

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

КОНСПЕКТ ЛЕКЦІЙ

з дисципліни «Лікувальна медична техніка»

*Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського як
навчальний посібник для здобувачів ступеня бакалавра за спеціальністю
163 Біомедична інженерія, спеціалізацією «Медична інженерія»*

Київ

КПІ ім. Ігоря Сікорського

2021

ЛІКУВАЛЬНА МЕДИЧНА ТЕХНІКА: конспект лекцій до вивчення дисципліни «Лікувальна медична техніка» [Електронний ресурс] : навчальний посібник для здобувачів ступеня бакалавра за спеціальністю 163 - «Біомедична інженерія», спеціалізації «Медична інженерія»/ КПІ ім. Ігоря Сікорського; уклад. М.Ф.Богомолів, В.Б.Максименко – Електронні текстові данні (1 файл ____ Мбайт).– Київ: КПІ ім.Ігоря Сікорського», 2021. – ____78 с.

Гриф надано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського (протокол № 1 від 16 .09 ____ . 2021 р.) за поданням Вченої ради факультету біомедичної інженерії (протокол № 16 від 30 .08 .2021р.)

Електронне мережне навчальне видання

ЛІКУВАЛЬНА МЕДИЧНА ТЕХНІКА

Конспект лекцій до вивчення дисципліни «Лікувальна медична техніка»

Укладачі: **Богомолів Микола Федорович**, канд.техн. наук, доцент

Масименко Віталій Борисович, д-р.мед.наук, професор

Відповідальний редактор: **Шликов В.В.**, доцент каф. БМІ., д-р. техн. наук, доцент

Рецензенти: **Худецький І.Ю.**, проф., д-р.мед.наук, професор

Маринський Г.С., ст. наук. співроб., д.т.н.

Навчальна дисципліна належить до циклу вибіркових навчальних дисциплін фахової підготовки доктора філософії, циклу дисциплін для здобуття поглиблених знань зі спеціальності. Вона розрахована на докторантів, які закінчили магістратуру з інженерних спеціальностей і це нова важлива дисципліна в інженерній освіті, яка виникла завдяки швидкому прогресу наукоємних і техноємних галузей медицини, пов'язаних із комплексним застосуванням складної медичної техніки, біотехнологій, а також інформаційних технологій. У циклі лекцій розглянуті теоретичні основи, принципи функціонування та основні оптичні та принципові схеми сучасних немедикаментозних методів лікування, які застосовуються у медичній фізіотерапії та реабілітації. Практична частина спрямована на науково-аналітичний огляд, проектування, конструювання, дослідження, випробування, експлуатація і технічна експертиза, інженерно-інформаційний супровід фізіотерапевтичної техніки і технологій, комп'ютерне моделювання медичної інформації і сигналів для стимуляції патологічних органів та тканин людини.

© КПІ ім.. Ігоря Сікорського

ЗМІСТ

1.Класифікація лікувальної медичної техніки.....	5
1.1 Класифікація низькочастотної лікувальної апаратури.....	7
1.2 Класифікація високочастотної лікувальної апаратури.....	7
2. Особливості лікувально-діагностичних комплексів. Основні етапи лікувально-діагностичного процесу	8
2.1 Багатофункціональний електрофізіологічний лікувально-діагностичний комплекс	11
2.2 Пристрій для попереднього аналізу параметрів біологічно активних точок людини – « α -03»	14
2.3 Фізичні характеристики сигналів організму людини	19
2.4 Особливості ЛДК для кардіологічних досліджень	20
3. Теоретичні основи взаємодії електромагнітних полів з біологічними об'єктами	35
3.1 Аналіз теоретичних методів розв'язку рівнянь переносу лазерного випромінювання (РПВ).....	35
3.2 Аналіз рівняння переносу лазерного випромінювання та методів його розв'язку	38
3.3 Аналіз теоретичних методів розв'язку рівняння переносу випромінювання	41
3.4 Аналіз експериментальних методів розв'язку рівнянь переносу випромінювання і контролю оптичних характеристик біоб'єктів (прямі методи).....	46
3.5 Неінвазійний спектрополяриметр зображень для дослідження біотканин та гуморальних середовищ	50
4. Фізичні основи взаємодії ультразвукових (УЗ) хвиль з біологічними об'єктами	56
4.1 Фізичні особливості і характеристики УЗ-випромінювання	57
4.2 Особливості вимірювання швидкості за допомогою УЗ-хвиль	60
5. Ультразвукова (УЗ) апаратура для фізіотерапії	66
5.1 Фізичне обґрунтування та методи проведення процедур УЗ-фізіотерапії ...	66
5.2 Апарати для УЗ -фізіотерапії	70
6. Лікувальна апаратура за допомогою оптичного випромінювання (ІЧ, видимого, УФ діапазону)	73

6.1 Інфрачервоне світло	73
6.2 Видиме світло	74
6.3 Ультрафіолетове світло	74
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	75

1.Класифікація лікувальної медичної техніки

Медичне обладнання – допоміжні пристрої для обслуговування пацієнта і забезпечення безперервного медичного технологічного процесу (багатофункціональне медичне ліжко, апаратура штучного дихання, крові).

Медичні інструменти – пристрої, що діють на пацієнта сумісно з рукою лікаря і є її продовженням (лазерні та плазмові скальпелі, інструменти для лапероскопічних операцій).

Медична апаратура – забезпечує самостійний автоматизований процес взаємодії з пацієнтом. Це найбільш розвинена і складна частина медичної техніки.

Повна класифікація медичної техніки представлена на рис.1.

Ця апаратура поділяється за видом енергії, що використовується:

- ✓ електромедична апаратура,
- ✓ механічна медична апаратура.

Апаратура, яка використовує механічну енергію поділяється за видом робочого тіла:

1. Енергія твердого тіла – механічна енергія (апаратура для витяжки кісток та механотерапія)
2. Енергія рідини (гідравлічні) – водолікувальна апаратура (душ шарко, циркулярний душ, джакузі)
3. Енергія газу – апарати для реабілітації захворювань легень (інгалятор Флорова, штучна вентиляція легень без світла)

При роботі медичної апаратури встановлюють напрям руху енергії: від апаратури до пацієнта чи навпаки. Перші апарати діють на пацієнта, а другі сприймають енергію і сигнали від пацієнта.

Терапевтичні апарати діють на пацієнта, змінюють хід патологічних процесів. Різновид таких апаратів це хірургічні апарати, які відтворюють радикальні зміни в структурі тканин і органів.

Діагностичні прилади використовуються для дослідження патологій організму, відхилення основних показників від норми.

Приймаючі діагностичні прилади реєструють інформацію про різні процеси в організмі людини за допомогою сигналів і полів, які генеруються організмом.

А діючі діагностичні прилади отримують інформацію про реакцію організму людини на визначену зовнішню дію (наприклад, електростимулятори), а також за збуренням потоку енергії яке вноситься організмом людини (УЗ діагностика, рентгенівська, МРТ, тощо).

Повна класифікація медичної техніки представлена на рисунку 1.

Діючі апарати також відрізняються за видом енергії, яка діє на організм людини:

Апарати, що діють електричною енергією поділяються за спектром електромагнітних коливань.

1.1 Класифікація низькочастотної лікувальної апаратури

Повний розподіл НЧ-лікувальної апаратури представлений на рисунку 1.1.

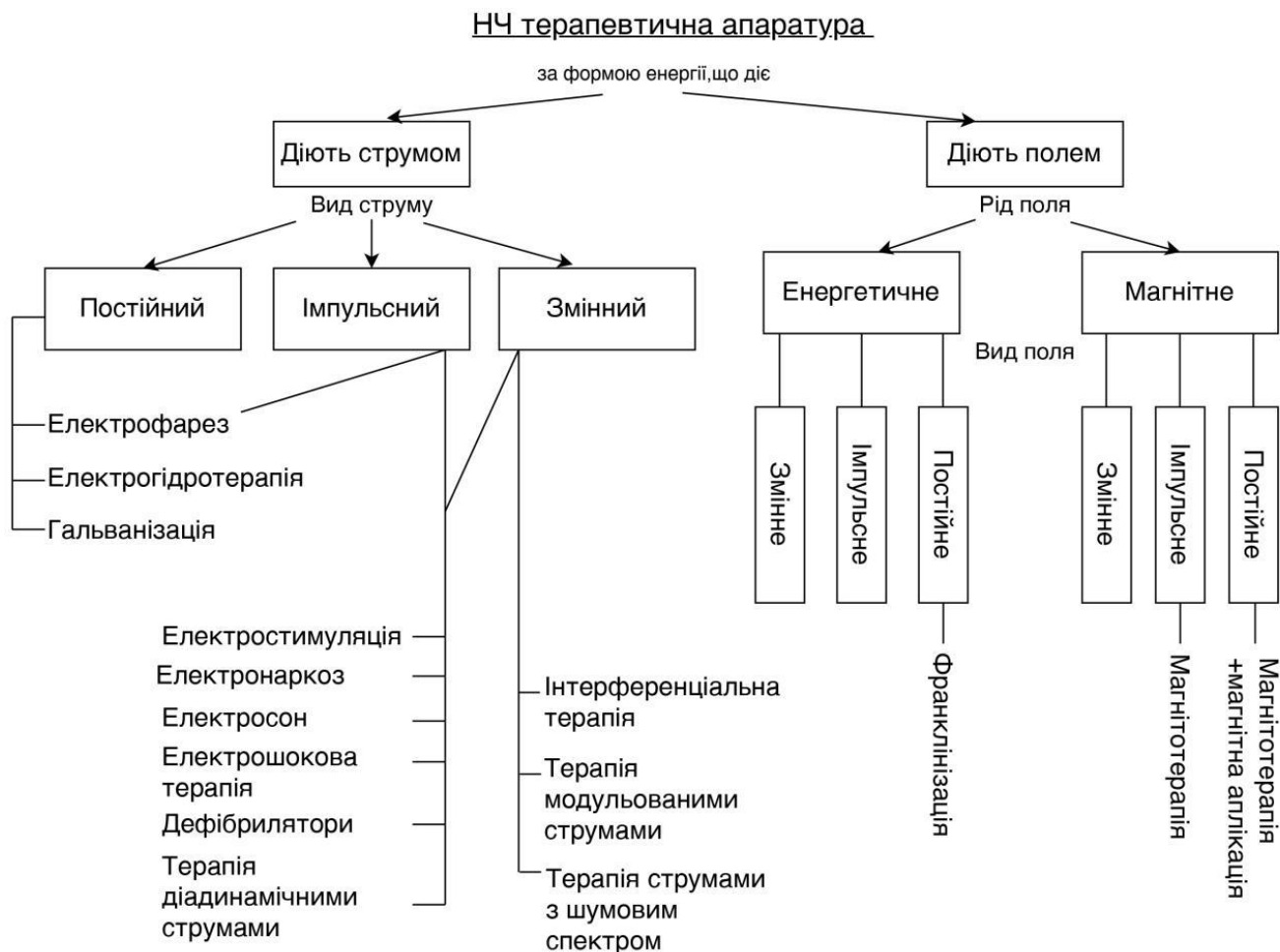


Рисунок 1.1 – Повна класифікація НЧ-лікувальної апаратури

Вся апаратура НЧ-лікувальної апаратури за формою енергії поділяється на апаратуру, що діє струмом або полем. Подальший розподіл відбувається залежно від роду (виду) поля (струму) і остаточний розподіл лікувальної апаратури відбувається за функціональним призначенням апаратів залежно від медичних методик використання приладів.

1.2 Класифікація високочастотної лікувальної апаратури

Вся ВЧ- лікувальна апаратура поділяється залежно від форми енергії, роду поля та режимів роботи, остаточний розподіл за медичним призначенням (див. рис. 1.2).

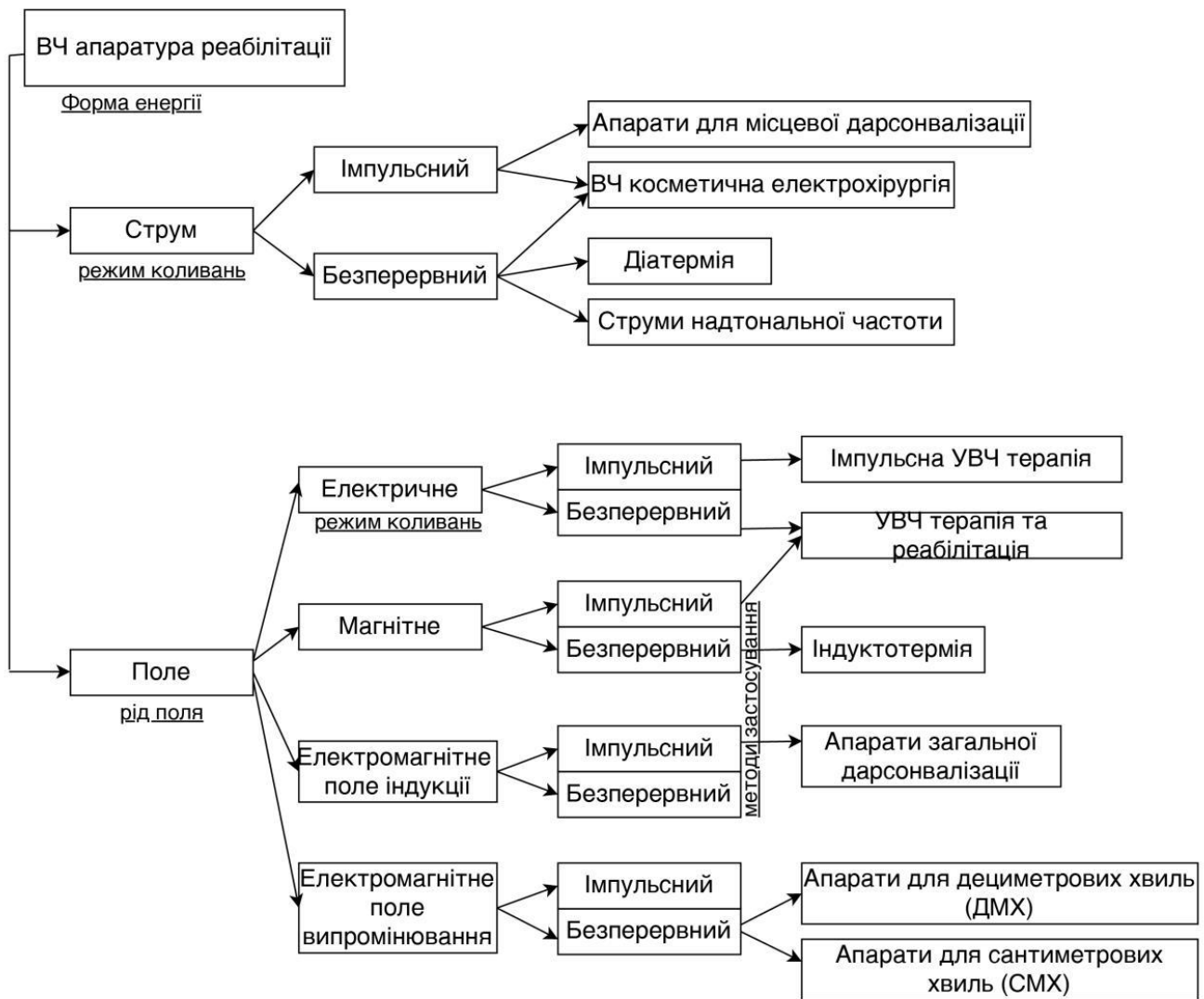


Рисунок 1.2 – Класифікація ВЧ- лікувальної апаратури

2. Особливості лікувально-діагностичних комплексів. Основні етапи лікувально-діагностичного процесу

Медична практика – багатоетапний лікувально-діагностичний процес, метою якого є виявлення симптомів захворювання, зменшення(ліквідація) причин їх появи.

(Наприклад, якщо людина пережила інфаркт, але причини його виникнення не усунені – інфаркт трапиться знову).

Медична практика складається з основних етапів:

- **Збір даних про людину**(об'єктивні дані приладів: ЕКГ, дані лабораторних аналізів);

- **Аналіз об'єктивних та суб'єктивних даних про стан людини** (зовнішні ознаки хвороби, суб'єктивні скарги, температура, стан шкіри);
- **Прийняття рішень** згідно алгоритму чи лікувального протоколу;
- **Процес лікування** у стаціонарі чи домашніх умовах(клінічний період захворювання) за допомогою медикаментозних засобів(*для збереження мікрофлори кишечника, при вживанні антибіотиків, слід вживати ністатин) та медичної апаратури;
- **Повторення** всіх чи деяких етапів, в залежності від обставин;
- **Етап реабілітації** після завершення захворювання.

На етапі збору даних людини суб'єктивні значення стану організму людини сильно залежить від кваліфікації та досвіду роботи лікаря.

Крім суб'єктивних даних, для достовірної діагностики необхідно підключати об'єктивні характеристики функціонування всіх систем організму людини.

Таблиця 2.1 – Основні системи організму людини та особливості характеристик біофізичних сигналів

<i>Система організму Методи дослідження</i>	<i>Діапазон і характеристики первинних сигналів біофізичних перетворювачів</i>
<i>I. Серцево-судинна система(ССС)</i>	
1. Кров'яний тиск (прямий метод вимірювання)	$f_{\max} = 200 \text{ Гц}$, $f_{\text{робоча}} = 60 \text{ Гц}$; діапазон тиску: 40...300 мм.рт.ст.(артеріальний); 0...15 мм.рт.ст.(венозний).
2. Кров'яний тиск(посередній/побічний метод вимірювання)	Аускультативний метод. Тони Короткова. Діапазон тиску: 30...150 Гц. Пульпаторні критерії: Діапазон тиску: 0,1...60 Гц. Нормальний тиск людини(вказано верхню межу): 140(систолічний)/90(діастолічний).
3. Пульсова хвиля на периферичних артеріях	Діапазон тиску: 0,1...60 Гц

4. Плетизмограма(об'ємні зміни внутрішніх органів при наповненні їх кров'ю: серця, судин)	Діапазон тиску: 0,1...30 Гц
5. Частота серцевих скорочень(ЧСС)	Для людини: 45...200 уд./хв.; Для твари: 50...600 уд./хв.; Максимальний тиск для людини розраховуємо за формулою: $220 - X$, де X – вік людини.
6. Оксиметрія(ступінь наповнення крові киснем)	$f_{\max} = 0...60$ Гц, $f_{\text{робоча}} = 0...5$ Гц.
7. Серцевий викид	$f_{\max} = 0...60$ Гц, $f_{\text{робоча}} = 0...5$ Гц.
8. ЕКГ(електрокардіограма)	$f = 0,05...100$ Гц; рівень сигналу для дорослої людини = 5мВ, ЕКГ для плоду = 10мкВ.
II. Система органів дихання	
1. Швидкість газообміну(пневмотахограма)	$f = 0...40$ Гц; $V = 250...500$ мл/с; $V_{\max} = 8$ л/с.
2. Частота дихання(вимірюється за записом)	Для людини середня частота: 12...40 дихань/хвилину; Для тварини: 8...60 дихань/хвилину.
3. Дихальний об'єм	У дорослої людини: $V = 600$ мл; $V_{\max} = \text{до } 6 \text{ л.}$
4. Концентрація CO_2 , NO_2 , галатана	CO_2 : 0...10%, в кінці видиху: 4...6%; NO_2 : 0...100%, галатану: 0...3%.
III. Газовий склад крові	
1. Парціальний тиск кисню (in vivo, in vitro)	Діапазон тиску: 0...1 Гц; нормальний рівень для кисню: 0...800 мм.рт.ст.; гіпербаричний: 800...3000 мм.рт.ст.
2. РН in vitro (тиск водню)	Діапазон тиску: 0...1 Гц; рівень сигналу для нормального стану: 700 мВ.

3. Парціальний тиск CO ₂ invitro	Нормальний діапазон: +/- 150 мВ; нормальний парціальний тиск CO ₂ : 100 мм. рт. ст.
<i>IV. Біоелектричні потенціали</i>	
1. Електроенцефалограма (ЕЕГ)	Діапазон: 0...100 Гц; В нормальному стані: 0...60 Гц; Нормальний рівень сигналу: 15...100 мкВ.
2. Електроміограма ("міо" – м'язи)	Діапазон: 10...200 Гц; Імпульсний характер: 0,6...20 мс.
3. Електроретинограма (ретино – сітківка ока)	Діапазон: 0...20 Гц; Амплітуда: 0,5мкВ...1мВ.
4. Електроністагмограма (рух очей)	Діапазон: 0...20 Гц; Рівень сигналу: 100 мкВ на кожні 10 градусів повороту очей.

За результатами аналізу біофізичних сигналів людини, після визначення алгоритму лікувального циклу, використовують лікувально-діагностичні комплекси, які допомагають перевірити ефективність лікування під час хвороби.

2.1 Багатофункціональний електрофізіологічний лікувально-діагностичний комплекс

На першому етапі реабілітації необхідно проводити комплексні медико-біологічні дослідження, за допомогою яких можна оцінити роботу окремих фізіологічних систем та організму людини в цілому. Особливості цих досліджень пов'язані з одночасною обробкою різних фізіологічних показників роботи організму.

Це такі фізіологічні параметри:

- 1. Центральна гемодинаміка (ЦГД)**
- 2. Електрокардіограми (ЕКГ)**
- 3. Електроенцефалограми (ЕЕГ)**
- 4. Температура**
- 5. Тиск**
- 6. Особливості систем дихання**

Традиційна діагностична апаратура дозволяє проводити дослідження окремих біофізичних характеристик людини і не дозволяють отримати ґрунтовний аналіз функціонування організму в цілому. Такі дослідження необхідно

проводити на першому етапі реабілітації для оцінювання появи дисфункційних ознак роботи організму. На цьому етапі відбувається комплексна оцінка стану здоров'я людини.

Сучасна апаратура для дослідження організму людини в цілому використовує такі напрямки:

1. Комплексна оцінка (діагностика) організму людини за біофізичними сигналами (традиційними, стандартними).
2. Комп'ютерна діагностика всього організму за допомогою непрямих методів дослідження (за методом Фоля вимірюються характеристики біологічно активних точок БАД).
3. Використання лазерних методів сканування біофізичних станів людини.

2.1.1 Особливості роботи багатофункціонального електрофізіологічного лікувально-діагностичного комплексу

Цей комплекс дозволяє проводити медико-біологічні дослідження в умовах спеціальних медичних закладів (наприклад, лікарень, поліклінік, санаторіїв), а також безпосередньо на робочих місцях людей (оператори енергетичних систем, диспетчерська служба для аеропортів).

За допомогою комплексів проводяться контроль таких показників: артеріальний тиск, електрокардіограма (12 відведень), електроенцефалограма (16 відведень), зорові та слухові потенціали, температура, частота дихання, реограма, ударний та хвильовий об'єм крові.

Технічні характеристики багатофункціонального комплексу:

1. Кількість каналів для вводу інформації – 8
2. Розрядність АЦП – 8
3. Розрядність шини даних – 8
4. Об'єм ОЗП – 64 кб
5. Об'єм змінних блоків ПЗП – 64 мб
6. Час обробки одного циклу даних – не більше 1 с
7. Час вимірювання даних – не більше 3 хв
8. Реєстація даних – відео монітор, магнітооптичний диск, паперовий носій, тощо
9. Потужність споживання – не більше 50 вт
10. Габарити – 480x380x150
11. Маса – не більше 10 кг



Рисунок 2.1 – Структурна схема багатofункціонального комплексу

Паралельно з об'єктивною інформацією, яка знімається давачами (див. структурну схему) паралельно може відбуватись реєстрація показників біологічно активних точок людини для більш повної об'єктивної інформації. Крім того, необхідно додавати і суб'єктивну інформацію людини (скарги на стан здоров'я, на особливості прийняття їжі, шкідливі звички, тощо). Після суцільної обробки всіх даних формується алгоритм керування метаболічних порушень для зменшення ймовірності «переростання» захворювань в клінічну стадію що є особливістю першого етапу реабілітації.

2.1.2 Особливості характеристик блоку первинної (попередньої) обробки інформації

Для будь-якої медичної апаратури основною задачею є якісна обробка медико-біологічних сигналів, тому дуже важливим є надійність і точність автоматичної обробки інформації – фільтрація або виділення корисних сигналів, розрахунок їх форми, фільтрація завад, тощо. На цей процес обробки впливають багато факторів різної природи.

Фактори, що впливають на процес виділення і ідентифікації елементів медико-біологічних сигналів

І. Фактор біологічного об'єкту

1. Форма елементів і структура елементів, які пов'язані з індивідуальними особливостями біоб'єкту (стан, місце зняття інформації, способи кріплення, тощо).
2. Сигнали «інформаційних» параметрів, які є взаємодією корисних фізіологічних сигналів різного походження, які також впливають на корисний сигнал, що реєструється (вплив сигналів дихання, зміна температури, биття серця, тощо).
3. Завади від рухів об'єкту – змінюються умови контакту давача з тілом людини, змінюється постійна складова сигналу і його розмах.

II. Фактори зовнішнього впливу

1. Синфазна завада від промислової мережі 50 Гц, яка впливає на об'єкт та лінію зв'язку.
2. Флуктуаційні завади – зовнішні індустриальні завади, які наводяться на вхідний контур підсилювача, вібраційні завади, шумові, тощо.
3. Імпульсні завади – обумовлені вмиканням і вимиканням апаратури з силової мережі, поява різних розрядів конденсаторів.

III. Апаратурні фактори

1. Внутрішні шуми апаратури та дрейф нуля.
2. Спотворення сигналів підсилювальними трактами апаратури.

Для будь-яких пристроїв обробки біологічних сигналів (традиційних радіотехнічних) перед обробкою і підсилювання сигналів обов'язково необхідно провести попередню фільтрацію. А вже потім підсилювати і перетворювати сигнали.

Для більш розширеного функціонального стану комплексу необхідно проводити реєстрацію характеристик БАТ (їх діагностика), а потім по результатам комплексного обстеження проводити коригування імунної системи людини дією на БАТ або на організм в цілому.

2.2 Пристрій для попереднього аналізу параметрів біологічно активних точок людини – « α -03»

Цей пристрій α -03 (рис.5) дозволяє одночасно вимірювати по п'яти каналам (один блок вимірювання БАТ). Такі характеристики: опір або провідність точки δ , диференційний біопотенціал φ_d , модуль біопотенціалу $|\varphi|$, ємність точки C , автоматичний пошук БАТ з звуковою і оптичною індикацією. Вхідний комутатор забезпечує підключення вимірювальних блоків до об'єкту контролю, дозволяє

одночасно реєструвати параметри електричних сигналів, які змінюються системою звичайних електродів.

Пристрій аналізу та перетворення забезпечує вибір режиму роботи приладу в цілому та попередню обробку інформаційних сигналів. Всі параметри людини фіксуються пристроєм для реєстрації — запис відбувається по п'яти каналам у аналоговій формі та інформація в цифровому вигляді направляється в буфер пристрою.

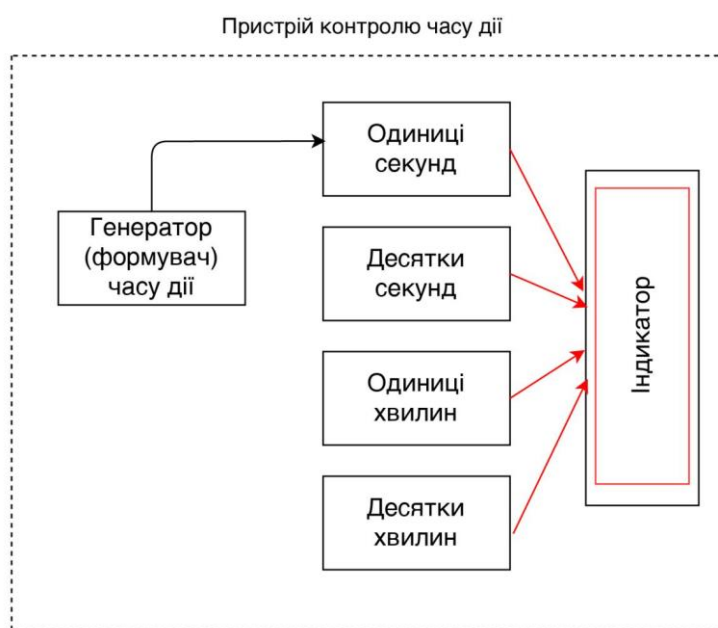
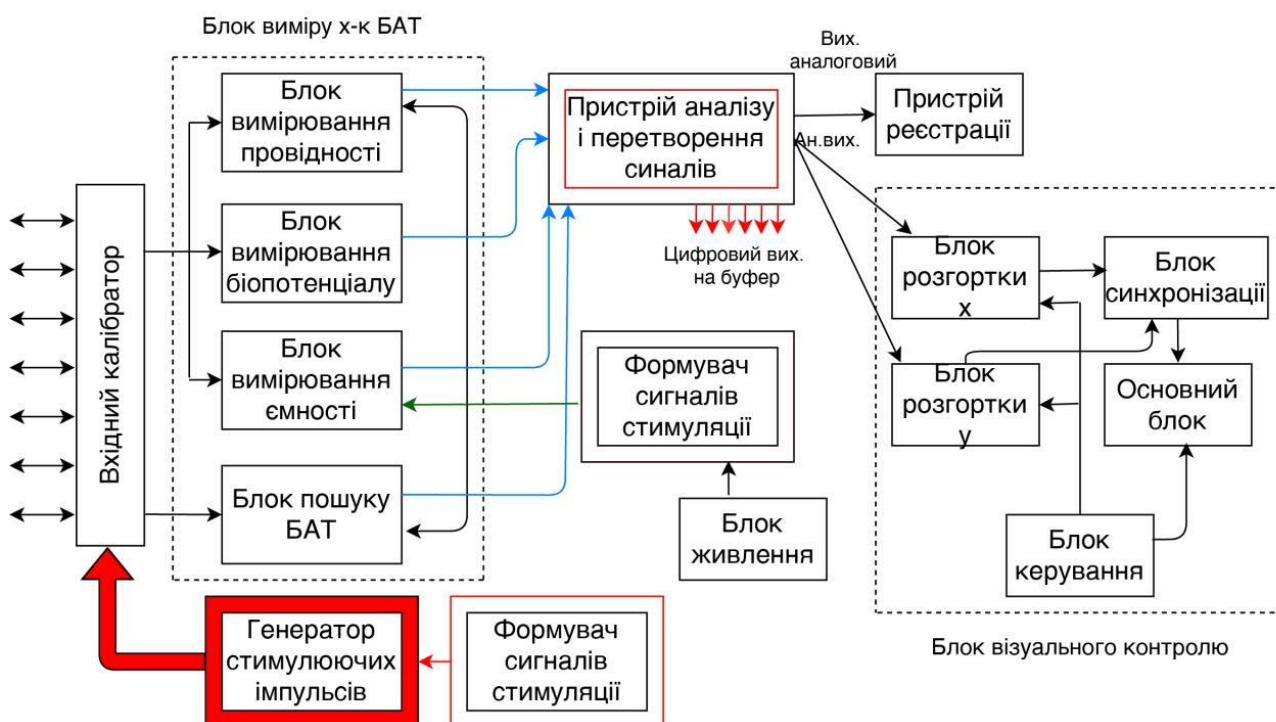


Рисунок 2.2.1 – Функціональна схема комплексу «α-03»

Пристрій візуального контролю дозволяє контролювати хід вимірювань на екрані електроннопроменевої трубки в реальному масштабі часу (задається параметрами розгортки).

Генератор стимулюючих імпульсів дозволяє проводити електростимуляцію БАТ сигналами різної форми (форма імпульсів стимуляції плавно змінюється від прямокутної до синусоїдальної включно з пілкоподібною формою) і частоти (від 0.05 Гц до 50кГц з частотним заповненням від 20 Гц до 2 МГц) в межах кожного з-під діапазону є можливість плавного регулювання частоти.

Під час вимірювання параметрів БАТ одночасно за допомогою мікропроцесора відбувається:

1. статистична обробка результатів вимірювання (для виключення статистичної та випадкової похибок вимірювання);
2. контроль біопотенціалу людини за допомогою спеціальних додаткових електродів (пласких, голчастих, полосних з площею 0.3-30 см²).

Особливості роботи пристроїв для вимірювання біопотенціалів людини

Вхідний пристрій або комутатор дозволяє підключити будь-яку систему відведень до підсилювачів (складається з резисторів, які штучно формують точку поєднання потенціалів і систему спеціальних вхідних фільтрів).

Підсилювачі сигналів забезпечують необхідне підсилення сигналів без спотворення. Коефіцієнт підсилення – мінімальний 10000 для ЕКГ і максимальний 200000 для ЕЕГ і мають 5-6 каскадів підсилення.

Смуга пропускання частот від 0 до 0.01 Гц для електрогастрограми і максимальна частота 10000 Гц для ЕКГ і ЕЕГ.

При проведенні вимірювання потенціалів для зменшення паразитного шуму і похибки обов'язково знежирюється шкіра і використовуються спеціальні електропровідні пасти. Опір для звичайних електродів 30-50 кОм, для голчастих одиниці МОм, тому вхідний опір підсилювача повинен бути дуже великим щоб не шунтувати систему електродів 500 кОм-10 МОм.

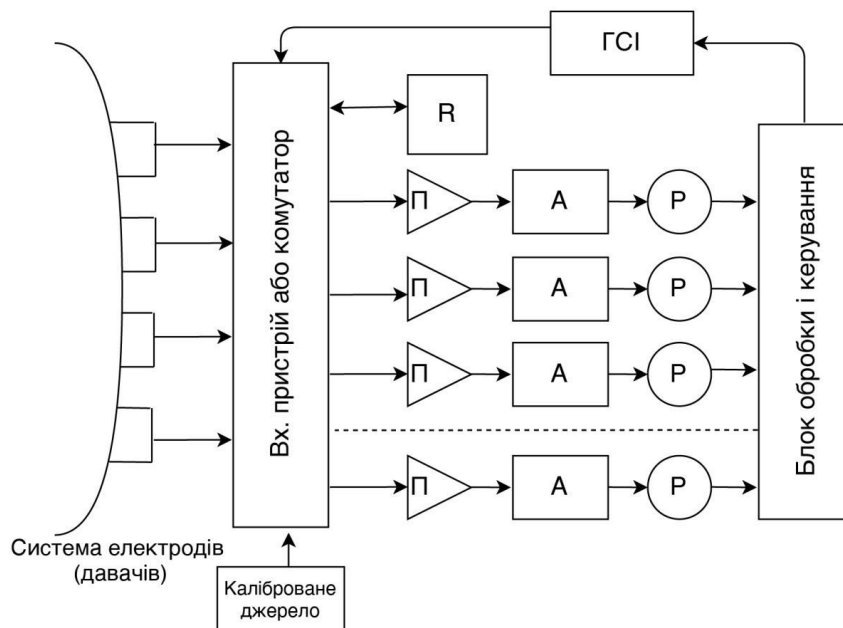


Рисунок 2.2.2 –Структурна схема блоку вимірювання або реєстрації біопотенціалів людини

К/д – каліброване джерело в В для нормування амплітуди біопотенціалу;

R – вимірювальний пристрій опору (між електродний опір) для будь-якої пари електродів;

П – підсилювач;

А – аналізатори частотних спектрів сигналів;

Р – реєстратори сигналу окремих каналів;

ГСИ – генератор стимулюючих імпульсів, який формує сигнали електро-, акусто- та фотостимуляцію.

При проведенні вимірювання потенціалів для зменшення паразитного шуму і похибки обов'язково знежирюється шкіра і використовуються спеціальні електропровідні пасти. Опір для звичайних електродів 30-50 кОм, для голчастих одиниці МОм, тому вхідний опір підсилювача повинен бути дуже великим щоб не шунтувати систему електродів 500 кОм-10 МОм.

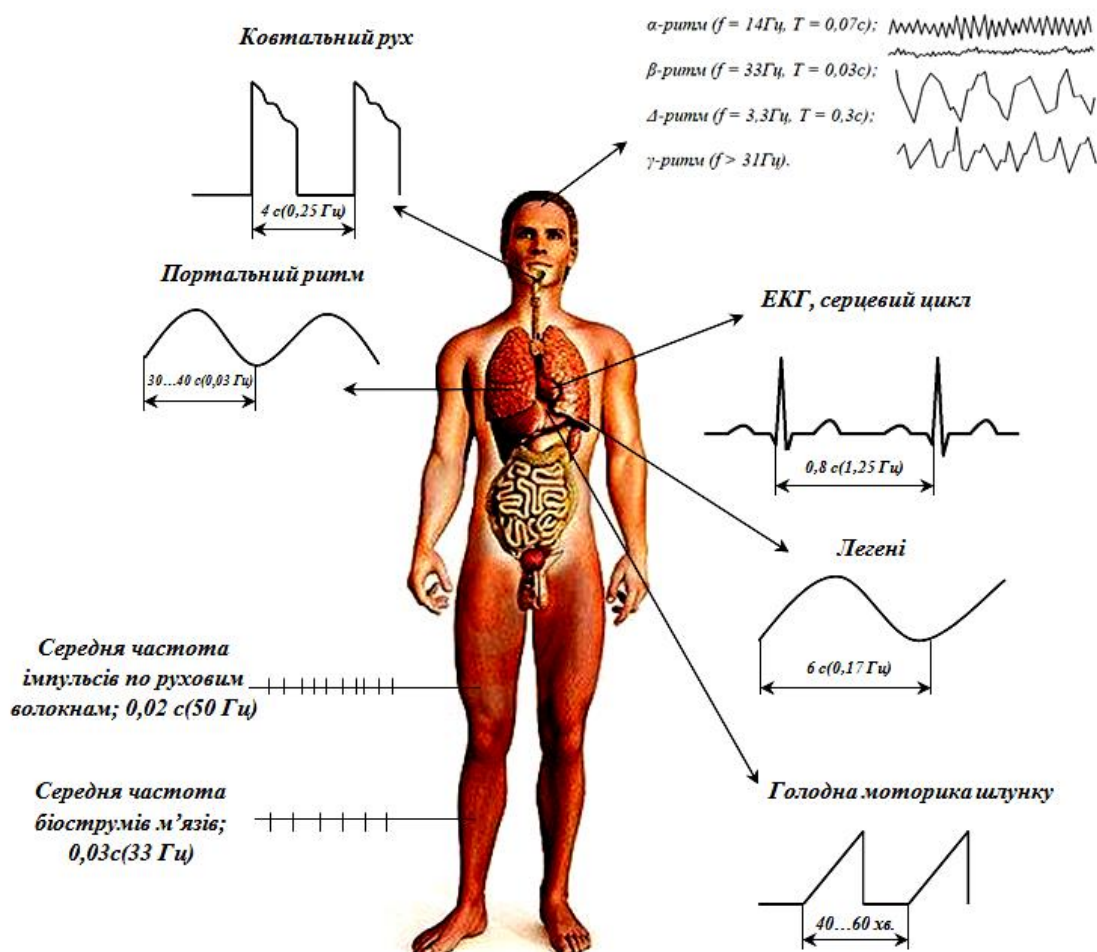
Схема підсилювача має два входи для додавання корисних сигналів біопотенціалів (вони подаються на вхід підсилювача у протилежних фазах і ці входи використовуються для суттєвого зменшення синфазних завад, які подаються на вхід синфазно.

Генератор стимулюючих імпульсів використовується:

1. для контролю зворотної реакції при дії на біотканину електро або іншим стимулятором.

2. інформаційний вплив на біотканину для отримання метаболічних змін на клітинному рівні, що дозволяє суттєво підвищити імунний і функціональний стан людини і попередити початок захворювання.

2.3 Фізичні характеристики сигналів організму людини



Загальнаа схема лікувально-діагностичного комплексу(ЛДК)

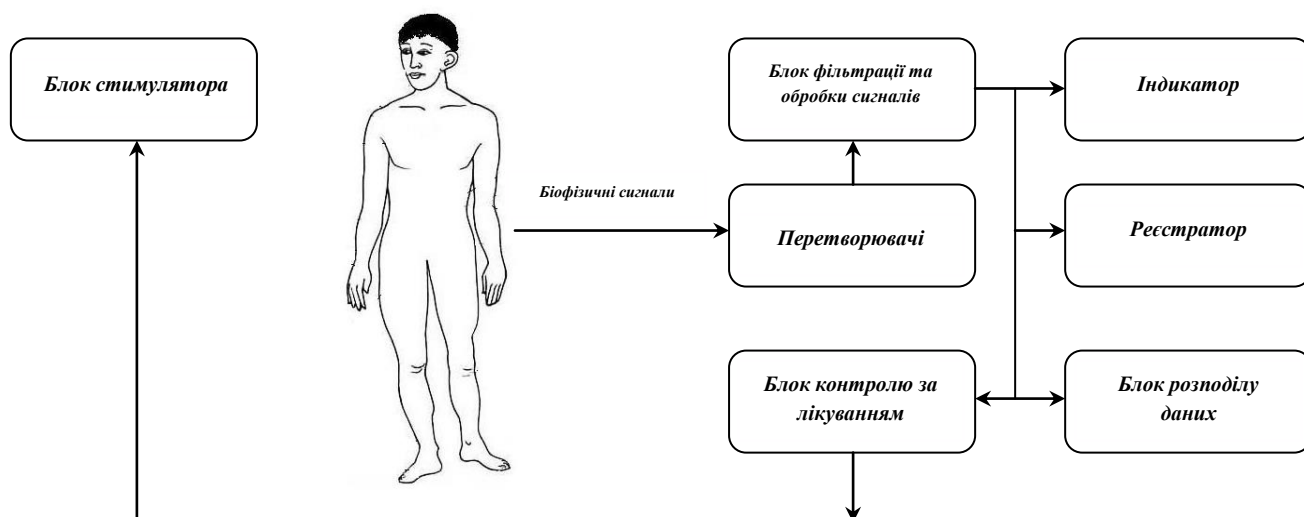


Рисунок 2.3 – Загальнаа схема лікувально-діагностичного комплексу(ЛДК)

Після обробки і реєстрації первинних сигналів організму людини, відбувається комп'ютерна обробка основних параметрів і видаються:

- Рекомендації лікарям(холтерівський моніторинг);
- За результатами аналізів біофізичних сигналів, блок контролю за лікуванням направляє стимулюючі сигнали для покращення загального стану людини;
- Сигнали стимуляції, необхідні для діагностування роботи головного мозку(зорові та слухові подразники), генеруються сигнали стимуляції м'язів для дослідження чи діагностування їх роботи.

2.4 Особливості ЛДК для кардіологічних досліджень

Метою всіх лікувально-діагностичних заходів при кардіологічних захворюваннях є дослідження стану, прогноз та лікування його результатів, розробка алгоритму лікування.

Для дослідження кардіологічних захворювань використовують результати кардіологічного моніторингу у вигляді:

1. Характерні криві роботи серця (ЕКГ, кров'яний тиск, швидкість кровообігу);
2. Зображення елементів ССС(кінокардіографія, комп'ютерна томографія, ультразвукова кардіографія, радіоізотопна ангіографія(судини));

За допомогою комп'ютерної техніки спрощується і підвищується якість обробки кардіосигналів; висока якість зображень патології в 3D -форматі.

2.4.1 Фізичні процеси виникнення електропотенціалів у серці

Електрокардіографія (ЕКГ) – (грец. кардіо – серце, графо - пишу) – метод реєстрації електричних сигналів, які виникають під час його скорочення. Вперше зареєстрував електричні явища у м'язах Маттеуччі (1843 рік) – встановив наявність електричних явищ у вирізаному серці. Першу ЕКГ людини зареєстрував Уоллер (1887 рік). Найбільш точну першу ЕКГ з поверхні тіла людини (1903 рік) зробив Ейнтховен. При реєстрації ЕКГ необхідно враховувати особливості структури серця.

Існує 3 оболонки серця:

- Внутрішня (ендокард).
- Середня м'язова (міокард).
- Зовнішня сполучна тканина (епікард).

Серце ззовні оточене еластичною навколосерцевою сумкою (перикард), яка оберігає серце від розтягування при наповненні кров'ю.

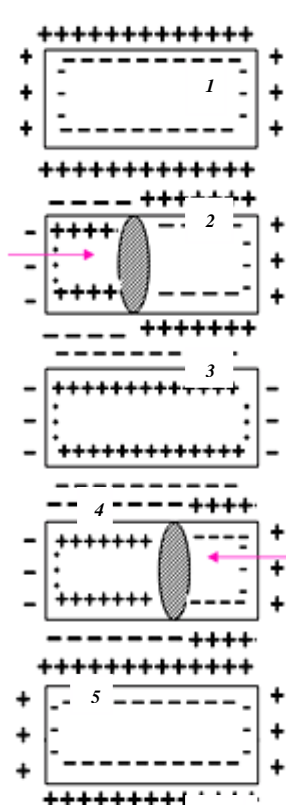
Між серцем і сумкою знаходиться рідина, функцією якої є зменшення тертя при скороченні. Маса серця – 250-360 грам.

Серцеві м'язи мають фізіологічні властивості: збудженість, провідність, здатність до скорочень, автоматизм.

Згідно сучасної науки(біофізіології), клітини збуджених тканин міокарду мають напівпроникаючу оболонку(мембрану), яка “прозора” для іонів калію і “непрозора” для аніонів.

Позитивно заряджені іони калію знаходяться у більшості в клітині, порівняно з оточуючим середовищем. Вони утримуються на зовнішній поверхні мембрани від'ємно зарядженими аніонами(вони розташовані на внутрішній поверхні мембрани, яка для них – “непрозора”).

На оболонці живої клітини формується подвійний електричний шар (оболонка поляризована, має позитивний заряд, внутрішнє середовище – негативний заряд). Ця поперечна різниця потенціалів – потенціал спокою.



1 – стан спокою;
2 – під час збудження мембрана втрачає напівпрозорість. Поверхня має заряд.

На поверхні між частиною деполяризованою і поляризованою мембраною з'являється диполь(різниця потенціалів – потенціал дії).

Якщо є дія потенціалу дії, виникає струм дії. Коли збудження охоплює всі м'язові волокна, вся поверхня стає електровід'ємною.

Мембрана деполяризується – 3.

Після закінчення збудження виникає хвиля реполяризації і відновлюється потенціал спокою м'язового волокна – 4.

Ейнтховен зареєстрував струм, який виникає між двома точками тіла людини. Сучасні ЕКГ реєструють напругу ЕРС серця на рівні 1...2 мВ.

Рисунок 2.4.1 – Формування заряду на клітинах міокарду

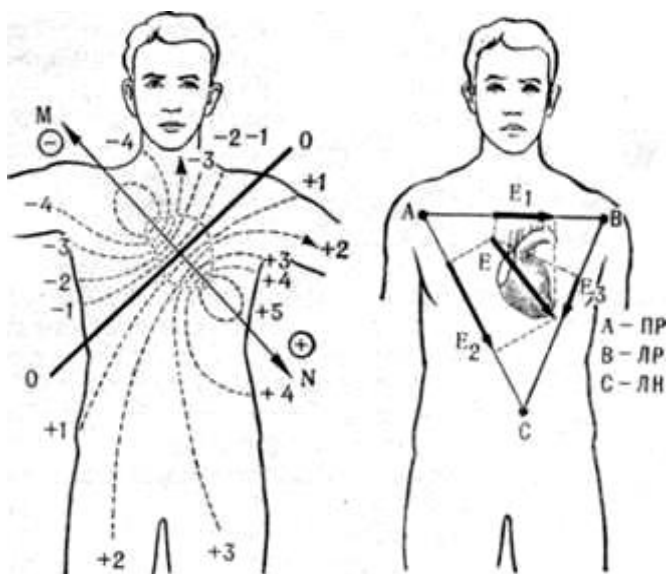
М'язове волокно серця(міокард) є двополюсним генератором, який формує елементарну ЕРС серця(електричний диполь).

У кожний момент систоли(скорочення серця) відбувається одночасно деполяризація і реполяризація багатьох клітин міокарду, які розташовані у різних частинах серця.

Відбувається векторне складання елементарних диполів і формується відповідне значення сумарної ЕРС серця у кожен момент систоли.

Сумарний диполь серця під час серцевого циклу змінює своє значення і напрямок, але не змінює місце розташування свого центру.

Потенціал у різних точках поверхні тіла має різні значення в залежності від розташування сумарного диполя. Знак потенціалу залежить від того, з якої сторони від лінії, перпендикулярної до осі диполя, і, проведеної через його центр, розташована будь-яка точка – позитивний або негативний знак.



Більшу частину часу збудження серця, поверхня правої половини тулуба правої руки, шиї мають від'ємний потенціал. Поверхня лівої частини тулуба, обидві ноги і ліва рука мають додатний потенціал.

Векторний аналіз ЕРС серця полягає у визначенні по зубцям, комплексам ЕКГ просторового напрямку, величини сумарної ЕРС серця у будь-який момент його збудження.

Рисунок 2.4.2 – Векторний аналіз серця

При стандартному знятті ЕКГ(стандартному відведенні), електроди накладають на три точки поверхні тіла(трикутний Ейнтховена):

- Права рука(передпліччя), aUR(yI);
- Ліва рука(передпліччя), Aul(yL);
- Ліва нога, aUF(yH).

Різниця потенціалів: **ПР – ЛР** – I відведення; **ЛН – ПР** – II відведення; **ЛН – ЛР** – III відведення.

2.4.2 Відповідність процесів збудження серця елементам ЕКГ

Процес збудження у нормальному серці людини (деполяризація) відбувається наступним чином: імпульси циклічно виникають у водіїв ритму – синусовий(синоатріальний) вузол – розташований у правому передсерді серця.

Хвиля збудження(з вузла) розповсюджується зі швидкість 800...1000 мм/с, променеподібно, по м'язовим пучкам спочатку правого, а потім лівого передсердя.

Тривалість охоплення збудження двох передсердь: 0,08...0,11 с(загальні).

Перші 0,02 – 0,03 с збуджується праве передсердя і 0,04...0,06 – обидва передсердя, останні 0,02...0,03 с збуджується лише ліве передсердя.

Відбувається скорочення. Шлуночки наповнюються кров'ю.

По досягненні атріовентрикулярного вузла, розповсюдження збудження уповільнюється – це необхідно, щоб повністю закінчилась механічна систола передсердь.

Потім, з великою і постійно збільшеною швидкістю ($V = 1400-4000$ мм/с), збудження розповсюджуються по пучку Гіса, його ніжкам і волокнам Пуркін'є. Збудження досягає міокарду шлуночків.

Після деполяризації клітин шлуночків, вони скорочуються і кров направляється в мале і велике коло кровообігу.

Після скорочення шлуночків, настає період відновлення(реполяризація), в якій відбувається весь період, поки серце не досягне початкового стану.

У цей момент часу серцевий цикл закінчується і синоатріальний вузол знову генерує новий імпульс збудження і розпочинається новий цикл.

Під час реєстрації ЕКГ можна діагностувати патологічний ритм роботи серця(аритмії), патологічно-уповільнений ритм(синусова брадикардія), патологічно-прискорений ритм(тахікардія).

Особливості кровообігу, характеристики малого та великого кіл кровообігу

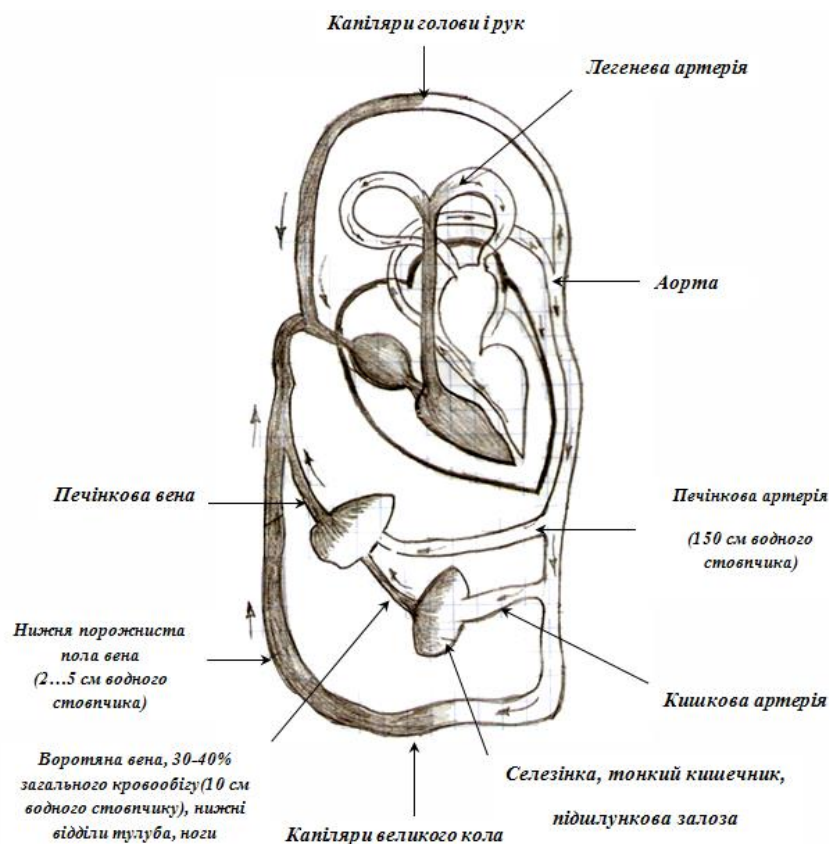
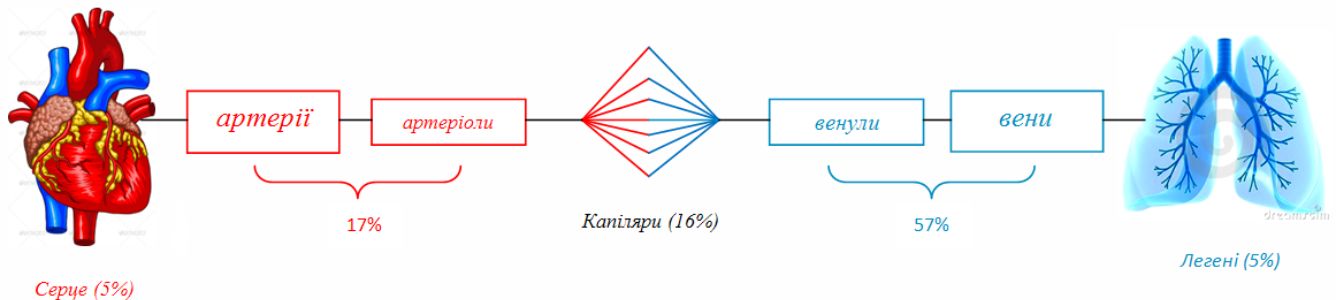


Рисунок 2.4.3 – Загальнаа схема лікувально-діагностичного комплексу(ЛДК)

2.4.3 Характеристики та особливості системи кровообігу людини

Кров по судинам людини рухається безперервно, хоча серце виштовхує кров у артерію періодично, при чому об'єм крові, що виштовхується в аорту під час систоли, розтягує стінки аорти. Вони мають еластичність, пружність, скорочуються під час діастоли і забезпечують безперервний рух крові.

Вміст крові у відсотках від загальної кількості на різних дільницях судинного русла



Розподіл тиску швидкості крові. Площі перерізу судин для ССС

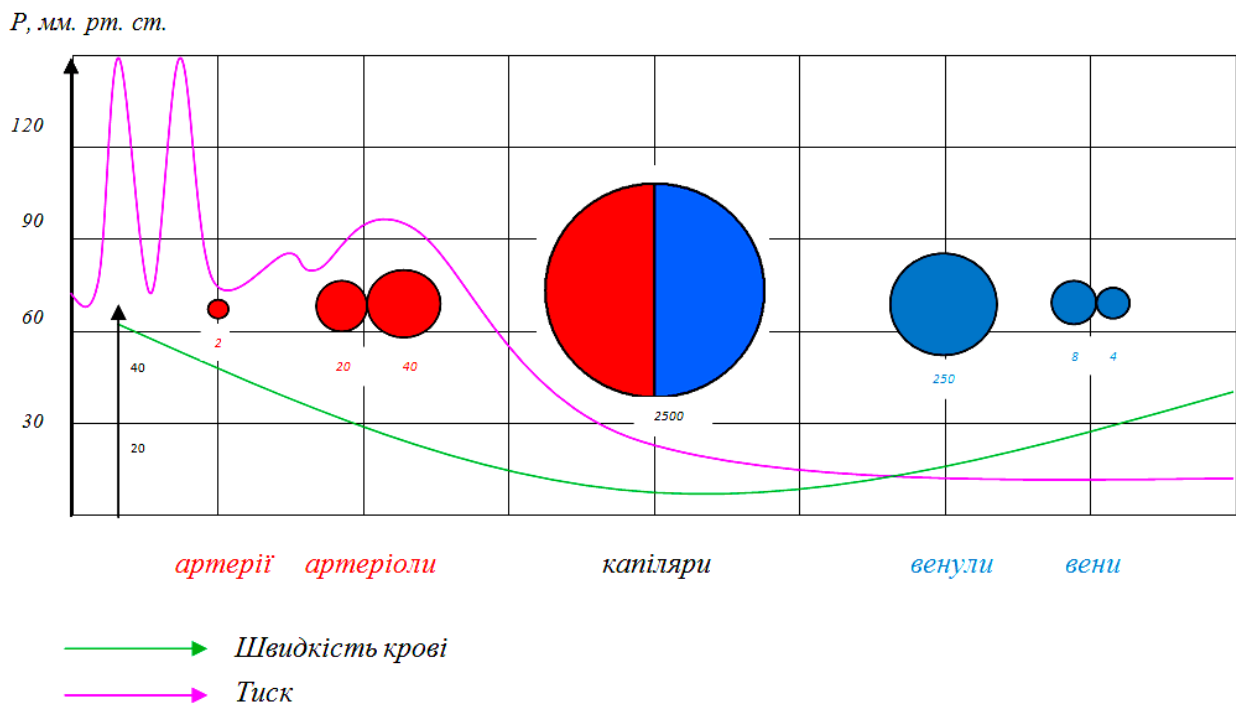


Рисунок 2.4.4 – Загальнаа схема лікувально-діагностичного комплексу(ЛДК)

Відповідність елементів ЕКГ процесам у ССС

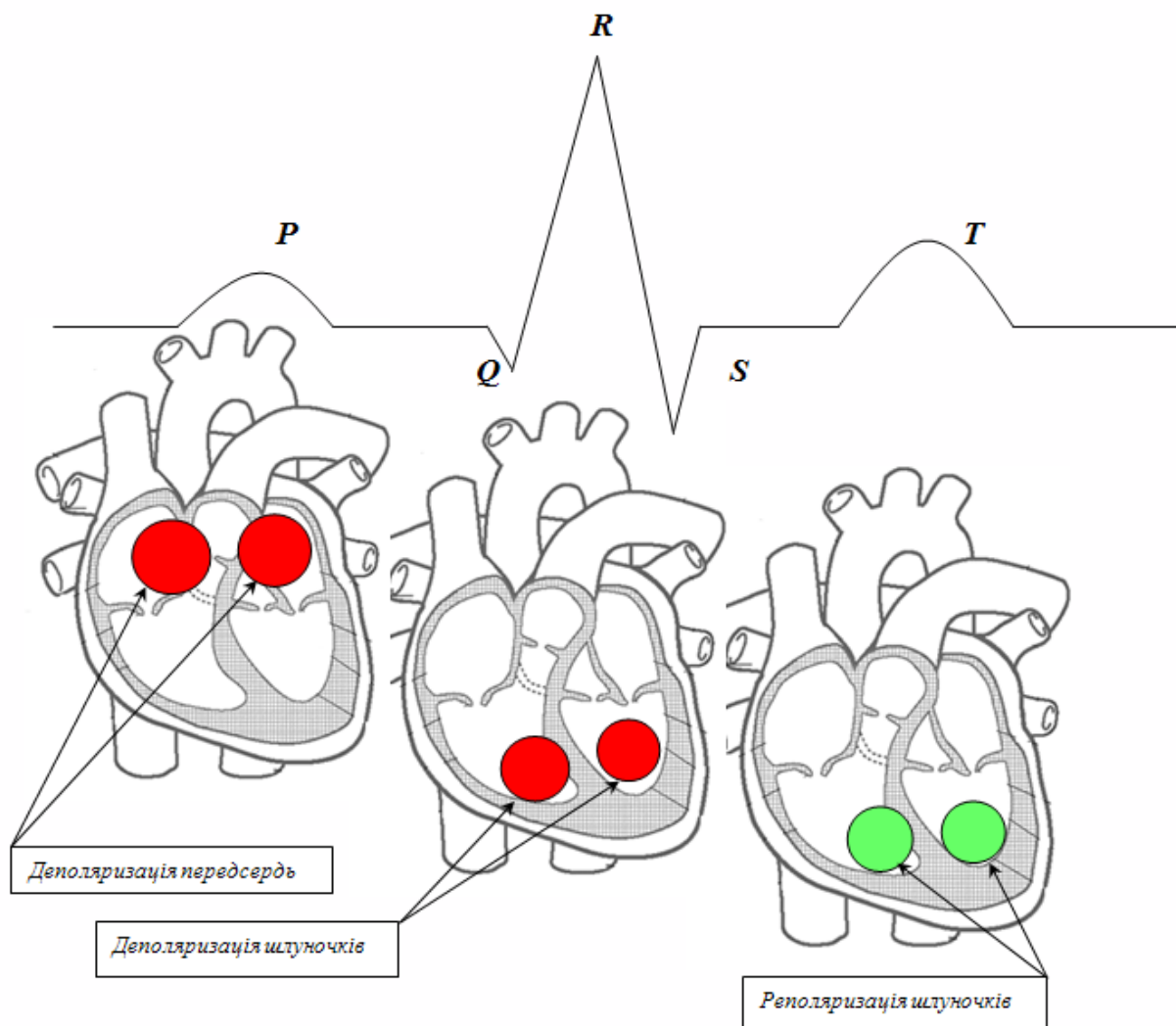


Рисунок 2.4.5 – Загальнаа схема лікувально-діагностичного комплексу(ЛДК)

P – деполяризація передсердь (скорочень) внаслідок електричних імпульсів;

PR – збудження атріовентрикулярного вузла;

QRS – деполяризація шлуночків, процес поширення і згасання збудження міокарду шлуночків. Одночасно відбувається реполяризація передсердь (але на ЕКГ не визначається);

T – реполяризація шлуночків;

Q – початковий вектор деполяризації міжшлуночкової перегородки;

S – процес поширення хвилі збудження в базальних відділах міжшлуночкової перегородки;

QT – електрична систола шлуночків, період збудження всіх відділів шлуночків.

Параметри нормальної ЕКГ людини

В середньому, швидкість реєстрації ЕКГ (швидкість руху паперової стрічки) 50мм/с, 1мм = 0.1 Мв.

При зменшенні амплітуди зубця R діагностують кардіосклероз, міокардит – органічні зміни в міокарді серця.

При перевищенні амплітуди зубця Q на $\frac{1}{4}$ відносно зубця R - наявність інфаркту міокарду.

Хвороби, які діагностуються за допомогою ЕКГ-досліджень:

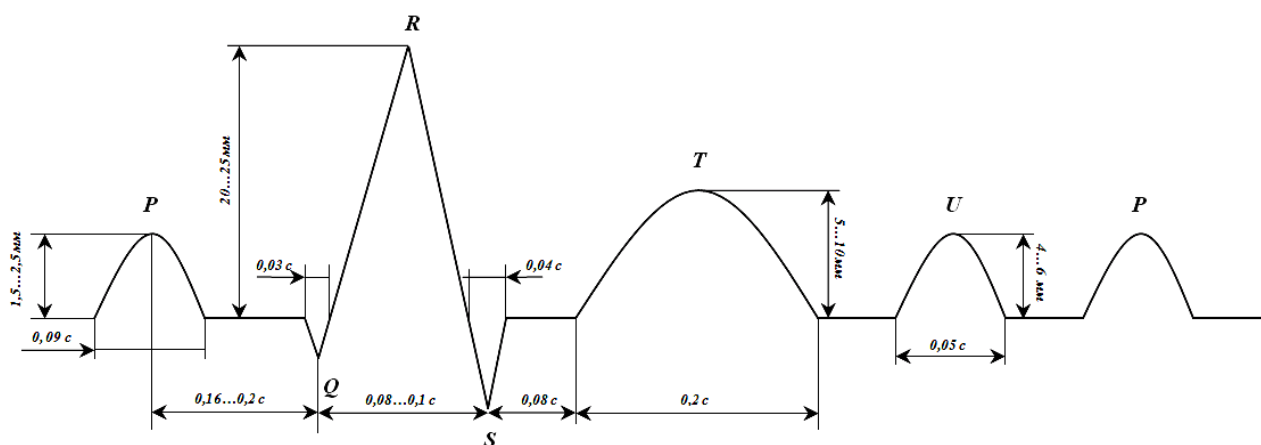


Рисунок 2.4.6 – ЕКГ сигнал

1. Робиться оцінка регулярності серцевих скорочень (підраховується ЧСС). При правильному ритмі:
 $\text{ЧСС} = 60 / \text{P-R}$ за секунду не повинен відрізнятись від норми (60-90 уд./хв.)
Якщо показник ЧСС > 90 уд./хв. діагностують тахікардію, якщо ЧСС < 60 уд./хв. – брадикардія.
Якщо в людини спостерігаються непостійні, неритмічні послідовності збудження і скорочення – діагностують аритмію, синусову аритмію, екстрасистолію.
2. Дослідження характеристик джерел збудження. Оцінка порушень у провідній функції серця. Виявляються дефекти пошкодження серцевого м'язу після хронічних чи гострих захворювань.
3. Збільшення інтервалу P-R (провідна функція серця) свідчить про виникнення затримки збудження у атріовентрикулярному вузлі – блокада першого ступеня.
Більш повільний ритм скорочення шлуночків свідчить про те, що деякі імпульси не досягають шлуночків – наявність блокади другого ступеня.

Якщо жодний з імпульсів не досяг шлуночків – це повна блокада третього ступеня – і передсердя, і шлуночки скорочуються незалежно один від одного. Тоді треба використовувати водії ритму – електрокардіостимулятори.

2.4.4 Особливості зняття ЕКГ

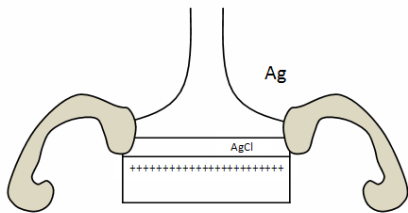
При знятті ЕКГ з поверхні тіла людини, необхідно мінімум два електроди, які бувають двох типів:

Поляризовані електроди – мають характеристики, подібні конденсатору, при проходженні постійного струму, безперервно зростає падіння напруги.

Неполяризовані електроди – мають характеристики, подібні резистору, при проходженні постійного струму відбувається постійне за значенням падіння напруги.

На практиці використовують електроди зі змішаними характеристиками.

Особливості конструкцій електродів



За допомогою електроліту чи спеціальної пасти формується подвійний електричний шар на поверхні електроду, він забезпечує постійне за значенням падіння напруги. При механічних рухах людини цей шар порушується і з'являється похибка реєстрації.

На поверхні електроду виробляють спеціальні поглиблення для стабілізації подвійного електролітичного шару.

При реєстрації ЕКГ необхідно розшифрувати сумарний еквівалентний вектор ЕРС серця. Для цього випростовують вектор кардіограми – отримання трьох ЕКГ, які відображають зміни електричної активності серця у трьох взаємно перпендикулярних площинах.

При цьому, дві з цих ЕКГ направляються на екран осцилографа, де формується загальна просторова вектор-діаграма.

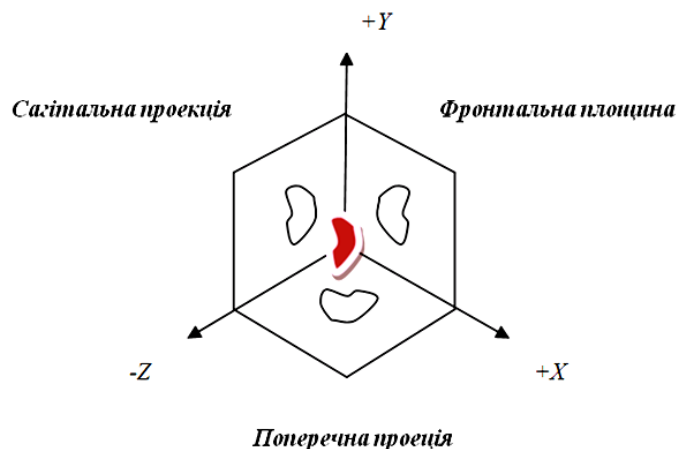


Рисунок 2.4.7 – Система відведень Франка при знятті ЕКГ.

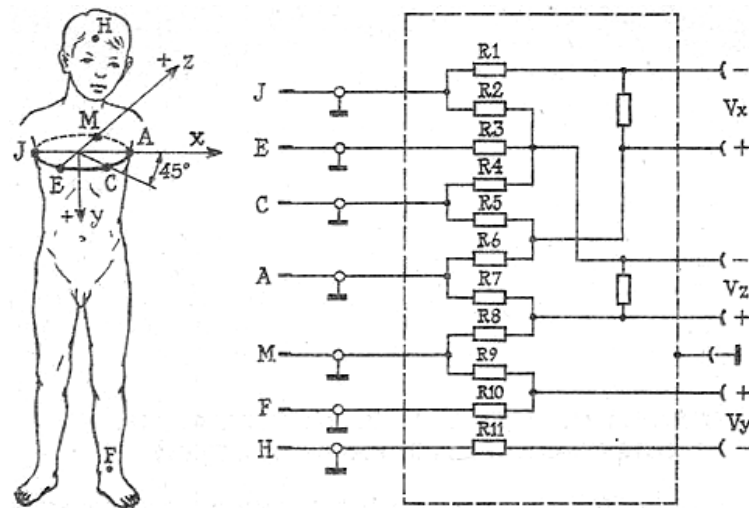


Рисунок 2.4.8 – Схема компенсації неоднорідних опорів точок на поверхні людини

2.4.5 Методи реєстрації та обробки ЕКГ сигналів. Аналогові методи обробки сигналів

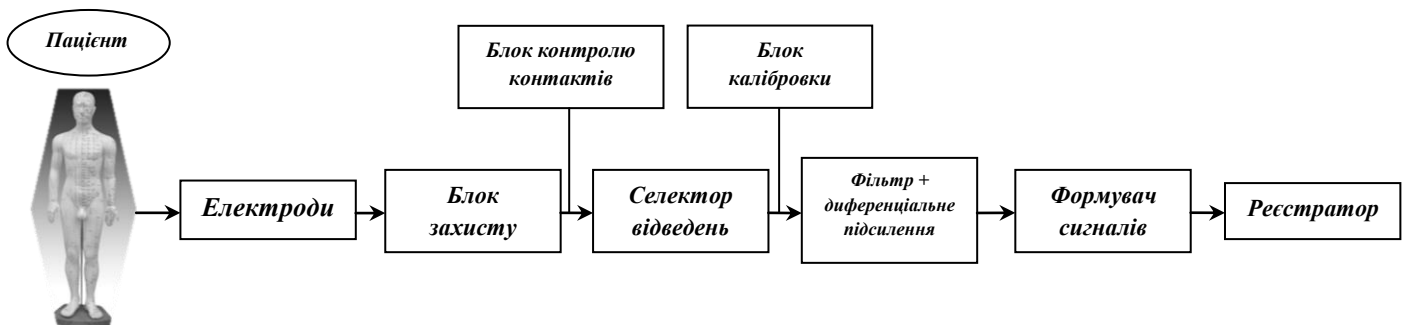


Рисунок 2.4.9 – Блок-схема стандартного електрокардіографа

Перед обробкою сигналів ЕКГ(будь-яких електричних сигналів), перед підсилюванням, необхідна фільтрація сигналів.

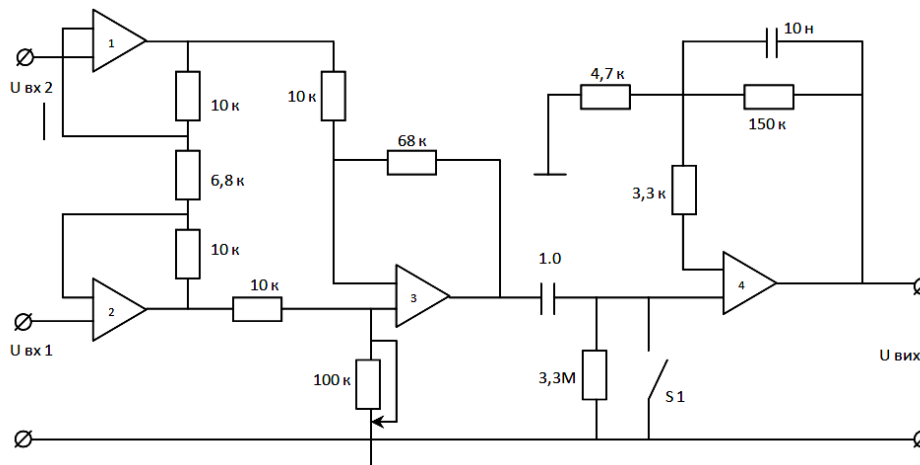
Вона(фільтрація) – обов'язкова, тому що на електродах виникає постійна напруга до 300 мВ(напруга може призвести до перевантаження вхідних кіл підсилювача). Тому фільтрацію виконують за рівнем 0,05 Гц.

Крім того, виникають імпульсні сигнали вище 100 Гц, які пов'язані з м'язовою активністю людини.

Діапазон – 30...2000 Гц. Ця фільтрація дозволяє забезпечити максимальне робоче співвідношення сигнал/шум. Використовують динамічний стандартний діапазон $0,05 \text{ Гц} < f_{\text{роб.}} < 100 \text{ Гц}$.

Якщо цей діапазон не виконується – нижні частоти підвищені, а верхні – занижені(виникають спотворення при запису ЕКГ сигналів), швидкість запису – 125 мм/с.

Принципова схема диференціального підсилювача ЕКГ сигналів



Вхідні ланцюжки підсилювача сформовані на операційних підсилювачах 1 і 2, які забезпечують високий вхідний опір усьому підсилювачу.

Резистор(змінний) 100кОм необхідний для компенсації дисбалансів вхідних опорів.

Конденсатор 1 мкФ використовується для ВЧ фільтрації. Розряджається при різних положеннях ключа S1 і навантаженні на виході.

Конденсатор 10 нФ і резистор 150 кОм використовується в ланцюгах НЧ фільтра.

У підсилювачах та інших електронних пристроях, які безпосередньо підключаються до пацієнта, необхідно забезпечити при будь-яких екстремальних випадках, за допомогою ланцюгів захисту, струм не більше, ніж 10 мкА.

Коефіцієнт підсилення цих каскадів: проміжних – 20...25, вихідних – 30...35.

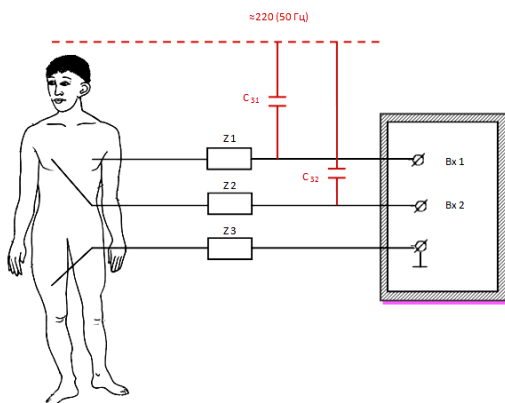
Завади при реєстрації сигналів ЕКГ

Джерела завад при реєстрації та знятті ЕКГ:

1. **Електрична мережа** з $f = 50$ Гц – силові лінії, розташовані у всіх елементах приміщення; кабелі зв'язку між блоками, які формують електричні та магнітні поля. Електричні поля формуються, якщо навіть дроти без навантаження, але знаходяться під напругою. Для зменшення завад від електричного поля, використовують на вході вимірювача ЕКГ диференційні підсилювачі, які суттєво послаблюють синфазну

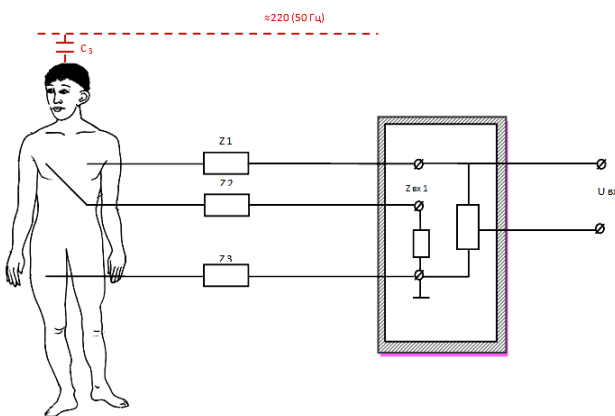
наводку(напруга, яка виникає в однаковій фазі на обох входах підсилювача). Для зменшення синфазних завад використовують високий вхідний опір підсилювача, спеціальні системи зменшення синфазного сигналу, додаткове екранування електродів.

2. **Мережеві завади** – електромагнітне поле, при змінах якого індукується струм у контурах, які виникають з поєднувальних шнурів. Струм, який наводиться в цих контурах, пропорційний напруженості магнітного поля і площі контура.



Для їх зменшення необхідно:

- Змінити розташування приладів(що неможливо);
- Скрутити дроти для зменшення площі контура.



3. Крім завад від мережі, можливі **завади від потужних радіопристроїв**, телевізорів, радарів, діатермічного обладнання. Зменшення завад можливе при шунтуванні входів електрокардіографа маленькими ємностями (конденсатори), які мають великий опір на низьких частотах - не

заважають сигналам ЕКГ і малий опір на високих частотах – шунтують ВЧ радіосигнал.

4. **Випадкове скорочення м'язів людини** при знятті ЕКГ(електроміографічні сигнали) призводить до порушення електролітичного подвійного шару, погіршення контакту між шкірою. Відбувається дрейф потенціалу.

Зменшити ці чинники можливо якщо:

- Звести до мінімуму м'язові скорочення – як можна далі розміщувати електроди до кистей рук і ступів ніг(дистальне розташування);

- Використовувати неполяризовані електроди і стабілізувати поверхню розділу електрод-електроліт;
- Розірвати зв'язок за постійним струмом завдяки ємкісному зв'язку(включенні) електродів з ланцюгами підсилювача;
- Обробити шкіру абразивними матеріалами;
- Спотворення ЕКГ сигналів внаслідок часового перевантаження і насичення підсилювача, що приводить до втрати корисної інформації.

У сучасних ЕКГ - реєстраторах використовуються спеціальні пристрої, які вручну чи автоматично вмикаються і забезпечують швидкий розряд конденсаторів в ланцюгах фільтрів.

2.4.6 Сучасні цифрові методи обробки сигналів ЕКГ. Автоматичні методи визначення ЧСС

При цифрових методах обробки ЕКГ сигналів відбувається дискретизація ЕКГ ($f=250-500$ Гц), цифрова фільтрація і розпізнавання характерних піків чи комплексів, дійсних артефактів, а не штучних. Після обробки ЕКГ сигналів(наприклад, для холтеровського моніторингу), обробляється весь масив даних(за добу), підраховуються середні значення основних показників і роздруковуються рекомендації щодо анамнезу чи діагнозу пацієнта.

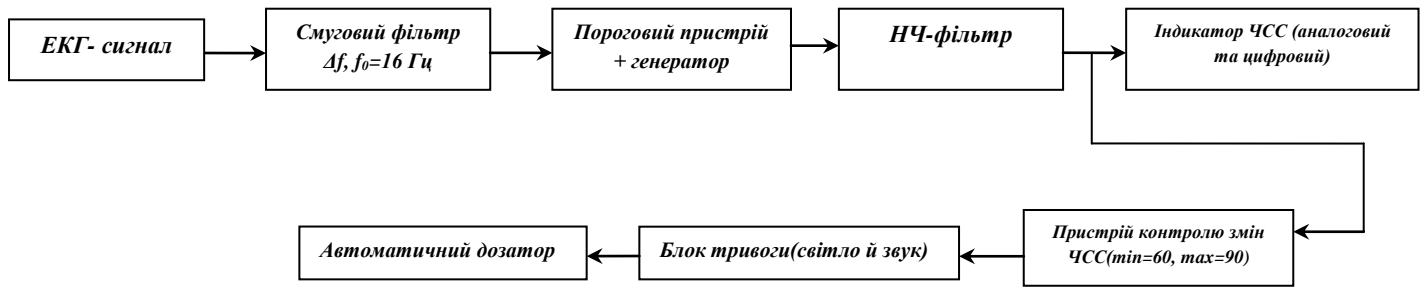
1. ЧСС на практиці підраховують за допомогою пульсу на променезап'ястковій артерії за 1 хвилину.
2. ЧСС визначається також за допомогою ЕКГ при підрахуванні QRS-комплексів(гострий спайк).
Якщо зробити спектральний аналіз гострого спайку, то більшість основних частот цього комплексу знаходитимуться у діапазоні 16 Гц.
При підрахуванні ЧСС виділяють QRS- комплекс, виключають РТ зубці, НЧ та ВЧ перешкоди, поділяють зміщення ізолінії.

Усереднюючий кардіотахометр

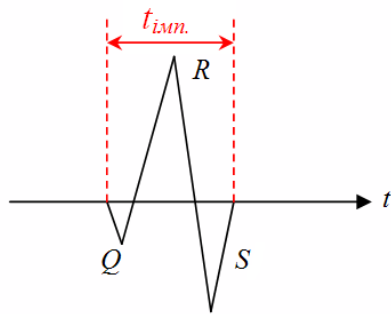
Принцип роботи усереднюючого кардіотахометра полягає у тому, що він автоматично визначає ЧСС, підрахувавши число комплексів за визначений проміжок часу.

Блок-схема усереднюючого кардіотахометра:

ЕКГ-сигнал перед усереднюючим кардіотахометром направляється на смуговий фільтр з робочою частотою 16 Гц для виділення фільтрації QRS-комплексів.



Сигнал ЕКГ після фільтру, який налаштований на $f = 16$ Гц (QRS - комплекс), направляється на пороговий пристрій і після збільшення сигналу вище порогу, вмикається генератор імпульсів – імпульсів сталої ширини (постійна тривалість). Ця тривалість трохи більше тривалості QRS- комплексу і відповідає приблизно одному QRS-комплексу. Сигнал з ЕКГ перетворюється у послідовність прямокутних імпульсів з періодом $T = 1/\text{ЧСС}$.



Ця послідовність проходить НЧ - фільтр, виділяється її середня частота і для компенсації(зменшення) викидів окремих сигналів, часова стала фільтру повинна мати значення 5...15 секунд. Це відповідає тривалості декільком ударам серця. Одночасно відбувається автоматичний контроль значення ЧСС (min, max). При необхідності, блок тривоги включає світлову(звукову) індикацію, вмикається

автоматичний дозатор ліків для термінового втручання в стан хворого.

Інтервалометр

Вимірює час між двома скороченнями серця (чи обернену йому величину) – миттєве значення ЧСС.

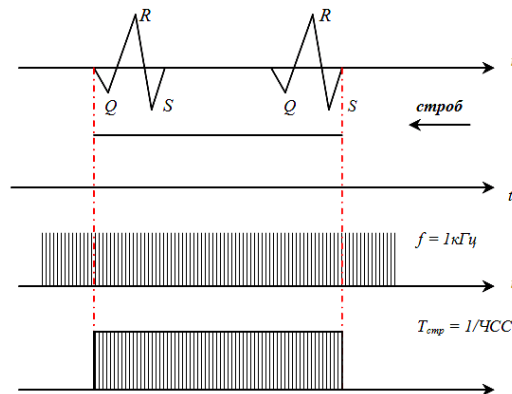
Блок-схема інтервалометру:



Сигнал ЕКГ після смугового фільтру направляється на пороговий пристрій, який запускає очікуючий мультивібратор 1, заднім фронтом того ж імпульсу запускається 2 очікуючий мультивібратор.

За допомогою цих сигналів відбувається запам'ятовування в регістрі 2 числа тактових імпульсів з генератора 1кГц. Вони направляються у регістр за час між двома QRS – комплексами.

Число імпульсів між двома скороченнями серця обернено пропорційне ЧСС.



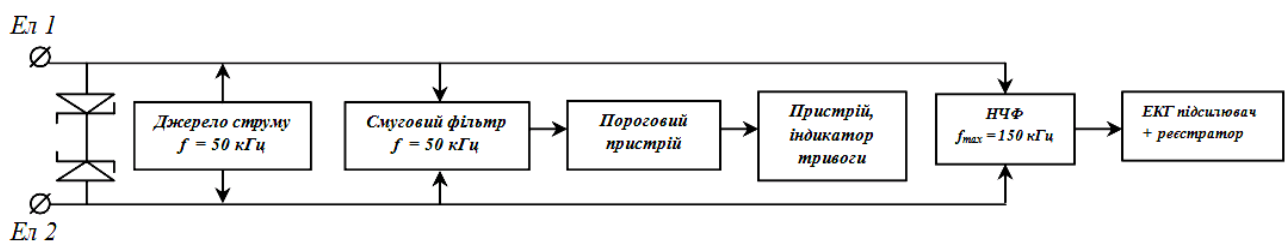
На виході ЦАП із змінним опором, струм обернено пропорційний змінному опорі, є прямо пропорційним ЧСС.

Після визначення цього струму (ЧСС), цей сигнал перетворюється в напругу і ЧСС фіксується в аналогово-цифровому вигляді, направляється в блок контролю ЧСС(сигнал з цифрового компаратора фіксує “тривожні” значення ЧСС, які потім порівнюються зі сигналом ЧСС у блоці контролю і, при необхідності, спрацьовує пристрій тривоги та автоматичного дозатора).

Інтервалометри миттєво (дуже швидко) реагують на зміни ЧСС людини(якщо порівняти його з усереднюючим кардіотахометром), що важливо для контролю ЧСС в реанімації.

Схема контролю якості контактів електродів ЕКГ

Блок-схема кардіомонітора для визначення підвищеного опору чи поганого контакту електродів.



Сигнал із джерела струму (50 кГц) має рівень декілька мА і направляється на електроди 1 і 2. Цей струм нешкідливий для пацієнта, тому що чутливість біотканини для максимальна на $f = 50$ Гц.

Якщо контакт для електрода поганий (чи відсутній), то напруга у джерелі струму різко зростає.

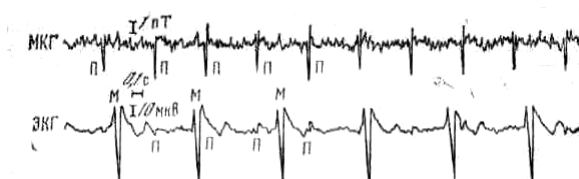
Цей сигнал, що різко зріс після смугового фільтру, налаштованого на $f = 50$ кГц, направляється на пороговий пристрій, який спрацьовує і генерується сигнал тривоги (світловий чи звуковий подразник).

Інформативний сигнал ЕКГ через НЧ фільтр направляється на ЕКГ підсилювач і реєстратор.

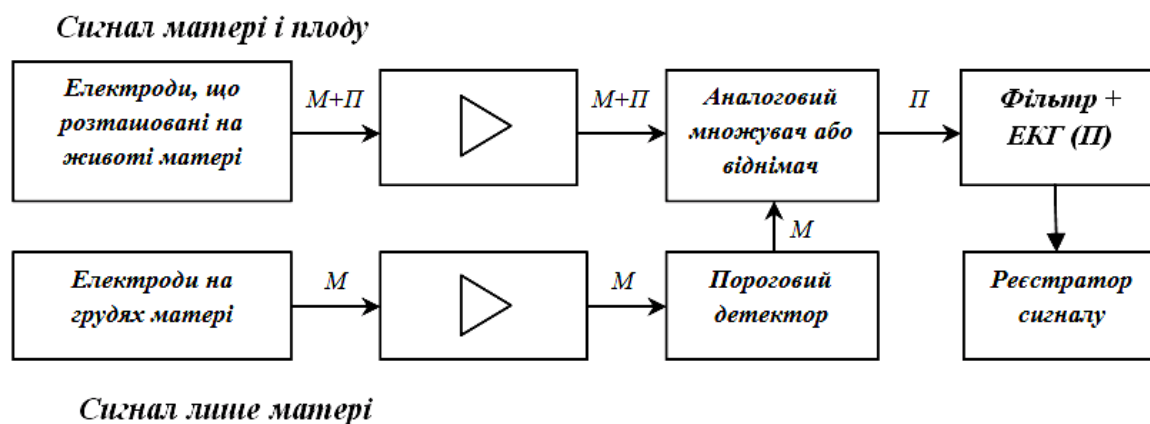
Для реєстрації ЕКГ сигналів існують спеціальні пристрої, які облаштовуються елементами пам'яті сигналів ЕКГ – спеціальні системи на магнітній стрічці чи пам'ять, реалізована за допомогою цифрового регістру. Вони фіксують сигнал за 15 секунд до сигналу тривоги в автоматичному режимі.

Особливості реєстрації сигналу ЕКГ плоду

Основна проблема при реєстрації ЕКГ плоду полягає в тому, що на ЕКГ материнське додається ЕКГ плоду і таким чином ці обидва сигнали реєструються одночасно.



Блок-схема ЕКГ для виділення плоду



Сучасні пристрої реєстрації і ЕКГ візуалізації

1. Реєстратор чи(самопишучий пристрій на папері) – звичайні реєстратори, інколи з підвищеним тиском чорнил; термодрук; фотопapіp; термопапір.
2. Дисплеї(електронно-променеві трубки ЕПТ)загасаючого типу(частина сигналу зникає), незгасаючого типу(використовують електронну пам'ять у аналоговому і цифровому видах для запам'ятовування і відтворення повного сигналу ЕКГ). Щоб зображення не зникало, треба частота розгортки була в межах 256...512 разів/секунду.

Використовують сучасні екрани з розгорткою на 1024 значення сигналу.

Швидкість відтворення – 25...50 мм/секунду.

Для сигналів тривоги використовують звукову індикацію, яка не повинна співпадати зі звичайними сигналами і світло-індикаторні сигнали, які повинні легко розрізнятися для кожного пацієнта.

Виникає необхідність передавати ЕКГ на відстань:

1. За допомогою радіосигналів(радіодіапазон, стільниковий зв'язок, блютус, wi-fi, спецканали) – передача на невелику відстань – табло індикації, контроль ЕКГ на великих відстанях.
2. Передавання ЕКГ-сигналів за допомогою телефонного, дротового зв'язку. Відбувається послідовний чи паралельний процес передавання інформації; за допомогою сучасних систем Internetу та отримання консультацій у відомих фахівців.

3. Теоретичні основи взаємодії електромагнітних полів з біологічними об'єктами

3.1 Аналіз теоретичних методів розв'язку рівнянь переносу лазерного випромінювання (РПВ)

Класифікація теоретичних (непрямих) методів розв'язку РПВ.

Найбільш поширені серед всіх теоретичних методів розв'язання РПВ є:

- 1) Метод послідовних наближень;
- 2) Метод усереднення інтенсивності за напрямками;
- 3) Метод заміни РПВ системою диференційних рівнянь;
- 4) Метод за принципом інваріантності Амбарцумяна;
- 5) Асимптотичний метод;
- 6) Методи статистичного моделювання;
- 7) Числові методи.

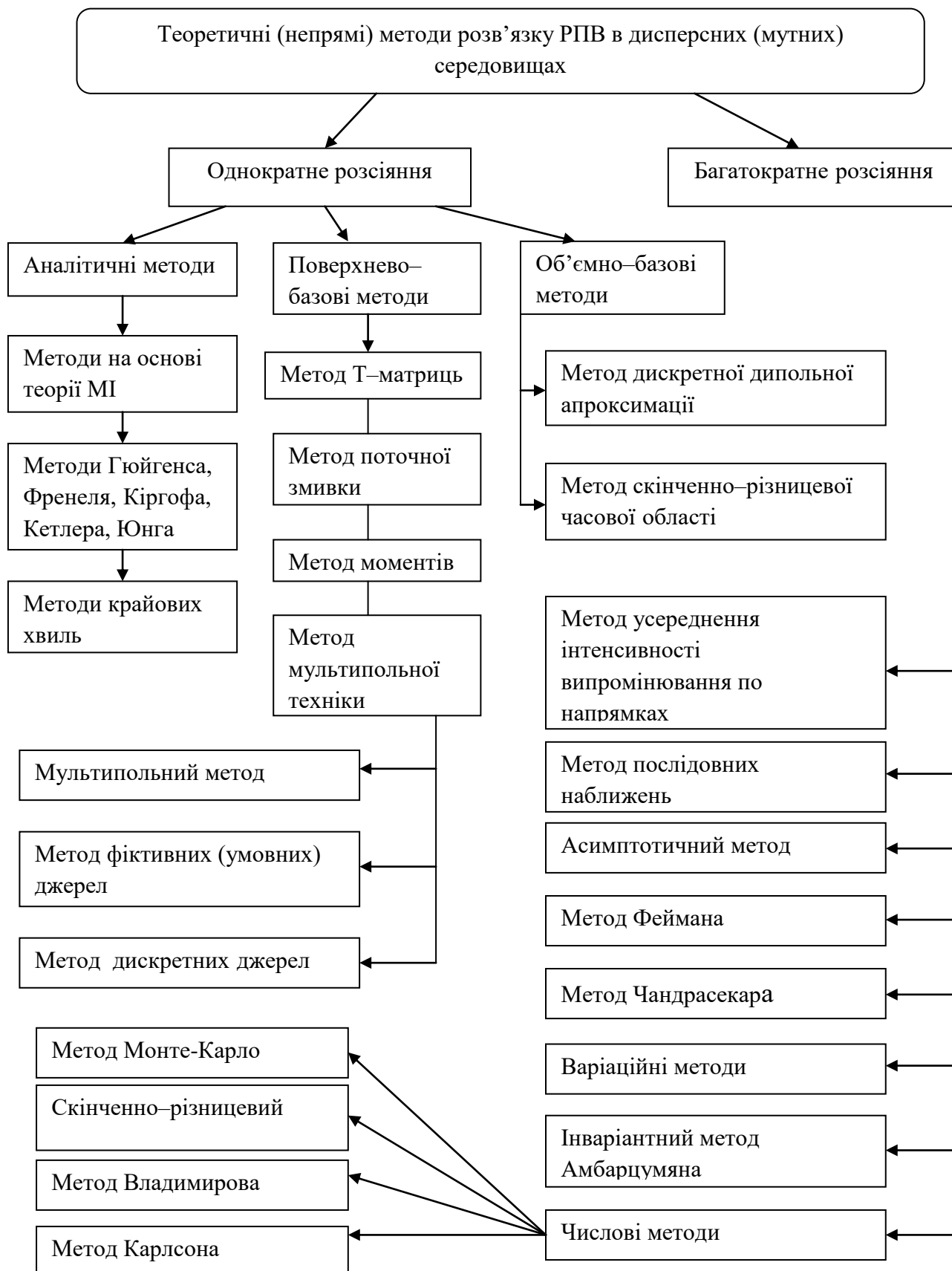


Рисунок 3.1 – Класифікація теоретичних (непрямих) методів розв'язку РРВ



Рисунок 3.2 – Експериментальні (прямі) методи розв'язання РПВ у дискретних (мутних) середовищах

3.2 Аналіз рівняння переносу лазерного випромінювання та методів його розв'язку

Основою вивчення світлорозсіюючих середовищ є теорія переносу випромінювання. Розв'язок її зворотної задачі зводиться до вивчення параметрів стану і будови речовини розсіювального середовища за характеристиками трансформованого нею світлового поля. Математично ця задача базується на рівнянні переносу випромінювання (РПВ).

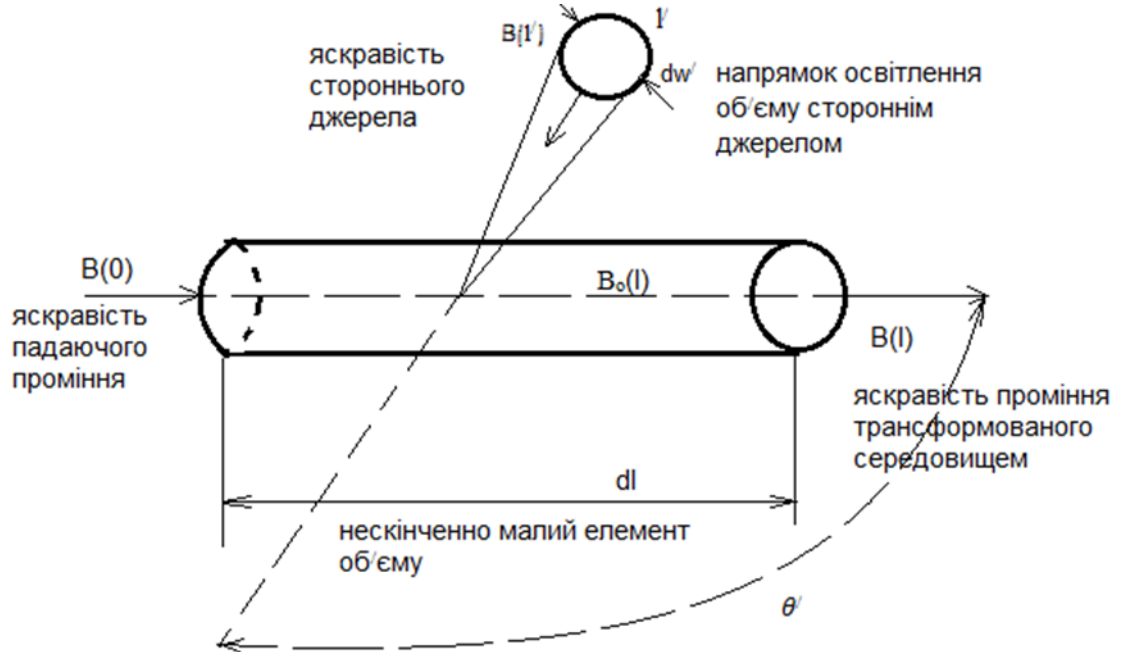


Рисунок 3.3 – Математична модель рівнянні переносу випромінювання

$$dB(l) = -(m_L + m_\sigma)B(0)dl + \frac{m_\sigma dl}{4\pi} \int_{4\pi} f(\theta')B(l')d\omega' + B_0(l)$$

Або

$$\frac{dB(l)}{dr} = -B(0) + \frac{\lambda}{4\pi} \int_{4\pi} f(\theta')B(l')d\omega' + B_0(l)$$

l — напрямок поширення променів;

$\varepsilon = m_L + m_\sigma$ — показник згасання (послаблення);

m_L — показник поглинання;

m_σ — показник розсіяння (їх розмірності: довжина⁻¹);

$f(\Theta')$ — індикатриса розсіяння, тобто відносний розподіл по кутах Θ' світла, розсіяного елементарним об'ємом dl ;

$\Lambda = \frac{m_L}{\varepsilon}$ — ймовірність виживання фотона;

$d\omega'$ — тілесний кут стороннього джерела освітлення об'єму dl ;
 $B_0(l)$ — яскравість власного випромінювання елемента об'єму dl ;
 $dr = \varepsilon dl$ — оптична довжина середовища.

Другий член в правій частині рівнянь називають функцією джерела і позначають Q_0 . Якщо $Q=0$, то рівняння перетворюються в звичайний закон Бугера у диференціальній формі:

$$\frac{dB(l)}{dr} = -B(0) + B_0(l)$$

Це випадок однорідного або квазіоднорідного (нерозсіюваного) середовища. Проте, як відомо, природа розсіяння в неоднорідному середовищі вимагає застосування статистичних параметрів, адитивних некогерентним пучкам. Такими характеристиками, що враховують енергетичні та поляризаційні властивості пучків, є елементи вектора–параметра Стокса.

Тоді повне рівняння переносу у вектор–параметричній формі, що об'єднує задачі когерентної і некогерентної частини взаємного впливу центрів розсіяння, а також закон збереження і стан поляризації випромінювання, матиме зручний для виконання вигляд:

$$d \overset{\perp}{S}_i = \overset{r}{S}_i + \frac{\lambda}{4\pi} \int_{4\pi} \hat{P}_{ij} \cdot \overset{r}{S}_j d\omega' + \overset{r}{S}_i^0,$$

де $\overset{r}{S} = \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \end{bmatrix}$ — чотиривимірний вектор параметра Стокса;

$\overset{\perp}{S}_i, \overset{\perp}{S}_j$ — трансформованого і опромінювального пучків відповідно

$$S_1 = I; \quad S_2 = Ip \cos 2\Psi; \quad S_3 = p \sin 2\Psi; \quad S_4 = Iq$$

I — інтенсивність світлового пучка (модуль вектора Пойтінга);

P — потужність його поляризації;

Ψ — кут між напрямком переважаючої поляризації і довільно вибраною товщиною рефракції;

q — ступінь еліптичності поляризованого пучка;

P_{ij} — 16-и поляриметрична матриця розсіяння, що містить всю доступну оптичним методам інформацію про феноменологічні параметри даного середовища (показники поглинання, розсіяння, індикатрису).

$${}^{\Lambda}P_{ij} = \begin{Bmatrix} P_{11}P_{12}P_{13}P_{11} \\ P_{21}P_{22}P_{23}P_{11} \\ P_{31}P_{32}P_{33}P_{34} \\ P_{41}P_{42}P_{43}P_{44} \end{Bmatrix}.$$

$\overset{\perp}{S}_i, \overset{\perp}{S}_j$ — трансформованого і опромінювального пучків відповідно

$$S_1 = I; \text{---} S_2 = Ip \cos 2\Psi; \text{---} S_3 = p \sin 2\Psi; \text{---} S_4 = Iq$$

I — інтенсивність світлового пучка (модуль вектора Пойтінга);

P — потужність його поляризації;

Ψ — кут між напрямком переважаючої поляризації і довільно вибраною товщиною рефракції;

q — ступінь еліптичності поляризованого пучка;

У випадку ізотропного (поляризованого) світла $S_2=S_3=S_4=0$; $P_{11}=f(\theta)=I$ — сферична індикатриса розсіяння рівняння набуває вигляду (1___) основна задача теорії розсіяння випромінювання зводиться до спільного вирішення рівняння переносу і рівняння променистої рівноваги (РПВ). При цьому перше визначає зміну інтенсивності випромінювання в середовище вздовж напрямку розповсюдження проміння, а друге пов'язує між собою кількість енергії, що випромінюється елементарним об'ємом, з кількістю поглинутої ним енергії. Отже, при умові сферичної індикатриса $f(\theta)=I$ матимемо:

$$\cos \theta \frac{dB(r, \theta)}{dr} = -B(r, \theta) + B(r),$$

$$B(r) = \frac{\lambda}{2} \int_0^{\pi} B(r, \theta') \sin \theta' d\theta' + B_0(r).$$

Перше рівняння із цього виразу матиме можна спрощено представити рівнянням Шварцшильда:

$$\frac{dB}{dl} = -\mathcal{L}B - B',$$

де $dr = \mathcal{L}dl$;

\mathcal{L} — коефіцієнт поглинання;

$A = \frac{B'}{\mathcal{L}}$ — функція джерела випромінювання або коефіцієнт

випромінювання, тоді $\frac{dB}{dr} = A - B$ і формальним розв'язком цього рівняння є:

$$B(l) = B(0) \exp \left\{ - \int_0^l \mathcal{L}(dl') dl' \right\} + \int_0^l A(l') \exp \left\{ - \int_0^l \mathcal{L}(dl'') dl'' \right\} dl'.$$

Ці рівняння показують, що зміна поляризаційних, енергетичних, геометричних та інших характеристик променів, що поширюються крізь середовище, визначаються їх послабленням внаслідок поглинання і розсіяння (прямий член у правій частині рівнянь) і збільшенням завдяки розсіяному світлу сторонніх джерел (сусідніх неоднорідностей середовища), що поступає до його елементарного об'єму з різних сторін (другий і третій члени). Вони є інтегродиференціальними рівняннями переносу, за допомогою яких при відповідних граничних умовах здійснюється розв'язок більшості теоретичних задач, пов'язаних з поширенням випромінювання в квазіоднорідних, неоднорідних і нестационарних середовищах. Проте ретельний і повний розв'язок таких рівнянь практично не можливий. Тому розвиваються саме наближені методи розв'язків, достатньо складні для застосування до будь-яких практичних задач. Такі методи розв'язку РПВ поділяються на дві групи: теоретичні (непрямі) і експериментальні (прямі).

3.3 Аналіз теоретичних методів розв'язку рівнянні переносу випромінювання

1. **Метод послідовних наближень.** Базується на врахуванні у РПР розсіянь, першого і послідовних порядків. При цьому на основі наближених формул для функцій джерела розсіяння $B(r, \theta, \varphi)$, де φ — азимутальний кут, напрямок до зовнішньої нормалі. Можна знайти задовільні значення коефіцієнтів яскравості. Розсіяння першого порядку враховується точно, а розсіяння вищих порядків — наближено шляхом збереження при розподілу індикатриси по поліномах Лежандра тільки двох перших членів. Як правило, розв'язання такої задачі зводиться до спільного розв'язання РПВ і РПР. Проте даний метод зручний лише при малих λ і r коли немає потреби враховувати розсіяння вищих порядків.
2. **Метод усереднення інтенсивності за напрямками.** Враховую замість точних значень інтенсивності в РПВ середні значення по кутах, а інтегральний член в РПВ змінюється квадратурною формулою — сумою гауса з інтервалом від $-l$ до $+l$, наприклад рівняння:

$$\mu \frac{dI(r, \mu)}{dr} = I(r, \mu) - \frac{1}{2} \int_{-l}^{+l} (r, \mu') d\mu'$$

Представлено системою $2n$ лінійних рівнянь:

$$\mu_i \frac{dI_i}{dr} = I_i - \frac{1}{2} \sum_{j=1}^m a_j I_j$$

де a_j — ваги Гауса, причому $i=\pm, \dots, m; j=\pm 1 \dots m; m=2n$

μ_i — напрямки потоків, або нулі Лежандра $P_{2n}(\mu)$ порядку m . Цей метод використовується, коли немає необхідності знати абсолютно точні значення інтенсивності у будь-яких напрямках і точках поля.

3. **Метод зміни РПВ системою диференціальних рівнянь (метод Шандрасекара).** Рівняння * замінюється системою диференціальних рівнянь типу:

$$\begin{cases} \frac{1}{2} \frac{dI_1(r)}{dr} = I_1(r) - B(r) \\ \frac{1}{2} \frac{dI_2(r)}{dr} = I_2(r) - B(r) \end{cases}$$

Що еквівалентні системі рівнянь:

$$\begin{cases} \frac{d\Phi_1}{dz} = -\frac{\varepsilon - \delta \bar{v}_1}{\mu_1} \Phi_1 + \frac{\sigma(1 - \bar{v}_1)}{\mu_2} \Phi_2 \\ -\frac{d\Phi_2}{dz} = -\frac{\sigma(1 - \bar{v}_2)}{\mu_1} \Phi_1 + \frac{\varepsilon - \delta \bar{v}_2}{\mu_2} \Phi_2 \end{cases}$$

де Φ_1 — вхідний;

Φ_2 — вихідний потоки освітлення верхньої і нижньої межі середовища;

$\bar{v}; \mu$ — відповідні константи, що задаються за відомих індикатрис або поля яскравості. Без кутового розподілу розсіяного випромінювання для не дифузного освітлення реальних середовищ цей метод може бути заснований із значними припущеннями і як оціночний.

4. **Метод за принципом інваріантності Амбарцумяна.** Дозволяє з РПВ прості співвідношення між коефіцієнтами пропускання і відбиваючою здатністю сукупності двох суміжніх шарів довільної товщини l_1 і l_2 одного і того ж зразка з незмінного кутового структурного світлоого поля:

$$R(l_1 + l_2) = R(l_1) + R(l_2) \frac{T^2(l_1)}{1 - R(l_1) \cdot R(l_2)}$$

$$T(l_1 + l_2) = \frac{T(l_1) \cdot T(l_2)}{1 - R(l_1) \cdot R(l_2)}$$

Якщо спрямувати товщину одного з шарів $l_2 \rightarrow 0$, то R і пропускання дифузного потоку T нескінченно тонкого шару, що є інваріантом всього об'єму зразка, дорівнюють:

$$** R(dl) = K_1 dl \quad ; \quad T(dl) = 1 - K_2 dl$$

K_1 і K_2 — сталі, що безпосередньо пов'язані з $m_{\mathcal{L}}$ і m_{σ} ($K_1 = m_{\sigma} / 4q$; $K_2 = m_{\mathcal{L}} + K_1$) і видом матриці розсіювання. Вирази ** можна звести у систему диференціальних рівнянь:

$$\begin{cases} \frac{dR}{dl} = K_1 T^2 \\ \frac{dT}{dl} = -T(K_2 - K_1 R) \end{cases}$$

їх розв'язок має вигляд:

$$\begin{cases} R(l) = \frac{1 - \exp(-2\varepsilon' l)}{1 - R_{\infty}^2 \exp(-2\varepsilon' l)} \\ T(l) = \frac{(1 - R_{\infty}^2) \exp(-\varepsilon' l)}{1 - R_{\infty}^2 \exp(2\varepsilon' l)} \end{cases}$$

звідки $\varepsilon' = \sqrt{K_2^2 - K_1^2}$ — показник затухання у глибинному режимі (ГР) зі сферичною індикатрисою розсіювання: $f(\theta) = 1$; $q = 1/2$ — параметр Роземберга;

R_{∞} — коефіцієнт дифузного відбиття шару нескінченної площини коли $\lambda=0$,

тоді
$$R_{\infty} = \frac{K_2}{K_1} - \sqrt{\frac{K_2^2}{K_1^2} - 1}$$

Таким чином, отримані властивості зразка визначаються за двома параметрами: ε' , R_{∞} або K_1 , K_2 і пов'язані співвідношеннями:

$$K_1 = \frac{2R_{\infty}\varepsilon'}{1 - R_{\infty}^2}; K_2 = \frac{1 + R_{\infty}^2}{1 - R_{\infty}^2}$$

Завдяки чому ця теорія називається двопараметричною. Ці вирази приводять до зручного у спектроскопічному експерименті співвідношення:

$$\frac{(1 - R_{\infty})^2}{2R_{\infty}} \cong \frac{m_{\mathcal{L}}}{(1 - \bar{\nu})m_{\sigma}} \cong \frac{2m_{\mathcal{L}}}{m_{\sigma}}$$

За умови $\lambda=0$, та сферичній індикатрисі $f(\theta)=1$; $\bar{\nu}=1/2$ — відсоток енергії низхідного потоку, що розсіюється вверх, причому інтегрування ведеться по всій на півсфері.

5. Особливості асимптотичного методу дослідження глибинного режиму (ГР)

1) *Асимптотичний метод.* Застосовується для вивчення глибинних режимів, коли інтенсивність розсіювання перестає залежати від азимуту і подальшого збільшення товщини шару. Рівняння РПВ для визначення тіла яскравості у ГР має вигляд:

$$(1 - \gamma\mu)S_i(\mu, \gamma) = \frac{\lambda}{2} \int_{-1}^{+1} f(\mu, \mu') S_j(\mu', \gamma) d\mu'$$

де $S(\mu, \gamma)$ — параметри Стокса;

$$\gamma = \frac{\varepsilon'}{\varepsilon}$$

— відношення показників послаблення гранично розсіяного випромінювання і прямого на заданій глибині z ;

$$\mu' = \cos \theta'; \quad \mu = \cos \theta$$

де θ і θ' — полярні кути падаючого і розсіяного пучків до нормалі відповідно;

$$\lambda = \frac{1}{1 + \beta}$$

— ймовірність виживання кванта;

$$\beta = \frac{\mathcal{L}}{\sigma}$$

— питоме поглинання;

$f(\mu, \mu')$ — індикатриса (матриця) розсіяння.

Розв'язком виразу є:

$$S(\mu, \gamma) = \exp(-\varepsilon' z) \cdot C(\gamma, \mu = 0, z) \cdot (\delta_{j1} + \gamma a_j(\mu) + \gamma^2 b_j(\mu) + \gamma^3 c_j(\mu) + L)$$

$a_j(\mu); b_j(\mu); c_j(\mu)$ — деякі функції, що визначають кутовий розподіл поля випромінювання в глибоких шарах і залежать від матриці розсіяння елементарного об'єму;

δ_{i1} — символ Кронекера;

$$j = 1, 2, 3, 4;$$

$C(\gamma, \mu = 0, z)$ — стала, що відповідає інтенсивності на певній оптичній глибині і формується умовою $a_I(0) = b_I(0) = c_I(0) = L = 0$.

2) **Методи статистичного моделювання.** Розглядають процес поширення світла як ланцюг Маркова випадкових зіткнень фотонів з речовиною, що призводять до розсіяння, або до поглинання фотонів. Ймовірність акту визначається відомими формулами — наприклад метода Монте-Карло моделюють траєкторії цього ланцюга, що проходить через дану точку простору і описує енергії квантів і їх напрямки, відтак і шукану інтенсивність випромінювання. У цьому випадку типова зворотня задача теорії переносу в математичному плані зводиться до розв'язку інтегрального рівняння вигляду:

$$(***) L(Z) = \int_{-\infty}^{+\infty} A(X, X') Z(X') dX' = U(X)$$

$Z(X')$ — невідома функція;

$A(X, X')$ — ядро інтегрального рівняння або апаратний контур;

$L(Z) = U(X)$ — відома функція.

Тоді розв'язком буде використання дискретного перетворення Фур'є, а шукане ядро рівняння (***) $A(X, X')$ обчислюється функціоналом:

$$A(X, X') = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^N a_n \cos n\pi \left[\frac{X}{X'} \right]$$

де a_n — спектр амплітуд або інтенсивностей в заданих межах.

Їх значення відомі наближено. Для підвищення роздільної здатності і точності цього статистичного методу потрібне збільшення числа екстремальних

точок від n до N . Однак, при малих питомих поглинаннях $\beta = \frac{\mathcal{L}}{\sigma}$ та значних оптичних товщинах τ методи математичного моделювання є незручними внаслідок некоректності задачі.

3) **Числові методи.** Як правило, апроксимують розв'язок РПВ більш простими задачами, що зводяться до розв'язання алгебраїчних систем рівнянь, заміни сумами поліномів або квадратурними формулами, підбором пробних функцій, побудовою ефективних функціоналів тощо. До них відносяться, зокрема:

1. *Варіаційні* — засновані на побудові функціонала, що приймає екстремальні значення при підстановці його у розв'язок РПВ. У цей функціонал додають функцію з невизначеними коефіцієнтами, що знаходяться при перетворенні в нуль першої Варіації функціонала.

Визначається так функція і є наближеним розв'язком РПВ;

2. *Ітераційні* — базуються на підборі пробних функцій і підстановці в інтегральні оператори Міма (або в інтегральний член РПВ) з n -кратним наближенням до тих пір, поки не досягається точний розв'язок РПВ;

3. *Метод квадратурних формул Чандрасекара* зводиться до зміни ітераційного члена РПВ квадратурною формулою, завдяки чому РПВ адекватне системі лінійних диференціальних рівнянь із сталими коефіцієнтами (наприклад, метод усереднення інтенсивності за напрямками)

Усі теоретичні методи є непрямими, оскільки використовують виміряні характеристики світлового поля, розсіяного дисперсним середовищем. З врахуванням цього вони дозволяють отримати інформацію про феноменологічні параметри елементарного середовища $(m_\sigma, m_\mathcal{L}, R, T, \varepsilon, f(\theta))$

тощо. Крім того, особливо два останні теоретичні методи передбачають широке застосування обчислювальної техніки.

3.4 Аналіз експериментальних методів розв'язку рівнянь переносу випромінювання і контролю оптичних характеристик біоб'єктів (прямі методи)

Оскільки теоретичні (прямі) методи розв'язків РПВ навіть в простих, сильно ідеалізованих випадках призводять до громіздких математичних обчислень, то найчастіше виникає необхідність застосування сам експериментальних (прямих) методів розв'язку РПВ і вимірювання необхідних оптичних характеристик неоднорідних об'єктів — крім вищезазначених ще показника заломлення n , форми часток і їх полі дисперсності, їх середнього розміру r та ін.

1. Метод інтегрувальної сфери (МІС).

Широко застосовують при вимірюваннях, хоча і вимагає дотримання ряду за побіжностей. Суть методу зводиться до припущення Сумпнера: якщо джерело випромінювання розташоване у центрі порожнинної кулі з нанесеним всередині шаром дифузно-розсіювальної речовини, то променистий потік, відбитий будь-якою частиною сферичної поверхні, рівномірно розподіляється на всі її ділянки, тобто інтегрується.

Метод інтегрувальної сфери реалізується двома шляхами:

- *Спосіб Тейлора*, коли об'єкт вимірювання (дослідний зразок) встановлений у отворі на стінці кулі проти отвору, через який падає зондуєчий пучок променя;
- *Спосіб Речовина–Сахновського*, коли зразок розташований у центрі порожнини кулі, що дозволяє визначити абсолютні коефіцієнти відбиття і пропускання зразка з довільною індикатрисою розсіяння.

У практичних розробках МІС застосовується у двох варіантах:

- а) *Заміщення*, коли на місце падіння пучка поперемінно встановлюється або зразковий засіб або об'єкт вимірювального контролю;
- б) *Порівняння*, коли і взірець і зразок присутні одночасно.

Якщо встановити під пучок дослідний зразок у касеті із світлонепроникним дном, то він відіб'є на стінки сфери потік $\Phi_0 R$, вони, у свою чергу, відіб'ють потік $\Phi_0 R \rho$, який повернеться на стінки і знову й знову відіб'ється від них. Так в середині сфери завдяки багатократному

розсіюванню виникає рівномірна просторова освітленість (опроміненість) E :

$$E = \frac{\Phi_0 R}{S} + \frac{\Phi_0 R \rho}{S} + \frac{\Phi_0 R \rho^2}{S} + \dots = \frac{\Phi_0 R}{S} \cdot \frac{1}{1 - \rho}$$

S — площа внутрішньої поверхні сфери.

Тоді коефіцієнт відбиття R зразка визначається:

$$R = \rho \frac{\Phi_R}{\Phi_0} = \frac{N_1}{N_2}$$

ρ — коефіцієнт відбиття еталонованої речовини, яким є матеріал внутрішнього покриття сфери;

N_1, N_2 — покази реєструючого пристрою для зразка і вірця відповідно.

Аналогічно вимірюється і коефіцієнт пропускання T зразка, тільки при знятому з кювети світлонепроникному дні:

$$T = \rho \frac{\Phi_{R+T} - \Phi_R}{\Phi_0} = \frac{N_3 - N_1}{N_2}$$

Коефіцієнт поглинання \mathcal{L} речовиною зразка визначають із закону збереження променистої енергії: $\mathcal{L} = 1 - (R + T)$. За МІС також можна прямо виміряти індикатрису розсіювання, альbedo відбиття та багато інших важливих у спектроскопічному експерименті оптичних характеристик світлорозсіювальних середовищ.

2. Метод вузько направленої пучка.

Визначення екстензії (затухання, послаблення) потоку випромінювання базується на прямому вимірюванні коефіцієнта екстензії k завдяки послабленню направленої світлової пучка розсіювальним і поглинальним об'єктом певної товщини l за умови однократного розсіювання. За таких обставин і, в першу чергу, відсутності багатократного розсіювання справедливий закон Бугера для показника екстинкції ε :

$$\varepsilon = -\frac{1}{l} \ln \frac{\Phi_T}{\Phi_0}$$

Φ_0 — зонduючий світловий потік;

Φ_T — потік після проходження в речовині шляху l .

При цьому $k = \mathcal{L} + \sigma$, тоді $k = 1 - T = 1 - \frac{\Phi_T}{\Phi_0}$

З метою оптимальних вимірювань k та визначення ε потрібно дотримуватися декількох умов

- Кут розхилу пучка повинен бути надзвичайно малий, коли його поперечний переріз $d \ll \varepsilon^{-1}$ та $d \ll l$; $\varepsilon l \cong 1$

- Кут розсіяного випромінювання, що падає на приймач, повинен бути не більше $20''$.
- Врахування ефекту сильної витягнутості «вгору» індикатриси однократного розсіяння, що призводить до певної різниці у вимірюваному і дійсному значеннях величини.

Вимірний коефіцієнт k і визначений показник ε екстинкції є вихідними параметрами, які входять у розрахункові формули визначення інших оптичних характеристик речовини.

3. Метод дифузного відбивання.

Завдяки простоті співвідношень і зручності вимірювань параметрів відбиття і пропускання шару заданої товщини l дозволяє з успіхом дослідити оптичні властивості світлорозсіювальних середовищ за спектром відбиття. Особливо широко використовується вираз — формула «Кубелкі–Мунка–Гуревича»:

$$f(R_\infty) \equiv \frac{(1 - R_\infty)^2}{2R_\infty} = \frac{\mathcal{L}_0}{\sigma_0} \cong \frac{2m_{\mathcal{L}}}{m_\sigma}$$

R_∞ — коефіцієнт дифузного відбивання від шару нескінченної товщини, коли $\lambda=0$, що легко визначається експериментально;

\mathcal{L}_0, σ_0 — деякі константи поглинання і розсіяння шару одиничної товщини. При цьому, вимірявши R_∞ (для випадку нормального падіння випромінювання) можна підійти до констант заломлення n і поглинання χ речовини середовища згідно виразу:

$$R_\infty = \frac{(n-1)^2 + \chi^2}{(n+1)^2 + \chi^2}$$

Для випадку з направленим освітленням зразка часто застосовують таке співвідношення:

$$-\ln \left[\frac{(R_\infty - R_1)}{T_1} \right] = a + bl$$

R_1, T_1 — коефіцієнти відбиття і проникнення шару заданої товщини l :

$$a = 4 \sqrt{\frac{q\varepsilon}{m_\sigma}}; \quad b = \sqrt{\frac{\varepsilon m_\sigma}{q}}$$

q — параметр Роземберга, який для сферичної індикатриси:

$$f(\theta) = 0; \quad q = 1/3; \quad \text{для } f(\theta) = 1 + \cos \theta \rightarrow q = 1/2;$$

Потрібно визначити, що функція $f(R_\infty) = \frac{(1 - R_\infty)^2}{R_\infty}$ в широкому діапазоні l

повністю співпадає з кривою поглинання $m_{\mathcal{L}}$:

$$m_{\mathcal{L}} = \frac{(1 - R_{\infty})^2}{4R_{\infty}} \cdot \frac{m_{\sigma}}{4q}$$

Проте цей метод має певні обмеження, пов'язані з умовами квазідифузності та відхиленнями від ізотропності освітлення.

4. Метод вимірювання параметрів Стокса.

У кожному акті розсіювання відбувається не тільки кутовий прерозподіл інтенсивності світлового поля, але й зміна поляризаційних характеристик у відповідності до елементів чотирикомпонентного вектор-параметра Стокса: $\bar{S} = \{S_1, S_2, S_3, S_4\}$, де $S_1^2 = S_2^2 + S_3^2 + S_4^2$

Якщо $S_2 = S_3 = S_4 = 0$, то пучок поляризований. Для некогерентного пучка всі чотири параметри Стокса є незалежними зі ступенем поляризації

$$P = \frac{\sqrt{S_2^2 + S_3^2 + S_4^2}}{S_1};$$

Процедура вимірювання параметрів Стокса зводиться до визначення характеристик яскравості відбитого розсіюванням середовищем або пройденого крізь нього випромінювання при чотирьох комбінаціях елементів (поляризатора — П; аналізатора — А; компенсатора — К) у вигляді $\lambda/4$ — платівок. Тоді:

$$S_1 = I(\psi = 0: \chi = 0) + I(\psi = \frac{\pi}{2}: \chi = \frac{\pi}{2})$$

$$S_2 = I(\psi = 0: \chi = 0) - I(\psi = \frac{\pi}{2}: \chi = \frac{\pi}{2})$$

$$S_3 = 2I(\psi = \frac{\pi}{4}: \chi = \frac{\pi}{4}) - S_1$$

$$S_4 = S_1 - 2I(\psi = 0: \chi = \frac{\pi}{4})$$

S_1 — відповідає повній інтенсивності пучка;

S_2, S_3 — інтенсивність лінійно-поляризованих пучків, орієнтованих під кутом 0° і 45° до площини референції Q, відповідно.

S_4 — інтенсивність пучків з переважно право циркулярною поляризацією;

$I(\psi, \chi)$ — інтенсивність світла, пройденого крізь компенсатор К аналізатор А при заданих значеннях кутів ψ і χ . На основі відомих параметрів падаючого S_j і виміряних результуючого S_μ пучків розв'язується зворотна спектроскопічна задача — визначення оптичних характеристик світлорозсіювального об'єкта згідно з співвідношенням:

$$\overline{S}_\mu = \sum_{j=1}^4 P_{ij} \overline{S}_j$$

де P_{ij} — чотирирівнева матриця переносу розсіяння, числові значення 16 елементів P_{ij} якої несуть повну інформацію про оптичні властивості дослідного дисперсного середовища.

Висновок: отже, узагальнені вище основні методи розв’язання рівняння переносу доводять перевагу експериментальних методів над теоретичними для багатьох практичних задач в силу їх зручності і коректності. Однак більшість експериментальних методів вже не задовольняють вимогам сучасної спектроскопії світлорозсіювальних об’єктів, а тому потребують подальших розробок автоматизованих експресних методик, удосконалення апаратної частини і програмного забезпечення контрольно–вимірювальних систем, що реалізують ці методи.

3.5 Неінвазійний спектрополяриметр зображень для дослідження біотканин та гуморальних середовищ

Оптичні технології активно проникають і застосовуються в медицині для дослідження оптичних характеристик біотканин і гуморальних середовищ. Для ранньої діагностики ракових захворювань слизових оболонок необхідно контролювати зміни, що протікають у поверхневому (епітеліальному) шарі біотканини та оптично м’яких частинок гуморальних біорідин. Для аналізу цих змін використовують спектри коефіцієнта дифузного відбиття епітелію та спектри коефіцієнта затухання гуморальних рідин. Суттєвою проблемою є виділення розсіювання при значному дифузному фоні, яке виникає від інших шарів шкіри.

Гуморальні рідини є складними природними полідисперсними системами, що містять дисперсні частки різних розмірів і форми, різні речовини (колоїдні та істинні розчини), які знаходяться у складній взаємодії, як між собою так і із завислими у них дисперсними частками. Гуморальні рідини мають набір міжнародно стандартизованих параметрів, які необхідно контролювати, причому параметри для норми (умовно здорових реципієнтів) та різноманітних патологій видимі досить чітко.

1. Математична модель формування спектрополяриметричних зображень для біотканин та гуморальних середовищ.

У загальному вигляді досліджуване оптичне середовище характеризується квадратною матрицею з 16 елементів (4х) — матрицею Мюллера (ММ). для отримання достовірної діагностичної інформації про стан біотканин і

гуморальних середовищ при проведенні спектрополяризаційних досліджень необхідно отримати і дослідити елементи матриці Мюллера — вони можуть бути експериментально визначені при вимірюванні повного набору параметрів Стокса (ПС) для 4-х станів поляризації зондувального випромінювання. Матриці рівняння, які описують перетворення початкового випромінювання з вектором Стокса S_0 в реєстроване випромінювання з вектором Стокса S_p відповідно оптичній схемі, що включає послідовно встановлені джерело лінійно поляризованого випромінювання, ФП1 (фазова пластинка), досліджуваний розсіювальний об'єкт, ФП2, лінійний поляризатор (аналізатор) і фотоприймач мають вигляд:

$$(1) \bar{S} = \overline{M \cdot F_1 \cdot S_0}; \bar{S}_p = \overline{A \cdot F_2 \cdot S}$$

де \bar{S}, \bar{S}_p — вектори Стокса випромінювання розсіяного об'єктом і реєстрованого фотоприймачем, відповідно;

$\bar{A}, \bar{F}_1, \bar{F}_2, \bar{M}$ — матриці Мюллера аналізатора, ФП1, ФП2 і досліджуваного об'єкта, відповідно.

Поляризаційні характеристики випромінювання розглядаються в декартовій системі координат, де світло поширюється вздовж осі z . Використано вертикально лінійно поляризоване випромінювання і лінійний аналізатор з горизонтальним розміщенням його осі пропускання. Аналізатори швидких осей ФП1 і ФП2 відраховуються від осі x і позначаються відповідно θ_1 і θ_2 , а різниці фаз, що задаються ними — δ_1 і δ_2 ; елементи ММ об'єкта позначаються $m_{ij} (i, j = 1 \dots 4)$.

У цих умовах вирази для ПС, що нормовані на інтенсивність зондувального випромінювання I_0 , яке потрапляє на об'єкт, зчитування у вигляді:

$$(2) \begin{cases} P_1^0 = -(\cos^2 2\theta_1 + \sin^2 2\theta_1 \cos \delta_1) \\ P_2^0 = -\cos 2\theta_1 \cdot \sin^2 2\theta_1 (1 - \cos \delta_1) \\ P_3^0 = -\sin \delta_1 \cdot \sin 2\theta_1 \end{cases}$$

Виконавши перше матричне множення (1) отримаємо вираз для ПС розсіяного об'єктом випромінювання через початкову інтенсивність I_0 , нормовані ПС зондувального випромінювання і елементи ММ об'єкта:

$$(3) \begin{cases} I = I_0 (m_{11} + p_1^0 m_{12} + p_2^0 m_{13} + p_3^0 m_{14}); \\ P_1 = I_0 (m_{21} + p_1^0 m_{22} + p_2^0 m_{23} + p_3^0 m_{24}); \\ P_2 = I_0 (m_{31} + p_1^0 m_{32} + p_2^0 m_{33} + p_3^0 m_{34}); \\ P_4 = I_0 (m_{41} + p_1^0 m_{42} + p_2^0 m_{43} + p_3^0 m_{44}); \end{cases}$$

При фіксованих положеннях ФП1 і обертанні ФП2 реєстрована інтенсивність випромінювання подається рядом Фур'є, що містить постійний член і складові, які включають тригонометричні функції кутів θ_2 і положень ФП2.

$$I = a_0 + b_2 \sin 2\theta_2 + a_4 \sin 4\theta_2 + b_4 \sin 4\theta_2$$

Коефіцієнти Фур'є $a_0; b_2; a_4; b_4$ обчислюються за результатами вимірювання інтенсивності реєстрованого випромінювання при обертанні ФП2, а за ними, у свою чергу, можна розрахувати параметри Стокса $I; P_1; P_2; P_3$ розсіяного випромінювання. Вирази, що зв'язують вимірювані коефіцієнти Фур'є з елементами ММ:

$$(4) \begin{cases} a_0 = (m_{11} + p_1^0 m_{12} + p_2^0 m_{13} + p_3^0 m_{14}) \frac{I_0}{2} + \frac{1 + \cos \delta_2}{1 - \cos \delta_2} a_4 = A_0 \frac{I_0}{2} + \frac{1 + \cos \delta_2}{1 - \cos \delta_2} a_4; \\ a_4 = \frac{I_0}{2} + \frac{1 - \cos \delta_2}{2} (m_{21} + p_1^0 m_{22} + p_2^0 m_{23} + p_3^0 m_{24}) = \frac{I_0}{2} + \frac{1 - \cos \delta_2}{2} A_4; \\ b_4 = \frac{I_0}{2} + \frac{1 - \cos \delta_2}{2} (m_{31} + p_1^0 m_{32} + p_2^0 m_{33} + p_3^0 m_{34}) = \frac{I_0}{2} + \frac{1 - \cos \delta_2}{2} B_4; \\ b_2 = -\frac{I_0}{2} \sin \delta_2 \cdot (m_{41} + p_1^0 m_{42} + p_2^0 m_{43} + p_3^0 m_{44}) = -\frac{I_0}{2} \sin \delta_2 \cdot B_2. \end{cases}$$

де $A_0; A_4; B_4; B_2$ — нормалізовані коефіцієнти Фур'є.

Додамо до вимірних і нормалізованих коефіцієнтів Фур'є зліва індекси q , що позначають номер положення ФП1 і виразивши нормовані ПС падаючого випромінювання через різницю фаз ФП1 та значення відповідних тригонометричних функцій кутів її швидкої осі при вибраних положеннях отримаємо систему з 16 рівнянь, розв'язок якої дозволяє знайти елементи ММ.

Тоді формули розрахунку елементів ММ при виборі положень ФП1, що задаються кутами $q\theta_1 = 0, 30, 60, 90, 120, 150^\circ$ відповідно для $q = 0, 1, 2, 3, 4, 5$:

$$(5) \begin{cases} m_{i1} = \frac{2({}^1F_i + {}^2F_i + {}^4F_i + {}^5F_i) - (1 + 3\cos \delta_1)({}^0F_i + {}^3F_i)}{6(1 - \cos \delta_1)} \\ m_{i2} = \frac{{}^1F_i + {}^2F_i + {}^4F_i + {}^5F_i - 2({}^0F_i + {}^3F_i)}{3(1 - \cos \delta_1)}; \\ m_{i3} = \frac{{}^2F_i - {}^1F_i + {}^4F_i + {}^5F_i}{\sqrt{3}(1 - \cos \delta_1)}; \\ m_{i4} = \frac{{}^5F_i + {}^4F_i + {}^2F_i + {}^1F_i}{2\sqrt{3} \sin \delta_1}. \end{cases}$$

де 1F_i залежно від номера рядка i слід замінити коефіцієнтами Фур'є:

${}^qF_1 = {}^qA_0; {}^qF_2 = {}^qA_4; {}^qF_3 = {}^qB_4; {}^qF_4 = {}^qB_2$ у випадку спектрополяриметрії зображень отримують масив з 16 зображень, що відповідають матрицям Мюллера для кожної довжини хвилі. Для використання у подальшій медичній діагностиці обирають ті зображення, що дозволяють з максимальною достовірністю діагностувати онкозахворювання слизових оболонок.

2. Аналіз засобів спектрополяриметрії зображень біотканини і гуморальних середовищ.

Структура відомого поляриметра зображення — містить лазер з розширювачем пучка (He–Ne; P=3 мВт), поляризатор, досліджуваний зразок, аналізатор, двовірний фотоприймач, РС.

Після лазера — поворотний пристрій регулятора інтенсивності випромінювання з розташованим в ньому лінійним поляризатором і $\lambda/4$ — пластинкою і додатково введений перемішувач когерентності. При використанні лазерів виникає спекл-структура (мистість) за рахунок інтерференції випромінювання, дифракованого на елементах оптичної схеми. Це усувається перемішувачем Когерентності — шліфований скляний диск, що постійно обертається за допомогою електродвигуна. Внаслідок цього вони швидко рухаються по зображенню і при усередненні на деякий досить великий у порівнянні з періодом обертання диску час їх дія зменшується. Поляризатор складений з першого лінійного поляризатора і $\lambda/4$ — пластинки, розміщених у поворотному пристрої. Вхід комп'ютера через інтерфейс зв'язаний з відеокамерою, яка реєструє зображення зразка. Положення поляризатора визначається позиційним сенсором та передається у комп'ютер.

Недоліки пристрою: 1) його обмеження для роботи на одній довжині хвилі, на яку налаштований лазер та $\lambda/4$ — пластинки компенсаторів.
2) розміри досліджуваного зразка обмежуються діаметром поля поляризатора — 20мм, що дає можливість аналізувати лише зразки біотканин і гуморальних рідин у кювет ній камері.
3) поворотний пристрій повинен рухатись з кроком $0,001^\circ$, що вимагає прецизійних механічних вузлів.
4) для виділення нормальних та патологічних біотканин необхідно отримати якомога корисніше зображення відмінностей завдяки різній оптичній анізотропії.
5) крім того, необхідно, щоб зображення пошкодженої ділянки давало якомога більше інформації для її діагностування. Цього можна досягнути, отримавши ряд зображень пошкодженої ділянки при різних довжинах хвиль ($\lambda_{\min} \dots \lambda_{\max}$) при різних кутах обертання азимуту поляризатора і аналізатора з кроком 45° . отримані зображення комплексно обробляються на РС із спеціальним програмним забезпеченням та проблемно-орієнтованою системою прийняття діагностичних

рішень на основі нечіткої логіки. Сигнал з кожної точки зображення впливає на прийняття рішення із відповідним ваговим коефіцієнтом.

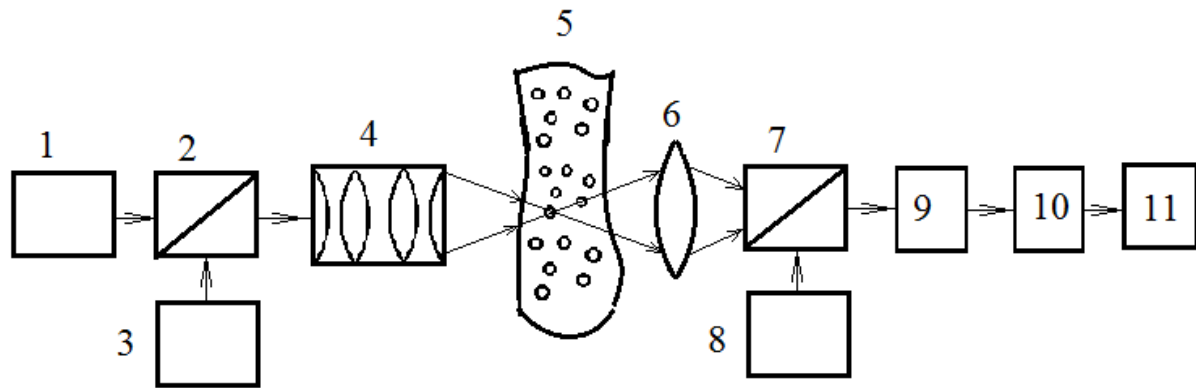


Рисунок 3.4 – Неінвазивний спектрополяриметр нормальних та патологічних біотканин. 1 — монохроматор; 2 — поляризатор; 3 — поворотний пристрій поляризатора; 4 — об’єктив опромінювача; 5 — досліджуваний зразок; 6 — приймальний об’єктив; 7 — аналізатор; 8 — поворотний пристрій аналізатора; 9 — ПЗЗ – камера; 10 — мікроконтроллер для реєстрації; 11 — блок обробки, прийняття рішень та реєстрації.

Випромінювання від монохроматора 1 проходить через плівковий лінійний поляризатор 2 (обертається з фіксованими кутами обертання азимуту з кроком 45°). Один зі способів встановлення різної форми поляризації зондувального випромінювання здійснюється за допомогою фазової пластинки (ФП), встановлюваний перед досліджуваним об’єктом в подальшому на його потоці лінійно поляризованого випромінювання в положення, що відрізняються поляризацією своїх головних напрямів. Об’єкт спрямовує випромінювання на досліджуваний зразок біотканини.

Приймальний об’єктив формує відбите зразком випромінювання. далі світло проходить через плівковий лінійний аналізатор 7 (обертається з фіксованими кутами азимуту з кроком 45°) та потрапляє на ПЗЗ–камеру 9 (підключена до РС через МК–реєструвальний пристрій).

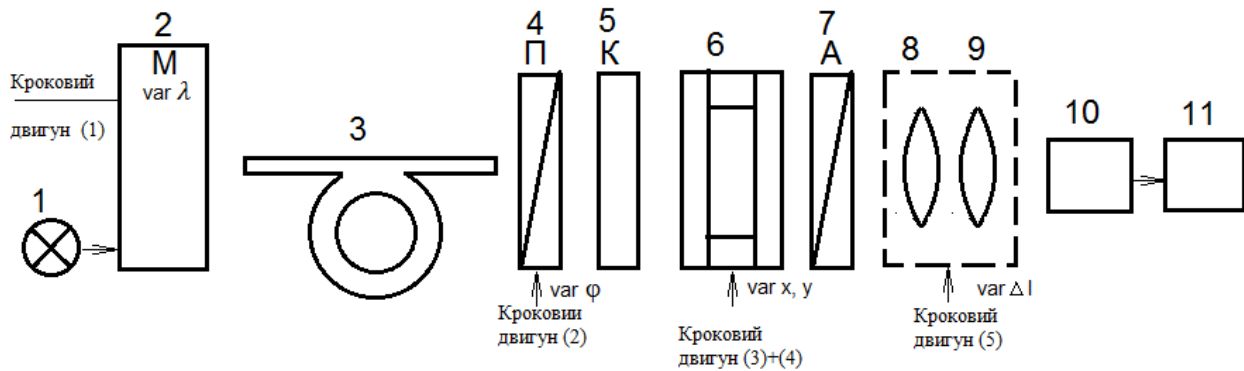


Рисунок 3.5 – Оптична схема автоматизованого контролю параметрів гуморальних середовищ

Вимірювання від монохроматора 2 ($\text{var } \lambda$) проходить ВОКЗ до поляриметричної системи. var , крок 0,625 нм кроковим двигуном 1. $\lambda_{\min}=400\text{нм}$; $\lambda_{\max}=1200\text{ нм}$; Щілина монохроматора 2 забезпечує смугу вихідного випромінювання 20 нм. Далі — плівковий лінійний П4 (обертається кроковим двигуном 2 з кроком $0,5^\circ$). випромінювання проходить через плоску кювету 6 з тонким шаром досліджуваної гуморальної рідини. При дослідженні окремих часток шар рідини повинен складати порядку 10...20 мкм, при дослідженні сукупних параметрів часток (середнього розміру і форми) можливо змінити товщину шару до 1 мм. подальше збільшення шару призведе до звичного впливу згасання та розсіювання у об'ємі контролю, що ускладнить адекватне трактування результатів вимірювань. Ос кілька параметри гуморальних середовищ суттєво залежить від t° у вимірювальному каналі, та на кюветі 6 встановлено цифровий сенсор температури, сигнал з якого подається до МК і реєструється поряд з іншими даними експерименту. При вимірюванні параметрів оптично м'яких часток наповненої крові термостатом підтримується стабільна $t^\circ=30\pm0,1^\circ\text{C}$. предметний столик з кюветою 6 може рухатись у двох напрямках за допомогою відповідних крокових двигунів 3 та 4. Далі світло проходить через плівковий лінійний аналізатор 7. Збільшення зображення до прийнятних розмірів здійснюється за допомогою оптичної системи мікроскопа 8, 9. Контрастне зображення при цьому встановлюється автоматично за допомогою крокового двигуна 5. У результаті випромінювання реєструється на ПЗЗ–камерою 10.

Переваги: 1) Спектрополяриметр дозволяє отримати велику кількість діагностичної інформації про об'єкт (біотканину або гуморальне середовище) порівняно із традиційними засобами. (in kitro) — висока достовірність медичної діагностики та оперативне прийняття об'єктивно обґрунтованих рішень.

2) Відповідно до умов досліджень біотканин та гуморальних середовищ система первинних вимірювальних перетворювачів та об'єктивів може видозмінюватись — для не інвазійних досліджень біотканин можливе застосування інтегрувальної сфери, що дозволяє отримувати деполаризоване

світло і аналізувати поляризаційні характеристики випромінювання, які визначаються виключно анізотропією об'єкта контролю; для досліджень зразків гуморальних середовищ у кюветній камері при багатократному збільшенні за допомогою мікроскопа; у хірургії за допомогою мікрозонда — пучка оптичних поляризаційно збережних волокон.

4. Фізичні основи взаємодії ультразвукових (УЗ) хвиль з біологічними об'єктами

УЗ-хвилі без перешкод проходять у тіло людини і взаємодіють із внутрішніми структурами. Особливості біотканин заковані у характеристиках розсіяного, відбитого та випромінювання, що пройшло крізь тіло людини.

На відміну від рентгенівських променів УЗ – хвилі заломлюються і відбиваються на середовищах з різними акустичними показниками заломлення.

Враховуються особливості дифракції та інтерференції УЗ – хвиль.

На відміну від оптичних променів УЗ розповсюджується повільніше і можна використовувати луна-імпульсні методи для формування зображень.

Швидкість УЗ – хвиль достатня, щоб накопичити і реконструювати один кадр зображення за 80 мс.

Переваги методу дослідження:

1. Менший вплив шкідливих чинників на здоров'я людини (не бажано зловживати обстеженнями плоду дитини);
2. Обладнання має меншу вартість, дешевша діагностика (50...60 грн);
3. Невеликі габарити, зручне в експлуатації;
4. Економічність апаратури;
5. Можливість динамічного обстеження;
6. Можливість одночасно вимірювати швидкість крові з кольоровим кодуванням і реальною динамікою.

Недоліки:

1. Низька інформативність;
2. Невелика роздільна здатність (для компенсації цього недоліку треба додатково робити обстеження й іншими методами, наприклад, рентгенівським).

УЗ – хвилі когерентні(як і лазерне випромінювання). Приймачі лазерного випромінювання реагують на інтенсивність, а УЗ чутливі до амплітуди ультразвуку.

Інтерференційні ефекти, флуктуації різної конфігурації хвильового фронту приводять до суттєвого погіршення контрасту УЗ – зображень.

УЗ – хвилі мають частоти, вищі ніж діапазон чутливості людського вуха (20 кГц):

=< 300 – хвилі підводної локації та біоехолокації;

12МГц...1ГГц – акустична мікроскопія;

0,8 МГц...15 МГц – діапазон УЗД (терапія в цьому діапазоні, контроль дефектів у промисловості без зрушень).

4.1 Фізичні особливості і характеристики УЗ-випромінювання

Швидкість звуку

Поперечні УЗ-хвилі (не розповсюджуються у м'яких тканинах), а поздовжні – розповсюджуються на велику глибину зі швидкістю:

$$C_v = (K/\rho_0)^{1/2},$$

де К – адіабатичний об'ємний модуль пружності; ρ_0 – середнє значення густини біотканини.

Для типових біотканин і об'єктів швидкість звуку становить:

- Сухе повітря(легені) – 330 м/с (швидкість може досягати 1000 м/с, якщо в легенях є рідина/вода/мокроти); Жир – 1400...1500 м/с; Вода - 1500 м/с; Жовчний міхур – 1800-2000 м/с; Кров – 1500-1600 м/с; Мозок - 1500-1600 м/с; Селезінка - 1500-1600 м/с; Кришталік - 1500-1700 м/с; Печінка - 1600 м/с; М'язи - 1500-1600 м/с; Хрящі - 1700 м/с; Шкіра - 1500-1600 м/с; Сухожилля – 1800 м/с; Кістки – 3000-4000 м/с; Зуби - 3500 м/с; Скло – 5000 м/с.

Майже для всіх м'яких біотканин середня швидкість розповсюдження $1540 \pm 6\%$ (цифри використовуються для конструювання УЗ-апаратури).

Швидкість УЗ-хвиль мало залежить від частоти, за винятком кісткової тканини.

Швидкість УЗ-хвиль:

$$C_v = \lambda f.$$

Характерні довжини хвилі міняються від 1,5 мм (для 1 МГц) до 0,1 мм (15 МГц).

Швидкість УЗ залежить від температури:

ТКШ>0 для тканин і органів без жиру і ТКШ<0 для жирових тканин.

Тільки для жирових тканин швидкість звуку менша, ніж для води.

Швидкість звуку в легенях близька до швидкості у повітрі – залежить від ступеню наповнення легенів повітрям (при патологічних змінах - рідиною).

Швидкість УЗ зростає при збільшенні структурного протеїну(колагену) – має велике значення для сухожиль і хрящів.

Загасання УЗ-хвиль

Для будь-якого середовища, УЗ-хвиля буде загасати за законом:

$$I_x = I_0 \cdot \exp(-\mu x)$$

x – напрям, відстань розповсюдження

I_0 – інтенсивність звукової хвилі

μ – коефіцієнт загасання за інтенсивністю

$$\mu = - (1/x) \ln (I_x / I_0)$$

Якщо використовують амплітуди УЗ, тоді їх зменшення визначається коефіцієнтом загасання за амплітудою:

$$Q_x = Q_0 \exp(-\alpha x)$$

$$\alpha = - (1/x) \ln (Q_x / Q_0)$$

$$I_x / I_0 = (Q_x / Q_0)^2 \quad \mu = 2\alpha \text{ [см}^{-1}\text{]}$$

Для визначення коефіцієнтів загасання у Дб буде таким чином:

$$\mu \text{ [дБ см}^{-1}\text{]} = -(1/x) 10 \lg(I_x / I_0) = 4,343 \mu \text{ [см}^{-1}\text{]}$$

$$\alpha \text{ [дБ см}^{-1}\text{]} = -(1/x) 20 \lg(Q_x / Q_0) = 8,686 \alpha \text{ [см}^{-1}\text{]}$$

Коефіцієнт загасання $\mu(\alpha)$ залежать від процесів поглинання та розсіювання УЗ.

$$\mu = \mu_a + \mu_s$$

Внесок μ_a і μ_s невідомий, але для печінки $\mu_s = 10 \dots 30\% \mu$. Зі зростанням частоти коефіцієнт поглинання збільшується. При конструюванні УЗ приладів:

$$\alpha = A \text{ (дБ см}^{-1} \text{ МГц}^{-1}\text{)}$$

Для м'яких тканин $A = 1$.

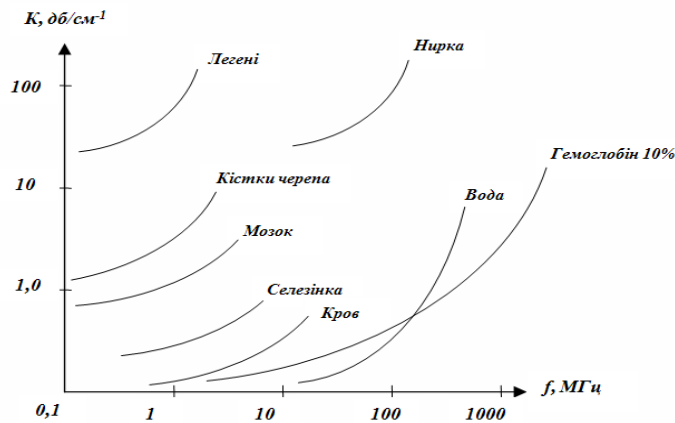


Рисунок 4.1 – Залежність коефіцієнту загасання біотканини від частоти УЗ-випромінювання

Особливості поглинання УЗ-хвиль

При поглинанні УЗ-хвиль відбувається нагрівання тканин. Процес використовується для гіпертермії пухлин.

Втрати на поглинання мають частотну залежність, проміжну між лінійною та квадратичною.

Поглинання збільшується при збільшенні протеїну(колагену) і зменшенні води в біотканинах.

Температурний коефіцієнт поглинання(ТКП) для частот $> 1...2$ МГц буде від'ємним і збільшується за абсолютною величиною при збільшенні частоти УЗ.

Для частот $< 1...2$ МГц, $ТКП > 0$ і далі не залежить від частоти.

Процес розсіювання випромінювання на біоструктурах

Типові розміри тканинних структур, що розсіюють УЗ-хвилі:

- Клітинні структури: $d = 10\text{мкм}$, $f = 5\text{МГц}$, $0,03\lambda$;
- Різні внутрішні органи: $d \approx 100\text{мм}$, $f = 5\text{МГц}$, 300λ .

На різних внутрішніх структурах змінюються характеристики розсіювання:

1. Геометричне розсіювання ($a \gg \lambda$, розміри об'єктів значно перевищують довжину хвилі, f^0 , велика інтенсивність розсіювання).

Використовуються закони геометричної оптики, процеси заломлення, відбиття (органи: діафрагма, великі судини, поверхня між кістковою і легеневою тканиною, орбіти очей).

Газ сильно поглинає УЗ, легені з повітрям погано візуалізуються.

2. Дифракційна теорія для стохастичного розсіювання ($a \sim \lambda$, $f - \text{varіо}$, інтенсивність середня).

Внутрішні органи – печінка. Розсіювання відбувається в прямому та зворотньому напрямках.

3. Релеєвське розсіювання ($a \ll \lambda$, f^4 , $1/\lambda^4$) сильно залежить від частоти, низька інтенсивність.

Розсіювання відбувається в зворотньому напрямку. Об'єкти – формені елементи крові, клітини в м'яких тканинах.

Особливості відбиття УЗ-хвиль від різних об'єктів

Залежність коефіцієнту відбиття біотканини порівняно ідеального відбивача:

Відбиття повітря 0 дБ; Кісткова тканина – 5 дБ; Оргскло – 10 дБ; Сухожилля, кришталік, вода – 20 дБ; Жир, м'язова тканина з кров'ю – 30 дБ; Селезінка, печінка, нирка – 40 дБ; Мозок з кров'ю – 50 дБ.

4.2 Особливості вимірювання швидкості за допомогою УЗ-хвиль

Для УЗ-діапазону використовують доплерівські методи вимірювання швидкості (і для лазерного випромінювання, для оптичного діапазону).

Ефект Доплера в будь-якому діапазоні пов'язаний із розсіюванням випромінювання мікрочастинками, що рухаються – змінюється частота розсіяного сигналу, залежно від швидкості об'єктів:

$$f_g = f_o - f_s = \pm 2f_o V \cos \theta / C_v.$$

Для робочої частоти $f_o = 1...10$ МГц, $V \cos \theta = 0...1$ м/с, $f_g = 0...13$ кГц(свист).

Для вимірювальної системи дуже важливою характеристикою є роздільна здатність системи: поздовжня чи аксіальна, поперечна чи азимутальна.

На зображення і корисний сигнал накладається спектр інтерференції когерентних акустичних хвиль і яскравість зображень промодульовано випадковим чином цією шумовою інтенсивністю

Блок-схема пристрою обробки сигналів для УЗ-системи луна-імпульсної візуалізації

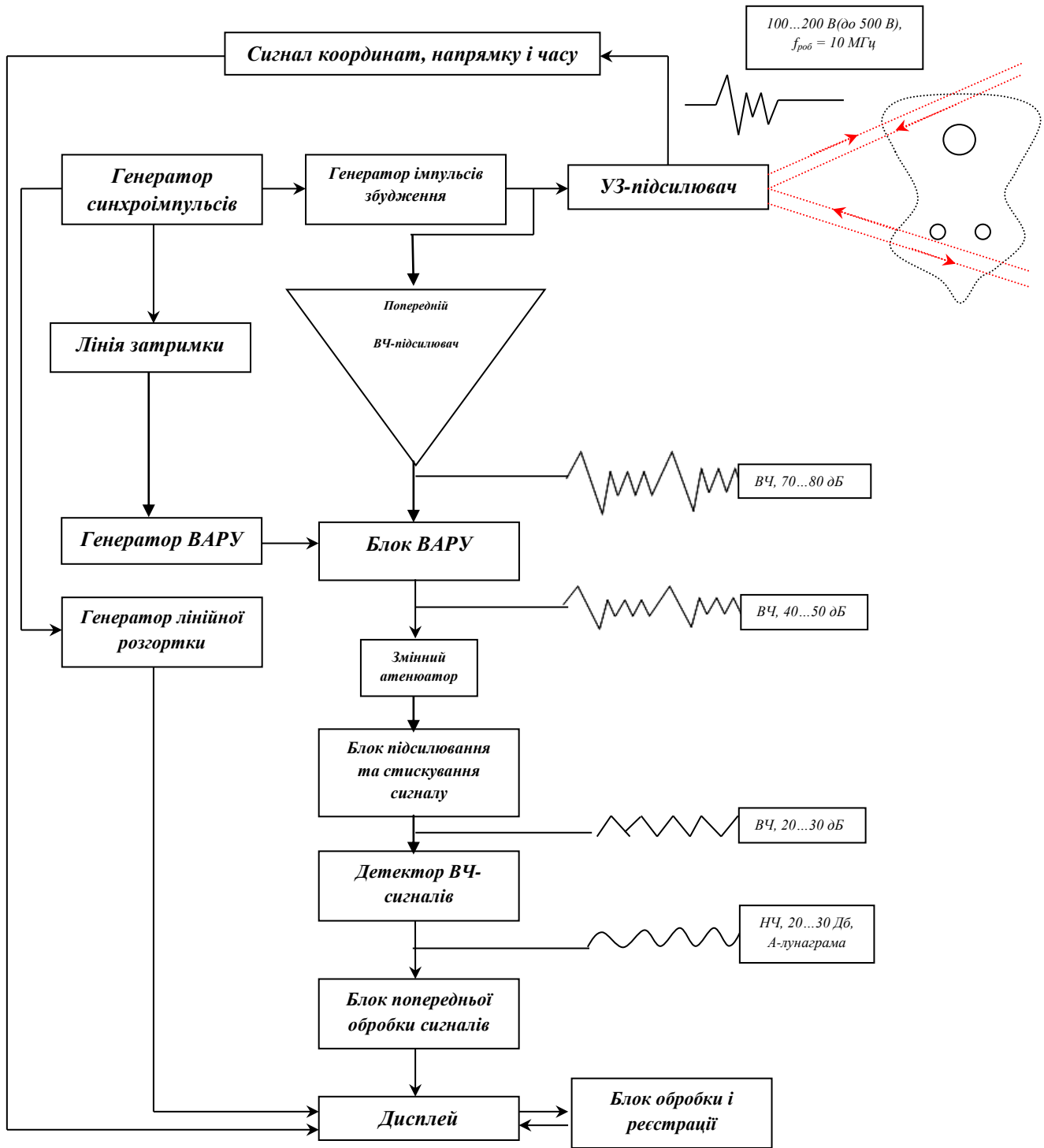


Рисунок 4.2 – Пристрій обробки сигналів для УЗ-системи луна-імпульсної візуалізації

Перетворювач УЗ-сигналу

Для його нормальної роботи необхідно підібрати робочу частоту з таких вимог:

1. Оптимальне співвідношення між просторовою роздільною здатністю;

2. Глибина проникнення:

- Печінка, органи черевної порожнини(3...5 МГц);
- Щитовидна залоза, сонна артерія, молочна залоза, сім'яники(4...10 МГц);
- Око(7...15 МГц).

Генератор імпульсів синхронізації функції

1. Необхідний для запуску генератора імпульсів збудження;
2. Для нормальної роботи дисплея (синхронізації дисплея), частота повторення імпульсів 1 кГц.

Попередній ВЧ-підсилювач

Вимоги: малий рівень внутрішніх шумів, високий коефіцієнт підсилення, мала стала часу електричних кіл, широкий динамічний діапазон, висока лінійність робочої характеристики, розв'язка від потужного імпульсу збудження.

Блок ВАРУ(Временное автоматическое регулирование усилителя)

За допомогою атенюатора забезпечує компенсацію загасання УЗ в біотканинах. Така корекція підсилювання дозволяє зменшити динамічний діапазон сигналів до 40...50 дБ.

Відбувається амплітудне стискування сигналу за допомогою робочої характеристики підсилювача. Чим більша амплітуда вхідного сигналу, тим менший коефіцієнт підсилення. Це дозволяє відобразити на дисплеї з динамічним діапазоном 20...30 Дб сигнали з 70...80 чи 40...50 дБ.

Детектор виділяє ВЧ - огибающую сигналу – А-ехограма.

Блок попередньої обробки з диференційним підсиленням сигналів

Основна задача блоку – виділення контурів зображень, корегування характеристик підсилення і обмеження динамічного діапазону.

Блок обробки і реєстрації

З послідовності А-лунаграм формує зображення біооб'єктів, які фіксуються:

1. На дисплеї;
2. На фотографії;
3. Зберігання в цифровому вигляді (512x512x6 біт - мінімальний).

Існують режими: одномірний, двомірний, m-режим(трьохмірне зображення).

Відбувається чи просте лінійне сканування біооб'єктів, чи складне сканування, при якому відбувається сума різних зображень.

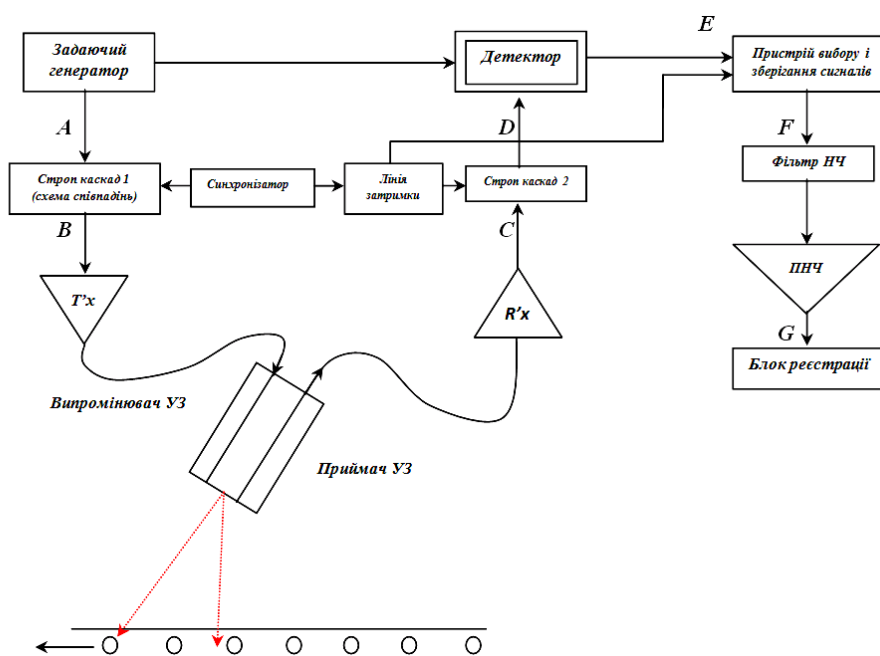
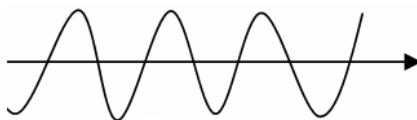


Рисунок 4.4 – Блок-схема імпульсної доплерівської системи

Задаючий генератор виробляє безперервний сигнал А.



На строп каскад 1 направляється, крім сигналу А, сигнал синхронізатора і формується послідовність коротких електромагнітних імпульсів, які повторюються з частотою ЧПІ(частота повторення імпульсів).



Ці сигнали після підсилювання направляються на УЗ-випромінювач, який випромінює імпульси у середовище.

Прийнятий УЗ-сигнал після підсилювача-перетворювача R_x направляється на строп каскад 2 – С.

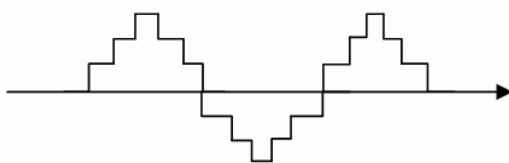
На строп каскад 2 сигнал направляється із синхронізатора через лінію затримки, що дозволяє провести селекцію сигналу за глибиною – D.



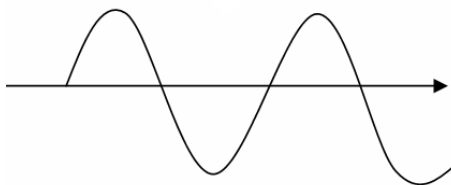
На виході детектора реєструється сигнал, відселектований за глибиною. Частота дискретизації – ЧПД – Е.



Цей сигнал, разом з затримки, пристроєм вибору і зберігання перетворюється з дискретного сигналу в квазібезперервний – F.



Остаточне згладжування сигналу відбувається після ФНЧ і ПНЧ – виділяється сигнал доплерівської частоти – G.



Існує співвідношення між максимальною швидкістю та максимальною глибиною:

$$V_{max} = 2,8 \cdot 10^5 / f_0 \cdot D_{max}$$

Клінічні застосування УЗ-приладів

- **Акушерство** (хід вагітності, розвиток плоду, ускладнення, діагностика захворювань плоду);
- **Гінекологія** (захворювання матки, кіста яєчників);
- **Органи черевної порожнини** (ШКТ, печінка, жовчні протоки, наявність конкрементів, запалення жовчного міхура, підшлункова залоза, селезінка, лімфатичні вузли, пухлини, нирки, сечовий міхур, залишковий об'єм сечі, передміхурова залоза).
- **ССС** (серце, патології клапанів, стеноз мітрального клапану, стан лівого шлуночку, артерії і вени, захворювання судин головного мозку, захворювання аорти, аневризми).
- **Приповерхневі** (зовнішні) органи (молочні залози, фіброкістоз, пухлини, щитовидна залоза (кісти, зоб, пухлини) око (травми, відшарування сітківки,

інородні тіла), мозок(для дітей – крізь джерельце), гематоми, гідроцефалії, легені(здорові не діагностуються, але контролюють плевральні ефузії), сімєнники(гематоми, кісти, пухлини)).

УЗ - доплєровські прилади з безперервним випромінюванням мають більш високі інтенсивності ($20 \dots 800 \text{ мВт/см}^2$), луна-імпульсні сканєри мають меншу інтенсивність($0,07 \dots 680 \text{ мВт/см}^2$).

5. Ультразвукова (УЗ) апаратура для фізіотєрапії

5.1 Фізичне обґрунтування та методи проведення процедур УЗ-фізіотєрапії

Під впливом УЗ хвиль в тканинах організму виникають механічні (пружні) коливання та хвилі.

Якщо частота менша 16 Гц — інфразвукові коливання; знаходиться в діапазоні 16...20 000 Гц — звукові коливання; якщо більше 20 кГц — ультразвук (верхня межа частот — 200...300 МГц).

Звукові та УЗ хвилі, на відміну від електромагнітних, є поздовжніми хвилями, що мають вигляд рідини стиснутої та розрідженої в напрямку розповсюдження – відбувається коливання частинок у тому ж напрямку у якому і розповсюджуються хвилі. Для твердих тіл виникають поздовжні та поперечні УЗ хвилі. Довжина хвилі залежить від частоти випромінювання і швидкості розповсюдження хвилі у даному середовищі (чим більша густина тим швидше поширення) $\lambda = \frac{c_v}{f}$, де c_v – швидкість хвилі у середовищі :

- Для повітря 330 м/с
- М'які тканини організму 1445-1600 м/с
- Вода – 1500 м/с
- Кістки 3370 м/с

Найбільш поширеною є частота 880 кГц, це довжина хвилі для води та м'яких тканин 1,6...1,8 мм.

Зовнішня енергія викликає УЗ хвилю і відбувається коливання частинок навколо положення рівноваги. Таким чином, відбувається передавання енергії УЗ хвилі без розповсюдження самої речовини. Інтенсивність УЗ хвиль відповідає кількості енергії, що передається за 1 с через площу 1 см^2 . Таким чином, інтенсивність визначається потужністю коливань на 1 см^2 .

Характерним для УЗ хвилі є надзвичайно мала амплітуда зміщення частинок, надзвичайно велике прискорення.

Для робочої частоти 880 кГц максимальна інтенсивність при УЗ терапії та реабілітації буде 2 Вт/см^2 . Коливання частинок біотканини мають амплітуду $3,5 \cdot 10^{-8} \text{ м}$, а максимальне прискорення $9 \cdot 10^7 \text{ см/с}^2$. Амплітуда змінного чи акустичного тиску складає 2,7 атмосфери.

Лікувальна дія УЗ пов'язана з величезним прискоренням та значним механічним тиском на частинки біотканини. Коли розповсюджується УЗ хвиля біотканиною, інтенсивність коливань зменшується за експоненціальним законом і всі втрати енергії перетворюються у нагрівання навколишнього середовища. Глибина проникнення УЗ хвиль визначається зменшенням інтенсивності в e -раз. При збільшенні частоти УЗ хвиль збільшується поглинання енергії, але зменшується глибина проникнення: для частоти 880 кГц глибина проникнення у м'язи становить 5 см, жирові тканини — 10 см, у кістки — 0,3 см.

Перевагою застосування УЗ реабілітації є дуже малі втрати УЗ в жирових тканинах (а якщо немає втрат то відбувається незначне прогрівання достатнє розповсюдження у м'язах формують гарні умови для реабілітації захворювань суглобів і кісток. Таким чином характерною особливістю звукових хвиль на відміну від електромагнітних є інтенсивне нагрівання кісткової тканини.

Для генерації і формування УЗ хвиль використовується:

- магнітострикційний стрижень з феромагнітного матеріалу;
- зворотній п'єзоелектричний ефект в кристалах титанату барію, кварцу, сегнетової солі.

Під впливом електричного поля відбувається зміщення полярних груп атомів, які є основою речовини, це викликає відповідні зміни розмірів кристалів. До кварцової подається змінна електрична напруга, при цьому товщина пластинки зменшується та збільшується в залежності від частоти напруги — відбувається механічна модуляція густини середовища. УЗ хвиля яка розповсюджується у напрямку перпендикулярному поверхні пластини п'єзоелектричного перетворювача і як правило робоча частота цих випромінювачів знаходиться в діапазоні 800 кГц–3 МГц.

Апарати для УЗ реабілітації працюють відповідно з законом розповсюдження звукових хвиль, але вони мають більш високу частоту (меншу довжину хвилі тому її легше фокусувати і вони краще поглинаються середовищем ніж звукові хвилі).

Апарати для УЗ реабілітації як правило складається з блока живлення, генератора електричних коливань до вихідного коливального контура якого підключається п'єзоелектричний перетворювач, який конструктивно виконується у вигляді окремого випромінювача.

Цей випромінювач завжди має повітряний прошарок у напрямку протилежному біотканині, щоб зменшити розповсюдження УЗ в сторону ручки або лікаря.

Обов'язково при генерації УЗ необхідно реалізовувати резонанс амплітуди пластини – при цьому резонансні її коливання будуть максимальними.

Умова резонансу виконується якщо товщина пластини перетворювача дорівнює непарному числу напівхвиль для робочої частоти 880 кГц, ця товщина дорівнює одній напівхвилі і має значення 3,26 мм.

Матеріалом для п'єзоелектричного перетворювача використовують кераміку титанату барію це малі кристали які спікаються при високій температурі і мають полікристалічну структуру.

Звичайні п'єзоультразвукові перетворювачі виробляють з кварцу. Кераміку порівняно з кварцом має переваги:

- 1) менша вартість
- 2) менша напруга для збудження УЗ хвиль $\text{SiO}_2 \rightarrow$ для інтенсивності 2 Вт/см^2 і робочі частоти 880 кГц необхідна напруга живлення 1500 В, для титанат барія напруга $< 100 \text{ В}$
- 3) низька робоча напруга спрощує конструкцію апарату, зменшуються масогабаритні показники і для живлення перетворювача непотрібні спеціальні високонапружні кабелі і дроти. Можна використовувати гнучкий низьковольтний кабель.

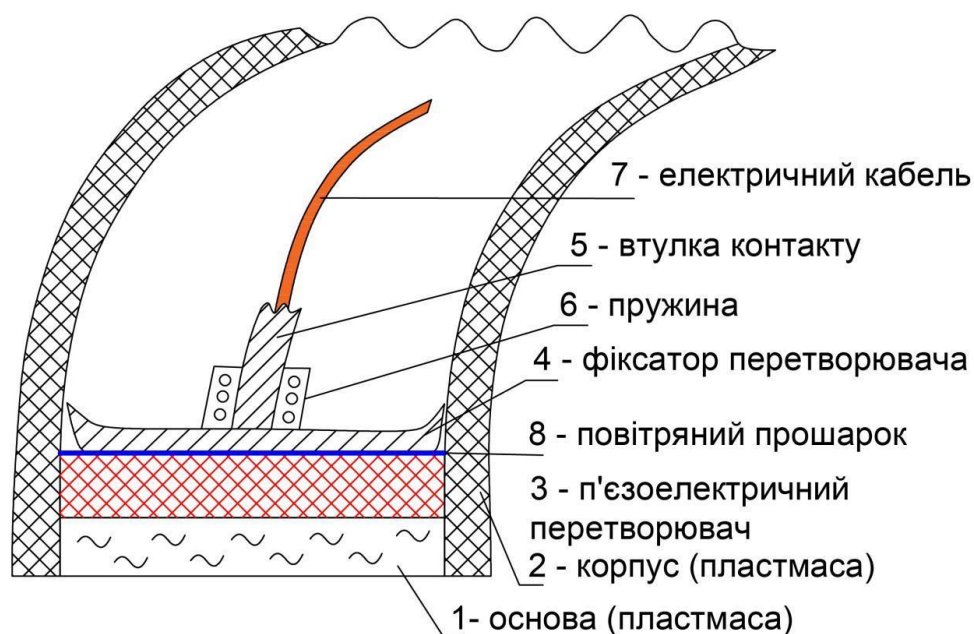


Рисунок 4.5 – Конструктивна схема типового випромінювача апарату УЗ терапії

Електричний контакт перетворювача відбувається через втулку 5 і фіксатора п'єзоелектричного випромінювача, а другий контакт підключається до корпусу випромінювача.

Корпус випромінювача буває двох типів:

- 1) з пластичного матеріалу (пластмаси) але має внутрішнє металеве напилення для електричного контакту і для захисту медичного персоналу
- 2) металевий корпус, але з зовнішнім покриттям з пластмаси

Лікувальна дія УЗ на біотканину

Є дві методики УЗ реабілітації при використанні УЗ:

- 1) нерухоме, стабільне положення випромінювача відносно біотканини БАТ
- 2) лабільна (рухома) дія, коли УЗ випромінювач повільно переміщується по поверхні біотканини.

Для підвищення ефективності процедур обов'язково потрібно покращити акустичний контакт між випромінювачем і пацієнтом – для ліквідації повітряних прошарків використовуються вазелинові олії чи гелі.

Для реабілітації складних поверхонь (наприклад суглобів) використовують спеціальні ванночки з рідиною через яку і діє УЗ випромінювач.

При дії УЗ коливань на біотканину спостерігається складний характер взаємодії і виділяють три основні складові лікувальної дії:

- 1) механічна дія на тканину. Відбувається коливання біочастинок або мікромасаж на клітинному рівні, змінюється просторове розташування клітинних структур, змінюється функціональний стан.
- 2) теплова дія. Відбувається поглинання УЗ енергії і нагрівання під час тертя частинок м'язових тканин та тканин кісток.
- 3) хімічна дія. Під впливом механічних та теплових ефектів відбуваються зміни на біохімічному рівні. Змінюються інтенсивності окислювальних процесів, відбувається підсилення дифузних процесів.

Обов'язково при проведенні процедур необхідно проводити вимірювання (дозиметрія) характеристик УЗ хвиль, а потім по результатам вимірювань встановлення інтенсивності ультразвуку та тривалості дії (експозицію).

При УЗ реабілітації інтенсивності УЗ хвиль складає:

- 1) рухома методика (лабільна), інтенсивність встановлюється на рівні $0,5 \dots 1,5 \text{ Вт/см}^2$
- 2) стабільне положення (нерухоме), інтенсивність $0,05 \dots 0,3 \text{ Вт/см}^2$.

Одночасно з безперервним режимом випромінювання використовується імпульсний режим з тривалістю імпульсів $4 \dots 10 \text{ мс}$ з частотою слідування 50 Гц . В цьому випадку середня інтенсивність коливань менша безперервної у стільки

разів, на скільки тривалість імпульсів менше періоду їх слідування (шпаруватість, «скважність»).

Інтенсивність коливань ультразвуку визначається потужністю и робочою площею випромінювача. Тиск УЗ хвиль при повному відбитті від поверхні тіла пропорційний інтенсивності і зворотно пропорційний швидкості поширення УЗ хвиль. Максимальний тиск для інтенсивностей при реабілітації складає $10^{-3} \dots 10^{-4}$ атмосфери і може змінюватись.

5.2 Апарати для УЗ -фізіотерапії

Апарати УЗ фізіотерапії конструктивно виконуються у стаціонарному або лабораторному вигляді, а також у портативному мініатюрному для домашнього використання.

Для стаціонарного використання використовуються апарати:

- 1) «Ультразвук–Т5»
- 2) «УЗТ-34»
- 3) «УЗТ-101-104»
- 4) «ЛОР-1-3»

Для домашнього використання найбільш поширений апарат Vitafon і його модифікації

1) Апарат для УЗ-фізіотерапії «Ультразвук–Т5».

Характеристики:

- Частота УЗ хвиль — $880 \text{ кГц} \pm 1\%$.
- Максимальна потужність для різних випромінювачів:
 - 4 см^2 — 8 Вт;
 - 1 см^2 — 2 Вт;
 - $0,5 \text{ см}^2$ — 1 Вт.
- Режим роботи: безперервний та імпульсний (тривалість імпульсів становить $4 \dots 10 \text{ мс}$, з частотою слідування 50 Гц).
- Потужність, що споживається менше 130 Вт.
- Клас виконання — 01.
- Габарити — $335 \times 325 \times 160 \text{ мм}$.
- Маса менше 8 кг.

2) Апарат «УЗТ–31»

Застосовується для лікування акушерсько-гінекологічних та ЛОР захворювань, а також в стоматології та дерматології.

Характеристики:

- Частота УЗ хвиль становить $2,64 \text{ МГц} \pm 1\%$.

- Інтенсивність коливань — $0,05 \dots 1 \text{ Вт/см}^2$.
- Площа випромінювачів — 2 см^2 ; $0,5 \text{ см}^2$.
- Імпульсний режим з тривалістю імпульсів 2; 4; 10 мс та частотою слідування 50 Гц.
- Потужність, що споживається менше 50 Вт.
- Клас виконання — 01.
- Габарити — $342 \times 274 \times 142 \text{ мм}$.
- Маса менше 10 кг.

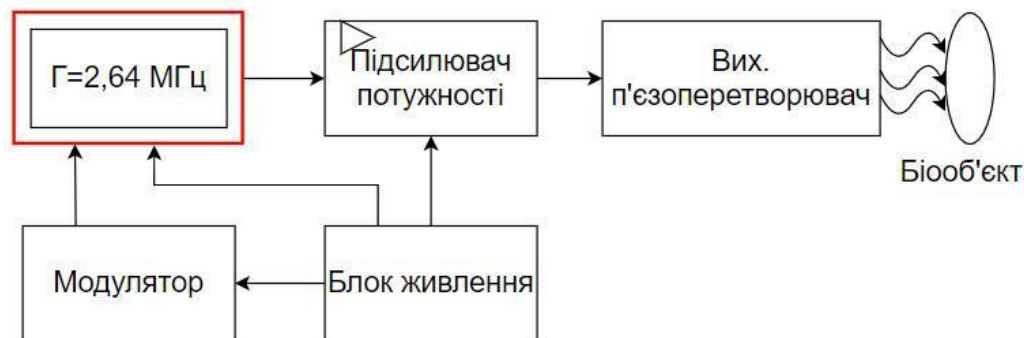


Рисунок 5.1 – Структурна схема апарату «УЗТ-31»

Генератор ВЧ-коливань модулюється імпульсами 2,4,10 мс, вони підсилюються підсилювачем потужності і через п'єзоелектричний перетворювач направляються на біоб'єкт.

3) Апарат «ЛОР-3»

Реабілітація та лікування ЛОР-захворювань (хронічні тонзиліти, гайморити, реніти).

Характеристики:

- Частота ультразвукових коливань $880 \text{ кГц} \pm 1\%$.
- Інтенсивність ультразвукових коливань регулюється чотирма кроками 0,2; 0,4; 0,6; $0,8 \text{ Вт/см}^2$.
- Ефективна площа випромінювача загального — 2 см^2 , кожного випромінювача — $0,4 \text{ см}^2$.
- Присутній імпульсний режим коливань при тривалості імпульсів 10 мс і частоті слідування 50 Гц.
- Тривалість процедури (експозиція) постійна $6 \pm 1 \text{ мин.}$.
- За захистом від ураження електричним струмом апарат виконаний за класом 01.
- Габаритні розміри $320 \times 208 \times 104 \text{ мм}$.
- Маса не більше 5 кг.

Випромінювач УЗ- потужності.

Визначає тиск на поверхню, який прямо пропорційний потужності УЗ. Вимірювальний пристрій — високочутливі важільні терези. Один кінець — випромінювач УЗ хвиль, що розташований в закритій камері з дегазованою дистильованою водою.

Характеристики:

- Вимірює потужність 0,2...25 Вт.
- Частота — 400 кГц...3 МГц.
- Похибка вимірювань — $\pm(0,05P + 0,2 \text{ Вт})$, де P — потужність, що вимірюється у Вт.
- Габарити — 385x175x230.
- Маса становить 4 кг без води.

Ультразвук використовується для реабілітації таких захворювань: опорно-рухового апарату (артрити, артрози, ревматоїдні болі); травми і захворювання периферичної нервової системи; захворювання травної системи (виразка шлунку, 12-ти палої кишки); захворювання очей; ЛОР-захворювання; урологічні (простатити); гінекологічні; стоматологічні (парадонтоз); виразки шкіри.

Не можна використовувати ультразвукову реабілітацію при ішемічній хворобі серця (стенокардія, аритмія); гіпертонічній хворобі другого ступеня; тромбофлебіті.

Для УЗ- реабілітації використовують також апарати: «УЗТ–101–104», «ЛОР–1–3».

Біофізіологічний вплив на людину при УЗ реабілітації наступний:

- мікромасаж клітин і тканин;
- зміна характеристик мембран клітин;
- зміна кислотно-лужного балансу;
- перехід солів в гелі;
- розширення кровоносних судин;
- прискорення кровотоку;
- прискорення лімфоутворення;
- покращення мікроциркуляції;
- стимуляція процесів обміну в тканинах;
- утворення біоактивних речовин;
- прискорення окисно-відновлювальних процесів;
- збільшення метаболічної активності клітин;
- підвищення змісту ДНК;
- підсилення тканинного дихання.

6. Лікувальна апаратура за допомогою оптичного випромінювання (ІЧ, видимого, УФ діапазону)

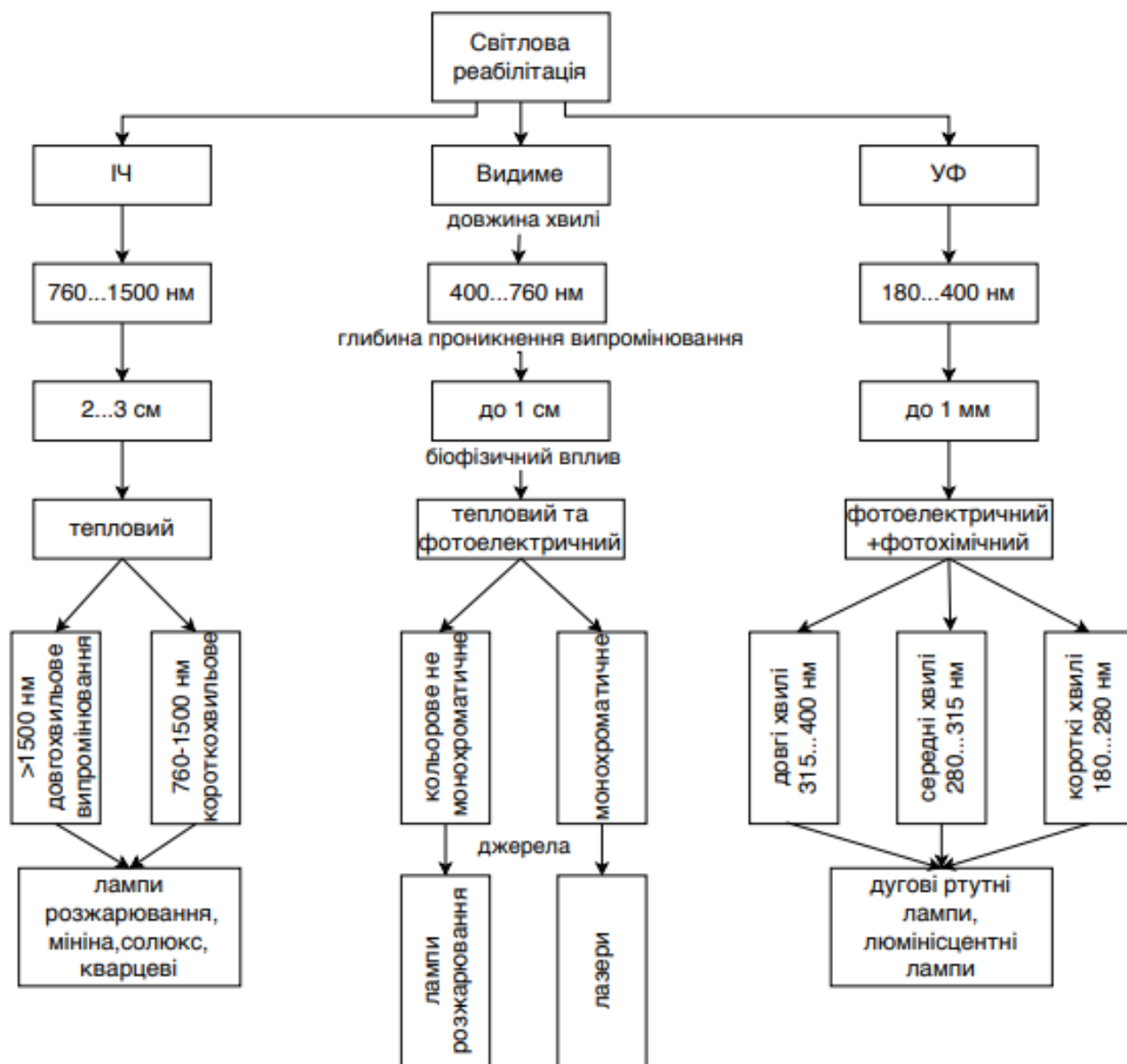


Рисунок 6.1 – Особливості світлореабілітації.

6.1 Інфрачервоне світло

Фізіологічна дія.

Подразнення терморецепторів, підсилення мікроциркуляції, утворення еритеми, загальна рефлекторна нейрогуморальна дія.

Лікувальна дія:

— саногенна — зменшення запальних змін, болів, підсилення регенерації і потовиділення;

— патогенна — термічні опіки, загальний перегрів, перевантаження гемодинаміки.

Показання: хронічні запальні процеси (внутрішніх органів також), опіки, виразки, спайки, захворювання і травми опорно-рухового апарату.

Протипоказання: злоякісні новоутворення, кровотечі, гострі гнійні захворювання.

6.2 Видиме світло

Кольорове не монохроматичне випромінювання.

Фізіологічна дія.

Вплив на процеси збудження та гальмування в центральній нервовій системі.

Лікувальна дія.

Нормалізація психологічних захворювань.

Показання: неврози.

Когерентне монохроматичне.

Фізіологічна дія.

Регенерація, фагоцитоз, стимуляція функцій органів.

Лікувальна дія.

Прискорення регенерації шкіри та слизових оболонок, знеболювальна та протизапальна дія.

Показання: рани та виразки, що не заживляються, артрити, артрози, парадантоз, геморой.

6.3 Ультрафіолетове світло

Фізіологічна дія.

Пігментація, утворення еритеми, вплив на ДНК, мікроциркуляція, нормалізація процесів в центральній та вегетативній нервових системах, вплив на обмін речовин, синтез вітаміну Д, регенерація, вплив ендокринні органи.

Лікувальна дія.

— саногенна — загальнозміцнююча, імуностимуляція, бактерицидна дія, протизапальна, проти рахітична;

— патогенна — екзема, опіки, захворювання сухоти (туберкульозу), фотодерматози.

Показання: хронічні захворювання легенів, ревматизм, артрити, наслідки травм, рожа, світлове голодування, травми кінцівок, бронхіальна астма, грип, гостре респіраторне захворювання, ЛОР-захворювання.

Протипоказання: активна сухота легенів, новоутворення, кровотечі, вовчанка.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Волков И.В., Теоретические основы метода спекл-голографии в экспериментальной механике / Волков И.В., Вышинский В.В., Кисловский А.О. // Труды Московского физико-технического института. – 2017. – №2. – С. 13–22.
2. Памфілов Н. І. Лазерний лабораторний пристрій системи спекл-інтерферометрії : 172 / Памфілов Нікіта Ігорович – Київ, 2018. – 94 с.
3. Adam W. Biomedical Applications of Light Scattering / W. Adam, B. Vadim., 2010. – 350 с. – (The McGraw-Hill Companies, Inc.).
4. Docplayers [Електронний ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступу: <https://docplayer.ru/> (дата звернення 01.04.2020) – Оптика спеклов Понятие спекл, объективная и субъективная спекл-картины. Основные свойства спекл-картины, условия формирования.
5. Щербаков А. В. Лазерные спекл-интерферометрические системы и способы для мобильных устройств. – 2016. – 25 с.
6. Михайлова Ю.А. Развитие динамической спекл-интерферометрии для изучения свойств культивированных клеток как материала биомолекулярной электроники / Ю.А. Михайлова. – 2015. – 84 с.
7. Применение спекл-визуализации в оценке микроциркуляции поверхностных биотканей / ТВ Калилец,, ММ Меженная, СК Дик та ін.]. – Минск, 2018. – 7 с. – (Big Data and Advanced Analytics).
8. Исследование реакции клеточной культуры на измерение температуры методом динамической спекл-интерферометрии / [Ю. А. Михайлова, А. П. Владимиров, А. А. Бахарев та ін.]. // Русский журнал биомеханики. – 2017. – С. 9
9. Yevgeny Beiderman. Remote estimation of blood pulse pressure via temporal tracking of reflected secondary speckles pattern / Yevgeny Beiderman, Israel Horovitz, Natanel Burshtein. // J. of Biomedical Optics. – 2010. – №15.

10. Зимняков Д.А. Исследование статистических свойств частично-развитых спекл-полей применительно к диагностике структурных изменений кожи человека / Д.А. Зимняков, В.В. Тучин, С.Р. Утц // Оптика и спектроскопия. – 1994. – №5. – С. 13-16.
11. Zaman R. T. Enhancement of light in tissue using hyper-osmotic agents / R. T. Zaman, B. Chen, A. B. Parthasarathy, A. D. Estrada, A. Ponticorvo, H. G. Rylander III, A. J. Welch // Biomedical Optics (BiOS). – 2008. – С. 68541- 68541.
12. Шебалин А. Лазерная медицинская диагностика состояния организма по биспеклам кожи / Шебалин А.. // Фотоника. – 2008. – №1. – С. 64–73.
13. Шмидт Р., Физиология человека./ Шмидт Р., Тевс Г. // Мир – 2005.
14. Марри Р., Биохимия человека. // Мир – 2003.
15. Wasilewska M., Adamczyk Z., Jachimska B. Structure of fibrinogen in electrolyte solutions derived from dynamic light scattering (DLS) and viscosity measurements. // Langmuir. American Chemical Society, 2009. Vol. 25, № 6. P. 3698–3704.
16. Hoover-Plow J. Does plasmin have anticoagulant activity? // Vasc. Health Risk Manag. – 2010. – 6. С. 199–205.
17. Yi J. et al. Intrinsic Peptidase Activity Causes a Sequential Multi-Step Reaction (SMSR) in Digestion of Human Plasma Peptides research articles // J. Proteome Res. – 2017. – № 12. С. 5112–5118.
18. Kita R., Takahashi A., Kaibara M. Formation of Fibrin Gel in Fibrinogen - Thrombin System: Static and Dynamic Light Scattering Study // Biomacromolecules. – 2002. – С. 1013–1020.
19. Fluhr H. The molecular charge and size of heparins determine their impact on the decidualization of human endometrial stromal cells. // Mol. Hum. Reprod. – 2011. – № 6. С. 354–359.

20. Чайков Л.Л. Динамика размеров и концентраций белков и их комплексов в плазме крови *in vitro* по данным светорассеяния. // Москва, 2015. – С. 127.

21. SureLock [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Електронні дані. – [Ondax – 2011]. – Режим доступа: <https://www.laserdiodesource.com/laser-diode-product-page/780nm-80mW-TO-can-wavelength-stabilized-narrow-linewidth-Ondax> (дата звернення 14.05.2020). – 780.25nm, 80mW, Wavelength Stabilized Lasers.

22. Uborg [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступа: <http://www.uborg.ru/infrared/history.htm> (дата звернення 14.05.2020). – Длина волны глубокого проникновения ИК излучения в ткани человека.

23. В.И. Букатый Взаимодействие низкоинтенсивного лазерного излучения с кровью человека. // Математика и механика. Физика. – 2007. – Т. 310. №2. – С. 121–125.

24. Life augmented [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Електронні дані. – [STMicroelectronics – 2019]. – Режим доступа: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/lm217.pdf> (дата звернення 01.04.2020) – LM217, LM317 Datasheet.

25. Joyta [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступа: http://www.joyta.ru/4390-stabilizator-toka-dlya-svetodiode-led-na-mikroscheme-lm317/#k_lm317_t (дата звернення 02.04.2020) – Стабилизатор тока для светодиода (LED) на микросхеме LM317.

26. Elektrik info [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Режим доступа: <http://elektrik.info/main/school/1106-polyarnye-i-nepolyarnye-kondensatory-v-chem-otlichie.html> (дата звернення 01.04.2020) – Polar and non-polar capacitors - what is the difference.

28. ДСТУ EN 60825-1:2019 Безпека лазерних виробів. Частина 1. Класифікація обладнання та вимоги

27. ДСТУ EN 61140:2015/Зміна №1:2015 Захист проти ураження електричним струмом. Загальні аспекти щодо установок та обладнання.