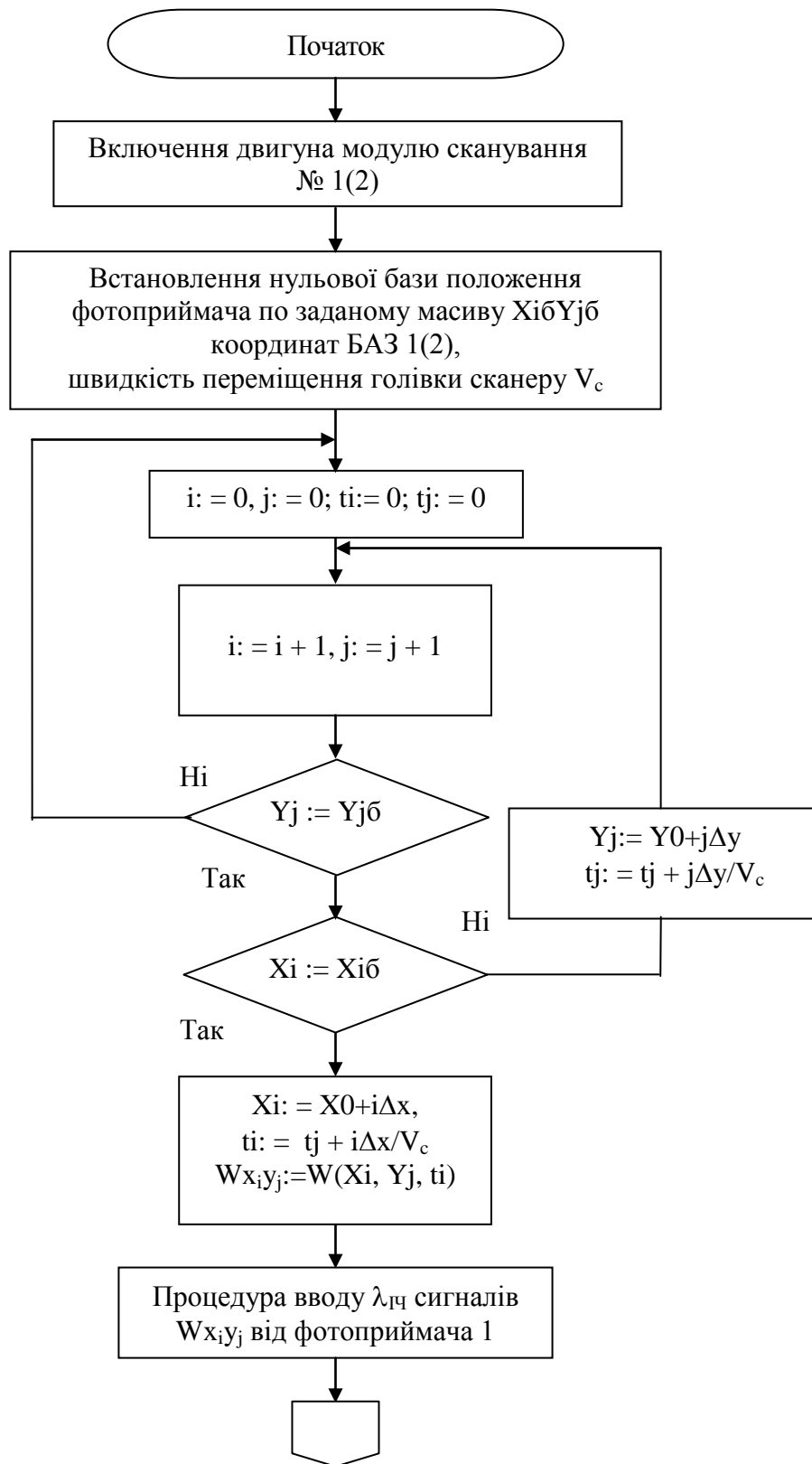


Рис. 5.20. Підпрограма визначення координат БАТ оптичним методом (аркуш 1)

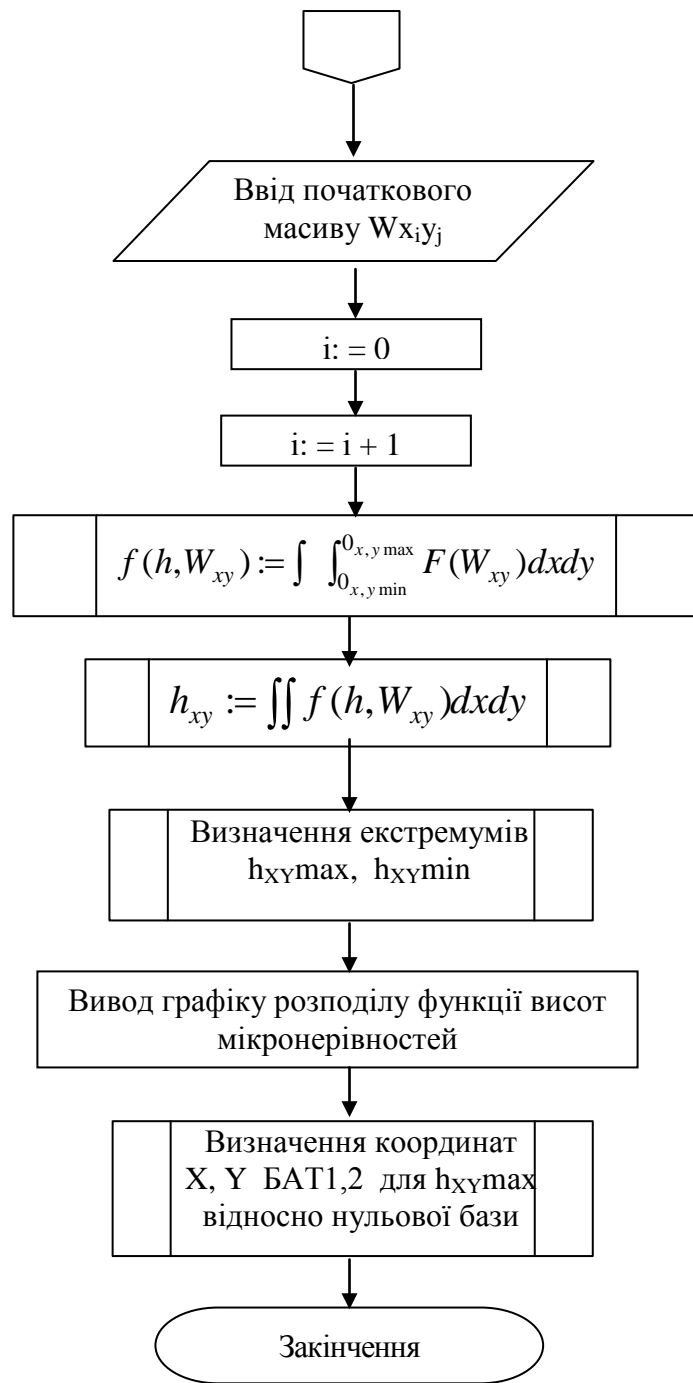


Рис. 5.20. Підпрограма визначення координат БАТ оптичним методом (аркуш 2)

Цей пристрій містить на поверхні отвору, що направлено досліджувану поверхню, а також кільцевий перетворювач ЕРС. Таким чином, його застосовано для комплексного пошуку активних ділянок БТО. В якості фотоприймача доцільно використовувати ПЗЗ-матрицю для отримання повного розподілу світлового потоку по певній ділянці площі поверхні об'єкта.

Для ефективного пошуку БАТ використано математичні моделі аналізу відбитого випромінювання, які було створено у попередніх розділах. Тобто після того, як зареєстровано відбите випромінювання, визначається розподіл функції висот мікронерівностей досліджуваної поверхні БАЗ 1(2) для подальшого аналізу та пошуку координат і відстеження зміни геометричних та енергетичних параметрів.

Здійснюється вивід графіку розподілу функції висот мікронерівностей, що дозволяє огляд процесу у динамічному режимі. Визначення екстремумів функції дозволяють визначення координат БАТ.

Максимальна висота розподілу, якщо реєструвати від введеної нульової бази фотоприймача, може візуалізувати шукану точку, яку потрібно або опромінювати, або спостерігати зміну її параметрів.

Координати визначених БАЗ 1(2), БАТ 1(2) заносять в архів для можливого порівняння з плінними значеннями. Після визначення координати необхідної БАТ проводять встановлення голівки опромінювання модулю сканування 1 у координати $X1Y1$ БАТ1 для підготовки до опромінювання. Тобто модуль опромінювання є готовим до роботи.

Далі здійснюють встановлення голівки модулю БТС сканування у координати $X2Y2$ БАТ2 для проведення повного моніторингу стану згідно визначеного активного меридіану БТО.

5.4.3. Алгоритм роботи модулю опромінювання

На початку роботи системи проведено визначення часу експозиції згідно існуючих нормативів, даних досліджуваного БО, діагнозу, визначення дози опромінювання, виходячи з встановленої густини потужності світлового випромінювання головки опромінювання та часу експозиції.

Здійснюють вмикання випромінювача (рис. 5.21), при цьому голівка випромінювання з оптичною системою встановлюється автоматично на місце пошукового зонду таким чином, щоб координати головки співпадали з визначеними координатами

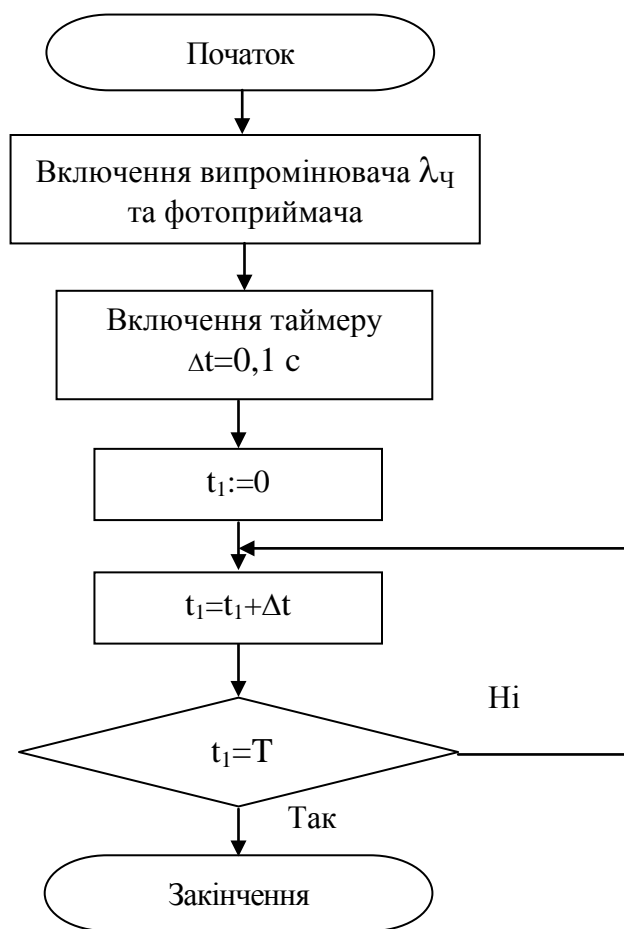


Рис. 5.21. Блок-схема алгоритму підпрограми “Опромінювання БАТ”

Отже, обчислення зміни геометричних, фізичних та енергетичних параметрів польових структур об’єктів БТС під час плинної процедури є заключним етапом функціонування системи і надає можливості дійти висновку про реальний стан досліджуваного БТО (рис. 5.22). Запропоновані алгоритми дії інтегрованих систем забезпечують ефективність, швидкість, прецизійне визначення параметрів ЕМВ, яке надходить від об’єкту, або відбивається від нього, що необхідно для дозування ЕМВ при впливі на об’єкт.

5.4.4. Алгоритми функціонування чутників у біомедичних системах

Дія чутників реєстрації польових структур у медичних БТС обумовлена тим, що потрібно здійснювати операції вводу, перетворення та обробки, в тому числі, порівняння сигналів, які надходять від відчутників чутникової системи,

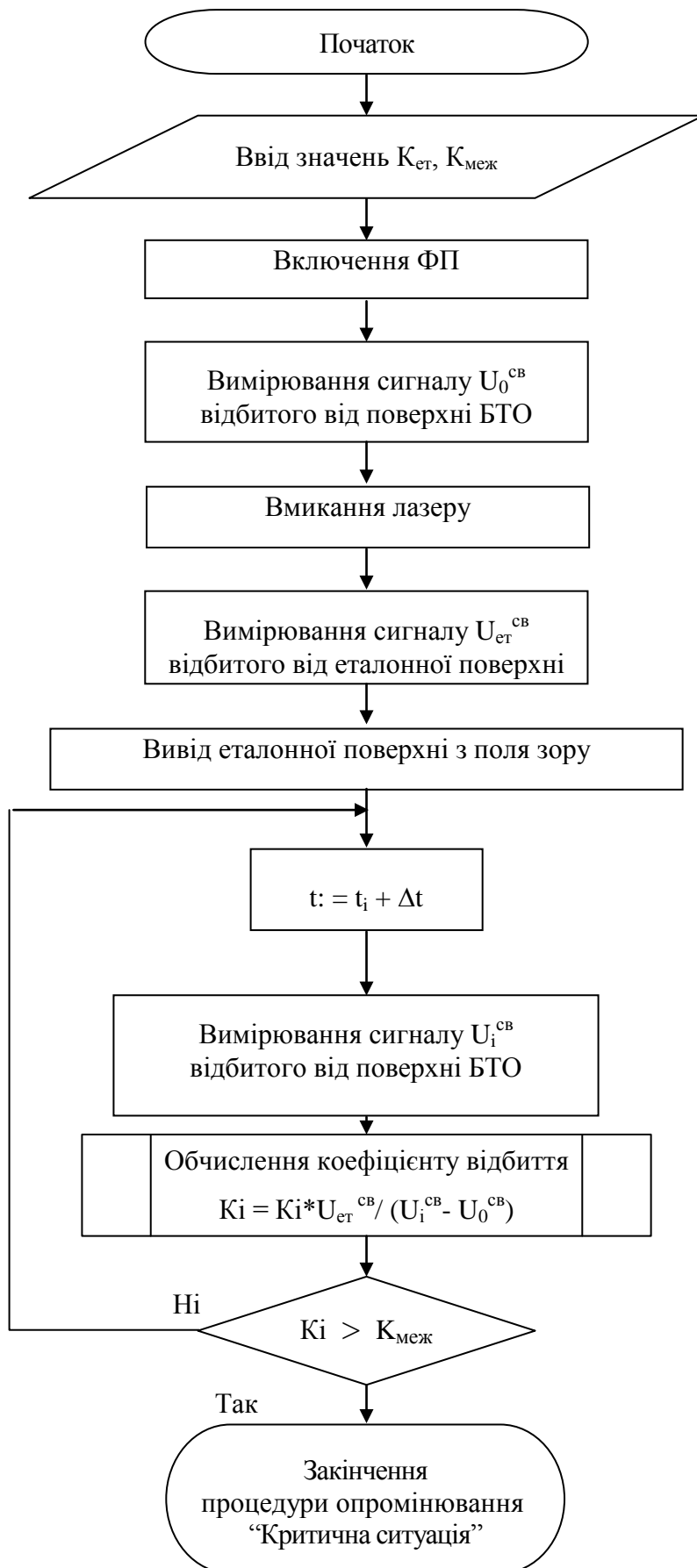


Рис. 5.22. Алгоритм обчислення коефіцієнту відбиття випромінювання від поверхні БТО

тобто інформаційних сигналів в різному частотному діапазоні. Такі функції чутника необхідні для подальшого здійснення аналізу, відпрацювання режимів покращення отриманих сигналів.

Загальні алгоритми функціонування чутників, наведені на рис. 5.23, 5.24, обумовлюють по-перше, ввід даних, що надходять як перетворений інформаційний потік від відчутника, що пройшов через модулі обробки інформації БТС у вихідні модулі чутникової системи для забезпечення діалогового режиму обробки інформації.

Наведені алгоритми обумовлюють визначення стану досліджуваного об'єкту згідно вимірюваних характеристик ЕМВ та згідно напрацьованих критеріїв, з якими порівнюють зареєстровані сигнали. Ці критерії повинні бути занесені у банк даних, для чого проводяться експериментальні розширені дослідження. Результати цих досліджень можуть бути прийняті як еталонні значення для обчислення плинних зареєстрованих даних відчутників. Таким чином, перевищення цих критеріїв, а також визначені відхилення від постійного рівня сигналу в окремих ділянках досліджуваного об'єкту, визначає патологію поверхні, активізацію параметрів об'єкту, що потрібно визначати у медичній практиці. Зображення на виході модулю обробки чутника доцільно поліпшувати у тих випадках, коли потребує цього необхідність деталізації окремих ділянок.

При математичній обробці зареєстрованих у процесі дослідження цифрових зображень додаткові можливості поліпшення їхньої якості надає реалізація різних нелінійних процедур регулювання контрастності.

Існує широкий спектр алгоритмів нелінійного регулювання контрастності зображень, заснованих на приведенні вихідної щільності розподілу яскравостей, тобто "гістограми яскравостей", до обраного виду.

Тобто створення алгоритму може бути пояснена в такий спосіб. Нехай є зображення, що обгинає щільності розподілу яскравостей якого (при нормуванні до загальної кількості точок у зображенні) описується функцією $f(r_{вх})$ у діапазоні від $R_{гран\ n}$ до $R_{гран\ в}$. Необхідно даний розподіл привести до виду $g(r_{вих})$ у тім же діапазоні (у випадку рівності діапазонів яскравостей вихідного та обробленого зображень), причому варто враховувати, що загальне число пікселів у зображенні після перетворення не повинне змінитися.

На підставі останньої умови можна створити алгоритм перетворення яскравостей (рис. 5.25).

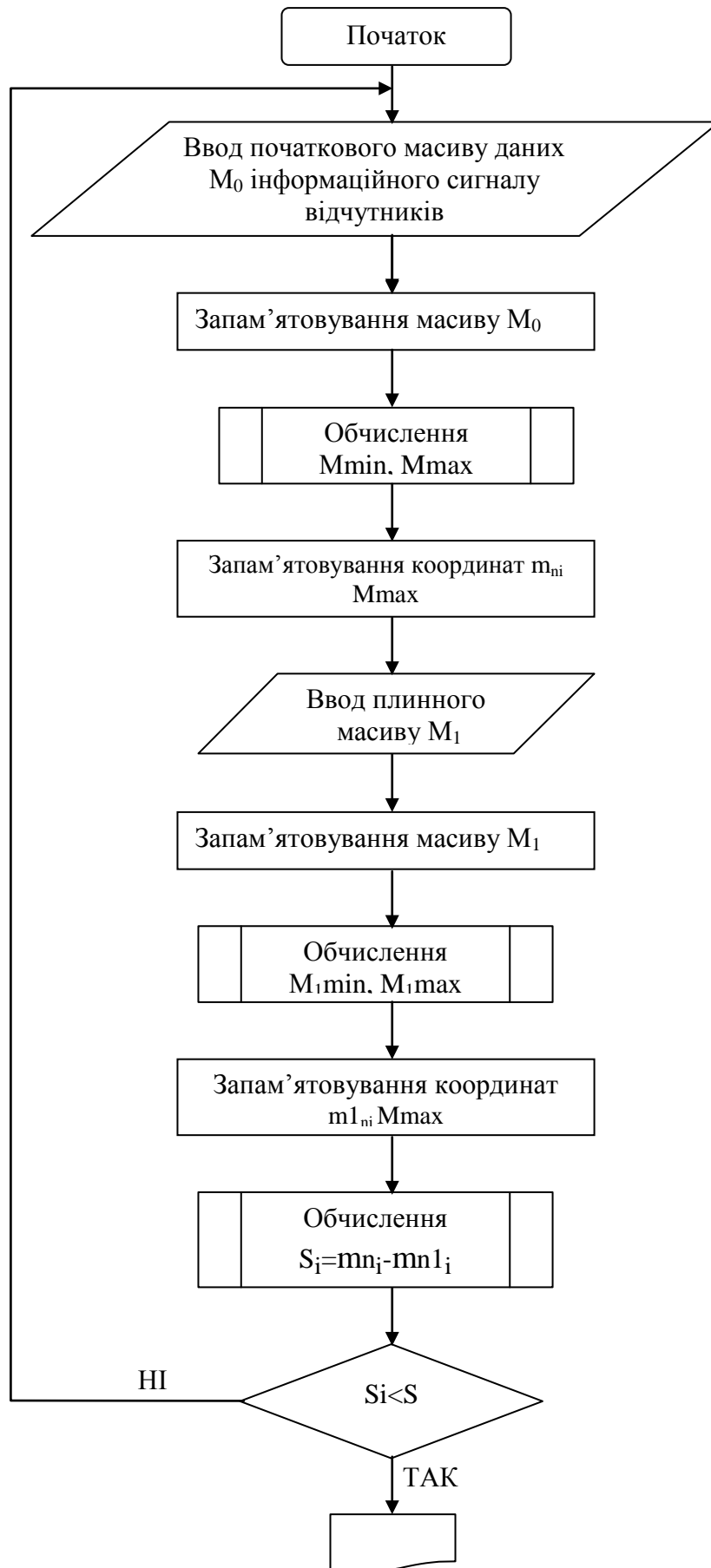


Рис. 5.23. Блок-схема загального алгоритму дії чутника реєстрації ЕМВ у біомедичних пристроях (аркуш 1)

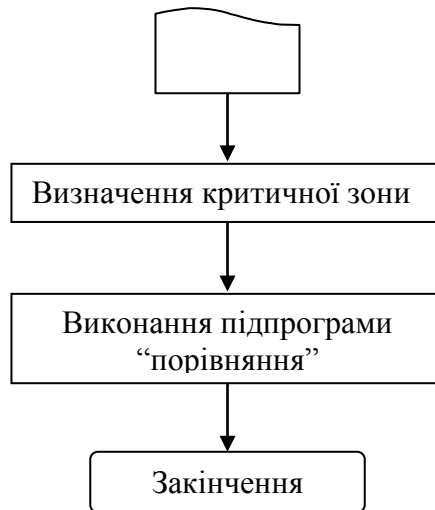


Рис. 5.23. Блок-схема загального алгоритму дії чутника реєстрації ЕМВ у біомедичних пристроях (аркуш 2)

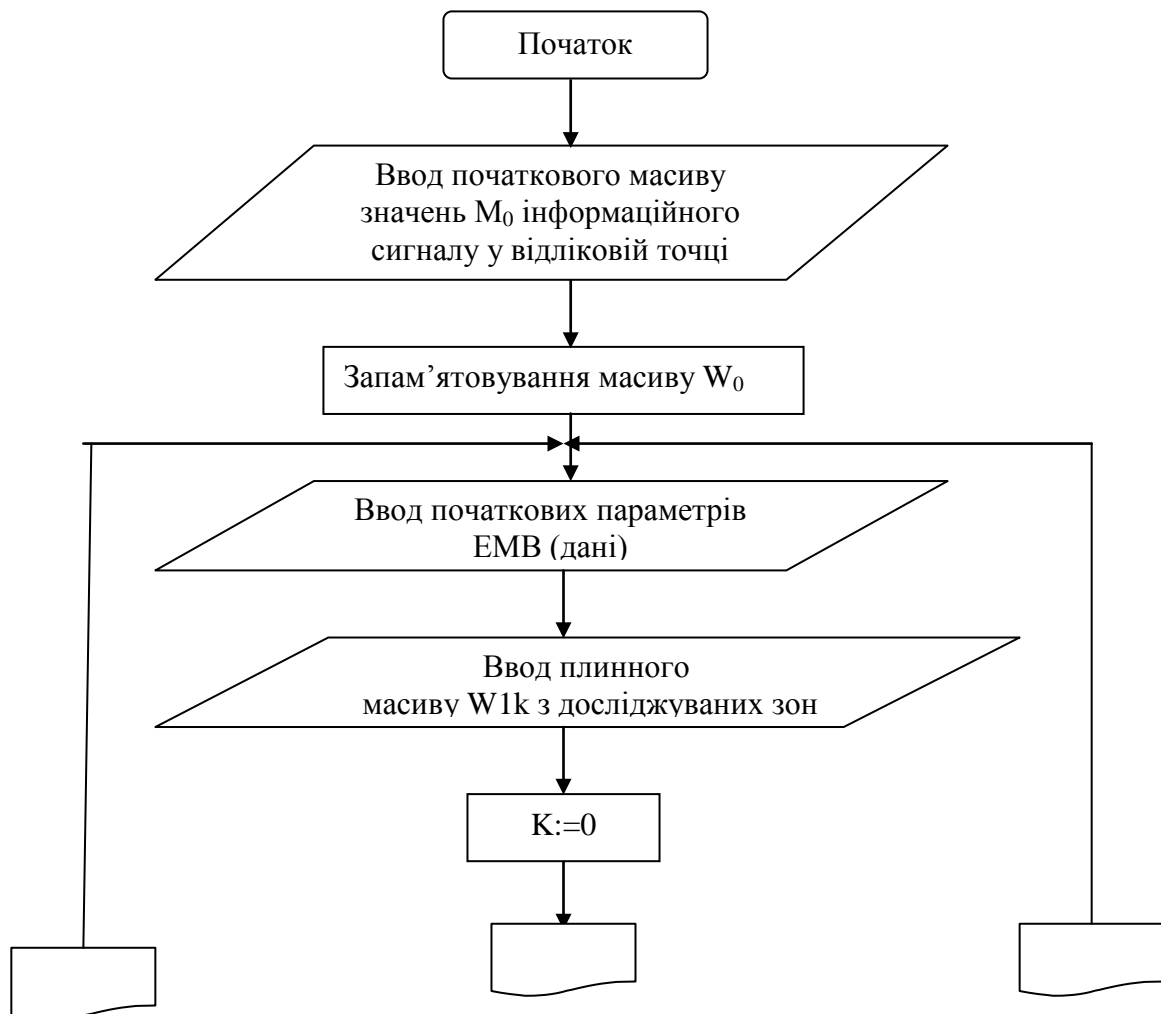


Рис. 5.24. Блок-схема алгоритму визначення нестабільностей стану об'єкта БТС (аркуш 1)

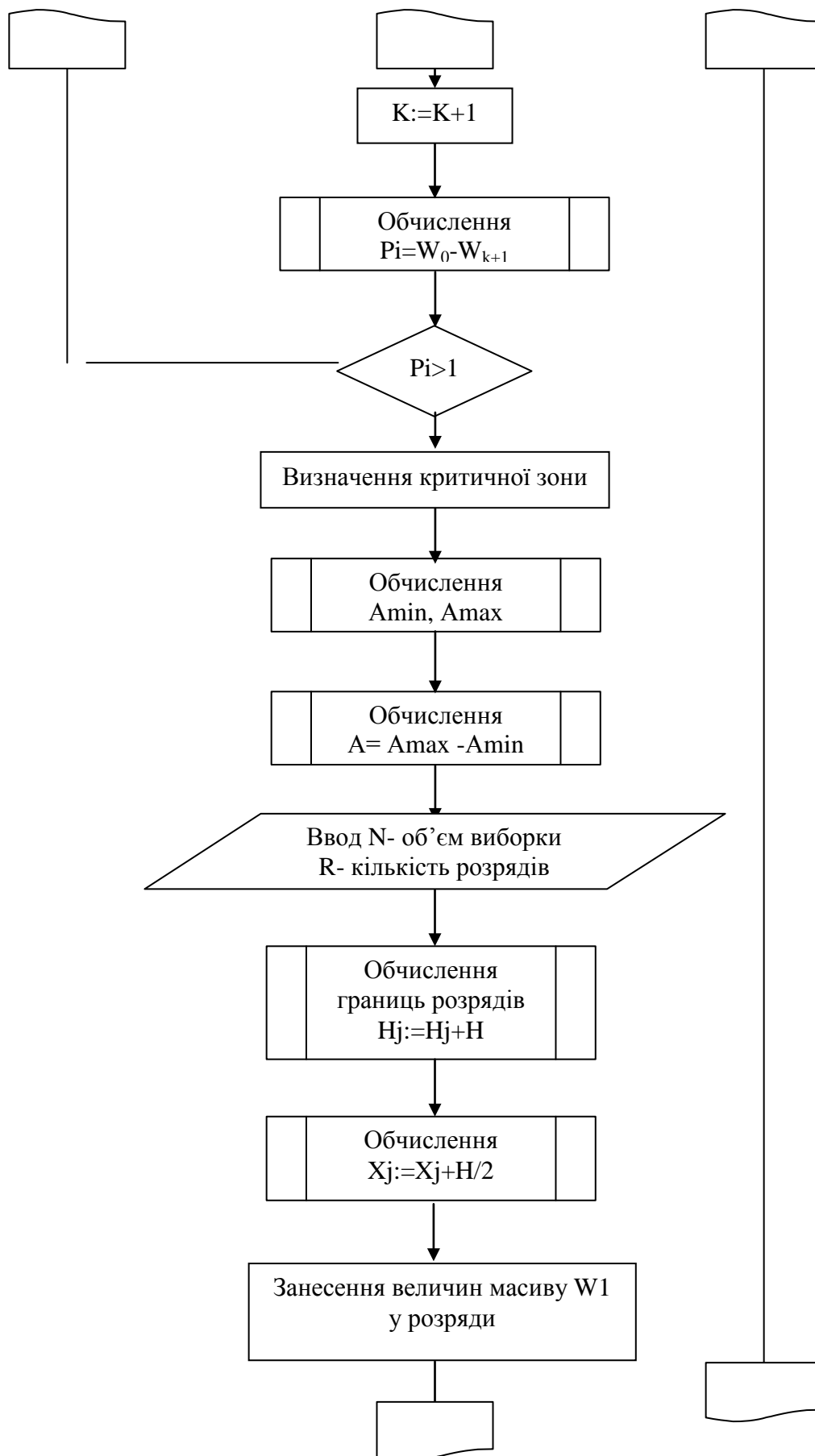


Рис. 5.24. Блок-схема алгоритму визначення нестабільностей стану об'єкта БТС (аркуш 2)

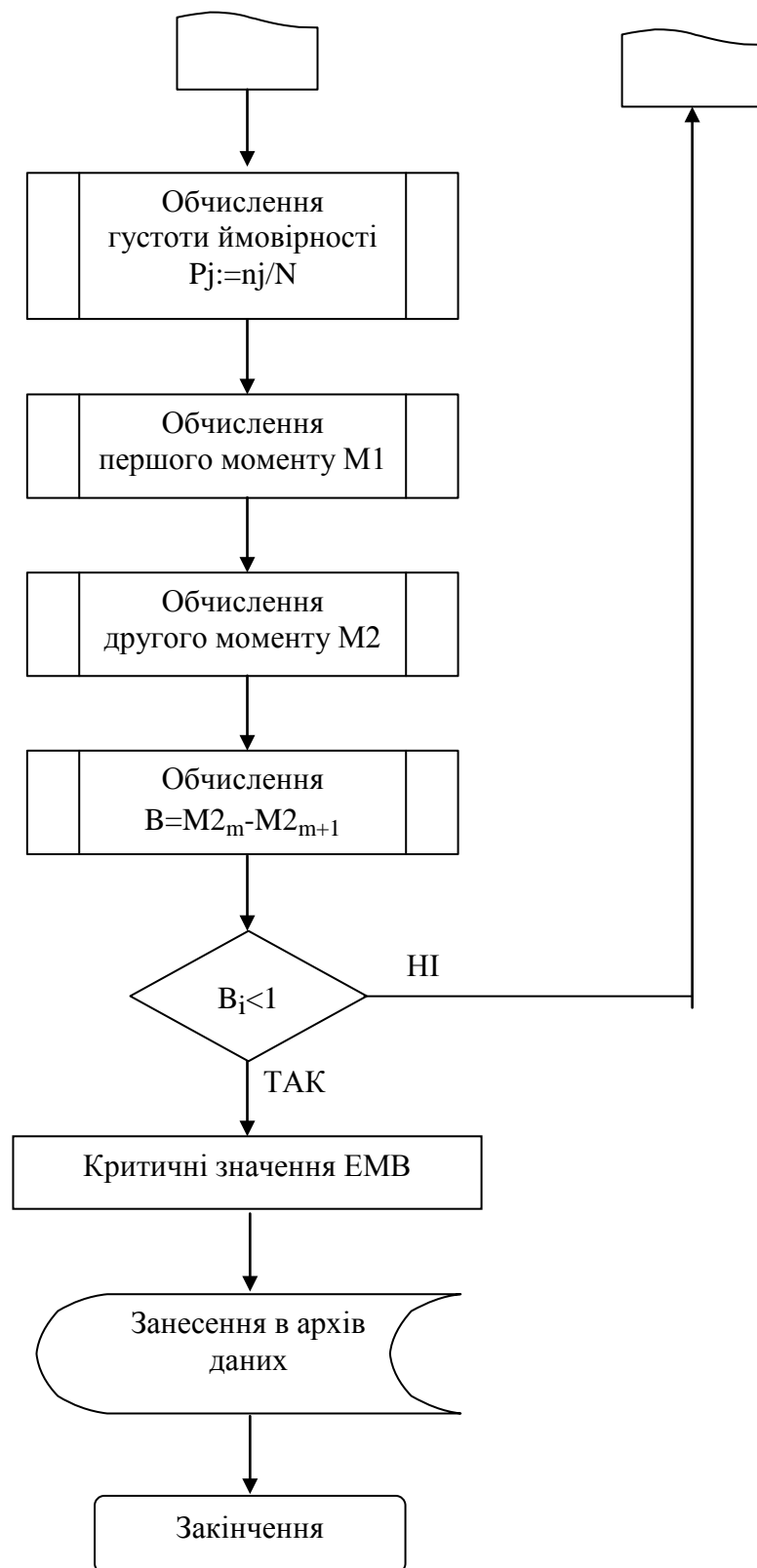


Рис. 5.24. Блок-схема алгоритма визначення нестабільностей стану БТО (аркуш 3)

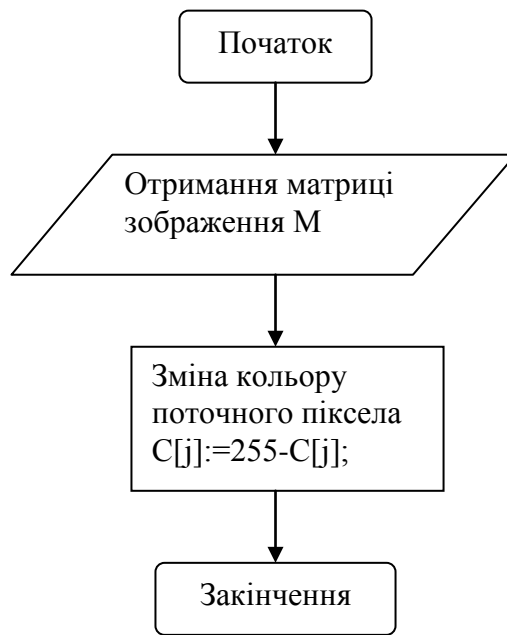


Рис. 5.25. Алгоритм дії чутника “Інвертування зображення”

Якщо проінтегрувати $f(r_{\text{вх}})$ у діапазоні від $R_{\text{гран н}}$ до $R_{\text{гран в}}$, то одержимо загальну нормовану кількість точок у вихідному зображенні, тобто одиницю.

Аналогічно інтеграл $g(r_{\text{вих}})$ у межах від $R_{\text{гран н}}$ до $R_{\text{гран у}}$ визначає загальна нормована кількість пікселів у зображенні після перетворення. Умова незмінності кількості точок у процесі обробки може бути формалізоване в такий спосіб:

$$F(r_{\text{вх}}) = G(r_{\text{вих}}), \quad (5.1)$$

де $F(r_{\text{вх}})$ та $G(r_{\text{вих}})$ – значення інтегралів функцій $f(r_{\text{вх}})$ та $g(r_{\text{вих}})$ у межах інтегрування від $R_{\text{гран н}}$ до $r_{\text{вх}}$ або $r_{\text{вих}}$ відповідно (визначають нормовану кількість точок, що мають яскравості в діапазоні від $R_{\text{гран н}}$ до $r_{\text{вх}}$ або $r_{\text{вих}}$ включно, до та після обробки).

З умови (5.1) легко одержати залежність вихідних значень яскравості від вхідних

$$F(r_{\text{вх}}) = G[r_{\text{вих}}(r_{\text{вх}})], \quad (5.2)$$

звідки

$$r_{\text{вих}} = G^{-1}[F(r_{\text{вх}})], \quad (5.3)$$

де G^{-1} означає функцію, зворотну до $G(x)$.

Отриманий вираз (5.3) визначає в загальному виді залежність вихідних значень яскравості елементів зображення від вхідних, тобто є своєрідною перехідною характеристикою.

Завдання поліпшення якості медичних зображень зводиться до їх обробки за допомогою алгоритмів, що реалізують відповідні перехідні характеристики. Вид перехідної характеристики залежить від щільності розподілу яскравостей вихідного зображення та форми гістограми, до якої намагаються його привести.

Застосоване інвертування та зміна контрастності також є методом оптимізації алгоритмів дії чутників, коли потрібна деталізація отриманих зображень сигналів (рис. 5.26, 5.27), що реалізується у діалоговому режимі оператора з чутниковою системою при проведенні досліджень стану БТО.

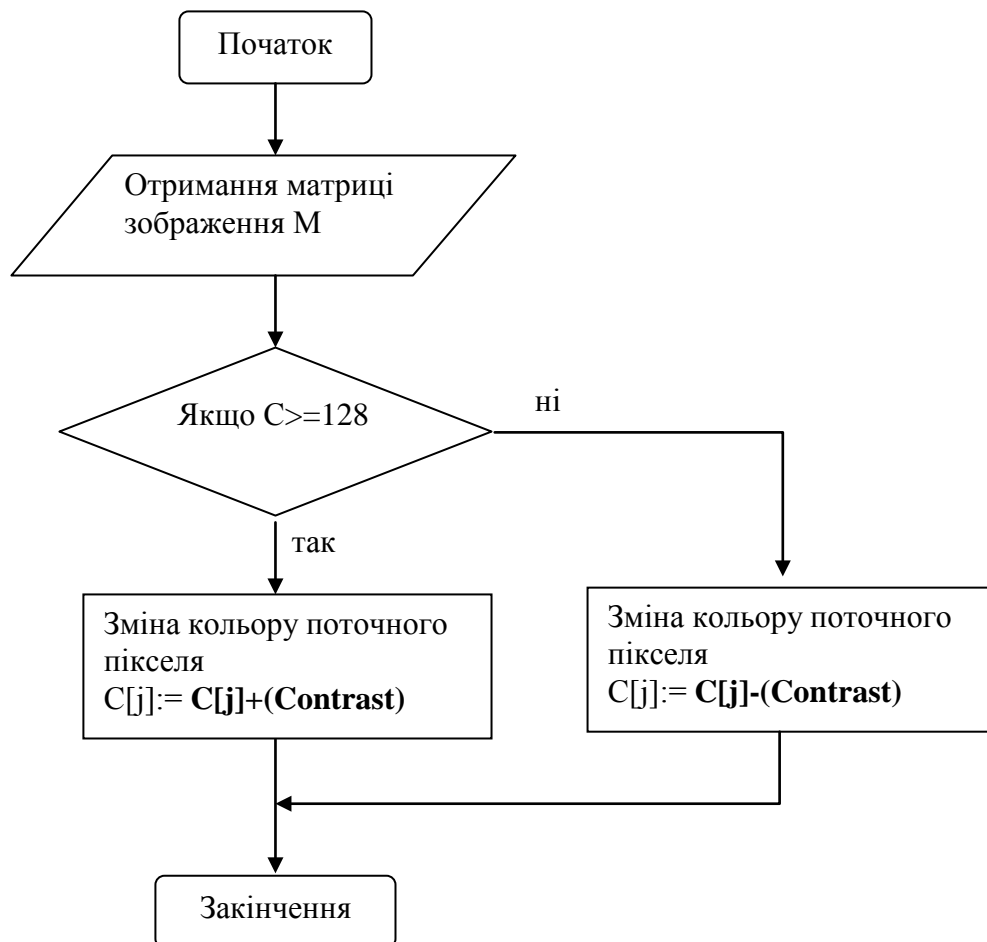


Рис. 5.26. Алгоритм дії чутника “Зміна яскравості”

Якщо використовувати подібні алгоритми при обробці отриманих сигналів від оптичних відчутників, надійність діагностики за допомогою БТС повинна зростати, оскільки підвищується якість зображення (яскравість, контрастність, розділювальна здатність системи обробки інформації).

При цьому дослідження та моніторинг плинного стану об'єкта БТС, що знаходиться під впливом зовнішнього подразника (випромінювання тощо) під час процедури, буде більш достовірним.

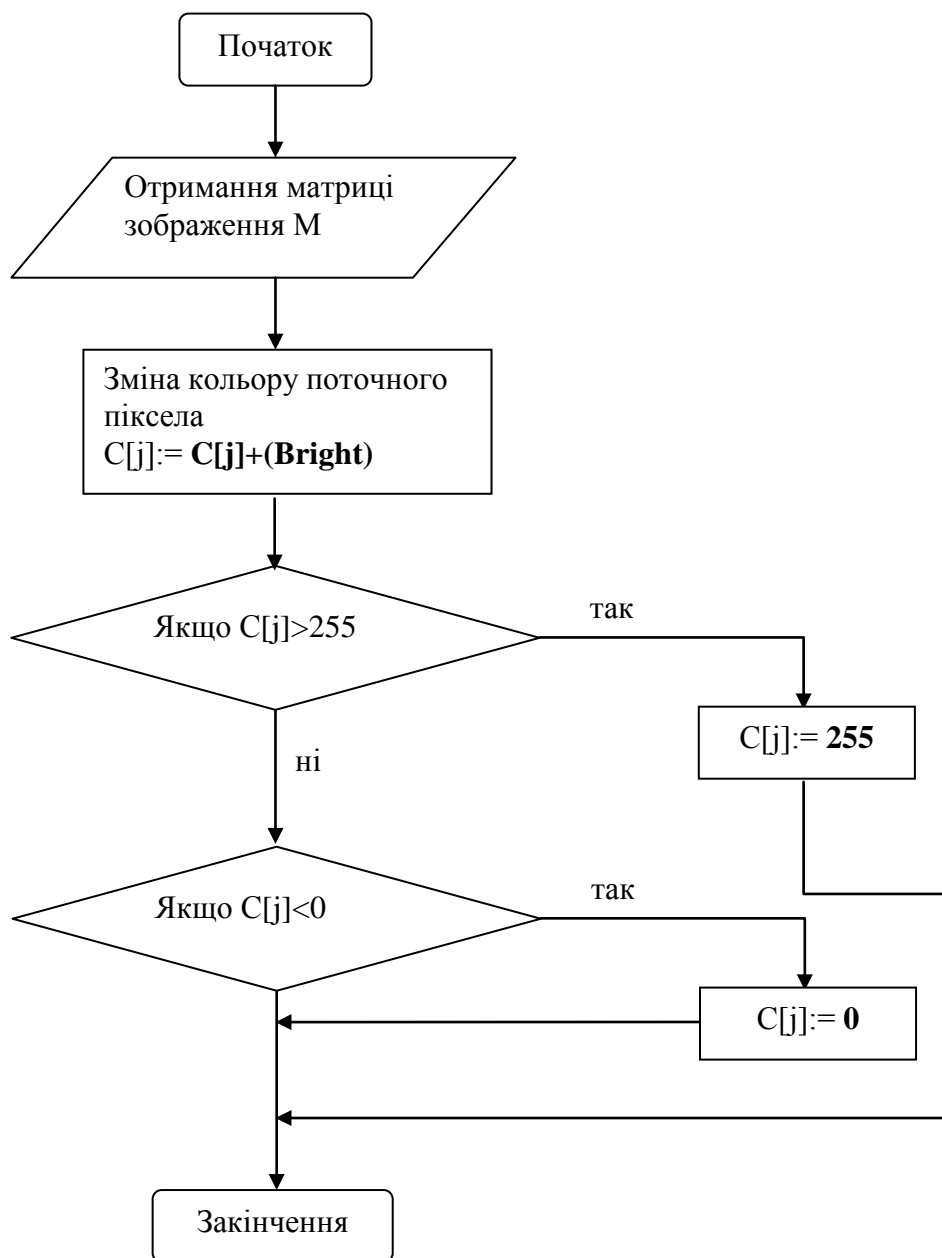



Рис. 5.27. Алгоритм дії чутника "Зміна контрастності"

Тобто розробка та аналіз ефективності алгоритмів, які дозволили максимально швидко та без складних маніпуляцій одержати на екрані монітора, що входить до складу автоматизованого робочого місця лікаря, прийнятне для діагностики зображення.


Використання подібного класу алгоритмів особливо актуально при проведенні профілактичних досліджень, коли за обмежений час потрібно обслужити великі контингенти населення.

5.4.5. Програмний комплекс “Чутник”




Для обробки матриці зображення комплекс має можливість використовувати поточні дані з чутника, або збережені дані у зовнішньому носії. Архівація даних необхідна для подальшого аналізу, надання можливості порівняння плинних процесів на протязі визначеного інтервалу часу, що є дуже важливим чинником при створенні медичних пристроїв, а також систем діагностики стану, наприклад, технічних об’єктів.

При натисканні кнопки , користувач викликає екранну форму цифрової обробки поточного зображення. При цьому автоматично перераховуються екстремуми матриці зображення та виводяться на екранну форму.


Програмний комплекс “Чутник” має низку функцій для фільтрації та підвищення якості зображення для подальшого її аналізу.

1. Функція інвертування зображення. Для використання цієї функції потрібно натиснути кнопку .

Використання цієї функції, наприклад, може стати у нагоді, якщо користувач бажає дослідити обернені залежності.

2. Функція підвищення або зниження яскравості зображення. Для використання цієї функції потрібно натиснути кнопку  або , відповідно для підвищення або зниження рівня яскравості зображення або використати екранну форму налаштування зображення, натиснувши кнопку .

Використання цієї функції призводить до певних змін зображення зумовлених підвищенням якості зображення для подальшого аналізу.

3. Функція підвищення або зниження контрастності зображення. Для використання цієї функції потрібно натиснути кнопку , таким чином використати екранну форму налаштування зображення.

Використання цієї функції є бажаною ланкою у послідовності фільтрації зображення для підвищення якості, за рахунок видалення “шуму” у зображенні.

На рис. 5.28, 5.29, 5.30, 5.31, 5.32 наведено екранні форми програмного комплексу “Чутник”.

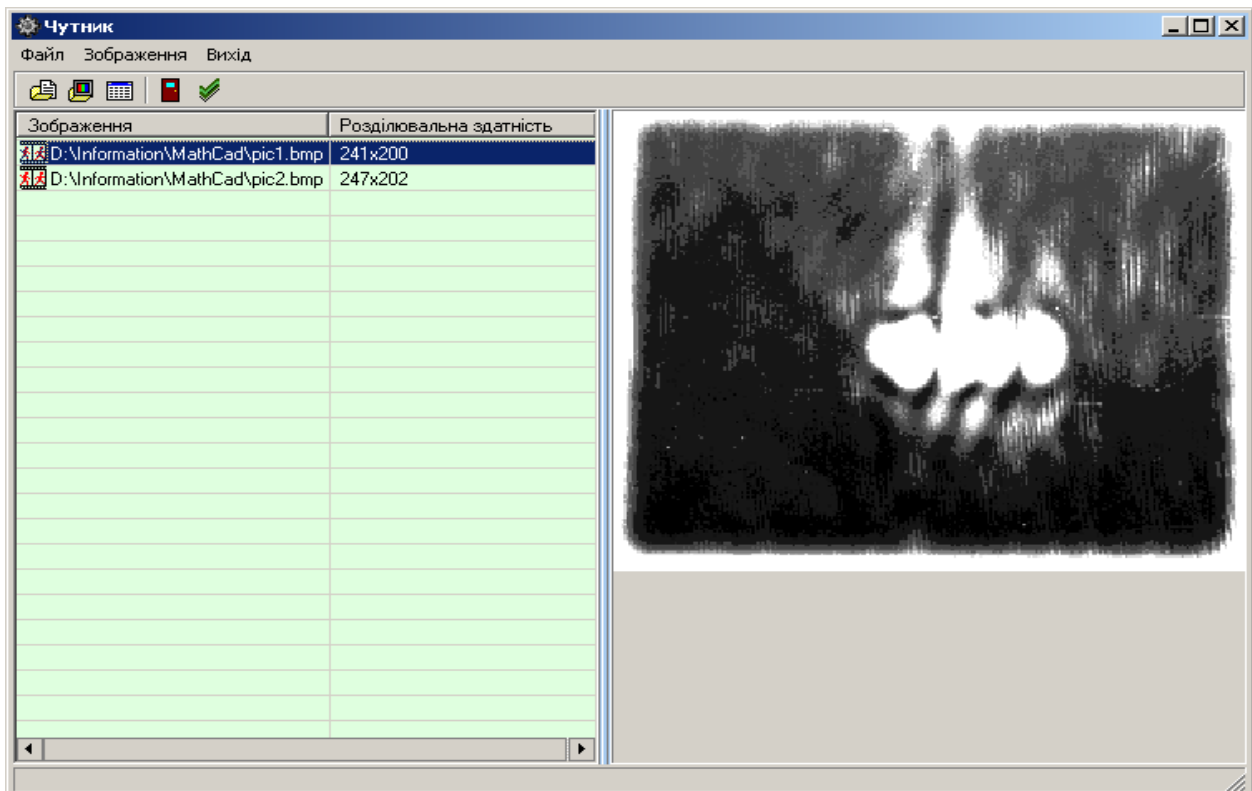
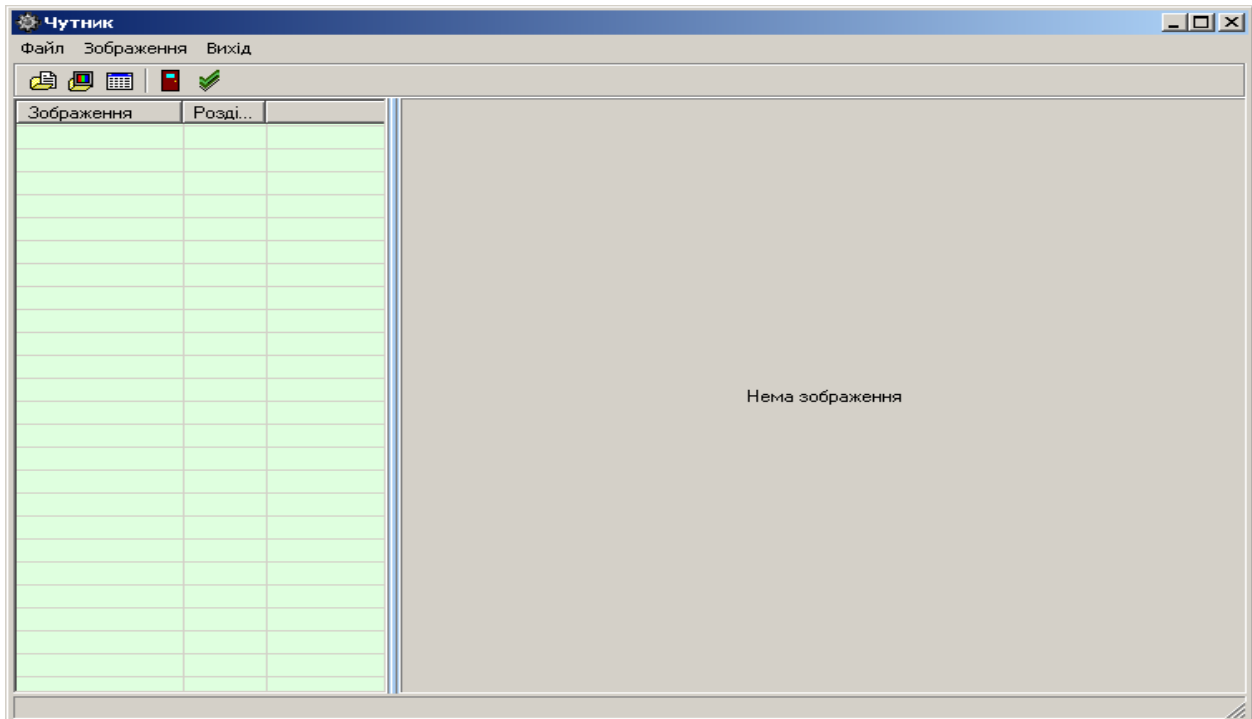


Рис. 5.28. Головна екранна форма програмного комплексу “Чутник” (відкриття зображень та відеороликів)

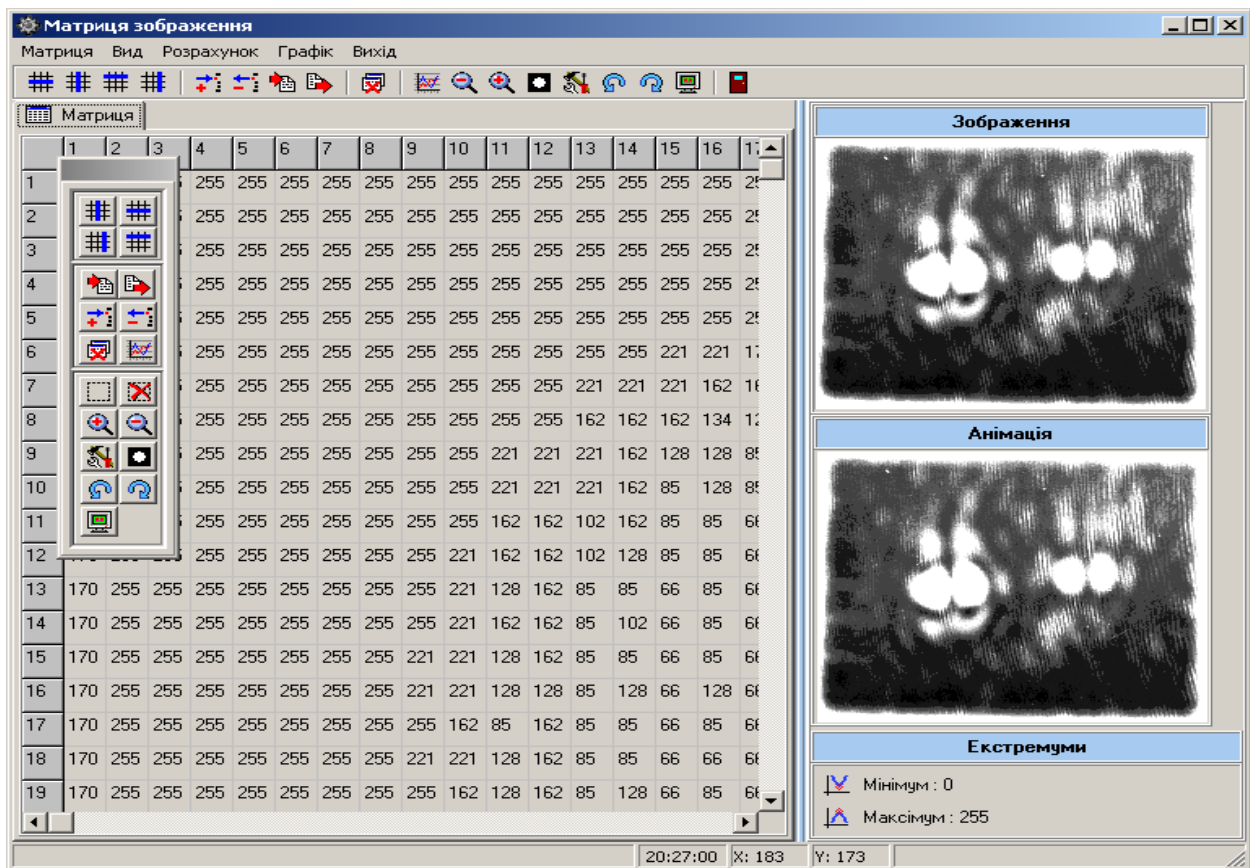


Рис. 5.29. Екранна форма цифрової обробки зображення

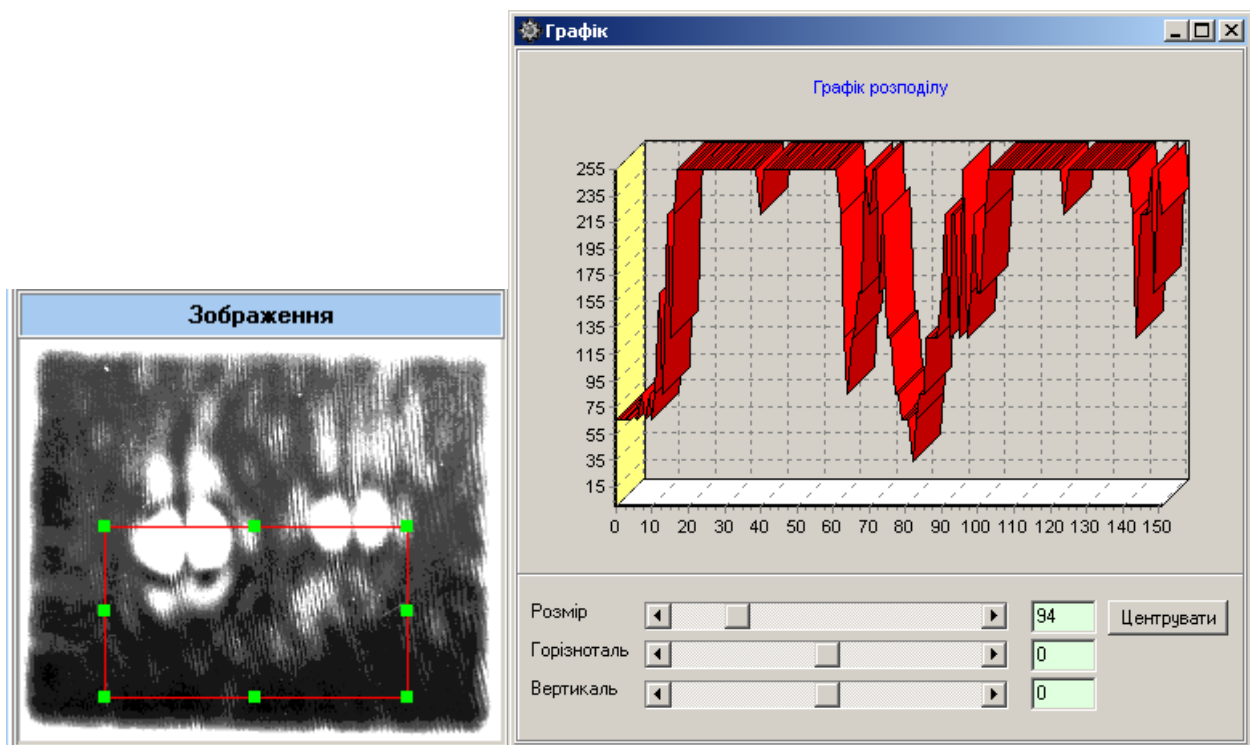


Рис. 5.30. Зовнішній вигляд виділення довільної області зображення при обробці у діалоговому режимі та його екранна форма

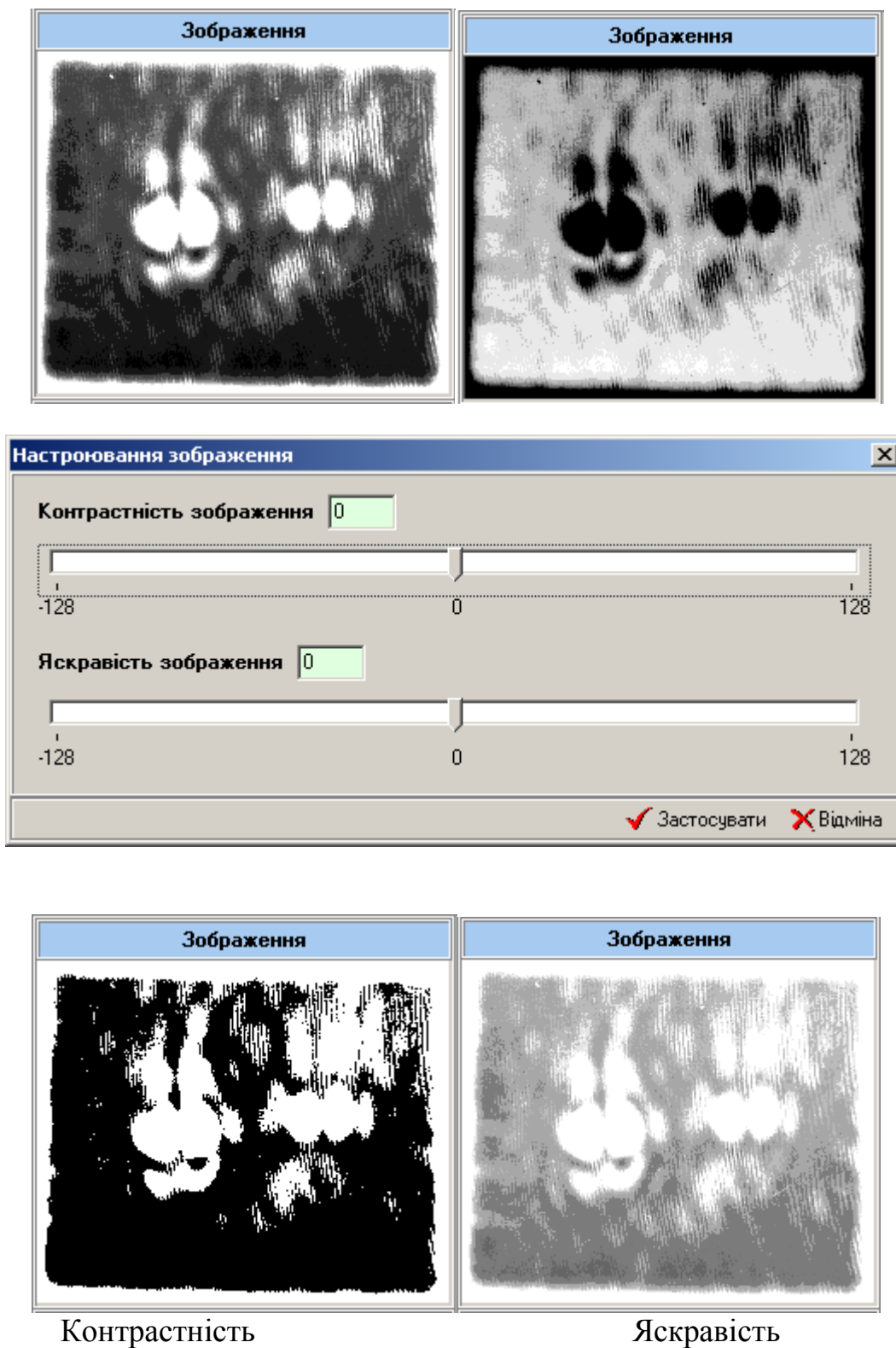



Рис. 5.31. Екранна форма фільтрування зображення за контрастністю та яскравістю та його зовнішній вигляд внаслідок фільтрації



Рис. 5.32. Панель інструментів екранної форми обробки зображення

Таким чином, можна здійснювати цифрову фільтрацію отриманого зображення в діалоговому режимі, тобто оператор-користувач може задавати режими безпосередньо у процесі діагностики, визначення режимів опромінювання, дозування ЕМВ під час проведення процедур.


Програмний комплекс “Чутник” дозволяє будувати тривимірні діаграми змодельованої поверхні зображенні, та експорту значень матриці зображення у табличний процесор Excel (рис. 5.33). Для використання цієї функції потрібно натиснути на кнопку .

У результаті використання цієї функції ми одержуємо файл Excel, де одна сторінка – це матриця зображення, а друга – тривимірна діаграма змодельованої поверхні зображення (рис. 5.34).

Для роботи з вилученими областями зображення є два механізми.

Перший механізм базується на визначенні безпосередньо матриці значень.

Для цього користувач повинен визначити у лівій частині екранної форми обробки зображення, безпосередньо в матриці зображення довільну область, та наступним кроком буде формування окремої матриці для подальшого аналізу чи змін.

Формування нової матриці досягається натисканням кнопки , після чого формується матриця відповідна визначеній області у наступній закладці.


Microsoft Excel - matrix1

Файл Правка Вид Вставка Формат Сервис Данные Окно Справка

R1C1 = 170


	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
1	170	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255
2	170	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255
3	170	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255
4	170	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255
5	170	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255
6	170	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	221	221	170
7	170	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	221	221	221	162	162
8	170	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	162	162	162	134	128
9	170	255	255	255	255	255	255	255	255	255	221	221	221	162	128	128	85
10	170	255	255	255	255	255	255	255	255	255	221	221	221	162	85	128	85
11	170	255	255	255	255	255	255	255	255	255	162	162	102	162	85	85	66
12	170	255	255	255	255	255	255	255	255	221	162	162	102	128	85	85	66
13	170	255	255	255	255	255	255	255	255	221	128	162	85	85	66	85	66
14	170	255	255	255	255	255	255	255	255	221	162	162	85	102	66	85	66
15	170	255	255	255	255	255	255	255	221	221	128	162	85	85	66	85	66
16	170	255	255	255	255	255	255	255	221	221	128	128	85	128	66	128	66
17	170	255	255	255	255	255	255	255	255	162	85	162	85	85	66	85	66
18	170	255	255	255	255	255	255	255	221	221	128	162	85	85	66	66	66
19	170	255	255	255	255	255	255	255	255	162	128	162	85	128	66	85	66
20	170	255	255	255	255	255	255	255	221	221	128	162	66	128	66	85	66
21	170	255	255	255	255	255	255	255	255	162	128	162	85	85	66	85	66
22	170	255	255	255	255	255	255	255	255	221	128	162	85	85	66	66	66
23	170	255	255	255	255	255	255	255	255	221	128	128	68	85	66	68	66

Рис. 5.33. Експортована матриця зображення у табличний процесор Excel

Для видалення поточної матриці, що була сформована використовується натискання кнопки .

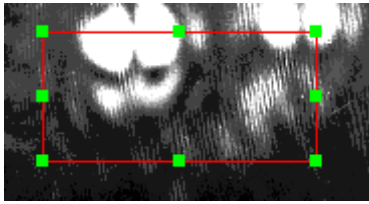
Для вилучення усіх сформованих матриць використовується кнопка .

Другий механізм роботи з визначеними областями зображення базується на візуальному визначенні довільної області безпосередньо на відображенні поточного зображення.


Для визначення області потрібно натиснути кнопку , а наступним кроком визначити бажану область на відображенні поточного зображення.

Наведемо приклад роботи чутникового периферійного модулю БТС.

Результатом визначення може бути, наприклад такий вигляд:



Подальші дії з визначеною ділянкою зображення співпадають з першим механізмом.

Для редагування визначеної області використовується стандартний підхід, тобто курсором маніпулятора. Для відміни визначеної області використовується кнопка 

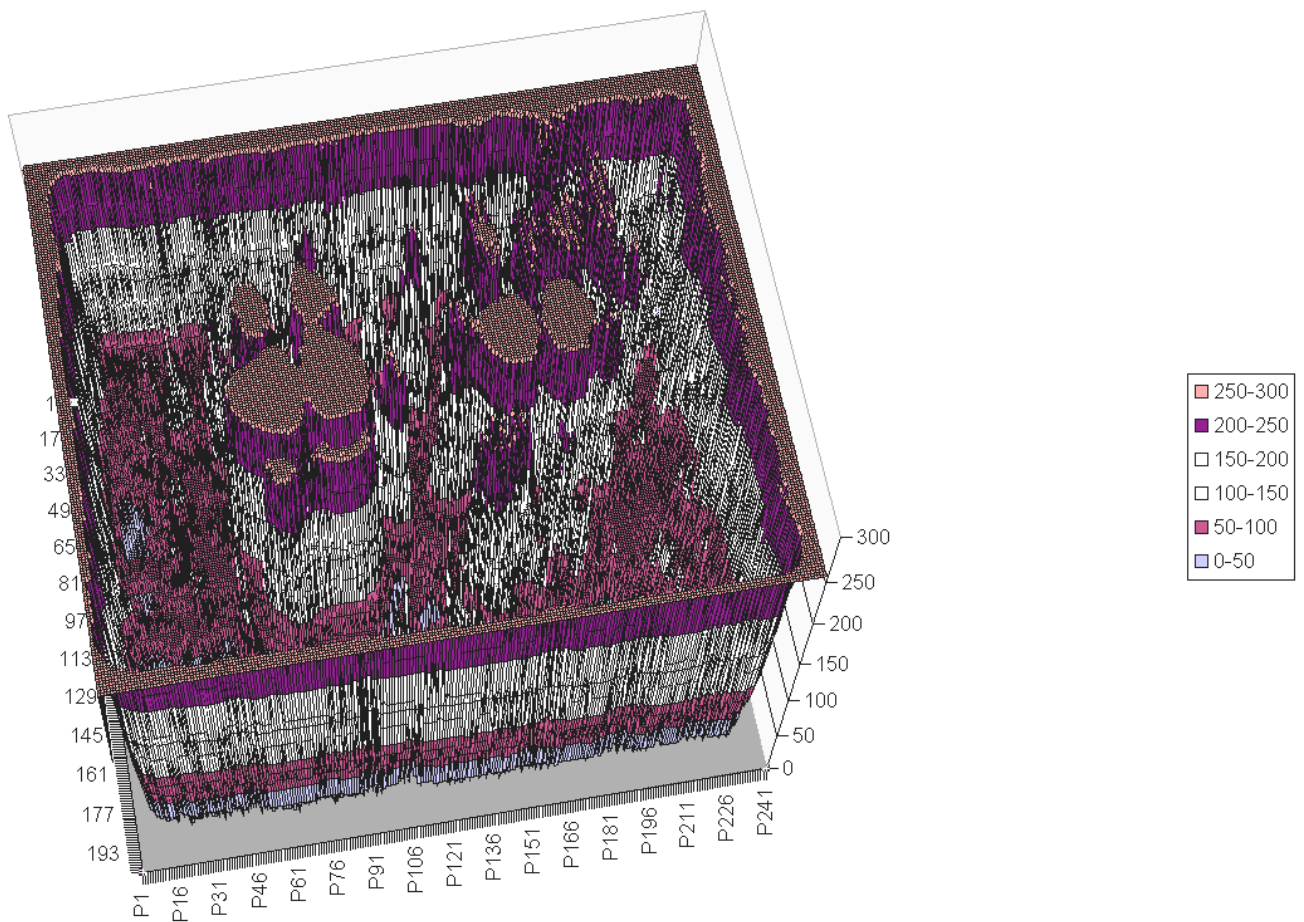




Рис. 5.34. Тримірна діаграма змодельованої поверхні досліджуваного БТО

При обробці зображення передбачено можливість повертатися до кожного стану змін зображення, ця функція реалізується натисканням кнопок



, відповідно, щоб повернутися до попереднього стану та до наступного стану.

При обробці та аналізі плинного зображення є можливість побудови діаграм залежностей розподілу, що досягається натисканням кнопки .

Для перегляду динаміки зміни стану використовується кнопка . Програмне забезпечення створене у програмному комплексі Delphi 7.0 Enterprise.

5.5. Методика функціонування чутників при визначенні стану досліджуваного об'єкту біотехнічної системи

Дія чутника реєстрації ЕМВ у медичних приладах та системах створена на визначенні параметрів ЕМВ, що надходять на поверхню або відбиваються від поверхні досліджуваного біологічного об'єкта. Зони активізації визначають, виходячи з вищенаведених принципів взаємодії ЕМП з БТО, тобто методом визначення параметрів наведеної ЕРС, відбитого ЕМВ в світловому діапазоні, який характеризує неоднорідності біоструктури. Таким чином, здійснюється комбінований аналіз параметрів польових структур об'єкта та структур фізичних та геометричних.

Якщо рівень плинного сигналу в деякій ділянці відрізняється від загального, є потенціальне енергетичне нерівноваження, що визначає присутність активізації або критичних ситуацій, що характеризують досліджуваний об'єкт. Розділювальна здатність чутника дозволяє визначати координати активізації з високою точністю (1-5 мкм). Координати визначеної активізації запам'ятовуються в керуючому блоці апарату.

Вносячи величини показника розповсюдження ЕМВ для даної системи як коефіцієнт, що запам'ятований у блоці системи, можна визначати розподіл полів для тримірного простору. Це надає можливості реєстрації полів реального досліджуваного об'єкту, його поверхневі характеристики та зони можливих патологій.

Опромінююча головка пристрою містить зонд, до якого підведено випромінювання визначеної довжини хвилі, а також магнітна насадка. Режим опромінення визначає лікар при попередній діагностиці стану БО залежно від індивідуальних даних пацієнта.

Застосування інтегрованого фізіотерапевтичного впливу з використанням лазерного випромінювання визначеної частоти світлового діапазону в сполученні з магнітним полем в режимі “інтегрованої фізіотерапевтичної хвилі” чинить модулюючу дію на роботу імунної та ендокринної систем і чинить протизапальну, седативну чи тонізуючу дію залежно від обраного режиму роботи, стимулює регенеративні процеси.

У табл. 5.4 наведено приклад застосування лазерного випромінювання для лікування певних захворювань. Звісно, що ця методика не є панацеєю, але випробувана на деяких захворювань, підтвердила себе.

Таблиця 5.4. Приклад використання лазерного випромінювання (довжини хвилі 0,65 мкм) при скануванні лпроменем Ø 4-6 мм по опромінюваній поверхні об'єкта

Терапевтичний ефект	Щільність потужності, МВт/см ²	Експозиція, хв.	К-сть опромінь за 1 процедуру	Тривалість 1 процедури	К-сть процедур за курс	Доза за весь курс Дж/см ² .
Стимуляція:						
-мікроциркуляції	1-5	1-5	4-10	20-25	10-12	12-90
-метаболізму тканини	1-5	1-5	4-10	20-25	10-12	12-90
-регенераторних процесів	1-5	2-5	1-5	5-25	12-15	3.6-112.5
-імуногенезу	2-2, 25	1-3	5-10	10-15	4-5	4.8-11.25
Зниження:						
-чутливості шкіряних рецепторів	25	5	1	5	1	7.5
-чутливості до болю	1-5	1-5	5-10	10-20	4-5	2.4-30
-гіперкоагуляції крові	1-2	1-3	6-10	6-30	20-25	7.2-90
Протизапальна дія	1-5	1-5	4-10	10-20	10-20	6.0-120

Додаткове застосування постійних тороїдальних напівколових магнітів, котрі встановлені по довжині тіла або органу людини збільшує біологічну ефективність лазерного випромінювання. Ефективність, швидкість,

асептичність, відсутність алергічних реакцій і сторонніх явищ при лікуванні більшості захворювань, не потребуючих оперативного втручання - відмінна риса комплексної електромагнітної терапії.

Виконання терапії потоком інфрачервоного, червоного, синього, зеленого діапазонів випромінювання можна проводити в безперервному або імпульсному режимах згідно технічних характеристик створених приладів «ПРОМІНЬ».

Застосування світлової електромагнітної терапії з використанням оптичного потоку в різних діапазонах спектру на резонансних частотах органів людини чинить стимулюючу і нормалізуючу дію на БАТ і активні зони.

Доцільно також і використання низькочастотних ультразвукових хвиль на резонансних частотах органів людини чинить модулюючу дію на роботу імунної, ендокринної і нервової систем та виконує мікромасажну дію на рівні мембрани клітини [110].

Відомо, що ультразвук має лікувальну дію, яка полягає в механічному мікромасажу клітин та тканин; енергетичної дії ультразвукових хвиль з утворенням тепла і прискоренням протікання біохімічних реакцій. Це призведе до зміни генетичних механізмів захисних реакцій. Ультразвук є фізичним чинником для спільного застосування з лікувальною терапією, оскільки він “розрихлює” гістологічні бар’єри та сприяє до більш ефективного використання фармакологічних речовин, які додаються під час лікування.

Виконання низькочастотної ультразвукової терапії – дія на орган або рефлекторні зони із застосуванням низькочастотних ультразвукових хвиль та резонансного магнітного поля є сполучено чи відокремлено. Додатне застосування резонансного магнітного поля підсилює дію УЗ хвиль при сполученій дії (реалізується режим “іонної помпи”, “магнітної хвилі”) у сполученні із гідрохвильовими процедурами певного частотного діапазону [122, 123, 124]. При цьому авторськими роботами запропоновані лінійки почергово розташованих світлових випромінювачів та напівкільцевих магнітів, а також магнітостриктори.

Особливістю є пріоритет сегментарних і локальних ділянок активізації, які розташовано в проекції зон ураження поверхні біологічних об’єктів. Неможливо опромінення рефлекторних зон у ділянках виявлених пігментних плям, невусів, ангіом тощо.

Для уникнення можливих побічних ефектів, небажаних наслідків такого впливу зовнішніх подразників необхідним є проведення клінічних аналізів

крові, дослідження показників згортаємості крові, до та після сеансу показано вимірювання артеріального тиску.

5.6. Статистичні дослідження функціонування периферійних модулів чутників у біотехнічній системі

Оцінка достовірності визначення інформативних ознак сигналу відповідної польової структури об'єкту БТС виражається у вилученні з групи інформативних ознак найменш достовірних, причому критерієм оцінки є відхилення від середнього за кількістю інформативних ознак. Якщо таке відхилення набагато перевищує допустиму межу, рівну заданому допустимому середньому квадратичному відхиленню, то значення, що перевіряється, виключається з групи ознак.

Практичне використання цього методу дозволяє суттєво підвищити точність і надійність вимірювань шляхом цифрової обробки сигналу і виключити можливі помилки.

Точність визначення координат патологічного об'єкта у біомасі досліджуваного об'єкта БТС впливає на якість роботи всієї системи, тобто на достовірність визначення стану об'єкта БТС. Тому у кожному периферійному модулю системи передбачено наявність відчутника польової структури зони присутності об'єкта для можливості пошуку координат та відстеження геометричних параметрів патологічного об'єкта. Наприклад, здійснення відповідним периферійним модулем БТС пошуку геометричних параметрів патологічного об'єкта (розмірів, шорсткості, форми, висоти тощо) оптичним методом для отримання високої розділювальної здатності.

Окрім того, необхідними є дослідження параметрів полів від електромагнітного відчутника, який надає можливості оцінювання параметрів загального стану об'єкта. Тобто, обираючи основний параметр польової структури можна визначити загальний алгоритм обрахування та аналізу статистичних характеристик польової структури певного досліджуваного об'єкта.

Створені та функціонуючі чутники та відчутники необхідно перевіряти на надійність їх дії у практичних умовах. Для цього створюються програми експериментів та їх обробки, котрі призначені для визначення можливих похибок роботи чутників та вилучення їх з подальшої практики. Тому від вірної оцінки похибок чутників залежить ступінь їх прецизійності та можливості визначення параметрів із достатнім ступенем достовірності.

Розрахункова оцінка похибок чутників та відчутників периферійних модулів системи заощаджує час і гроші, тому що виключає необхідність дорогих експериментів або, щонайменше, обмежує їхню кількість. Крім того, експериментальна оцінка й зовсім неможлива, якщо похибки викликаються різноманітними причинами, що проявляються у вигляді чинників, що змінюються випадковим образом. Калібрування ж звичайно проводиться, як відомо, при цілком певних умовах.

Необхідне виділенні й зіставленні наявних на сьогодні способів розрахунку характеристик похибок чутників.

При цьому під розрахунком слід розуміти процедуру, при якій підсумовуються окремі складові похибок.

Коректна та повна оцінка похибок має на увазі наступні кроки:

- виділення джерел похибок;
- розрахункове та/або експериментальне визначення викликаних цими джерелами відхилень;
- підсумовування складових похибок.

Перелічимо чинники виникнення похибок чутників.

– Вплив чутника на об'єкт. Відповідна похибка може бути оціненою лише за відомих характеристиках об'єкта.

– Технологічні відхилення конструктивних параметрів (характеристик матеріалів, розмірів деталей, показників якості складання, параметрів електронних компонентів тощо) від їх номінальних значень. Ці відхилення викликають похибки, якщо індивідуальне калібрування чутника не проводиться, і йому приписується єдина для всієї серії характеристика градування.

– Вплив чинників навколишнього середовища. До них варто відносити й вплив неінформативних параметрів об'єкта, оскільки останній є частиною середовища, що оточує чутник, а в окремих випадках попросту збігається з нею. Вплив одного з таких параметрів - швидкості зміни вимірюваної величини - призводить до динамічної похибки чутника.

– Часовий відхід характеристик чутника (старіння) можна розглядати як результат впливу зовнішнього чинника - часу.

– Похибка лінійності теж виявляється результатом впливу неінформативних параметрів об'єкта, хоча це й може здатися незвичайним. Дійсно, оскільки нелінійність може бути виражена

степеневим поліномом це означає, що на чутник впливають неінформативні параметри сигналу вигляду x^i . Хоча вони й «супроводжують» сигнал x у будь-якому випадку, вони мають іншу розмірність, ніж x , і не можуть ототожнюватися з останнім. Чутник подібно фільтру пропускає ті «гармоніки» x^i , відчутністю до яких він володіє.

- Гістерезис функції перетворення.
- Квантування вихідного сигналу, якщо в чутнику (чутниковій системі) відбувається кодова модуляція.
- Неточність калібрування

Якщо параметри та чинники сприймаються як випадкові величини (як це буває із більшістю випадків), то необхідно завдання законів їхнього розподілу, що є найбільш важким етапом метрологічного аналізу.

Закони розподілу чинників навколишнього середовища в принципі, повинні вказуватися в технічному завданні. Проте частіше такі відомості відсутні, і розроблювач сам вирішує питання про закони розподілу або використовуючи інші, більш доступні характеристики, або керуючись власним досвідом. За відсутності апіорної інформації про закон розподілу розумно, виходячи з концепції максимальної невизначеності, прийняти його рівномірним.

Розподіл значень конструктивних параметрів у межах її технологічних допусків визначаються прийнятими технологіями та застосовуваною контрольно-вимірювальною апаратурою.

Можна вказати три вигляду розподілу, які найбільш часто задають (рис. 5.35). Всі вони мають влучні границі, за межами яких чутники периферійних модулів системи бракуються та не допускаються до роботи БТС при діагностиці та визначенні стану об'єкта задля уникнення недостовірних результатів.

У першому випадку маємо нормальний закон, що усікається у межах допуску (рис. 5.35, а).

В іншому випадку (рис. 5.35, б) розподіл вважається рівномірним у межах $\pm \Delta x^i$, однак враховується, що відбраковування відбувається за допомогою контрольно-вимірювальної апаратури, що сама володіє похибками. Остання обставина “розмиває” межі розподілу, які можна представити скошеними.

Нарешті, у третьому випадку (рис. 5.35, в) розподіл вважається просто рівномірним.

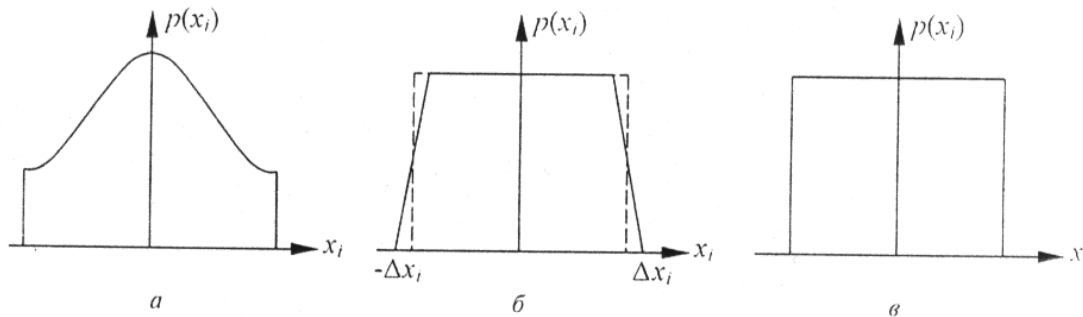


Рис. 5.35. Закони розподілу значень конструктивних параметрів чутників, де: а – нормальний; б – рівномірний із усіченими межами; в – рівномірний

Можна рекомендувати наступний практичний прийом: якщо є підстави вважати, що щільність імовірності знижується з видаленням від центра розподілу, останнє приймається нормальним, у протилежному випадку воно вважається рівномірним (зрозуміло, якщо відсутні дані, що дозволяють вказати закон розподілу більш точно).

Такий спрощений підхід виправдовується тим, що результат оцінки при значному числі джерел похибок та звичайних невисоких вимог до точності цього результату (1-2 значущі цифри) не занадто критичні до вигляду законів розподілу окремих складових.

Можна вказати чотири методи оцінки похибок чутників [128, 129]:

- підсумовування СКЗ (середніх квадратичних значень) складових похибок;
- векторно-аналітичний;
- спрощений векторно-аналітичний;
- статистичне моделювання (метод статистичних випробувань)|.

Практично всі вони, в принципі допускаючи будь-який ступінь взаємної корельованості окремих складових, застосовуються лише в ситуаціях, коли така кореляція відсутня.

Перший з методів ґрунтується на визначенні й підсумовуванні СКЗ окремих складових незалежно від того, надається в підсумку точкова (середня

квадратична) оцінка, або з її допомогою оцінюється інтервал невизначеності (довірче значення).

При цьому складові діляться на адитивні та мультиплікативні й визначаються через відповідні частки похідні.

Так, коефіцієнт, що характеризує вплив чинника, що впливає на чутливість S

$$k_i = \frac{\partial S}{\partial x_i}.$$

Можна вказати загальну формулу підсумовування складових похибок σ_i та σ_j :

$$\sigma_{\Sigma} = \left(\sum_{i,j} r_{ij} \sigma_i \sigma_j \right)^{0,5},$$

де r_{ij} – коефіцієнт взаємної кореляції.

Оскільки параметри-причини звичайно задані інтервалами їхньої зміни, і найчастіше бажано у такій же формі одержати результат, то необхідний перехід від довірчих значень до середніх квадратичних і назад.

У підсумку порядок дій відповідно до даного методу виявляється наступним:

- знаходження СКЗ вхідних дій;
- визначення відповідних СКЗ за виходом;
- підсумовування цих складових;
- • визначення довірчих значень сумарних оцінок.

Перевага цього методу є в простоті підсумовування від некорельованих складових.

До недоліків варто віднести два моменти.

По-перше, використовувані постійні значення часток похідних), які визначені при фіксованих значеннях інших чинників, надають можливість знайти оцінки не сумарного багатомірного закону розподілу, а його часткового перерізу, причому, цілком можливо, не самих небезпечних.

По-друге, для переходу до довірчого значення сумарної похибки необхідне знання результуючого закону розподілу, що часто виявляється непереборно складним.

У спрощеному варіанті векторно-аналітичного методу матриця метричного тензора приймається одиничною, через що

$$\gamma_{\Sigma} = \left(\sum_i g \gamma_i^2 \right)^{0,5}.$$

Це відповідає випадку, коли всі складові γ_i , - некорельовані й розподілені по одному закону, що не міняється при їхній композиції. Серед симетричних розподілів це має місце лише при нормальному розподілі й розподілі Коші.

Ця формула приблизно дотримується для всіх найбільш уживаних експонентних розподілів при значеннях довірчої ймовірності P_{δ} 0,8 та 0,9. Що стосується найбільше часто використовуваної ймовірності $P_{\delta} = 0,95$, то, як показують деякі дослідження, при цьому оцінки по першому та другому методу досить часто практично збігаються.

Даний метод максимально простий, тому бажано його більше повне дослідження як відносно видів ймовірнісних розподілів, так й у відношенні більше високої довірчої ймовірності ($P_{\delta} = 0,99$).

У методі статистичних випробувань, називаному також методом Монте-Карло, на вхід математичної моделі чутника (чутникової системи) подаються не оцінки, а самі значення випадкових величин. За функціональними взаємозв'язками між величинами на вході й виході визначаються розсіювання значень вихідної величини, що відбуваються під впливом однієї або декількох причин.

На першому кроці статистичного моделювання на основі наявних даних задаються вхідні розподіли й визначаються показники їхньої ширини r_i з рівняння вигляду

$$F_i(\pm \gamma_{xi}, r_i) = \frac{1 \pm P_{\delta}}{2},$$

де F_i - інтегральна функція перерозподілу.

На іншому кроці вводяться числові ряди, що відповідають вхідним розподілам, включаючи експериментальні статистики, і визначаються відповідні статистики для вихідної величини.

На третьому кроці йде знаходження по вихідних статистиках необхідних оцінок, наприклад, припустимих меж.

Переваги даного методу:

- відносна простота;

- повна інформація при невизначеності вихідної величини – її розподіл;
- можливість одержання оцінок, що відповідають всім сумарному багатомірному перерозподілу, а не його окремим перерізам, що відрізняє даний метод від всіх інших: також оцінки, як показують дослідження, можуть збігатися з оцінками по методу підсумовування СКЗ складових, але можуть й істотно перевищувати останні (максимальне отримане перевищення — у 2,7 рази).

Тобто, метод підсумовування СКЗ складових та спрощений векторно-аналітичний метод дають можливість простого приблизного аналізу.

Отже, можна запропонувати статистичні дослідження характеристик чутників, заснованих на аналізі величин статистичних середніх параметрів (математичне очікування, дисперсія, середнє квадратичне відхилення) визначене для реалізації $x_N(t)$ (де $N = 1, 2, \dots, N_k$), а після цього і для сумарного статистичного ряду $x(t) = \sum_{N=1}^{N_k} x_N(t)$. Щільність імовірності визначена також для окремо взятої реалізації, а після цього для сумарної.

Відносна імовірність $p_j^*(x, t)$ амплітуди сигналу, приклад якої наведено гістограмою на рис. 5.36, необхідна для визначення статистичних середніх величин: першого і другого моментів.

Гістограми амплітудного розподілу, які побудовані для кожної реалізації $x_N(t)$ для одного вимірювання значення чутника, мають деякий розкид за величиною в досліджуваних структурах, зумовлений часовими інтервалами реалізації.

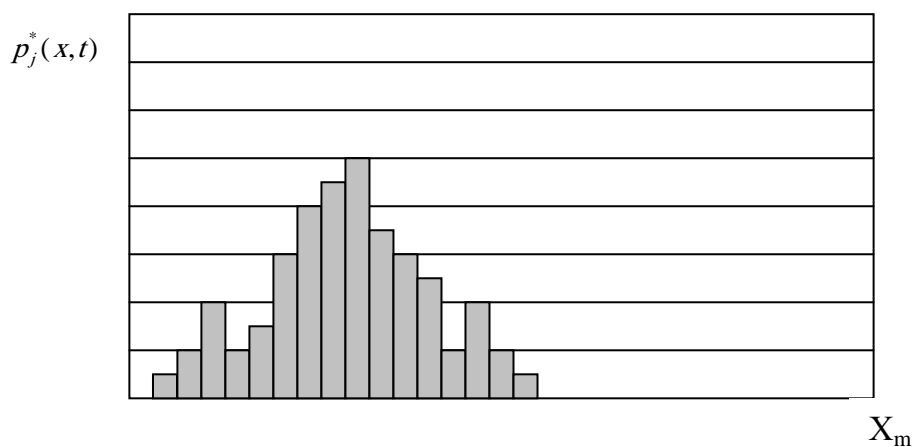


Рис. 5.36. Гістограми амплітудних розподілів відносної щільності імовірності $p_j^*(x, t)$ сигналу чутника

Модель сумарної гістограми щільності імовірності амплітуди інформаційного сигналу в зоні спостереження, що побудована за окремими реалізаціями сигналу, апроксимована нормальним законом розподілу:

$$p_x(x(t)) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left[-\frac{(x - m_x)^2}{2\sigma^2}\right].$$

Відповідність емпіричного закону розподілу величини $x(t)$ кривої щільності нормального розподілу перевіряється критерієм згоди χ^2 :

$$\chi^2 = n \sum_{j=1}^k \frac{(p_{j\Sigma}^* - p_{j\Sigma})^2}{p_{j\Sigma}},$$

де n - обсяг вибірки;

k - кількість інтервалів розбиття з кроком Δx ;

p_{jx}^* - емпіричне значення щільності імовірності для j -го інтервалу сумарної гістограми;

$p_{j\Sigma}$ - теоретична імовірність того, що значення $x(t)$ влучає в j -й інтервал, якщо вірна гіпотеза про відповідність емпіричного закону розподілу нормальному.

Якщо $\Delta x = [a_j, b_j]$, то $p_{j\Sigma} = F_0(b_j) - F_0(a_j)$, де $F_0(a_j)$ - інтервал імовірності. Оскільки величина χ^2 є мірою відхилення емпіричного значення розподілу від теоретичного, визначається критичне значення $\chi_{\alpha,k}^2$, де $\alpha = 0.01$, а $k = s - 1$ - ступінь свободи.

Довірчий інтервал для даного розподілу створюється з використанням вибіркової функції

$$T = \frac{(m_x^* - m_x)\sqrt{n}}{S^2},$$

де t - розподілення Ст'юдента), а $k = n - 1$ мірами свободи, то

$$S^2 \frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^k (x_j - m_x^*)^2,$$

$$m_x^* - t_{k,\alpha/2} \cdot \frac{S}{\sqrt{n}} < m_x < m_x^* + t_{k,\alpha/2} \cdot \frac{S}{\sqrt{n}}.$$

Емпіричні закони розподілу сигналу $x(t)$, створені за експериментальними даними, доводять, що збільшується дисперсія величини сигналу, якщо похибки чутника перевищують відповідні нормальним.

Якщо експериментальні значення сигналу не влучають у довірчий інтервал, то перевірений чутник не є гідним до експлуатації та не відповідає технічним умовам. Тобто застосування створеної програми “Статистика” (рис. 5.37) допомагає здійснювати подібні операції при застосуванні автоматизованих засобів.

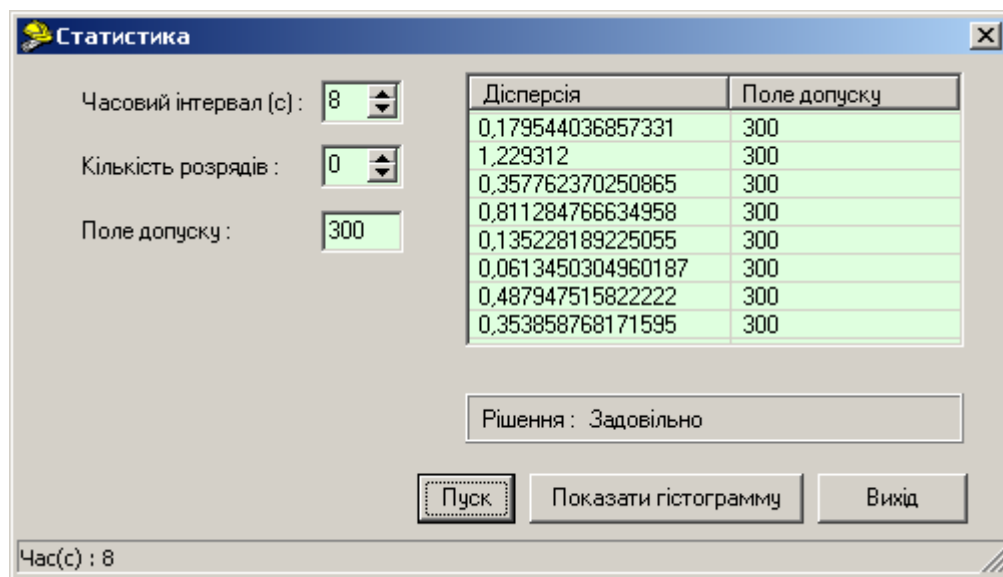


Рис. 5.37. Екранна форма програмного комплексу “Статистика”

Реєстрація власних польових структур БТО, наприклад, електромагнітного, акустичного випромінювання, є актуальною проблемою для рішення задач діагностики в техніці та медицині. Тому створення чутників, що діють у широкому частотному діапазоні, надає можливість оптимізувати процес аналізу параметрів стану об’єктів.

Отже, застосовуючи створені алгоритми та програмне забезпечення, можна досліджувати функції та технічні характеристики чутникових систем (периферійних модулів) БТС, відбраковувати їх на стадії виготовлення медичного приладу. Це дозволяє підвищити якість роботи системи в цілому, а саме – достовірність отриманих результатів при діагностиці стану об’єкта БТС під час проведення процедури.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 5

1. Запропоновано схему експерименту щодо дослідження польових структур об'єктів. Проведені експериментальні дослідження довели вірність створеного підходу та визначеної методики щодо вимірювань електромагнітних полів живих об'єктів.
2. Розроблені алгоритми аналізу сигналів ЕРС, котра наведена живим об'єктом під час взаємодії з випромінюванням периферійного модулю біотехнічної системи. Показано, що порушення параметрів польових структур біотехнічних систем призводить до необхідності корекції стану біологічного об'єкта. Створено алгоритми статистичних досліджень параметрів польових структур об'єктів із діагностуванням плинного стану організму під час процедури для подальшої корекції стану об'єкта.
3. Запропоновано алгоритми зв'язку роботи периферійних модулів загальної інтегрованої лікувально-діагностичної системи.
4. Розроблені модулі комплексної системи при їх експериментальних дослідженнях довели ефективність їх використання та відповідність поставленим задачам.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

На підставі проведених досліджень сучасних засобів реєстрації польових структур об'єктів біотехнічних систем, що найбільш наразі застосовані, визначено класифікацію сучасних фізіотерапевтичних систем та методів визначення параметрів полів біотехнічних об'єктів при їх взаємодії у лікувальних та діагностичних системах.

Розглянуто засади та закономірності полів об'єктів, зокрема при застосуванні електромагнітного випромінювання у широкому спектральному діапазоні для створення основних засад утворення зони присутності об'єктів біотехнічних систем та обґрунтування нового підходу дослідження взаємодії біологічних та технічних об'єктів у загальній єдиній системі, яка утворюється внаслідок взаємодії живого організму з зовнішніми подразниками, зокрема випромінюваннями під час проведення діагностичних та лікувальних процедур.

Досліджено особливості руху біологічного об'єкта (структури) під дією польової структури зовнішнього подразника у біотехнічній системі, зокрема траєкторії руху частинки біологічної рідини (наприклад, крові) під дією перехресних електричних та магнітних полів, а також у комбінованому полі.

На підставі проведеного аналізу властивостей реальних природних та технічних об'єктів, визначено узагальнені властивості для побудови абстрактних об'єктів, їх функцій та взаємодії на рівні польових структур, котрі вони створюють у просторі, що дозволяє створити визначені чутники польових структур.

Математичне моделювання показника розповсюдження електромагнітного випромінювання в системі “чутник - досліджуваний об'єкт – відчутник” дозволяє визначити нелінійні ефекти у тримірному просторі з врахуванням часової координати. Наведені розрахунки дозволяють обумовити просторовий розподіл польової структури електромагнітного випромінювання при розповсюдженні коливань у просторі, що надає можливість визначити характеристики чутника випромінювань польових структур об'єктів біотехнічної системи у різних частотних діапазонах, зокрема енергетику інформаційних потоків, котрі сприймає відчутник загальної системи чутника.

Запропоновані моделі текстури, неоднорідності маси та поверхні об'єктів біотехнічних систем, їх властивості, дозволили визначити математичні моделі функціонування чутників у широкому частотному діапазоні, зокрема оптичному, що необхідно для побудови оптичноелектронних чутників

електромагнітного випромінювання для аналізу плинного стану об'єктів біотехнічної системи.

Розглянуто приклади застосування комплексних світлових полів з кількома довжинами хвилі когерентного електромагнітного випромінювання; ефективність цього можна пояснити одночасним впливом на сукупність клітин тканин організму, при якому при невисокій інтенсивності впливу може відбуватися досить швидка перебудова функціонування регуляторних систем організму, тканинної структури, а також структури мембран клітини, яка представляє собою динамічну систему.

Викладені дослідження щодо впливу когерентного електромагнітного випромінювання на біологічні структури підтверджується резонансними явищами, що виникають у біологічних структурах, а це може призвести до розробки нових методик лікування і нових принципів роботи медичних приладів. При цьому, дослідження доцільно також проводити відносно взаємодії змішаних типів випромінювання з польовими структурами об'єктів біотехнічної системи.

Розглянуто зони присутності об'єктів і зону їх взаємодії, вводячи тривимірний фазовий простір для визначення повної картини динаміки процесів послідовних змін в біологічній структурі під дією низькоінтенсивного світлового випромінювання. Вочевидь, спроба такого подання може дати картину змін, що відбуваються у просторі та часі зони присутності організму при його контакті з впливає випромінюванням у період проведення процедури, зокрема, при визначенні відгуку біологічної структури на зовнішній вплив.

Викладена гіпотеза про можливе дослідження зон взаємодії зовнішнього низькоінтенсивного (не руйнуючого фізичну структуру об'єкта), наприклад світлового когерентного електромагнітного випромінювання з біологічними структурами при фізіотерапевтичних впливах чи діагностиці, може показати їх зону взаємодії як об'єкту єдиної біотехнічної системи. Отже, можна визначити зміни, що виникають на рівні польових взаємодій у біоструктурі, що дозволить оптимізувати процес опромінення.

Розглянуто моделювання зміни біологічних процесів у масі живого об'єкта у складі біотехнічної системи під дією електромагнітного поля, математично обґрунтовано електрофізичну модель людини та її польових структур та реакції на зовнішні подразники, а також створено аналітичні моделі електромагнітного поля у зонах повного та уявного контакту біологічних та технічних об'єктів у загальній єдиній біотехнічній системі.

Математично обґрунтовано новий метод дослідження поверхні об'єкта за пошуком патологічних особливостей. Визначено, що за наявності джерела підтримки польової структури зони присутності, а в даному випадку – це наявність біологічної маси об'єкта, яка має властивості підтримки та розповсюдження зони присутності, оскільки знаходиться у стані активних біофізичних дій з джерелом. Згідно закону присутності ТОНТОР визначено патологічні об'єкти, що мають зону присутності, яка визначається низкою фізико-хімічних законів та має визначений достеменний спектральний характер. Тобто маємо можливість вимірювати її у окремих відносних фрагментах польової структури цілого об'єкта біотехнічної системи. При цьому основним принципом, який закладено у цій теорії, є властивість вектору градієнту завжди вказувати на напрямок на пікове значення поля незалежно від їх полярності.

Обґрунтовано загальну концепцію побудови інтегрованих систем та загальну концепцію побудови модулів з зворотнім зв'язком у оптичних, магнітних, електромагнітних лікувально-діагностичних системах.

Запропоновано схему експерименту щодо дослідження польових структур об'єктів. Проведені експериментальні дослідження довели вірність створеного підходу та визначеної методики щодо вимірювань параметрів електромагнітного поля живих об'єктів.

Визначені алгоритми дії чутників реєстрації електромагнітного випромінювання у системах медичного призначення забезпечують ефективно застосування для багатфункційних систем, що необхідне для подальшого втілення на практиці. Засади функціонування таких чутників можуть бути підґрунтям для створення низки модифікацій оптимізованих чутників для визначення плинного стану як суто об'єкту, так і випромінювання, котре сприймає досліджуваний об'єкт. Подібні чутники можуть застосовуватись у медицині для контролю стану та дозування електромагнітних випромінювань, що опромінюють об'єкт.

Створено алгоритми статистичних досліджень параметрів польових структур об'єктів з діагностуванням плинного стану об'єкта біотехнічної системи для подальшої корекції стану, а також алгоритми зв'язку роботи периферійних модулів загальної інтегрованої лікувально-діагностичної системи. Проведені статистичні дослідження роботи периферійних модулів біотехнічної системи визначили достатню стабільність вихідних характеристик, що надає можливості реалізувати пропонувані методи в реальних умовах для наукових досліджень у галузі біомедицини.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Инженерная физиология и моделирование систем организма / В. М. Ахутин, В. П. Нефедоров, М. П. Сахаров и др. / Отв. ред. В. Н. Новосельцев. – Новосибирск : Наука. Сиб. отд-ние, 1987.
2. Антомонов Ю.Г. Моделирование биологических систем : Справочник. – К. : Наукова думка, 1977.
3. Математическое моделирование биологических процессов : Материалы IV школы по математическому моделированию / Отв. ред. Молчанов А. М. – М. : Наука, 1979.
4. Моделирование в биологии и медицине. Сб. статей ; под ред. Амосова Н. М. – К. : Наукова думка, 1963.
5. Юсупов Г. А. Энергоинформационная медицина. – М. : ИД «Московские новости», 2000. – 336 с.
6. Яремчук А. А. Дослідження впливу неонізуючого електромагнітного опромінювання / Моніторинг та прогнозування генетичного ризику в Україні ; під заг. ред. В.Г. Сліпченка. – К. : РЕФОРМА. – 1998. – С. 249 – 273.
7. Москвин С. В. Основы лазерной терапии: монография / С. В. Москвин, В. А. Буйлин. – М. – Тверь : ООО Изд-во «Триада», 2006. - 256 с.
8. Гейниц А.В. Внутривенное лазерное облучение крови / А. В. Гейниц, С. В. Москвин, Г. А. Азизов. – М. - Тверь : ООО «Издательство «Триада», 2006. – 144 с.
9. Асимов М. М. Стимулирование аэробного метаболизма клеток низкоинтенсивным лазерным излучением / М. М. Асимов, Р. М. Асимов, А. Н. Рубинов и др. // Лазерная медицина. – 2007. – Том 11, Вып. 2. – С. 53.
10. Инюшин В. М. Биостимуляция лучом лазера и биоплазма / В. М. Инюшин, П. Р. Чекуров. – Алма-Ата : Казахстан, 1975. – 120 с.
11. Рубин А. Б. Биофизика. – М. : Высшая школа, 1987. – 303 с.
12. Тамар Г. Основы сенсорной физиологии: монография; пер. с англ. – М. : Мир, 1976. – 332 с.
13. Хабарова О. В. Биоэффективные частоты и их связь с собственными частотами живых организмов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2002. – № 5 – 6. – С. 56 – 66.
14. Тимчик Г.С. Синхронізація процесів коливань в біологічних структурах / Г. С.Тимчик, С. О. Сорока, В. А. Крупина / Зб: ПРИЛАДОБУДУВАННЯ-2008: стан і перспективи, Київ, НТУУ”КПІ”, 2008. - С.193 - 194.

15. Болдескул О. Е. Застосування ефекту Кірліан для оцінки структуроутворення водних систем / О. Е. Болдескул, Р. О. Коломієць, Ю. І. Охай // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2009. – Вип. 37. – С. 161 – 170.
16. Пат. 10194 України на корисну модель. МКІ⁷ А61В5/00. Спосіб неінвазивної комплексної діагностики / Ключко Т. Р., Безугла Н. В., Безуглий М. О., Тимчик Г. С. Заявка № 200501981. Заявл. 03.03.2005. Опубл. 15.11.2005. Бюл. № 11.
17. Ключко Т. Р. Диагностика состояния биологического объекта по параметрам лазерного излучения, отраженного от его поверхности / Т. Р. Ключко, А. Х. М. Дастжерди, Г. С. Тимчик // Материалы 6-й Международной научно-технической конф. по квантовой электронике. Минск, 14-17 ноября 2006 г. – С. 165.
18. Ключко Т. Р. Физиотерапевтический метод комплексного воздействия на рубцовые ткани БТО / Т. Р. Ключко, А. Х. М. Дастжерди, В. Ф. Рассохин // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2006. – Вип. 32. – С. 140 -147.
19. Петросян В. И. Роль резонансных молекулярно-волновых процессов в природе и их использование для контроля и коррекции состояния экологических систем / В. И. Петросян, Н. И. Сеницын, В. А. Елкин и др. // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2001. – № 5 - 6. – С. 62 - 129.
20. Тимчик Г.С. Інтегровані фізіотерапевтичні системи ТОНТОР: монографія / Г. С. Тимчик, В. І. Скицюк, Т. Р. Ключко. – К. : НТУУ «КПІ», 2007. – 216 с.
21. Ключко Т. Р. Взаимодействие низкоинтенсивных электромагнитных полей светового диапазона с биологическими объектами // 20-я Междунар. Крымская конфер. «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии». Материалы конференции. 13-17 сентября 2010 г., Севастополь, Крым, Украина. – Севастополь : Вебер, 2010. – Т.2. – С. 1167 - 1168.
22. Ключко Т. Р. Терапевтическое влияние когерентности электромагнитных полей на биологические структуры // Материалы 19-я Междунар. Крымской конфер. «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии». – Севастополь : Вебер, 2009. – Т. 2. – С. 889 - 890.
23. Тимчик Г.С. Розробка способу визначення оптимальної дози лазерного опромінювання біологічних тканин / Г. С. Тимчик, С. О. Сорока, В. О. Ларіна, В. А. Самчук // Вісник КДПУ. – 2009. - № 2. - С. 21 - 23.
24. Гираев К. М. Оптические исследования биотканей: определение показателей поглощения и рассеяния / К. М. Гираев, Н. А. Ашурбеков, О. А. Кобаев // Письма в ЖТФ. - 2003. - Т. 29, вып. 1. - С. 48 – 54.

25. Пат. № 58865А Україна, МКІ А61 N 5/06. Спосіб профілактики післяхірургічних келоїдних рубців шкіри у дорослих / Богомолець О.В. Заявка № 2002119030. Заявл. 13.11.2002. Опубл. 15.08.2003. Бюл. № 8.
26. Масловская С. Г. Применение фотофореза лидазы при рубцово-спаечном процессе пояснично-крестцового отдела на этапе послеоперационной реабилитации больных с спондилогенными нейропатиями / С. Г. Масловская, Ф. Е. Горбунов, А. А. Миненков и др. // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физкультуры. – 2002. - № 1. – С. 29 - 30.
27. Железнякова Т. А. Применение базисно-нефелометрического метода определения оптической плотности в исследовании эффективности лазерофореза / Т. А. Железнякова, М. М. Кугейко, А. М. Лисенкова / Збірник тез доповідей VI науково-технічної конференції ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи, 24-25 квітня 2007 р., м. Київ, ПБФ, НТУУ “КПІ”. – 2007. - С. 218 – 219
28. Бецкий О. В. Аппаратура для КВЧ – терапии / О. В. Бецкий, Н. Н. Лебедева, Ю. Г. Яременко. – В кн.: 16-я Междунар. Крымская конф. «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии» (КрыМиКо’2006). Материалы конф. [Севастополь, 11-15 сент. 2006 г.]. – Севастополь : Вебер, 2006, с. 930-932.
29. Скрипник Ю. О. Модуляційні радіометричні пристрої та системи НВЧ-діапазону. Навчальний посібник / Ю. О. Скрипник, В. П. Манойлов, О. П. Яненко. –Житомир : ЖГП. – 2001. – 374 с.
30. Яненко О. П. Мікрохвильова терапія : апаратурне забезпечення та технології лікування / О. П. Яненко , С. М. Перегудов , І. В. Федотова // Вісник НТУУ “КПІ”. Серія ПРИЛАДОБУДУВАННЯ. – 2010. – Вип. 40. – С. 151 - 159.
31. Іскін В. Д. Біологічні ефекти міліметрових хвиль і кореляційний метод їхнього виявлення : монографія. – Харків : Основа, 1990. – 200 с.
32. Яцуненко А. Г. Використання електромагнітного випромінювання в медицині й вимоги до побудови НЗВЧ-апаратів / А. Г. Яцуненко, В. М. Ковтонюк, У. Н. Іванов, Ю. Е. Ніколаєнко // Технологія й конструювання в електронних апаратурах. - 2005. - № 2. - С. 41 - 42.
33. Яцуненко А. Г. Надмалогабаритні генераторні модулі для НЗВЧ-терапії / А. Г. Яцуненко, З. Л. Вінтман, В. П. Джевінський, В. С. Усенко // Тр. 7-й Міжнар. наук.-практ. конф. "Сучасні інформаційні й електронні технології" ("СИЭТ"), Т. 2. - Одеса, Україна. - 2006. - С. 75.
34. Яцуненко А. Г. Принципово новий підхід до виготовлення НЗВЧ-елементів і вузлів систем зв'язку й навігації // Технологія й конструювання в електронних апаратурах. - 2005.- № 5.- С. 10-12.

35. Скицюк В. І. Технологія ТОНТОР : монографія / В. І. Скицюк, К. Г. Махмудов, Т. Р. Ключко. – К. : Техніка, 1993. – 80 с.
36. Скицюк В. І. Застосування понять теорії ТОНТОР для визначення взаємодії польових структур біотехнічних об'єктів / В. І. Скицюк, Т. Р. Ключко, І. О. Яковенко / VII міжнар. наук.-техн. конфер. ПРИЛАДОБУДУВАННЯ :2008: стан і перспективи, 22- 23 квітня 2008 р. – К. : НТУУ «КПІ». – С.189-190.
37. Тимчик Г. С. Фізичні засади технології ТОНТОР : монографія / Г. С. Тимчик, В. І. Скицюк, М. А. Вайнтрауб, Т. Р. Ключко. – К. : НТУУ «КПІ», 2010. – 352 с., іл.
38. Тимчик Г. С. Лазерная терапия и хирургия : монографія. - К. : НТУУ «КПІ», 2008. - 322 с.
39. Борн М. Основы оптики / М. Борн, Э. Вольф. – М. : Наука, 1973.
40. Атабеков Г. И. Основы теории цепей. – М. : Энергия, 1966. – 424 с.
41. В. Смайт. Электростатика и электродинамика; пер. со 2-го амер. изд. А. В. Гапонова, М. А. Миллера. – М. : Изд. Иностран. литературы, 1954. – 804 с.
42. Бессонов Л. А. Теоретические основы электротехники. Электромагнитное поле. Учебник для электротехн., энерг., приборостр. спец. вузов. – 8-е изд., перераб. и доп. – М. : Высш. школа, 1986. – 263 с.
43. Бронштейн И. Н. Справочник по математике / И. Н. Бронштейн, К. А. Семендяев. – М. : Наука, 1967. – 608 с.
44. Скицюк В. І. Технологічний фантом / В. І. Скицюк, М. В. Скицюк // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2002. – № 24. – С. 149 - 155.
45. Методы и технические средства рефлексотерапии и диагностики: Межвуз. сб. науч. трудов. Гос. Комитет РСФСР по делам науки и высшей школы. Тверской политехнический институт. – Тверь, 1991.
46. Самосюк И. З. Физические методы в лечении и медицинской реабилитации больных и инвалидов / И. З. Самосюк и др.. – К. : Здоров'я, 2004. – 624 с.
47. Гемба В. М. Теория информации и физические механизмы взаимодействия низкоинтенсивных электромагнитных полей с биологическими объектами // Электроника и связь. – 1999. – № 6, ч.1. – С. 202 - 206.
48. Ситько С. П. Введение в квантовую медицину: монографія / С. П. Ситько, Л. Н. Мкртчян. – К. : Паттерн, 1994. – 146 с.
49. Grundler W. Sharp resonances in yeast growth prove nonthermal sensitivity to microwaves / W. Grundler, F. Keilmann // Phys. Rev. Lett. – 1983. – 51, № 13. – P. 1214 - 1216.
50. Ситько С. П. Реализация генома человека с позиций физики живого // 16-я Межд. Крымская конф. «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии»

- (КрыМико2006), Севастополь, 11-15 сентября 2006 г. Материалы конф. – Севастополь : Вебер. - 2006. - Т.2. - С.897-900.
51. Frohlich H. Biological Coherence and Response to External Stimuli // Springer – Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo; 1988. – P. 268.
 52. Чернавский Д. С. Об упругих деформациях белка-фермента / Д. С. Чернавский, Ю. И. Хургин, С. Э. Шноль // Молекулярная биология. - 1967. - Т.1, № 3. - С. 419 - 424.
 53. Сериков А. А. Об эффектах воздействия микроволнового электромагнитного излучения на биомолекулярные системы / Исследования взаимодействия электромагнитных волн миллиметрового и субмиллиметрового диапазонов с биологическими объектами. Сб. научн. тр. / А. А. Сериков, Л. Н. Христофоров. – К. : 1989. – 152 с.
 54. Беркинблент М. Б. Электричество в живых организмах / М. Б. Беркинблент, Е. Т. Глаголева. – М. : Наука, 1988. – 286 с.
 55. Березовский В. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник / В. Березовский, Н. Колотилова ; под ред. П. Г. Костюка. – К. : Наукова думка. – 1990. – 223 с.
 56. Тимчик Г. С. Відчутники контрольно-вимірювальних систем: монографія / Г. С. Тимчик, В. І. Скицюк, М. А. Вайнтрауб, Т. Р. Ключко. – К. : НТУУ «КПІ», 2008. – 240 с.
 57. Ремизов Л. Т. Естественные радиопомехи. – М. : Наука. 1985. – 200с. – С. 32 - 39.
 58. Волин М. Л. Паразитные процессы в радиоэлектронной аппаратуре. - 2-е изд. перераб. и доп. - М. : Радио и связь. – 1981. – 296 с.
 59. Подавление электромагнитных помех в цепях электропитания / Г. С. Векслер, В. С. Недочетов, В. В. Пилинский и др. – К. : Техника. – 1990. – 167 с. – С. 22 - 30.
 60. Скицюк В. І. Нові науково-технічні поняття та назви на їх означення / В. І. Скицюк, Т. Р. Ключко / Проблеми української термінології. Зб.наук. праць учасників 9-й Міжнар.наук.конфер. «Слово Світ'2006». Львів. - 2006. – С. 128 - 132.
 61. Скицюк В. І. Медико-біологічні аспекти теорії ТОНТОР / В. І. Скицюк, Т. Р. Ключко // Вісник НТУУ «КПІ». Приладобудування. –2003. - № 25. – С. 139 - 146.
 62. Левшина Е. С. Электрические измерения физических величин: (Измерительные преобразователи). Учеб. пособие для вузов / Е. С. Левшина, П. В. Новицкий. - Л. : Энергоатомиздат, Ленингр. отд-ние, 1983. – 320 с.

63. Общая радиотехника / М. М. Могилевский, И. Д. Анохина, Н. И. Бревда. - К. : Вища шк. Головное изд-во. – 2-е изд., перераб. и доп. – 1985. – 287 с.
64. Кузмичев В. Е. Законы и формулы физики / Отв. ред. В. К. Тартаковский. – К. : Наук. думка, 1989. – 864 с.
65. Мизюк Л. Я. Входные преобразователи для измерения напряженности низкочастотных магнитных полей. - К. : Наукова думка, 1964. – 168 с.
66. Калашников С. Г. Электричество: Учебное пособие. – 5-е изд., испр. и доп. – М. : Наука. Главная редакция физико-математической литературы, 1985. – (Общий курс физики). – 576 с.
67. Скицюк В. І. Скін-ефект у біотехнічних об'єктах при лікуванні та діагностиці / В. І. Скицюк, Т. Р. Клочко, Н. К. Артюхина / Збірник тез доповідей XI Міжнародної наук.-техн. конф. ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи, 24 - 25 квітня 2012 р., м. Київ, ПБФ, НТУУ "КПІ". – 2012. – С. 182 – 183.
68. Скицюк В.І. Скин-эффект биотехнических объектов в диагностической и лечебной аппаратуре / В. І. Скицюк, Т. Р. Клочко // 22-я Междунар. Крымская конфер. «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии». Материалы конференции. 10-14 сентября 2012 г., Севастополь, Крым, Украина. – Севастополь : Вебер, 2012. – Т.2. – С. 973-974.
69. Электричество и магнетизм ; под ред. Э. Парселл ; пер. с англ. под ред. А. И. Шальникова и А. О. Вайсенберга. - Изд. 2-е, исправл. – М. : Главная редакция физ.-мат. лит-ры Изд-ва Наука, 1975. – 440 с.
70. Современная лазерная медицина. Теория и практика. Сб. научн. трудов. Вып. 1. Коллектив авторов. – М. : НПО Космического приборостроения, 2007. – 148 с.
71. Перица Я. Квантовая статистика линейных и нелинейных оптических явлений; пер. с англ. – М. : Мир, 1984. – 368 с. ; ил.
72. Тимчик Г. С. Дослідження температурних характеристик біологічної тканини при лазерній терапії / Г. С. Тимчик, М. А. Каспров / Матеріали наук.-техн.конф. ПРИЛАДОБУДУВАННЯ-2009 : стан і перспективи, Київ, НТУУ"КПІ", 2009. - С.165 - 166.
73. Тимчик Г. С. Сенсор для визначення фізіологічного стану людини-оператора. Зб : Міжнародної конференції з оптико-електронних інформаційних технологій "Photonics-ODS 2010", м. Вінниця, ВДТУ, 28-30 вересня, 2010 р.
74. Коробов А. М. Фотонный полихромный аппарат «Барва-ПХ/252У» для профилактики наиболее распространенных заболеваний дошкольников, школьников и студентов / А. М. Коробов и др. // Фотобіологія і фотомедицина. – 2009. – № 1. – С. 78 - 81.

75. Попов А. Ю. Физическая модель воздействия низкоинтенсивного лазерного излучения на биологические объекты / А. Ю. Попов, Н. А. Попова, А. В. Тюрин // Оптика и спектроскопия. – 2007. – Т. 103, № 3. – С.502 – 508.
76. Голопура С. І. Дослідження стимуляції захисних функцій організму інтегрованим електромагнітним випромінюванням / С. І. Голопура, А. Х. М. Дастжерді, Т. Р. Ключко, В. Я. Колесник, Г. С. Тимчик // Вісник НТУУ "КПІ" серія приладобудування. – 2008. – Вип. 35. – С. 154 – 159.
77. Дастжерді А. Х. М. Стимуляція регенерації біологічних структур випромінюванням фізіотерапевтичних приладів серії «ПРОМІНЬ» / А. Х. М. Дастжерді, Т. Р. Ключко, В. І. Скицюк, С. І. Голопура // Фотобіологія та фотомедицина. – 2010. – № 3(4).
78. Дастжерді А. Х. М. Лікування телят, хворих на диспепсію та бронхопневмонію, з використанням фізіотерапевтичного прилада «ПРОМІНЬ-12» / А. Х. М. Дастжерді, Т. Р. Ключко, В. І. Скицюк, С. І. Голопура // Фотобіологія та фотомедицина. – 2011. – № 2. – С. 43 – 46.
79. Дастжерді А. Х. М. Лазерний прилад для інтегрованого впливу на біологічні об'єкти / А. Х. М. Дастжерді, Т. Р. Ключко, В. І. Скицюк, С. І. Голопура, В. Я. Колесник / VII міжнар. наук.-техн. конфер. ПРИЛАДОБУДУВАННЯ 2008 : стан і перспективи, 22 – 23 квітня 2008 р. – К.: НТУУ "КПІ". – 2008. – С. 188– 189.
80. Патент на корисну модель 38208 Україна, МКП (2006) А61N 5/06. Спосіб профілактики і лікування рубцевих утворень / В. І. Скицюк, А. Х. М. Дастжерді, Т. Р. Ключко. Заявка № u 2008 09915. Заявл. 30.07.2008. Пріоритет 25.12.2008, Опубл. 25.12.2008. Бюл. №24.
81. Ключко Т. Р. Вплив режимів світлового електромагнетного випромінювання на еритроцити барана / Т. Р. Ключко, А. Х. М. Дастжерді, Є. О. Коваленко, І. С. Карпова, К. І. Гетьман, О. В. Сащук, В. С. Підгорський // Вісник НТУУ „КПІ”. Серія приладобудування. – 2008. – Вип. 36. – С. 143 – 150.
82. Дастжерді А. Х. М. Дослідження впливу режимів світлового випромінювання на еритроцити / А. Х. М. Дастжерді, Т. Р. Ключко, Є. О. Коваленко, І. С. Карпова, К. І. Гетьман, О. В. Сащук, В. С. Підгорський / Збірник тез доповідей VIII Міжнародної наук.-техн. конф. ПРИЛАДОБУДУВАННЯ : стан і перспективи, 28 - 29 квітня 2009 р., м. Київ, ПБФ, НТУУ "КПІ". – 2009. – С. 151-152
83. Ключко Т. Р. Вплив когерентності світлового випромінювання на біологічні структури / Зб. тез 8-ї наук.-техн. конфер. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», КДТУ, м. Кременчук, 2009. – С. 22 - 23.
84. Дирак П. А. М. Принципы квантовой механики. – М. : ИЛ, 1960. – 364 с.

85. Ключко Т. Р. Взаимодействие когерентного светового излучения с биологическими структурами / Т. Р. Ключко, А. Х. М. Дастжерді // Вісник НТУУ "КПІ". Серія приладобудування. – 2009. – Вип. 38. – С. 111 – 117.
86. Петросян В. И. Лазеро-стимулированные радиоизлучения биотканей и водных сред / В. И. Петросян, Н. И. Сеницын, В. А. Елкин и др. // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2000. – № 2. – С. 52 – 57.
87. Ключко Т.Р. Взаимодействие электромагнитного излучения смешанного типа с биологическими структурами живых объектов / Т. Р. Ключко, А. Х. М. Дастжерді // Вісник НТУУ "КПІ". Серія приладобудування. – 2010. – Вип. 39. – С. 163-167.
88. Ключко Т.Р. Формализованная модель зоны присутствия структур биологического объекта // 21-я Междунар. Крымская конфер. «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии». Материалы конференции. 12-16 сентября 2011 г., Севастополь, Крым, Украина. – Севастополь : Вебер, 2011. – Т.2. – С. 1036 - 1037.
89. Данилов Ю. А. Лекции по нелинейной динамике : уч. пособие. Изд. 3-е. –М. : Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2010. – 208 с.
90. Скицюк В. І. Метод дослідження параметрів польових структур об'єктів при їх взаємодії за вектором градієнту розподілу польової структури / В. І. Скицюк, Т. Р. Ключко / Збірник тез доповідей X Міжнародної наук.-техн. конф. ПРИЛАДОБУДУВАННЯ : стан і перспективи, 19 - 20 квітня 2011 р., м. Київ, ПБФ, НТУУ "КПІ". – 2011. – С. 184 – 185.
91. Скицюк В. І. Метод визначення координат патологічних зон у біологічних об'єктах за вектором градієнту розподілу їх польових структур / В. І. Скицюк, Т. Р. Ключко // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2011. – Вип. 42.– С. 184 - 194.
92. Ключко Т. Р. Фізіотерапевтичний прилад для фотостимуляції біологічних об'єктів / Т. Р. Ключко, А. Х. М. Дастжерді, В. І. Скицюк, С. І. Голопура / Збірник тез доповідей IX Міжнародної науково-технічної конференції ПРИЛАДОБУДУВАННЯ : стан і перспективи, 27 - 28 квітня 2010 р., м. Київ, ПБФ, НТУУ "КПІ". – 2010. – С. 209.
93. Патент на корисну модель 61013, Україна, МКП А61N 5/06. Спосіб профілактики і лікування рубцевих утворень / А. Х. М. Дастжерді, Т. Р. Ключко, В. І. Скицюк. Заявка № u2010013141 від 21.03.2011. Заявл. 05.11.2010. Опубл. 11.07.2011. Бюл. № 13.

94. Скицюк В. І. Інтегрована система «ПРОМІНЬ-АРІА» фоторегенерації та фотостимуляції організму / В. І. Скицюк, А. Х. М. Дастжерді, Т. Р. Ключко // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2012. – Вип. 43. – С. 162-168.
95. Скицюк В. І. Загальні засади побудови інтегрованих систем терапії та діагностики / Т. Р. Ключко, В. І. Скицюк / Міжнародна науково-технічна конференція «Радіотехнічні поля, сигнали, апарати та системи», Київ, 11-15 березня 2013 р. : матеріали конференції. – Київ, 2013. – С. 168 - 169.
96. Скицюк В. І. Об'єднаний базовий елемент відчутника / В. І. Скицюк, М. А. Вайнтрауб // Вісник Технологічного університету Поділля. – 2001. – №5 (36). – С.164 – 172.
97. Гарднер М. Ф. Переходные процессы в линейных системах с сосредоточенными постоянными / М. Ф. Гарднер, Дж. Л. Бэрнс ; пер. с англ. – М. : Изд-во физ.-мат.лит., 1961. – 552 с.
98. Анищенко Г. Я. Лазеропунктура в неврологии : метод. рекоменд. / Г. Я. Анищенко, З. М. Полянская, Е. В. Лукьянюк, А. В. Данилов и др. – М. : 1991. – 21 с.
99. Рассохин В. Ф. Лазерная терапия в неврологии. – К. : Серж, 2001. – 128 с.
100. Корсун В. Ф. Фитолектины. Руководство по практической медицине / В. Ф. Корсун и др.. – М. : Практическая медицина, 2007. – 288 с.
101. Подгорский В. С. Лектины бактерий / В. С. Подгорский, Э. А. Коваленко, И. А. Симоненко. – К. : Наукова думка, 1992. – 204 с.
102. Sharon N. Lektins. Second edition / N. Sharon, H. Lis. Kluwer Academic Publishers, 2003.
103. Луцик М. Д. Методы поиска лектинов (фитогемагглютининов) и определение их иммунохимической специфичности. Методические рекомендации для биохимиков и иммунологов / М. Д. Луцик, Е. Н. Панасюк, В. А. Антонюк. – Львов, 1980. – 20 с.
104. Саркисян С. А. Эффективность научных исследований в вузах / С. А. Саркисян, Э. С. Минаев, С. С. Корунев. – М. : МАИ, 1970. – Вып. 219. – С. 131 - 141.
105. Планирование научных исследований и разработок ; под ред. А. И. Гринькова. – Казань : Татарское кн. изд-во, 1969. – 181 с.
106. Скицюк В. І. Медико-біологічні аспекти теорії ТОНТОР / В. І. Скицюк, Т. Р. Ключко // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2003. – № 25. – С. 139 - 146.
107. Солимено С. Дифракция и волноводное распространения оптического излучения / С. Солимено, Б. Крозиньяни, П. Ди Порто ; пер. с англ. – М. : Мир, 1989. – 664 с., ил.

108. Оптическая обработка радиосигналов в реальном времени / О. Б. Гусев, С. В. Кулаков, Б. П. Разживин, Д. В. Тигинж ; под ред. С.В.Кулакова. – М. : Радио и связь, 1989. – 136 с., ил.
109. Лысенко С. А. Бесконтактный оптический измеритель глубины проникновения лазерного излучения / С. А. Лысенко, М. М. Кугейко, А. М. Лисенкова // Збірник тез доповідей XII Міжнародної науково-технічної конференції ПРИЛАДОБУДУВАННЯ : стан і перспективи, 23 - 24 квітня 2013 р., Київ, ПБФ НТУУ «КПІ», 2013. – С. 188 – 189.
110. Klotchko T. Development of the Complex Laser Therapeutic Methods / T. Klotchko, V. Skytsiuok / Medical Technologies for the 21th Century, October 15-16, 2001, Kyiv, Ukraine. – Kyiv. – 2001. – P. 31 - 32.
111. Klotchko T. The optoelectronic system for the biological electromagnetic fields control // HMD 18th Metrology Symposium, October 8 – 10, 2001, Cavtat, Croatia.
112. Klotchko T. An interferometrical analyzer for the dynamics biological objects diagnostics // Научные труды IV Международной научн.-практ. конф. «Фундаментальные и прикладные проблемы приборостроения, информатики, экономики и права. Книга ПРИБОРОСТРОЕНИЕ. – М. : – 2001. – С. 73 – 78.
113. Радиотехнические цепи и сигналы: учебное пособие для вузов / Д. В. Васильев, М. Р. Витоль, Ю. Н. Горшенков и др. ; под ред. К. А. Самойло. – М. : Радио и связь, 1982. – 528 с., ил.
114. Дастжерді А. Х. М. Метод комплексного лазерофорезу при лікуванні рубцевих утворень та відкритих ран / А. Х. М. Дастжерді, Т. Р. Ключко, С. М. Ткаченко // ВІСНИК НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2007. – Вип. 34. – С. 148-154.
115. Дастжерді А. Х. М. Методика впливу інтегрованого лазерного випромінювання на біологічні об'єкти / А. Х. М. Дастжерді, Т. Р. Ключко, С. М. Ткаченко // Зб. тез 6-й н.-т. конф. «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів», КДТУ, м. Кременчук, 2007.
116. Ключко Т. Р. Методика рефлексотерапії інтегрованим електромагнітним випромінюванням / Т. Р. Ключко, А. Х. М. Дастжерді, В. І. Скицюк, С. І. Голопура / Збірник тез доповідей VIII Міжнародної наук.-техн. конф. ПРИЛАДОБУДУВАННЯ : стан і перспективи, 28 - 29 квітня 2009 р., м. Київ, ПБФ, НТУУ «КПІ». – 2009. – С. 172 – 173.
117. Муфагед М.Л. Лазерная терапия в урологии: монография / М. Л. Муфагед, Л.П. Иванченко, С.В. Москвин и др. – М. -Тверь: ООО «Изд-во «Триада», 2007. – 132 с.

118. Системный анализ эффективности управления биологическими системами низкоэнергетическим лазерным излучением. Москвин Сергей Владимирович. Тула, спец. ВАК 05.13.01, д-р биол. наук, 2008.
119. Дастжерді А. Х. М. Системне уявлення фоторегенерації структур організму / Т. Р. Клочко, А. Х. М. Дастжерді // Вісник НТУУ «КПІ». Серія ПРИЛАДОБУДУВАННЯ. – 2012. – Вип. 44. – С. 153 – 159.
120. Голопура С. І. Експериментальні дослідження впливу інтегрованого когерентного випромінювання на показники крові телят / С. І. Голопура, О. О. Скиба, Дастжерді А. Х. М. та інші. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2011. – Вип. 41. – С. 161 - 167.
121. Голопура С. І. Вплив інтегрованого електромагнітного випромінювання на організм хворих на диспепсію та бронхопневмонію телят. В кн. : Конфер. професорсько-виклад. складу, наук. співроб. і аспір. / С. І. Голопура, О. О. Скиба, Т. Р. Клочко, А. Х. М. Дастжерді. Тези допов. – Київ, 12 - 13 березня 2009 р. – К. : НУБіП України. – 2009. – С. 43-44.
122. Скицюк В. І. Фізіотерапевтичний прилад для фотостимуляції біологічних об'єктів / А. Х. М. Дастжерді, С. І. Голопура, Т. Р. Клочко, В. І. Скицюк / Збірник тез доповідей IX Міжнародної наук.-техн. конф. ПРИЛАДОБУДУВАННЯ : стан і перспективи, 27 - 28 квітня 2010 р., м. Київ, ПБФ, НТУУ «КПІ». – 2010. – С. 209.
123. Пат № 50251 А України. Спосіб та обладнання комплексної фізіотерапії / Т. Р. Клочко, В. І. Скицюк. Бюл. № 10. 2002.
124. Пат № 49245 А України МКП А61Н 23/00, А61Н 33/00. Спосіб та обладнання для комплексного фізіотерапевтичного впливу / Т. Р. Клочко, В. І. Скицюк, О. В. Гончаренко. Бюл. № 9. 2002.
125. Huang N.E. Hilbert-Huang transform and its applications / Norden E. Huang, Samuel S.P. Shen. - World Scientific Publishing Co. Pt. Ltd. 5 Toh Tuck Link, Singapore, 1995.
126. Huang N.E. The empirical mode decomposition and Hilbert spectrum for nonlinear and nonstationary time series analysis / Huang N.E. et al. – Proc. Roy. Soc. London, A, 454.- 1998, P.903 – 995.
127. Новиков С. П. Современные геометрические структуры и поля / С. П. Новиков, И. А. Тайманов. – М. : МЦНМО, 2005. – 584 с.: ил.
128. Стояновский А. В. Введение в математические принципы квантовой теории поля. – М. : Изд - во ЛКИ, 2007. – 232 с.
129. Мазин В. Д. Методы расчетной погрешности датчиков // Sensors & Systems. – 2001. – № 2. – С. 2 – 5.