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

В. В. Шликов, В. Б. Максименко

ІНФОРМАЦЙНО-ДІАГНОСТИЧНІ СИСТЕМИ У МЕДИЦИНІ

Навчальний посібник

Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
як навчальний посібник для здобувачів ступеня магістра і доктора філософії
за освітньою програмою «Біомедична інженерія»
спеціальності 163 Біомедична інженерія

Електронне мережеве навчальне видання

Київ
КПІ ім. Ігоря Сікорського
2025

УДК 004.9:614.2 :615.47: 621.7.072
Р15

Автори: *Шликов Владислав Валентинович, д-р техн. наук, доц.*
Максименко Віталій Борисович, д-р мед. наук, проф.

Рецензенти: *Котовський В.Й., д.т.н., проф.,*
декан фізико-математичного факультету Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Ю.В. Антонова-Рафі, к.т.н., доцент,
доцент кафедри біобезпеки і здоров'я людини,
Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"

Костін В.А., д.т.н.,
п.н.с. відділу фізико-хімічних досліджень матеріалів №22 Інституту електрозварювання ім. Є.О. Патона

Відповідальний редактор *Соломін А.В., к.ф.-м.н., доцент,*
доцент кафедри біомедичної інженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

Гриф надано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
(протокол № 5 від 06.03.2025 р.)
за поданням вченої ради факультету біомедичної інженерії
(протокол № 10 від 24.02.2025 р.)

Шликов В. В.

Р15 Інформаційно-діагностичні системи у медицині [Електронний ресурс]: навч. посіб. для здобувачів ступеня магістра і д-ра філософії за освіт. програмою «Біомедична інженерія» спец. 163 Біомедична інженерія / В. В. Шликов, В. Б. Максименко ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електрон. текст. дані (1 файл). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2025. – 200 с.

Навчальний посібник містить огляд сучасних інформаційно-діагностичних рішень, зокрема розглянуто такі питання: цифрові технології діагностики, використання лазерів в системах медичної діагностики, засоби комп'ютерного моделювання та реконструкції, що забезпечують отримання достовірних діагностичних даних, а також використання технології прототипування та 3D-друку в медицині. Також розглянуто методи оброблення медичних зображень, які використовуються в діагностичних системах для підвищення контрастності та інформативності зображень.

УДК 004.9:614.2 :615.47: 621.7.072

Реєстр. № НП 24/25-403. Обсяг 9,4 авт. арк.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
проспект Берестейський, 37, м. Київ, 03056, https://kpi.ua
Свідоцтво про внесення до Державного реєстру видавців, виготовлювачів і розповсюджувачів видавничої продукції ДК № 5354 від 25.05.2017 р.

© В. В. Шликов, В. Б. Максименко, 2025
© КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2025

ЗМІСТ

	ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ…….	5
	ВСТУП……	6
РОЗДІЛ 1	ЗАГАЛЬНІ ПРИНЦИПИ ОРГАНІЗАЦІЇ МЕДИЧНИХ ІНФОРМАЦІЙНО-ДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМ……	7
1.1.	Класифікація функцій медичних інформаційно-діагностичних систем……	7
1.2.	Технічні вимоги до медичних інформаційно-діагностичних систем…….	21
1.3.	Побудова медичних інформаційно-діагностичних систем для підтримки медико-технологічного процесу…….	27
РОЗДІЛ 2	ЦИФРОВІ ТЕХНОЛОГІЇ ДІАГНОСТИКИ……	34
2.1.	Архітектура інформаційно-діагностичних систем…….	34
2.2.	Телемедичні технології…….	41
2.3.	Самонавчальні системи…….	47
2.4.	Медичні експертні системи……...	52
РОЗДІЛ 3	МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ДІАГНОСТИКИ……	59
3.1.	Цифрова рентгеноскопія……...	59
3.2.	Комп'ютерна томографія……...	67
3.3.	Магнітно-резонансна томографія…….	70
3.4.	Термографічні методи……...	75

3.5. Ультразвукові методи досліджень……... 82

РОЗДІЛ 4 ЛАЗЕРИ В МЕДИЧНИХ ДІАГНОСТИЧНИХ ПРИЛАДАХ…… 92

4.1. Принцип дії медичних лазерів……..... 92

4.2. Лазери в хірургії та терапії…… 112

4.3. Лазерні діагностичні системи в медицині……... 123

РОЗДІЛ 5 ЗАСОБИ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ТА РЕКОНСТРУКЦІЇ…….. 144

5.1. Системи оброблення медичних зображень……. 144

5.2. Системи 3D моделювання на основі діагностичних даних... 154

5.3. Практика 3D-моделювання в медицині……... 163

5.4. Застосування 3D-друку та прототипування в хірургії…… 169

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ……... 184

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ……. 200

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АРМ – автоматизоване робоче місце;

БД – база даних;

БЗ – база знань;

ГІС – госпітальна інформаційна система;

МІС – медична інформаційна система;

ЕОП – електронно-оптичний перетворювач;

ЕС – експертна система;

ЕКГ – електрокардіограма;

КТ – комп’ютерна томографія;

ІЧ – інфрачервоний спектр;

ЛДФ – лазерна допплерівська флоуметрія;

ПГС – параметрична генерація світла;

ОКТ – оптична когерентна томографія;

РКТ – рентгенівська комп'ютерна томографія;

МРТ – магніторезонансна томографія;

МСКТ – мультиспіральна комп’ютерна томографія;

СКТ – спіральна комп’ютерна томографія;

СМВ – система медичної візуалізації;

СУБД – система управління базою даних;

ОД – об’єкт дослідження;

ТД – тепловізійне дослідження;

УКХ – ультракороткі хвилі;

УЗД – ультразвукова діагностика;

3D – тривимірний простір;

CEREC – технології прототипуванні в хірургії.

ВСТУП

Інформаційно-діагностичні технології в медицині відіграють ключову роль у процесі з'ясування причин захворювання та механізму їх виникнення. Сучасні технології дозволяють медичним фахівцям не тільки швидше і точніше діагностувати захворювання, а й пропонують ефективніші методи лікування. Метою застосування інформаційно-діагностичних систем є отримання конкретних та об'єктивних даних щодо причин та механізмів виникнення проблем зі здоров’ям.

На сьогодні інформаційні технології в медицині є сферою застосування новітніх комп'ютерних приладів та систем, програмного забезпечення та інших електронних інструментів для управління медичною інформацією, підвищення якості та ефективності охорони здоров'я. Вони охоплюють широкий спектр програм – від електронних медичних карт, систем обліку пацієнтів та телемедицини до складних діагностичних комплексів і програмних алгоритмів, інтеграції великих даних (big data) для персоналізованої медицини. Сучасні інформаційно-діагностичні системи дають можливість оптимізувати лікувальні процеси, покращити доступ до інформації про стан здоров'я пацієнтів та забезпечують підтримку клінічних рішень для надання своєчасної та якісної медичної допомоги.

У цьому навчальному посібнику розглянуто широкий спектр сучасних інформаційно-діагностичних рішень, зокрема: цифрові технології діагностики, використання лазерів в системах медичної діагностики, засоби комп’ютерного моделювання та реконструкції, що забезпечують отримання достовірних діагностичних даних, а також використання технології прототипування та 3D-друку в медицині. Впровадження цих методів і засобів діагностики у процес постановки клінічного діагнозу та планування хірургічних операцій зробили охорону здоров'я більш ефективною і доступною.

РОЗДІЛ 1

Загальні принципи організації медичних інформаційно-діагностичних систем

1.1. Класифікація функцій медичних інформаційно-діагностичних систем

Інформаційні процеси присутні у всіх галузях медицини та охорони здоров'я. Важливою складовою інформаційних процесів є інформаційні потоки. Від їх упорядкованості залежить чіткість функціонування області загалом, та ефективність управління нею. Потоки починаються у місцях виникнення інформації та забезпечують її доступ до місць прийняття рішень. Потоки складаються з окремих повідомлень, відображених у сигналах та документах, і рухаються у просторі та часі від джерела інформації до одержувача. Отже, інформаційні системи (ІС) призначені для роботи з інформаційними потоками.

Інформаційна система – це організаційно впорядкована сукупність документів (масивів документів) та інформаційних технологій, у тому числі з використанням засобів обчислювальної техніки та зв'язку, що реалізують інформаційні процеси [1].

Основною метою ІС медичного призначення є інформаційна підтримка різноманітних завдань надання медичної допомоги населенню, управління медичними установами та інформаційне забезпечення системи охорони здоров'я. Самостійним завданням є інформаційна підтримка наукових досліджень, навчальної та атестаційної роботи.

Обробка інформації в інформаційній системі може здійснюватися ручним, механічним, автоматизованим та автоматичним способами. З появою комп'ютерів відбулася революція у процесах обробки інформації, і виникли нові інформаційні технології у медицині та системі охорони здоров'я. Процес залучення нових

інформаційних технологій у систему охорони здоров'я та медицину зазвичай називають інформатизацією системи охорони здоров'я.

Інформатизація – це реалізація комплексу заходів, спрямованих на забезпечення повного та своєчасного використання достовірних знань у всіх видах людської діяльності [2]. Інформатизація системи охорони здоров'я є одна із складових цього процесу. При цьому метою інформатизації є прогрес у системі охорони здоров'я у напрямах розвитку самої служби та контролю за станом здоров'я її пацієнтів. Технологічною та технічною основою інформатизації є створена досить потужна мережа інформаційних структур, орієнтованих як на медичних працівників, так і на населення. Моніторинг здоров'я – це система оперативного стеження за станом та змінами здоров'я населення, яке є механізмом отримання різнорівневої інформації для поглибленого оцінювання та прогнозування здоров'я населення за різні часові інтервали. Головною метою створення системи моніторингу здоров'я населення є організація на базі нових комп'ютерних технологій державної міжгалузевої системи збирання, обробки, збереження та подання інформації, що забезпечує динамічну оцінку громадського здоров'я та інформаційну підтримку ухвалення рішень, спрямованих на його покращення.

Класифікація медичних інформаційних систем.

Ключовим поняттям інформатизації системи охорони здоров'я є інформаційна система. Тому розглянемо класифікацію медичних інформаційних систем за призначенням.

Медична інформаційна система (МІС) – це програмно-технічний комплекс, який готує та забезпечує процеси збору, зберігання та обробку інформації в медицині та галузі охорони здоров'я. Розглянемо їх докладніше.

Класифікація МІС заснована на ієрархічному принципі та відповідає багаторівневій структурі системи охорони здоров'я [3], як області, що містить:

• базовий (клінічний) рівень (лікарі різного профілю);

• рівень лікувально-профілактичних установ (поліклініки, стаціонари, диспансери, швидка допомога тощо);

• територіальний рівень (профільні та спеціалізовані медичні служби та регіональні органи управління);

• державний рівень (державні установи та органи управління).

Зазвичай системи кожного рівня класифікують за функціональним принципом, тобто. за цілями та завданнями, які вирішуються системою.

Медичні інформаційні системи базового рівня.

Наведені системами інформаційної підтримки технологічних процесів (медико-технологічні ІС). Системи цього класу призначені для інформаційного забезпечення ухвалення рішень у професійній діяльності лікарів різних спеціальностей. Основна їх мета - комп'ютерна підтримка роботи лікаря денного стаціонару, гігієніста, лаборанта та ін. Вони дозволяють підвищити якість профілактичної та лікувально-діагностичної роботи, особливо в умовах масового обслуговування за браком часу та кваліфікованих фахівців.

За завданнями, які вирішуються, медико-технологічні ІС можна поділити на такі групи:

• інформаційно-довідкові системи (призначені для пошуку та видачі медичної інформації на запит користувача);

• консультативно-діагностичні системи (призначені для діагностики патологічних станів, включаючи прогноз та виготовлення рекомендацій щодо способів лікування, при захворюваннях різного профілю та для різних категорій хворих);

• приладно-комп'ютерні системи (призначені для інформаційної підтримки та (або) для автоматизації діагностичного та лікувального процесів, що здійснюються при безпосередньому контакті з організмом хворого);

• автоматизовані робочі місця (АРМ) спеціалістів. Це комп'ютерні інформаційні системи, призначені для автоматизації всього технологічного процесу: лікувально-профілактична та звітно-статистична діяльність, ведення документації, планування роботи, отримання довідкової інформації лікаря відповідної спеціальності. Вони забезпечують інформаційну підтримку у прийнятті діагностичних та тактичних (лікувальних, організаційних та ін.) рішень.

Медичні інформаційно-довідкові системи (бази та банки даних) призначені для введення, збереження, пошуку та виведення медичної інформації на запит користувача. Це найпростіший вид медичних інформаційних систем, який використовується на всіх рівнях охорони здоров'я.

Системи цього не виконують обробку інформації, але забезпечують швидкий доступом до потрібних даних. Інформаційні масиви таких систем містять довідкову інформацію різноманітного характеру. Це наукова інформація з різних медичних дисциплін, і довідкова статистична та технологічна інформація широкого профілю.

Зазвичай інформаційно-довідкові системи поділяють:

• за видами збереженої інформації (клінічна, наукова, нормативно-правова та ін.);

• за характером інформації (первинна, вторинна, оперативна, оглядово-аналітична, експертна, прогностична та ін.);

• за об'єктивними ознаками (матеріально-технічна база, лікувальні засоби та ін.).

Крім того, розрізняють документальні, документографічні, фактографічні та повнотекстові інформаційно-довідкові системи. Відповідно, види інформаційного пошуку, які можна здійснено: документальний пошук, тобто. пошук відомостей про той чи інший документ, його бібліографічний опис, інструкції, реферат; фактографічний пошук, тобто. пошук даних та інформації, вилучених із

документа. Важливе значення має інтеграція медичних інформаційно-довідкових систем до єдиної інформаційної мережі Internet, що забезпечує доступ будь-якого лікаря - користувача до інформації та обмін цією інформацією.

Консультативно-діагностичні системи (КДС) представлені численними системами діагностики патологічних станів (включаючи прогноз), при захворюваннях різноманітного профілю та для різних категорій хворих.

Вхідною інформацією для таких систем є дані про симптоми захворювань, які вводяться в комп'ютер у діалоговому режимі або у форматі спеціально розроблених інформаційних карт. Діагностичні висновки крім власне діагнозу (або можливих діагнозів), як правило, містять також рекомендації щодо вибору тактичного рішення та лікувальних заходів.

За методами вирішення задач діагностики розрізняють імовірнісні системи та експертні системи. У імовірнісних системах діагностика здійснюється реалізацією однієї з методів розпізнавання образів чи статистичних методів прийняття рішень. В експертних системах реалізується логіка ухвалення діагностичного рішення досвідченим лікарем.

У ймовірнісних системах часто реалізується так званий байєсовський статистичний підхід, який дозволяє проводити обчислення ймовірності захворювання за його апріорною та умовною ймовірністю, які пов'язують процеси з їх характерними ознаками. Апріорна можливість визначається шляхом підрахунку частоти виникнення тієї чи іншої стану у вибірці.

Автоматизоване робоче місце лікаря (АРМ) є основою інформаційної політики базового рівня. АРМ лікаря здійснює збір, збереження та аналіз медичної інформації, яка використовується при прийнятті діагностичних та тактичних (лікувальних, організаційних та ін.) лікарських рішень [4].

Усі розглянуті вище інформаційні системи клінічного рівня можуть входити до структури АРМ, забезпечуючи автоматизацію всього технологічного процесу

медика: лікувально-профілактичну та звітно-статистичну діяльність, ведення документації, планування роботи, отримання різноманітної довідкової інформації. За призначенням АРМ, що використовуються на базовому рівні, можна поділити на три групи:

• АРМ лікарів;

• АРМ для адміністративно-господарських підрозділів;

• АРМ медпрацівників парамедичних служб (за профілями діагностичних та лікувальних підрозділів).

До АРМ лікаря (терапевта, хірурга, акушера-гінеколога, травматолога, офтальмолога та ін.) висуваються вимоги, що відповідають лікарським функціям. Зокрема, АРМ фахівців стаціонару можуть вирішувати наступні завдання:

• ведення профільної формалізованої історії хвороби пацієнта;

• формування діагностичної гіпотези;

• видачу рекомендацій щодо плану обстежень пацієнта;

• диференціальну діагностику із формуванням клінічного діагнозу;

• видачу рекомендацій щодо вибору лікувальної тактики;

• фіксацію рішень про призначені методи рішення;

ведення щоденника в історії хвороби, що відображає динаміку станів;

• формування епікризу, карти виписки із стаціонару пацієнта та розрахунок вартості лікування конкретного хворого.

АРМ застосовують не лише на базовому рівні в системі охорони здоров'я – клінічному, але й для автоматизації робочих місць на рівні лікувально-профілактичних установ. АРМ лікаря може функціонувати як у автономному режимі, забезпечуючи поточну лікарську діяльність, і входити складовою до інформаційну систему вищого рівня.

До структури інформаційного забезпечення автоматизованого робочого місця лікаря можуть входити такі підсистеми: медичні приладно-комп'ютерні

системи, інформаційно-довідкові системи, консультативно-діагностичні системи, блок організації роботи, блок обліку та аналізу роботи, блок ведення медичної документації, різноманітні сервісні програми (електронна пошта та ін.).

Медичні інформаційні системи рівня лікувально-профілактичних установ (ЛПУ) представлені такими основними групами:

• Інформаційні системи консультаційних центрів (призначені для забезпечення функціонування відповідних підрозділів та інформаційної підтримки лікарів під час консультування, діагностики та прийняття рішень при невідкладних станах);

• Банки інформації медичних установ та служб (містять дані про якісний та кількісний склад працівників установ, прикріпленого населення, основні статистичні дані, характеристики районів обслуговування та інші необхідні дані);

• Персоніфіковані регістри (банки та бази даних) (це різновид інформаційно-довідкових систем, що містять інформацію на основі формалізованої історії хвороби або амбулаторної картки. Регістри забезпечують дільничним, сімейним лікарям, спеціалістам, ординаторам та ін. можливість швидкого отримання необхідної інформації про пацієнта, контролю за динамікою хвороби, якості лікувально-профілактичних заходів

• Скринінгові системи. Призначені для проведення частини лікарського профілактичного огляду населення, а також для формування груп ризику та виявлення хворих, які потребують допомоги спеціалістів.

• Інформаційні системи лікувально-профілактичних установ. Це інформаційні системи, засновані на об'єднанні всіх інформаційних потоків у єдину систему та які забезпечують автоматизацію різних видів діяльності установи. Відповідно до видів ЛПУ зазвичай розрізняють програмні комплекси інформаційних систем: "Стаціонар", "Поліклініка", "Швидка допомога". Вихідна

інформація таких систем використовується як для вирішення завдань управління відповідної ЛПУ, так і для вирішення завдань системами вищих рівнів.

• Інформаційні системи для науково-дослідних інститутів та вишів. Вирішуються три основні завдання: інформатизація технологічного процесу навчання, науково-дослідної роботи та управлінської діяльності НДІ та вишів. Реалізація завдань забезпечується відповідно інформаційними системами медико-біологічних досліджень, комп'ютерними системами навчання та інформаційними системами НДІ та ВНЗ.

Медичні інформаційні системи територіального рівня – це програмні комплекси, які забезпечують управління спеціалізованими та профільними медичними службами, поліклінічною, стаціонарною та швидкою медичною допомогою населенню на рівні території (міста, області, країни).

На цьому рівні медичні інформаційні системи представлені такими основними групами [5]:

• інформаційні системи територіального органу системи охорони здоров'я, які включають:

• адміністративно-управлінські ІС, які створюють умови для вирішення комплексу організаційних завдань керівниками територіальних медичних служб, головними спеціалістами в організаційно-методичних відділах, бюро медичної статистики тощо.

• статистичні ІС, що здійснюють збір, обробку та отримання зведених даних за основними медико-соціальними показниками відповідно до територій.

Інформаційні системи на вирішення медико-технологічних завдань забезпечують інформаційну підтримку діяльності медичних працівників спеціалізованих медичних служб.

Госпітальні інформаційні системи (ГІС) також є різновидом ІС ЛПУ та призначені для інформатизації діяльності медичного стаціонару. Ці системи у

своїй роботі відображають частково або повністю сценарій інформаційних подій, що виникають у лікувальному закладі.

У системах ГІС обсяг зареєстрованих даних має покривати технологічний процес клініки: створення медичних ресурсів, формування відносин із клієнтами, лікування пацієнтів, отримання плати за медичні послуги.

Спираючись на отриману інформацію, система такого типу може автоматично виставити на оплату проведене лікування. У системі можна встановлювати «зворотні зв'язки», що допомагає оперативно керувати роботою клініки. Реалізувавши систему такого типу, установа може вирішувати за її допомогою широкий спектр управлінських завдань: від підвищення якості лікування до скорочення втрат через недовантаженість потужностей чи перевитрату ресурсів.

Отриману в таких ГІС базову інформації про лікування пацієнта можна потім нарощувати, наповнюючи дедалі точнішими медичними даними. Надалі саме у таких системах буде плідною інтеграція лабораторних, діагностичних систем, формування повномасштабних електронних історій хвороб.

Експертні системи (ЕС) відносяться до класу систем "штучного інтелекту", які містять базу знань із набором евристичних алгоритмів. Найбільш важливі сфери застосування консультативно-діагностичних систем - невідкладний та загрозливий стан, що характеризуються дефіцитом часу, обмеженими можливостями обстеження та консультацій та нерідко малою клінічною симптоматикою, при високій загрозі життю хворого та швидких темпах розвитку процесу [6].

Досвід використання консультативно-діагностичних систем доводить суттєве підвищення якості діагностики, яка не лише зменшує невиправдані втрати, а й дозволяє більш ефективно використовувати ресурси допомоги,

регламентувати обсяг необхідних досліджень та, зрештою, підвищити професійний рівень лікарів, для яких така система є одночасно і навчальної.

Типова статична ЕС складається з наступних основних компонентів (рисунок 1.1):

1) вирішувача (інтерпретатора);

2) робочої пам'яті (РП), або бази даних (БД);

3) базових знань (БЗ);

4) компонентів набуття знань;

5) пояснювального компонента;

6) діалогового компонента.

Структуру статичної ЕС використовують у тих додатках, де можна не враховувати зміни навколишнього оточення, що відбуваються за час розв'язання задачі.

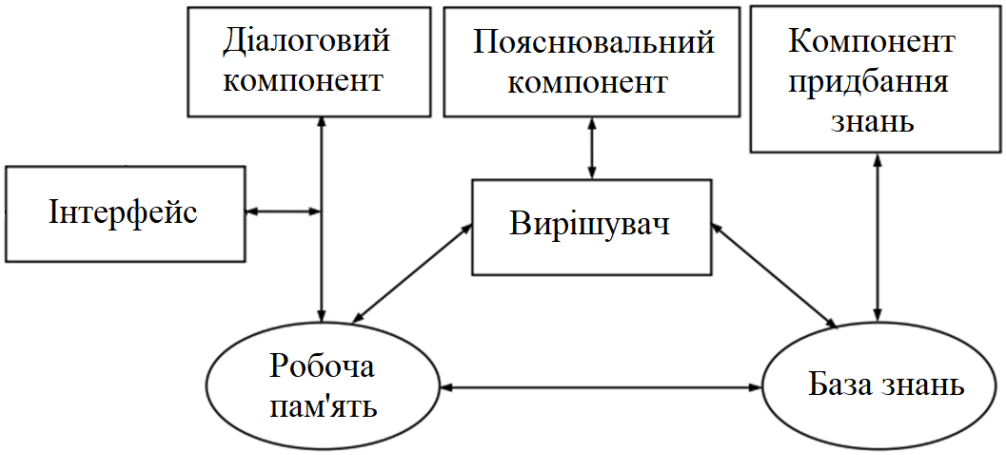


Рисунок 1.1 – Структура статичної експертної системи

Основні компоненти статичної ЕС наступні:

• База даних (робоча пам'ять) призначена для зберігання фактів або гіпотез, які є проміжними рішеннями або результатом спілкування системи із зовнішнім

середовищем, якою зазвичай виступає людина, яка веде діалог з експертною системою.

• База знань призначена для зберігання експертних знань про предметну область, що використовуються при вирішенні завдань експертною системою.

• Вирішувач, використовуючи вихідні дані з робочої пам'яті та знання з БЗ, формує таку послідовність правил, які, будучи застосованими до вихідних даних, призводять до вирішення задачі.

• Компонент набуття знань автоматизує процес наповнення ЕС знаннями, який здійснюється користувачем-експертом. Цей компонент служить для коригування та поповнення бази знань. У найпростішому випадку компонент являє собою інтелектуальний редактор бази знань, у складніших експертних системах – це засоби для отримання знань з баз даних, неструктурованого тексту, графічної інформації тощо.

• Пояснювальний компонент пояснює, як система одержала розв'язання задачі (або чому вона не одержала рішення) і які знання вона при цьому використовувала, що полегшує експерту тестування системи та підвищує довіру користувача до отриманого результату.

• Діалоговий компонент орієнтований на організацію дружнього спілкування з користувачем як у ході вирішення завдань, так і в процесі набуття знань та пояснення результатів роботи. Іншими словами, даний компонент служить для ведення діалогу з користувачем, в ході якого ЕС запитує у користувача необхідні факти для процесу міркування, а також, яка дає можливість користувачеві в якійсь мірі контролювати та коригувати перебіг міркувань експертної системи.

Динамічна експертна система (ДЕС) є комплексною ІС, здатною оцінювати стан системи та середовища, зіставляти параметри бажаного та реального результатів дії, приймати рішення та виробляти управління, що сприяє

досягненню мети. Для цього ДЕС повинна мати запас знань і мати методи вирішення завдань. Для динамічної ЕС, крім того, необхідні такі знання: дані про методи взаємодії із зовнішнім оточенням; дані моделі зовнішнього оточення.

На рисунку 1.2 показано структуру статичної та динамічної ЕС. Згідно з малюнком видно, що в архітектуру динамічної ЕС у порівнянні зі статичною ЕС вводяться два компоненти: підсистема моделювання зовнішнього оточення та підсистема зв'язку із зовнішнім оточенням. Остання здійснює зв'язки із зовнішнім оточенням через систему датчиків та контролерів.

Особливістю такої статичної та динамічної ЕС є поділ на базу даних (БД), яка містить історії хвороб, базу знань (БЗ), яка містить факти з предметної область, і механізм логічного висновку. Інтелектуальна система у загальному випадку припускає, що має місце програма одержання знань, що буде використовуватися для підтримки накопичення даних у базі знань. Така інформаційна система може додатково містити модуль пояснення (МП), який допомагає пояснювати її рекомендації користувачам.

Експертні системи є типовим представником систем штучного інтелекту. Системи штучного інтелекту складаються із трьох основних блоків: бази знань, розв’язуючого модулю та інтелектуального інтерфейсу. Ці системи орієнтовані на розв’язання спеціального класу задач, що є неформалізованими, наприклад, під час аналізу даних і знань, які динамічно змінюються [7].

Рисунок 1.2 – Архітектура статичних та динамічних ЕС: компоненти, що зазнають змін, мають тінь.

Отже, ЕС у процесі своєї роботи оперують знаннями. Знання з предметної галузі, які необхідні системі для роботи, певним чином формалізовані і представлені у пам'яті ЕОМ у вигляді бази знань, яка може змінюватися і доповнюватися у процесі розвитку системи. ЕС видають поради, проводять аналіз, виконують класифікацію, дають консультації та ставлять діагноз. Рішення експертних систем мають «прозорість», тобто вони можуть бути пояснені користувачеві на якісному рівні.

Типи інформаційно-діагностичних систем.

Залежно від повноти відображень сценарію інформаційних подій у інформаційній системі тип системи змінюється від суто статистичного до повністю фактографічного, якщо система працює в режимі реального часу.

Статистичні системи передбачають збирання первинної інформації в обсязі, необхідному для отримання конкретних звітів. Вони, як правило, працюють заднім числом - в комп'ютер вводиться інформація, записана в історію хвороби або інші паперові документи. Часто для реалізації такої системи досить кілька комп'ютерів, кілька операторів, прикладної програми.

Фактографічні системи реєструють події, які відбуваються під час лікування пацієнта у міру їх виникнення. Впровадження таких систем потребує встановлення великої кількості комп'ютерів, об'єднаних у мережу, розробки багатьох прикладних програм, навчання великої кількості користувачів та створення служби підтримки [1].

Фактографічні системи мають наступні переваги:

• по-перше, саме побудова системи логічне: статистика випливає з фактів, а чи не збираються факти, необхідні статистики.

• по-друге, система дозволяє отримати оперативну інформацію: відомо, що відбувається в клініці на даний момент, а не лише за звітний період.

• по-третє, фактографічна система багатофункціональна, вона дозволяє одночасно, з урахуванням триманої інформації, вирішувати кілька важливих завдань.

Необхідно відзначити, що у даний час інформаційні системи використовуються для вирішення різних типів задач (інтерпретація, передбачення, діагностика, планування, конструювання, контроль, налагодження, інструктаж, управління) у найрізноманітніших спеціальних галузях, таких як

фінанси, нафтова та газова промисловість, енергетика, транспорт, космос, медицина, біологія, хімія, телекомунікації та зв'язок, армія, освіта, та ін.

1.2. Технічні вимоги до медичних інформаційно-діагностичних систем

Експертні системи протягом тривалого часу застосовують у медицині для діагностики захворювань. Кожна система при цьому має обмежену сферу застосування, у зв'язку з початковою спрямованістю розробки. Застосування цих експертних систем у галузях, для яких вони спочатку не були призначені, є ускладненим і часто неможливим, у тому числі тому, що вони обмежені вбудованими способами обробки даних.

В даний час медичні інформаційно-діагностичні системи будуються на основі кількох методів обробки інформації [8]:

• побудова дерева рішень;

• статистична обробка даних;

• використання елементів штучного інтелекту.

Вирішення завдань розробки експертних систем можна поділити на дві великі категорії:

• завдання, які вирішуються за явними алгоритмами;

• завдання прийняття рішень на основі досвіду та знань.

Відповідно, можна виділити два способи вирішення задачі – логічний та інтуїтивний. Логічний метод оперує набором формальних правил, інтуїтивний – за рахунок накопиченого досвіду.

При розв'язанні задачі логічним методом, завдання зазвичай розбивається на підзавдання, кожне з яких у свою чергу розбивається на кілька елементарних функцій з відомим алгоритмом обчислень. Знаючи алгоритм кожної елементарної функції, можна вирішувати найскладніші завдання, поєднуючи елементарні функції у потрібній послідовності. При спробі застосувати такий метод для

вирішення інтуїтивних завдань програміст може зіткнутися з неможливістю виділити алгоритм елементарної функції або взагалі з неможливістю розбити завдання на такі функції.

Існуючі медичні інформаційно-діагностичні системи засновані на явних правилах виведення, та створюються, як правило, групою фахівців, серед яких – математики, програмісти та предметні фахівці, які мають відповідні знання. Медичні експертні системи (ЕС), що самонавчаються, повинні задовольняти наступним вимогам:

• індивідуалізація (налаштування на традиції клінічних шкіл, геосоціальні особливості регіону застосування, набори медико-біологічних даних, особливості лікувально-діагностичних технологій, індивідуальний досвід та знання спеціаліста);

• динамічний розвиток (накопичення досвіду системи в процесі функціонування і самонавчання системи, дотримуючись змін, які перераховано у пунктах попередньої вимоги);

• можливість переналаштування при різкій зміні умов, наприклад, при перенесенні в інший виробничий кластер;

• здатність до екстраполяції отриманого результату – вимога, зворотна до індивідуальності. Система має різко втрачати якість роботи за зміни умов;

• можливість конструювання з нуля кінцевим користувачем (спеціаліст повинен мати можливість розробити абсолютно нову ЕС і мати можливість просто та швидко її створити);

• «нечіткий» характер результату. Рішення, яке видається системою, не повинно бути остаточним, воно може бути імовірнісним або пропонувати медичному спеціалісту відразу кілька варіантів на вибір. Це дає можливість фахівцеві критично оцінювати рішення системи та не позбавляє його ініціативи у прийнятті остаточного рішення;

• ЕС є лише порадником фахівцю, не претендуючи на абсолютну точність рішення. Вона має накопичувати отриманий досвід і знання та значно прискорювати доступ до них, моделювати результат за зміни умов завдання. Відповідальність за рішення завжди лежить на спеціалісту.

Більшість розроблених інформаційно-діагностичних систем задовольняють цим вимогам. Перерахуємо найвідоміші з медичних ІС [9, 10]:

• PUFF – експертна система, яка здійснює діагностику легеневих захворювань на основі функціональних легеневих тестів;

• SPE – проводить діагностику станів при запальних процесах;

• ABEL – здійснює діагностику кислотних та електролітних захворювань;

• AI/RHEUM – діагностика захворювань сполучних тканин;

• CADUCEOS – діагностика внутрішніх захворювань загального профілю;

• BLUE FOX – діагностика та лікування депресивних станів;

• CASNET/GLACOMA – діагностика та лікування очних захворювань, пов'язаних з глаукомою;

• MYCIN – діагностика та лікування інфекційних захворювань;

• ONCOCIN – лікування хворих на рак хіміотерапією та спостереження за ними;

• PIP – діагностика захворювань нирок;

• МОДИС-2 – діагностика симптоматичної гіпертонії;

• GUIDON – навчальна система діагностики та лікування інфекційних захворювань.

Кожна з наведених систем має вузьку галузь застосування і може використовуватися за призначенням тільки у цій галузі.

Найважливішою вимогою до організації діалогу користувача з ЕС є природність, яка не означає буквально формулювання потреб користувача природньою мовою, а передбачає гнучку послідовність розв'язання задачі у

відповідності до професійних уявлень користувача. Причому центральним компонентом експертної системи є база знань, яка виступає по відношенню до інших компонентів як змістовна підсистема, що становить основну цінність.

Експертна система має містити програмні механізми, які забезпечують формалізоване уявлення знань, що накопичуються в базі знань. Є наступні програмні інструменти та вимоги до них:

• Інтелектуальний інтерфейс, який забезпечує обмін даними між кінцевим користувачем та ЕС. Програма інтелектуального інтерфейсу сприймає повідомлення користувача та перетворює їх у форму представлення бази знань і, навпаки, переводить внутрішнє уявлення результату обробки у формат користувача та видає повідомлення на необхідний носій.

• Механізм виведення, який отримує від інтелектуального інтерфейсу перетворений на внутрішнє уявлення запит, формує з бази знань конкретний алгоритм розв'язання задачі, виконує алгоритм, а отриманий результат видає інтелектуальному інтерфейсу для відповіді на запит користувача.

• Механізм пояснення, який за результатами розв'язання задачі може запросити пояснення чи дати обґрунтування. У разі відсутності вирішення завдань, пояснення користувачеві має видаватися автоматично. Корисно мати можливість також гіпотетичного пояснення розв'язання задачі, коли система відповідає на питання, що буде в тому чи іншому випадку.

Проте, не завжди користувача може цікавити повний висновок рішення, що містить безліч непотрібних деталей. У цьому випадку система повинна вміти вибирати з ланцюжка лише ключові моменти з урахуванням їхньої важливості та рівня знань користувача. Для цього в базі знань необхідно підтримувати модель знань та намірів користувача. Якщо ж користувач не розуміє отриману відповідь, система повинна бути здатна в діалозі на основі підтримуваної моделі проблемних знань навчати користувача тим чи іншим фрагментам знань.

• Механізм набуття знань забезпечує набуття знань ЕС для їх введення у базу знань та подальше оновлення. База знань відображає знання експертів (фахівців) у даній проблемній галузі про дії в різних ситуаціях або процесах вирішення характерних завдань. У найпростішому випадку це інтелектуальний редактор, який дозволяє вводити одиниці знань в базу і проводити їх синтаксичний і семантичний контроль, наприклад, на несуперечність, у більш складних випадках отримувати знання шляхом спеціальних сценаріїв інтерв'ювання експертів, або з прикладів реальних ситуацій.

Для моделювання проблемної області та подальшого вдосконалення конфігурацій інформаційної системи з окремих компонентів (програмних модулів) використовується спеціальний програмний інструментарій, наприклад, R/3 Business Engineer та BAAN Orgware.

В узагальненому вигляді конфігурація інформаційно-діагностичних систем на основі адаптивної технології представлена на рисунку 1.3. Конфігурація інформаційної системи містить опис об'єктів, функцій (операцій), процесів (сукупності операцій), що реалізуються в програмних модулях компонентів системи. При цьому велике значення в базовій моделі має завдання правил підтримки цілісності інформаційної системи, які встановлюють умови перевірки коректності спільного застосування програмних інструментів та програмних алгоритмів, що підтримують її функціонування [11].

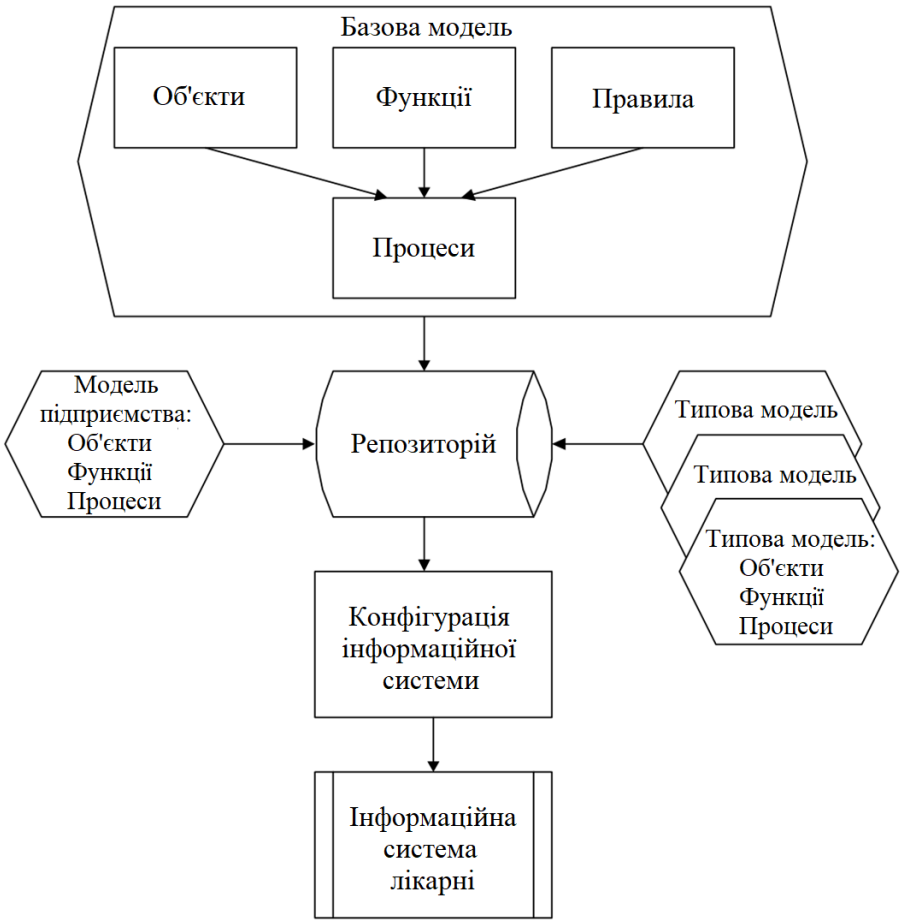


Рисунок 1.3 – Конфігурація інформаційної системи на основі адаптивної технології

Типові моделі (об’єкти, функції, процеси) відповідають типовим конфігураціям інформаційної системи, які розробляються для певних галузей (електронна, нафтогазова, медична тощо). Далі за сформованою моделлю автоматично здійснюється конфігурація інформаційної системи, причому користувачеві пропонується визначити значення не всіх параметрів, а лише тих, що пов'язані між собою. Недоліками описаної схеми конфігурації інформаційної системи є відсутність засобів оцінки достовірності моделі. Для того щоб можна було обирати оптимальні варіанти конфігурації інформаційної системи, як

правило, використовуються засоби експорту моделей у зовнішні системи моделювання.

Для отримання значної інформації з баз даних використовуються спеціальні методи (Data Mining або Knowledge Discovery), що ґрунтуються або на застосуванні багатовимірних статистичних таблиць, або індуктивних методів побудови дерев рішень, або нейронних мереж. Формулювання запиту здійснюється в результаті застосування інтелектуального інтерфейсу, що дозволяє в діалозі гнучко визначати значущі ознаки аналізу.

Застосування інформаційних сховищ на практиці дедалі більше демонструє необхідність інтеграції інтелектуальних і традиційних інформаційних технологій, комбіноване використання різних методів подання та виведення знань, ускладнення архітектури інформаційних систем.

Розробкою та розповсюдженням інформаційних сховищ в даний час займаються такі комп'ютерні фірми, як IBM (Intelligent Miner), Silicon Graphics (MineSet), Intersolv (Data Direct, Smart Data), Oracle (Express), SAS Institute (SAS/Assist) та ін.

1.3. Побудова медичних інформаційно-діагностичних систем для підтримки медико-технологічного процесу

Інформаційна модель узагальненої інформаційної медичної системи будується на основі метамоделі структури даних та організації взаємодії основних компонентів інформаційної системи та алгоритмів підтримки прийняття рішень, які враховують експертні знання.

В основі метамоделі лежить опис формату даних, якими оперує система:

$$M = \{E, A, T, mA, mT, VE, VA, IE, IA\}, \quad (1.1)$$

де $E = \{E_i\}$ – множина типів сутностей E_i моделі (наприклад, інформація про пацієнта, протокол обстеження тощо.);

$E_i \in E$ – множина сутностей певного i-го типу (наприклад, низки протоколів лабораторного аналізу крові);

A – множина атрибутів сутностей (наприклад, гострота зору тощо);

T – множина типів даних атрибутів;

$T_j \in T$ – множина допустимих значень j-го типу атрибута;

mA: $(E \times A) \rightarrow \mathbb{B}$ – предикат належності атрибуту до типу сутності;

mT: $(A \times T) \rightarrow \mathbb{B}$ – предикат приналежності типу даних до атрибуту;

VE:$\{E_i \rightarrow \mathbb{B}\}$ – множина валідаційних правил сутностей;

VA:$\{(A \times T_j) \rightarrow \mathbb{B}\}$ – множна валідаційних правил атрибутів;

IE – множина метаданих для сутностей;

IA – множина метаданих для атрибутів.

На підставі правил з метамоделі здійснюється формування основних структур, які складають скелет інформаційної системи (рис. 1.4): підсистеми доступу до даних, підсистеми підтримки прийняття рішень, підсистеми інтерфейсу користувача [12].

Підсистема доступу до даних використовує метамодель (1.1) для формування схеми даних, за допомогою якої здійснюється робота з інформаційним сховищем системи. Для доступу до даних у БЗ можна застосовувати проекції для реляційних та графових СУБД.

Підсистема підтримки прийняття рішень використовує інформацію про атрибути та типи метамоделі (1.1) для формування вибірок даних, на підставі яких будуються, верифікуються та інтегруються різні моделі підтримки прийняття рішень. Крім того, ця підсистема відповідає за аналіз значущості ознак та інтерпретацію отриманих результатів. Інтерфейс користувача реалізує основні сценарії взаємодії користувача з системою. Інтерфейс визначається індивідуально для кожної інформаційної системи на основі аналізу цілей системи та, як правило, вимагає значних витрат на розробку.

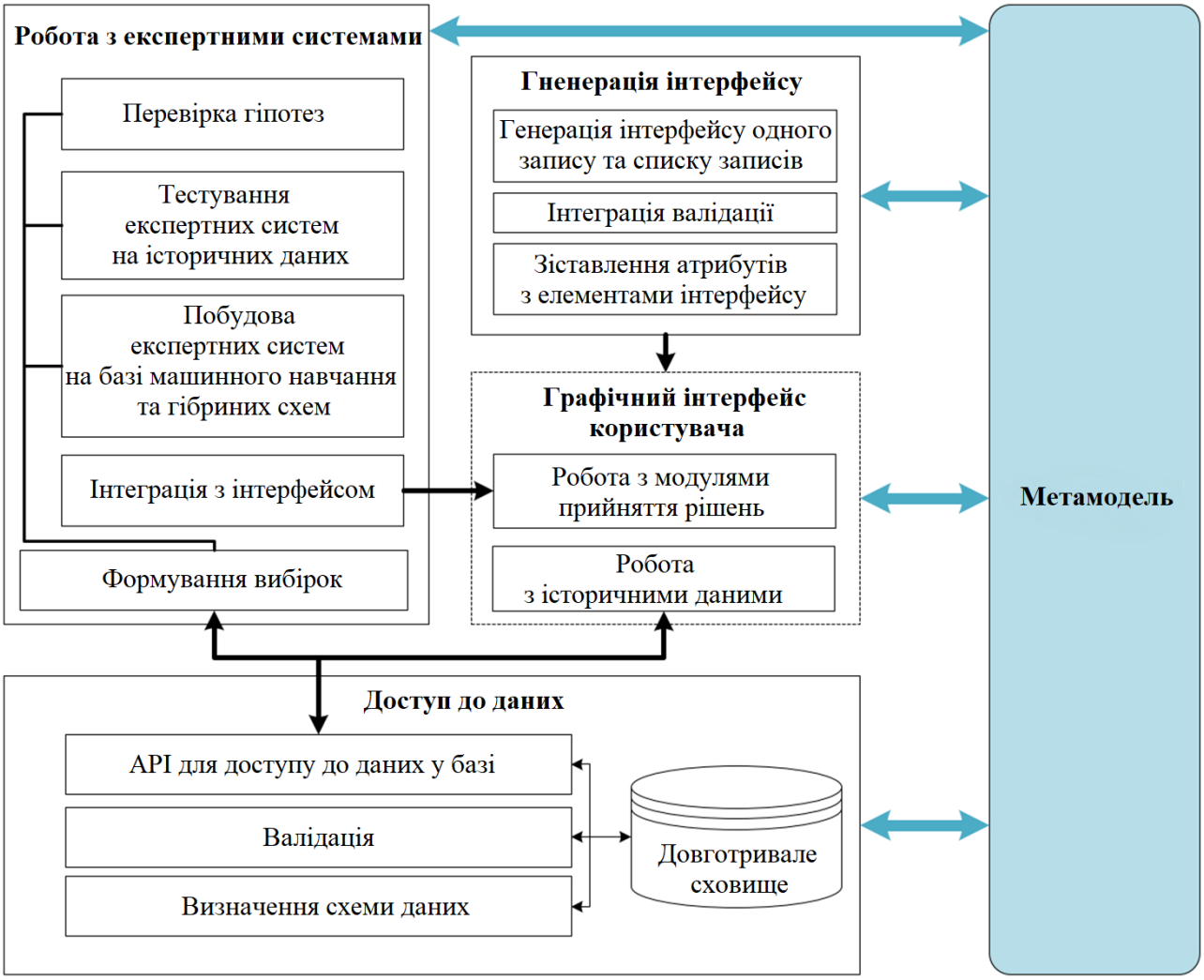


Рисунок 1.4 – Структура моделі узагальненої медичної ІС

Для організації централізованого доступу до інформації можна використовувати схему даних S у вигляді графа, в якому визначається два основних типи вершин (вузлів), що відповідають пацієнтам та областям обстежень, а протоколи обстежень задаються у вигляді ребер між цими вузлами:

$$S = \{Vp, Va, Ep, K, W\}, \quad (1.2)$$

де Vp, Va – множина вершин, які відповідають пацієнтам та областям медичних досліджень;

$Ep \subseteq Vp \times Va$ – множина ребер, що відповідають протоколу деякого виду обстеження $vai \in Va$ для деякого пацієнта $vpi \in Vp$;

K – множина назв властивостей;

W – множина значень властивостей.

Для реалізації доступу до даних, представлених гетерогенними джерелами, можна використовувати алгоритм агрегації MapReduce (проекція map – для формування операцій та згортка reduce – для їх виконання) з використанням формальних проекцій, блок-схема якого на основі графової СУБД представлена на рисунку 1.5.

Кожна формальна проекція має вигляд:

$$X \rightarrow \{o_i\}, \tag{1.3}$$

де X – множина усіх можливих даних в медичній інформаційній системі у вихідному вигляді;

$o_i : S \rightarrow S$ – опис операції з модифікації схеми графа.

Ключовою особливістю такої схеми є низька алгоритмічна складність вилучення як інформації про пацієнта (E, A, T) для формування загальної історії хвороби, так і інформації щодо конкретного виду обстеження (IE, IA) для аналізу предметної області та формування навчальних та валідаційних вибірок.

Для формування інтерпретацій діагностичного висновку за навченою моделлю в умовах нелінійної функціональної залежності між вхідними та вихідними ознаками найпростішим для сприйняття та інтерпретації є уявлення, наближене до лінійного поділу.

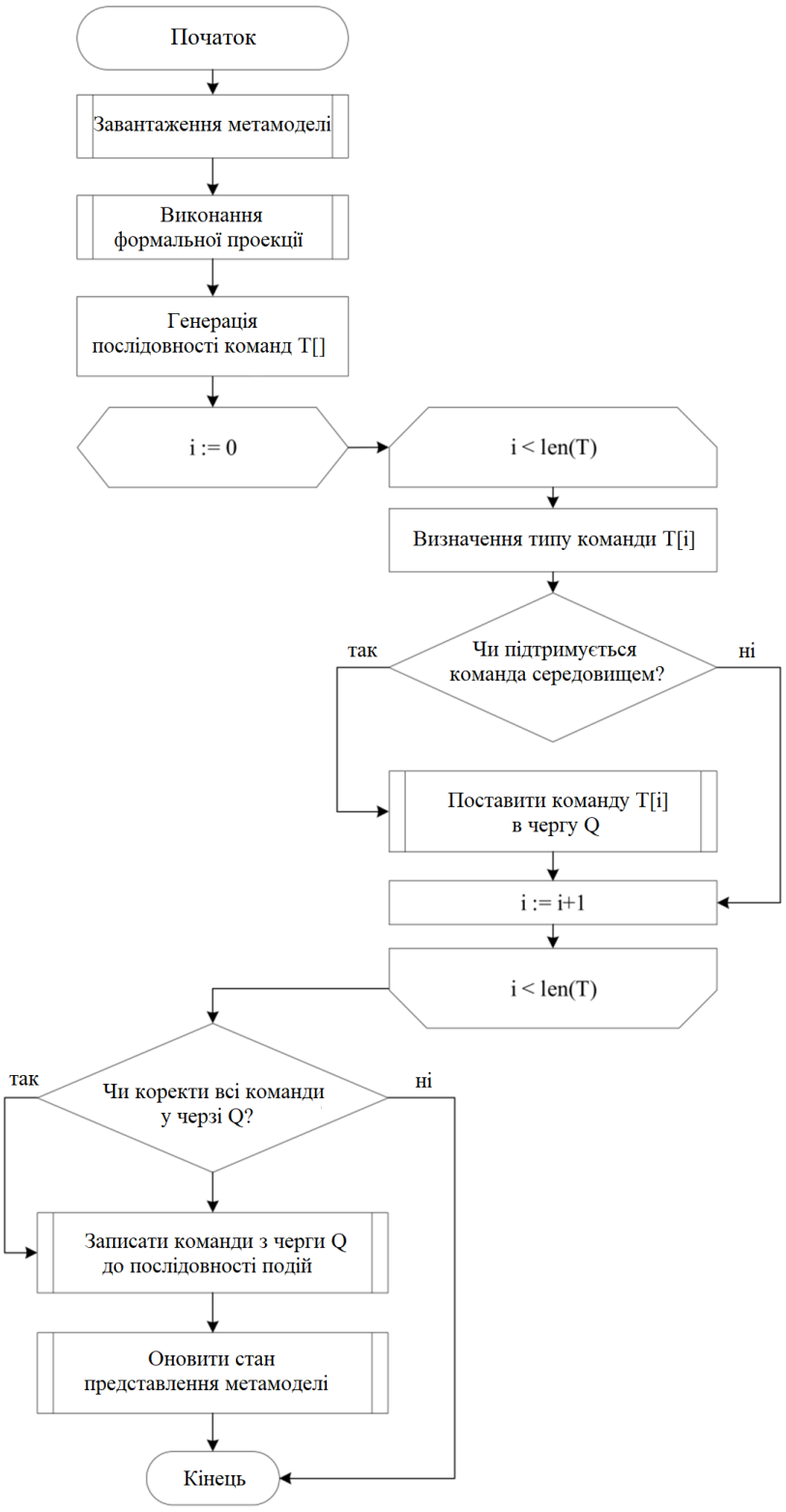


Рисунок 1.5 – Алгоритм отримання інформації з окремого джерела для оновлення стану з використанням формальних проекцій

Для узагальненої інформаційної медичної системи на базі структурної моделі (рис. 1.4) та алгоритму вилучення інформації (рис. 1.5), можна реалізувати різні програмні комплекси для організації підтримки прийняття рішень у різних галузях медицини [13]. Наприклад, на основі представленої структурної моделі розроблено наступні експертні системи:

• Експертна програма для визначення хоріальності та прогнозування перебігу вагітності при багатоплідності, яка застосовується для оцінки хоріальності багатоплідних вагітностей на ранньому етапі. Як джерело даних у системі використовувалася інформація про результати багатоплідних вагітностей у табличному вигляді, а вирішальний модуль реалізований на базі системи нечіткого виведення за алгоритмом Такагі-Сугено-Канга.

• Експертна система обліку та ранньої діагностики дегенеративних оптиконейропатій на основі нейромережевого аналізу, яка дозволяє обробляти дані з офтальмологічного обстеження пацієнтів, а також формувати прогноз про наявність глаукомної оптиконейропатії та дегенеративної оптиконейропатії. Як джерело даних використовувалися табличні дані та інформація протоколів діагностичного обладнання, а вирішальні модулі засновані на багатошарових персептронах прямого розповсюдження.

• Система прогнозування результату системної тромболітичної терапії у пацієнтів з ішемічним інсультом, призначена для визначення стратегії лікування при діагностиці симптомів раннього ішемічного інсульту. Особливістю системи, що розробляється, є використання веб-інтерфейсу, адаптованого для роботи на мобільних пристроях (смартфонах і планшетах), що забезпечує формування експертної оцінки за первинними показниками безпосередньо на виїзді бригади швидкої медичної допомоги.

Отже, рівень біомедичного аналізу та діагностики хвороб залежить від впровадження нових підходів до обробки інформації. Переваги застосування експертних систем полягають у можливості ухвалення рішень в унікальних ситуаціях, для яких алгоритм заздалегідь не відомий і формується за вихідними даними у вигляді ланцюжка міркувань (правил ухвалення рішень) з бази знань. Причому вирішення завдань передбачається здійснювати в умовах неповноти, недостовірності, багатозначності вихідної інформації та якісних оцінок процесів.

РОЗДІЛ 2
Цифрові технології діагностики

2.1. Архітектура інформаційно-діагностичних систем

Усі інформаційно-діагностичні системи мають у принципі подібну архітектуру [14]. В її основі лежить поділ інформації, закладеної в систему, та алгоритмів її обробки. Спеціалізовані ІС можуть мати складну розгалужену структуру модулів (рис. 2.1).

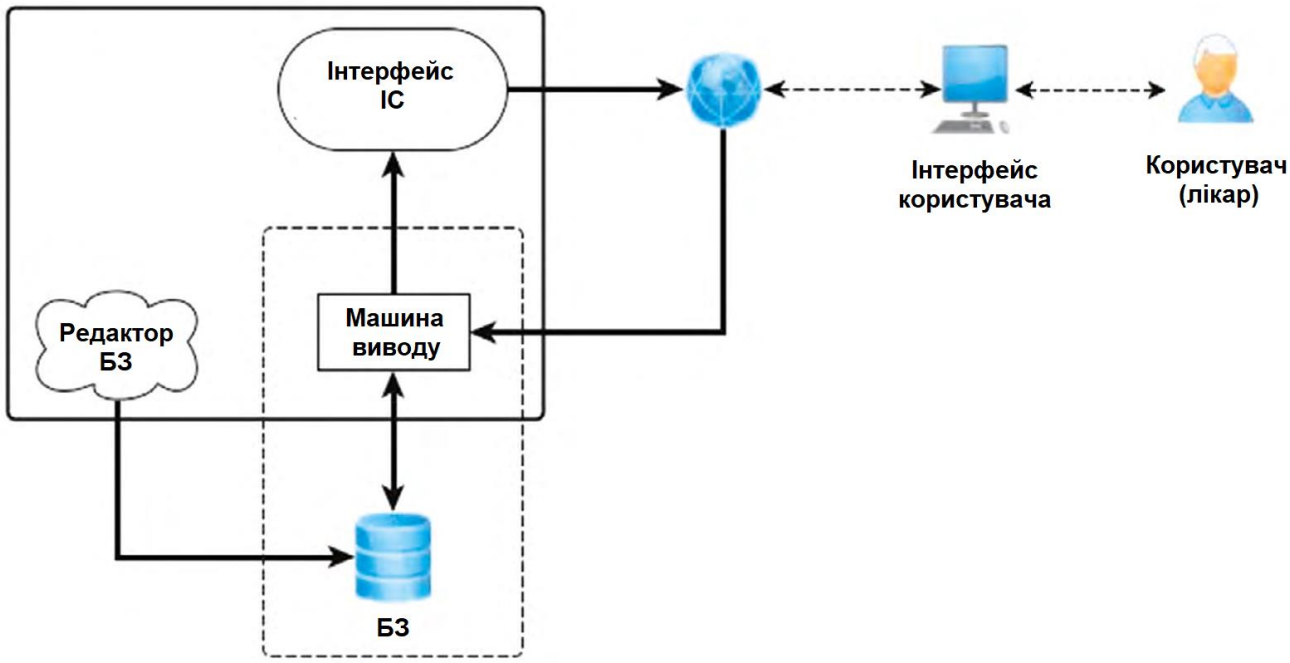


Рисунок 2.1 – Узагальнена структура інформаційно-діагностичної системи

Для будь-якої інформаційно-діагностичної системи необхідна наявність наступних основних блоків:

• База знань (БЗ) – це найважливіший компонент ядра ЕС, який являє собою сукупність знань про предметну область і способи розв'язання задач, записаних у формі, зрозумілій неспеціалістам у програмування: експерту, користувачу та ін. Зазвичай знання у БЗ записуються у формі, максимально наближеній до природної мови. Форма запису знань має назву «мова уявлення знань» (МУЗ). У

різних системах можуть використовуватися різні МУЗ. Паралельно з таким «людським» уявленням БЗ існує у внутрішньому, «машинному» представлені. Перетворення між різними формами представлення БЗ має здійснюватися автоматично, оскільки редагування БЗ не передбачає участь в процесі програміста-розробника.

• Машина виведення (МВ) – це блок, що моделює перебіг міркувань експерта на підставі знань, які закладено у БЗ. МВ є постійною частиною ІС. Більшість реальних ІС мають вбудовані засоби керування процесом логічного висновку за допомогою так званих метаправил, що записуються у БЗ і регламентують застосовність конкретних правил у рамках процесу виведення.

• Сервісні засоби та в першу чергу редактор бази знань, призначений для розробників ІС. За допомогою цього редактора до БЗ додаються нові знання або редагуються існуючі.

• Інтерфейс користувача – це комплекс засобів, які призначені для взаємодії ІС з користувачем (лікарем), у якого система запитує необхідні для її роботи дані та виводить результат. Система може мати обмежений інтерфейс, орієнтований на певний спосіб введення та виведення інформації, або може включати засоби гнучкого проектування спеціалізованих інтерфейсів для більш ефективної взаємодії з користувачем або конкретною групою користувачів (наприклад, з людьми, які мають обмежені можливості). В даний час можливі різні варіанти підходів до реалізації інтерфейсу, наприклад з використанням веб-технологій.

У процесі свого функціонування ІС зчитує інформацію зі своєї бази знань та намагається здійснити логічний висновок рішення, поставленого перед нею завдання. У БЗ можуть зберігатися два основних види записів: факти, які описують стан предметної області, об'єкти та їх властивості, що складають систему, а також правила, що описують способи вирішення задачі. Усі правила БЗ мають однакову форму запису і складаються з двох частин: умова та виведення.

Попереднім етапом під час роботи з проектування ІС є збір вихідних фактів, що описують проблему мовою уявлення знань. Ці факти можуть надходити в систему різними способами: в режимі діалогу через інтерфейс користувача, за допомогою файлів, баз даних, від зовнішніх датчиків або аналітичних приладів, що мають інтерфейси для підключення до ІС. Після отримання вихідної інформації машина виведення починає перегляд бази знань і послідовно зіставляє опис завдання із записами БЗ, що описують перебіг рішення. Якщо умова поточного правила БЗ підтверджується безліччю отриманих фактів, то система виконує дію, що передбачена цим правилом, додаючи до БЗ нові похідні факти.

На перший погляд процес виведення здається досить простим, оскільки в ньому виконуються однотипні операції з перебору записів БЗ та порівняння їх із наявними фактами, доки не буде знайдено рішення чи якийсь цільовий факт. Однак управління процесом виведення, яке не залежить від контексту проблеми, практично мало ефективно. При вирішенні реальних завдань людина дуже рідко вдається до перебору даних. Натомість люди практично завжди користуються евристичними правилами, які значно обмежують простір пошуку рішення на кожному з етапів виведення, що дає змогу швидко та ефективно вирішувати завдання. Евристичні знання мають емпіричну природу і формуються на основі досвіду та інтуїції експерта у предметній галузі.

Існує два основних типи логічного висновку: прямий та зворотний. Прямий висновок відповідає звичайному ходу розв'язання задачі: від вихідних фактів до цільових. Прикладом прямого виведення є завдання класифікації [15]. При класифікації ІС здійснює поступове узагальнення вихідних фактів, що описують властивості об'єкта, що досліджується, виявляючи найбільш характерні ознаки того чи іншого класу об'єктів. Зворотний висновок відповідає зворотній задачі, яка полягає у визначенні того, які саме факти потрібні для підтвердження цієї мети. Цей тип висновку відповідає протилежному ходу рішення: спочатку

машина виводу розглядає правила БЗ, дією яких є висновок цільового факту. Потім обираються нові підцілі з цих правил, і процес триває від цільових фактів до вихідних фактів.

Іншими словами, при зворотному висновку відбувається конкретизація властивостей об'єкта, що досліджується. Цей вид логічного висновку наділяє ІС нових фундаментальних властивостей, а саме здатності пояснити, як було отримано рішення, або що потрібно для того, щоб мав місце той чи інший факт.

Подання інформації в ІС у вигляді правил є найбільш зрозумілим та популярним метод. Правила забезпечують формальний спосіб подання рекомендацій, знань чи стратегій. Вони частіше підходять у тих випадках, коли предметні знання виникають з емпіричних асоціацій, накопичених за роки роботи з вирішення завдань у цій галузі, їх статистичної обробки та подання у компактній формі, яка придатна для логічного висновку. У ІС, заснованих на правилах, предметні знання видаються набором правил виведення, які перевіряються на групі фактів та знань про поточну ситуацію на основі вхідної інформації.

Інтерпретатор правил зіставляє частини правил "якщо" з фактами і виконує те правило "то", частина якого сходиться з фактами "якщо", тобто інтерпретатор правил працює у циклі "порівняти – виконати". Цей ланцюжок висновків показує, як система, використовуючи правила, виводить висновок. Ланцюжки висновків ІС можуть бути показані користувачеві, що дає змогу зрозуміти, як саме система досягає своїх висновків.

Правила, в порівнянні з іншими способами подання знання, мають ряд переваг:

• модульність структури;

• стандартизація та однаковість структури;

• природність та інтуїтивна зрозумілість (висновок у такій системі аналогічний процесу міркування експерта);

• гнучкість ієрархії понять, що підтримуються як зв'язки між правилами.

Однак такі системи мають недоліки:

• процес виведення менш ефективний, ніж за інших способів подання, оскільки більшість часу витрачається на непродуктивну перевірку застосовності правил до вихідних фактів;

• висновок важко піддається керуванню, оскільки потребує корекції посилань між правилами;

• складно наочно уявити ієрархію понять зважаючи на багатофакторність і велику розмірність простору ознак.

Реалізація машини виведення. Висновок виконується ІС у вигляді циклу «розуміння - виконання», причому в кожному циклі частина обраного правила, що виконується, оновлює базу даних у частині логіки процесу міркувань. У результаті вміст бази даних перетворюється від початкового до цільового факту, тобто цільова система синтезується в базі даних. Інакше кажучи, для ІС характерний простий цикл вибору та виконання. Найбільш природна реалізація цього механізму має місце на основі універсальної системи управління базами даних (СУБД), що включає як зручний інтерфейс роботи із БЗ (наприклад, це може буде система таблиць, що містять інформацію про предметну область), так і машину виведення, яку можна реалізувати за допомогою процедур зберігання та блоків інтерфейсу до системи [16].

Найбільш природна база для розробки та використання ІС у медицині – це диференціальна діагностика захворювань. Відповідно до цього підходу діагностика зводиться до виконання низки формалізованих кроків, у результаті яких коло можливих захворювань звужується до мінімуму, а ступінь визначеності діагнозу зростає:

1. Проводиться первинне клінічне обстеження хворого (скарги, анамнез хвороби, об'єктивні дані, анамнез життя та ін.).

2. У картині захворювання виділяється будь-яка одна (краще очевидна) клінічна ознака.

3. Проводиться аналіз переліку захворювань, за яких може траплятися цей симптом.

4. У ході попередньої диференціальної діагностики підтверджується або виключається максимально можлива кількість захворювань, при цьому використовуються лише дані, отримані при клінічному обстеженні хворого (діагностика проводиться шляхом виявлення у хворого патогномонічних ознак і протиріч клінічного плану щодо кожної з можливих хвороб та послідовного (або алгоритмічного) їх підтвердження чи виключення).

5. У результаті відбираються невиключені захворювання, перелік яких і становитиме попередній діагноз.

6. Складається план додаткових (параклінічних) досліджень з урахуванням, в першу чергу, тих з них, за допомогою яких можна було б підтвердити або виключити захворювання, що залишилися.

7. Визначаються необхідні лікувальні заходи з урахуванням усіх невиключених (можливих) у пацієнта захворювань.

8. У міру отримання додаткових результатів досліджень проводиться заключна диференціальна діагностика та корекція лікування.

9. За підсумками попередніх етапів ставиться остаточний діагноз.

Реалізовані проекти медичних інформаційно-діагностичних систем. Однією з перших ІС, призначених для медичної діагностики захворювань крові та розроблених групою з інфекційних захворювань Стенфордського університету, була система MYCIN [17]. Вона включає базу даних пацієнтів та базу знань, що складається з 450 правил. Для нового пацієнта у базі даних створюється спеціальний запис, куди міститься інформація про симптоми та початкові тести. Система автоматично або за допомогою оператора вибирає мету у вигляді «в

крові є такий мікроорганізм», після чого починається виведення допоміжних цілей, для яких будуть потрібні нові аналізи. Результати нових аналізів також вводяться в систему, і процес триває, доки система не поставить відповідний діагноз і не виробить рекомендації з медикаментозного лікування знайденої інфекції У системі реалізовано механізми подання нечітких знань. Так, запис про пацієнта в базі даних є деревоподібною структурою, в листі якої крім значень параметрів зберігається ступень вірогідності у істинності цих параметрів. Правила бази знань системи також використовують міру вірогідності при описі цих знань. Для виведення висновку в системі MYCIN використовується спочатку прямий механізм, під час якого виводяться підцілі у вигляді можливих інфекцій, а потім зворотний, призначений для пошуку аналізів, які здатні підтвердити або спростувати знайдені під час прямого виведення підцілі. У процесі логічного висновку система комбінує ступень вірогідності даних і правил, отримуючи таким чином ступінь істинності визначення діагнозу.

Система PUFF – це ІС для аналізу порушення дихання. Дана система є одним з різновидів системи MYCIN, з якої видалили дані про інфекції і вставили дані про легеневі захворювання.

Система QMR – це діагностична система підтримки прийняття рішень з базою інформації про захворювання, діагнози, результати, асоціації з хвороб та лабораторну діагностику. Додатково до неї включено інформацію з первинної медичної літератури про майже 700 захворювань та понад 5000 симптомів, ознак та результатів лабораторних досліджень. Система QMR була розроблена для трьох типів використання як: електронний підручник; таблиці проміжного рівня для об'єднання та дослідження простих діагностичних концепцій; програми консультанта.

Система ACID – це експертна система, яка використовує причинно-наслідкові зв'язки контролю електролітних і кислотних порушень. Вона була розроблена в лабораторії комп'ютерних наук MIT.

Система ONCOCIN – це заснована на ряді правил медична ІС на основі онкологічних протоколів, яка розроблена у Стенфордському університеті. Система допомагає лікарям у лікуванні хворих на рак, які отримують хіміотерапію. Це була одна з перших ІС, яка намагалася моделювати рішення і послідовність дій з плином часу, використовуючи мову потокових діаграм. Вона розширила техніку скелетного планування до сфери застосування, де важлива історія минулих подій та тривалість дій.

У той же час впровадження в медичну практику результатів нових високопродуктивних методів дослідження, таких, наприклад, як секвенування, вимагає створення та розгортання інформаційно-діагностичних систем для аналізу одержуваних величезних масивів інформації на основі наявних баз даних, початкових рівнів клінічної інтерпретації та видачі рекомендацій щодо можливих у цій клінічній ситуації терапевтичних підходів. У будь якому разі, підсумкове рішення за результатами діагностики та лікування прийматиме лікар.

2.2. Телемедичні технології

Наростаюча складність лікувально-діагностичного процесу вимагає забезпечення швидшого та адекватного обміну інформацією між віддаленими точками надання медичної допомоги. Сутність інформаційної телемедичної системи полягає у забезпечення доступності медичних технологій для повсякденного використання лікарями, залучення широкого кола фахівців до вирішення складного клінічного завдання, дистанційне обслуговування віддалених лікарень та населених пунктів лікарями-фахівцями (цитолог, нейрохірург, ендокринолог та ін.) [18].

Інженерною основою моделі телемедичної системи є мережевий IP-протокол зв'язку (Інтернет), веб-платформи, електронна пошта, сервіси стільникової (мобільної) телефонії, роботизовані діагностичні системи. У тій чи іншій формі дана модель телемедицини застосовується у західній та східній Європі та в тому числі в Україні.

Для забезпечення відеозв’язку між великими медичними центрами (клінічними та освітніми), зв'язку між філіями окружних медичних центрів використовуються ресурси обласних та регіональних мереж. Інженерною основою такої моделі телемедичної системи є так звані відеостудії – дорогі комплекти для проведення широкоформатних відеоконференцій за стандартом H.323, а як лінії зв'язку застосовуються технологія ISDN та широкосмуговий Інтернет (у тому числі супутниковий).

У даний час найбільш позначені та розповсюджені такі основні моделі (концепції) використання телемедицини в охороні здоров'я на регіональному та національному рівнях: західноєвропейська, регенсбурзька, африканська (RAFT), північноамериканська (ANGELS), "low-cost telemedicine/low resourse settings" (телемедицина в умовах обмежених ресурсів), а також кілька інших організаційно-теоретичних моделей [19].

Наприклад, у регіональній охороні здоров'я штату Арканзас (США) функціонує моделі телемедичної системи ANGELS. Мета цієї моделі – регіоналізація спеціалізованої медичної допомоги в окремих галузях (перинатологія) шляхом надання доступу до експертних висновків, навчання та підтримки лікарями-фахівцями. Загалом модель ANGELS складається з п'яти елементів: телемедична та клінічна мережа, навчальна та методична інформація для провайдерів медичної допомоги, цілодобовий call-центр та доказові посібники (інструкції, протоколи). Інженерна основа моделі – широкоформатні відеоконференції та дорогі телемедичні робочі станції з інтегрованим

діагностичним обладнанням (наприклад, ультразвукові сканери). Модель дозволяє лікарям-спеціалістам (експертам високого рівня), які перебувають у великому регіональному центрі, надавати синхронну клінічну телепідтримку та телеконсультації лікарям, які надають медичну допомогу у всіх населених пунктах регіону.

Для побудови телемедичних систем у країнах, що розвиваються, і вирішення специфічних проблем охорони здоров'я в умовах обмежених фінансових, технологічно-матеріальних, кадрових та інших ресурсів, функціонує модель телемедичної системи «low-cost telemedicine/low resource settings». Інженерна основа моделі – локалізовані телемедичні робочі станції низької вартості (менше ніж 1000 доларів США), які підтримують IP-протокол (Інтернет) та його основні сервіси – веб-платформи, електронна пошта, відеоконференції; можливість ведення електронних медичних записів При необхідності до телемедичної системи може бути включене спеціальне діагностичне обладнання. Відмінною рисою сучасних систем "low-cost telemedicine" є використання мобільного Інтернету та інших бездротових комунікацій. Перевагою таких комунікацій є їх відносна дешевизна (порівняно з супутниковими каналами) та доступність у будь-яких районах (особливо за відсутності чи поганого розвитку кабельної інфраструктури зв'язку).

Для домашньої телемедицини пропонується модель телемедичної системи «Peifer et al». Ця модель запропонована для створення "пацієнт-центрованих" (patient-centric) телемедичних систем. Тобто пацієнт отримує додаткову відповідальність та контроль над власними електронними медичними записами, які створюються, накопичуються та транслюються у телемедичних системах. Позитивні ефекти від використання моделі – оптимізація юридичних питань, зниження витрат, покращення клінічних результатів. Етичні переваги –

покращення поінформованості пацієнта про збирану персональну інформацію, та про осіб, які мають до неї доступ.

Телемедичне консультування у сфері медичної діагностики проводиться стандартними синхронними та асинхронними методами [20]. Відмінною його особливістю є поєднання передачі даних про пацієнта з паралельною трансляцією результатів інструментальних обстежень, наприклад, теле-ЕКГ, телеаускультація, телеехокардіографія. Більш загальна телемедична консультація пацієнта з патологією серцево-судинної системи зазвичай супроводжується передачею аускультативної та/або ехокардіографічної картини.

До складу сучасних телереабілітаційних систем входить клінічна біотелеметрія (зокрема ЕКГ), яка дозволяє своєчасно виявляти та попереджати життєнебезпечні ситуації, оперативно вживати необхідні лікувальні заходи. Наприклад, в умовах бою вкрай важливою є точна інформація про стан, місцезнаходження та пересування кожного конкретного солдата, що необхідно для чіткої координації, вироблення тактики бою та надання якісної медичної допомоги. Приблизно аналогічні вимоги пред'являються до рятувальних, антитерористичних та інших екстремальних операцій (рис.2.2).

Провідними параметрами для реєстрації та передачі в біотелеметрії є: частота пульсу, електрокардіограма, частота дихання, характер дихальних рухів, електроокулограма, електроенцефалограма, шкірно-гальванічні реакції.

Військова телеметрична система складається з наступних елементів [21]:

• персональний датчик;

• нагрудний ремінь або формений одяг з інтегрованим датчиком;

• тактичного, супутникового або Bluetooth радіоканалу з відповідними передавачами та приймачами;

• спеціалізоване програмне забезпечення.

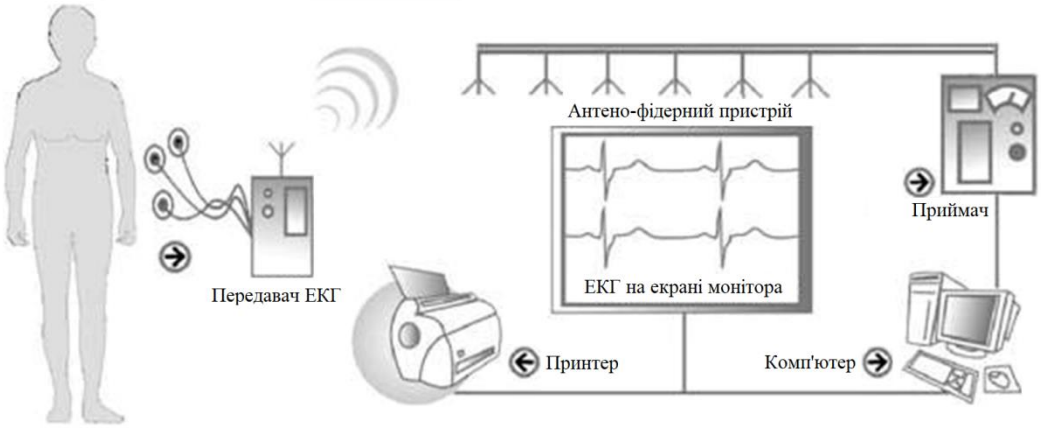


Рисунок 2.2 – Схема клінічної біорадіотелеметричної системи

Основні завдання сучасних військових біотелеметричних систем наступні:

• вимір фізіологічних параметрів (артеріального тиску, оксигенації, температури тіла, частоти дихання, ЕКГ тощо), положення тіла, рівня активності, фізичного навантаження, ступеня дегідратації та перегріву;

• інтерпретація в реальному часі отриманих значень для визначення стану військовослужбовця відповідно до елементарних критеріїв (наприклад, «живий», «стрес», «втомлений», «поранений», «здоровий» тощо);

• визначення ризиків та демонстрація прогностичного тренду зміни стану організму найближчим часом.

Для передачі використовуються радіоканали: УКХ, ISM Band (Industrial Scientific Medical Band) 902-928 МГц, 2,4- 2,5 ГГц, цифрові канали Wi-Fi, IEEE 802.11, Bluetooth. Моніторинг фізіологічних параметрів у реальному часі дозволяє тактичному та медичному командуванню більш точно спрогнозувати обстановку, шанси прийняти вірне рішення про фізіологічний стан військовослужбовців, які виконують бойове завдання.

У клінічній практиці біотелеметрія використовується для ранньої активізації пацієнтів із ризиком раптового загострення серцево-судинної патології, при необхідності моніторування ритму серця та сатурації. У пацієнтів із штучними

водіями ритму останнє є обов'язковим. У цій групі пацієнтів біотелеметрія використовується і в комплексі домашньої телемедицини.

Показання для клінічної біотелеметрії (групи пацієнтів та ситуації) є:

1. Пацієнти, що переводяться з реанімаційного блоку до загальних палат відділення.

2. Пацієнти з ризиком фатальних порушень ритму.

3. Пацієнти, які отримували тромболітичну терапію.

4. Пацієнти з тимчасовими порушеннями ритму.

5. Активна реабілітація хворих на інфаркт міокарда.

6. Підбір антиаритмічних препаратів та контроль ефективності лікування.

7. Пацієнти із синдромом слабкості синусового вузла.

8. Контроль хірургічного лікування порушень ритму.

Системи біорадіотелеметрії є інформаційними апаратно-програмними системами, які складаються з кількох незалежних радіопередавачів, що носяться на тілі пацієнта [22]. Радіосигнал ЕКГ передається на центральну станцію, де ведеться безперервне стеження за поточною електрокардіограмою пацієнтів, що обстежуються. Прилад пацієнта включає вимірювальні, записувальні та передавальні пристрої. Функція сигналу тривоги забезпечує оповіщення медичного персоналу про життєзагрозний стан (іноді навіть до появи клінічних симптомів і погіршення стану пацієнта, що відчувається).

Передавальний пристрій включає підсилювач-передавач ЕКГ і набір аксесуарів (1-, 12-канальний підсилювач-передавач ЕКГ, кабель відведень, комплект одноразових ЕКГ електродів). Зазвичай системи біорадіотелеметрії дозволяють реєструвати одноканальну або стандартну 12-канальну ЕКГ. Накопичені дані використовуються уточнення діагнозу, вивчення динаміки стану пацієнта.

Крім індивідуальних телеметричних систем, використовуються спеціалізовані різновиди мобільних телемедичних систем з можливістю проведення дистанційного обстеження та телеконсультування в реальному часі (з високошвидкісною передачею аудіо- та відеоінформації, медичних даних). При проведенні планових телемедичних консультацій (підтвердження тактики лікування, визначення методів профілактики ускладнень, сумніви пацієнта у правильності діагнозу, лікування, результатів, пошук альтернативних шляхів вирішення клінічного завдання тощо) рекомендується використання веб-платформ, а також неформального телеконсультування (закриті лікарські форуми, листи розсилки, професійні конференції тощо).

Таким чином, постійний розвиток інформаційних та комп'ютерних технологій надає практикуючому лікарю широкий спектр обладнання для отримання додаткової цифрової високої якості.

2.3. Самонавчальні системи

В основі систем самонавчання лежать методи автоматичної класифікації прикладів ситуацій реальної практики (навчання на прикладах) [23, 24]. Приклади реальних ситуацій накопичуються за деякий історичний період і становлять навчальну вибірку. Ці приклади описуються безліччю ознак класифікації. Причому навчальна вибірка може бути:

• “з учителем”, коли для кожного прикладу задається у явному вигляді значення ознаки його належності деякому класу ситуацій (класоутворюючої ознаки);

• “без вчителя”, коли за ступенем близькості значень ознак система класифікації сама виділяє класи ситуацій.

В результаті навчання системи автоматично будуються узагальнені правила або функції, що визначають належність ситуацій класам, якими навчена

система користується при інтерпретації нових ситуацій, що виникають. Таким чином, автоматично формується база знань, що використовується під час вирішення завдань класифікації та прогнозування. Ця база знань періодично автоматично коригується у міру накопичення досвіду реальних ситуацій, що дозволяє скоротити витрати на її створення та оновлення.

Загальні недоліки, властиві всім системам, що самонавчаються, полягають у наступному:

• можлива неповнота та/або зашумленість (надмірність) навчальної вибірки та, як наслідок, відносна адекватність бази знань виникаючих проблем;

• виникають проблеми, пов'язані з поганою смисловою ясністю залежностей ознак і, як наслідок, нездатність пояснення користувачам отриманих результатів;

• обмеження у розмірності ознакового простору викликають неглибокий опис проблемної галузі та вузьку спрямованість застосування.

Самонавчальні системи на принципах індуктивного висновку. Узагальнення прикладів за принципом від частки до загального зводиться до виявлення підмножин прикладів, що належать до тих самих підкласів, і визначення їм значущих ознак [25].

Процес класифікації прикладів здійснюється наступним чином:

1. Вибирається ознака класифікації з безлічі заданих (чи послідовно, або за яким-небудь правилом, наприклад, відповідно до максимального числа одержуваних підмножин прикладів);

2. За значенням обраної ознаки безліч прикладів розбивається на підмножини;

3. Виконується перевірка, чи належить кожне, що утворилося підмножина прикладів одного підкласу;

4. Якщо якесь підмножина прикладів належить одному підкласу, тобто. у всіх прикладів підмножини збігається значення класоутворювальної ознаки, то

процес класифікації закінчується (при цьому інші ознаки класифікації не розглядаються);

5. Для підмножин прикладів з незбігаючим значенням класоутворюючої ознаки процес класифікації продовжується, починаючи з пункту 1. (кожна підмножина прикладів класифікується безліччю).

Процес класифікації може бути представлений у вигляді дерева рішень, в якому в проміжних вузлах знаходяться значення ознак послідовної класифікації, а в кінцевих вузлах – значення ознаки належності певному класу.

Самонавчальні системи на принципах нейронних систем. У результаті навчання на прикладах будуються математичні вирішальні функції (передавальні функції або функції активації), які визначають залежності між вхідними (X_i) та вихідними (Y_j) ознаками (сигналами). Вирішальна функція "нейрон" для такої самонавчальної системи представлена на рисунку 2.3 [13].

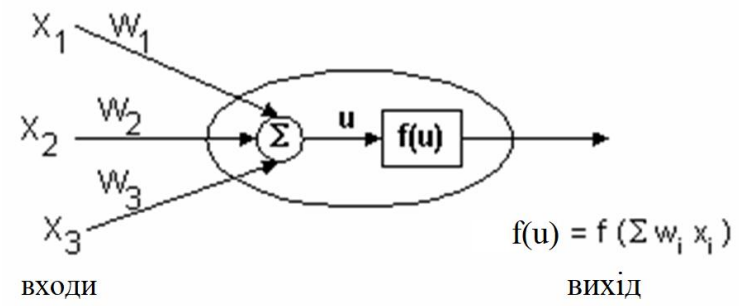


Рисунок 2.3 – Вирішальна функція "нейрон"

Кожна така функція, функціонує за аналогією з елементарною одиницею людського мозку – нейроном, і відображає залежність значення вихідної ознаки (Y) від зваженої суми (U) значень вхідних ознак (X_i), в якій вага вхідної ознаки (W_i) показує ступінь впливу вхідної ознаки (W_i) вихідну ознаку:

$$Y = f\left(\sum_i W_i \times X_i\right). \qquad (2.1)$$

Вирішальні функції використовують у завданнях класифікації з урахуванням зіставлення їх значень при різних комбінаціях значень вхідних ознак з деяким пороговим значенням. У разі перевищення заданого порогу вважається, що нейрон спрацював і таким чином розпізнав певний клас ситуацій. Нейрони використовуються і в завданнях прогнозування, коли за значеннями вхідних ознак після їхньої підстановки у вираз вирішальної функції виходить прогнозне значення вихідної ознаки.

Функціональна залежність f(u) може бути лінійною, але, як правило, використовується сигмоїдальна форма, яка дозволяє виокремлювати складніші простори значень вихідних ознак. Така функція є логістичною (рис. 2.4).

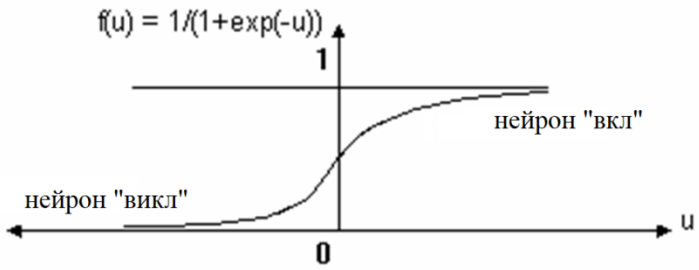


Рисунок 2.4 – Логістична (сигмоїдальна) функція

Нейрони може бути пов'язані між собою, коли вихід одного нейрона є входом іншого. Таким чином, будується нейронна мережа (рис. 2.5.), в якій нейрони, що знаходяться на одному рівні, утворюють шари.

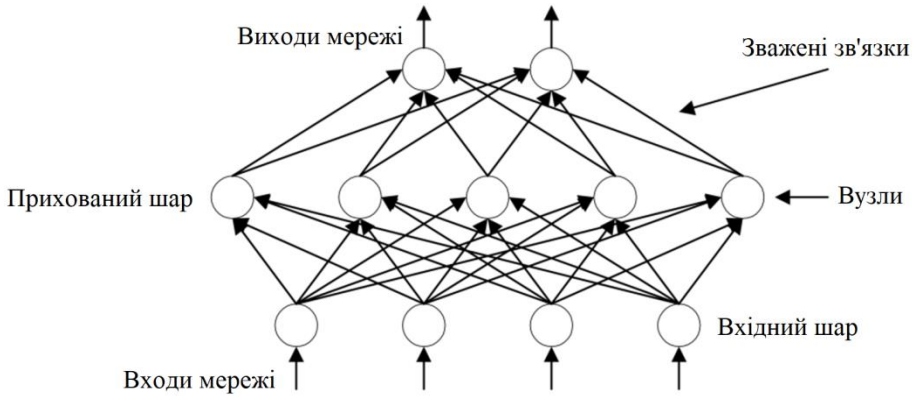


Рисунок 2.5 – Нейронна мережа

Навчання нейронної мережі зводиться до визначення зв'язків (синапсів) між нейронами та встановлення сили цих зв'язків (вагових коефіцієнтів). Алгоритми навчання нейронної мережі спрощено зводяться до визначення залежності вагового коефіцієнта зв'язку двох нейронів від прикладів, що підтверджують цю залежність [26].

Найбільш поширеним алгоритмом навчання нейронної мережі є алгоритм зворотного розповсюдження помилки. Цільова функція цього алгоритму повинна забезпечити мінімізацію квадрата помилки у навчанні за всіма прикладами [27]:

$$\min \sum_i (T_i - Y_i)^2 , \tag{2.2}$$

де T_i – задане значення вихідної ознаки по і-му прикладу, Y_i - обчислене значення вихідної ознаки по і-му прикладу.

Сутність алгоритму зворотного розповсюдження помилки зводиться до наступного:

1. Задати довільно невеликі початкові значення ваги зв'язків нейронів.

2. Для всіх навчальних пар "значення вхідних ознак визначити значення вихідної ознаки" (прикладів з навчальної вибірки) обчислити вихід мережі (Y).

3. Виконати рекурсивний алгоритм, починаючи з вихідних вузлів у напрямку першого прихованого шару, доки досягне мінімальний рівень помилки.

Обчислити ваги на (t+1) кроці за такою формулою:

$$W_{ij}(t+1) = W_{ij}(t) + \eta \delta_i X_i , \tag{2.3}$$

де $W_{ij}(t)$ – вага зв'язку від прихованого і-го нейрона або від входу до j-го нейрона на кроці t; X_i – вихідне значення і-го нейрона; η – коефіцієнт швидкості навчання; δ_i – помилка для j-го нейрона.

Якщо j-й нейрон є вихідним, тоді

$$\delta_i = Y_i(1 - Y_i)(T_i - Y_i). \tag{2.4}$$

Якщо j-й нейрон знаходиться у прихованому внутрішньому шарі, тоді

$$\delta_i = X_i(1 - X_i)\sum_k \delta_k W_{jk}\,, \qquad (2.5)$$

де k – індекс всіх нейронів у шарі, розташованому за шаром з j-м нейроном.

Перевага нейронних мереж перед індуктивним висновком полягає у вирішенні не тільки класифікуючих, а також прогнозних завдань. Можливість нелінійного характеру функціональної залежності вихідних та вхідних ознак дозволяє будувати більш точні класифікації.

Сам процес вирішення завдань через проведення матричних перетворень проводиться дуже швидко. Фактично імітується паралельний процес проходу нейронною мережею на відміну від послідовного в індуктивних системах. Нейронні мережі можуть бути реалізовані та апаратно у вигляді нейрокомп'ютерів з асоціативною пам'яттю.

2.4. Медичні експертні системи

Медичні експертні системи будуються з урахуванням кількох підходів до обробки інформації [6]. Використовуються наступні підходи:

1) Побудова дерева рішень;

2) Статистична обробка даних;

3) Обробка даних, побудована на основі використання елементів штучного інтелекту.

Побудова дерева рішень. При використанні цього підходу в програмі протоколюється послідовність запитань, які задають лікар при вирішенні діагностичної проблеми. Такий протокол структурується як дерева. Кожна вершина такого дерева є певним питанням, що задається хворому, а розгалуження, що виходять з вершини, відповідають альтернативним відповідям на питання і ведуть, у свою чергу, до нових питань. Програма здійснює перехід

від питання до питання, доки не буде знайдено рішення або вичерпано можливі переходи. Недоліком такого підходу вважатимуться таке:

• при спробі побудувати подібні дерева для вирішення складних діагностичних задач кількість вершин і розгалужень стає настільки великою, що аналіз логічного дерева виявляється вкрай складним;

• найменші зміни, що вносяться в логіку програми, призводять до необхідності будувати дерево заново та перепрограмувати все завдання.

У той же час такий підхід є вкрай зручним, тому що дозволяє подати в програмі логіку складання послідовності запитань лікарем при вирішенні діагностичного завдання в клінічних умовах. Цей підхід дозволяє імітувати процес ухвалення рішення лікарем при постановці діагнозу.

Статистична обробка даних. Цей підхід полягає у застосуванні методів математичної статистики [28]. Він ґрунтується на обробці великих масивів інформації, зібраних із захворювань, що підлягають машинній діагностиці. Оброблена інформація може використовуватися по-різному.

Частина медичних експертних систем базується на використанні теорії розпізнавання образів. При цьому необхідно мати певну кількість конкретних історій хвороб з відомими діагнозами. Такі множини аналізуються з метою визначення статистично «типової» для кожного захворювання картини – образу. Визначаються ті ознаки захворювання, які найхарактерніші йому, з зібраної інформації, підданої статистичної обробці. «Типові» картини захворювань використовуються при аналізі історії кожного конкретного пацієнта, для визначення того, наскільки «схожий» випадок, що розглядається, на «типовий». Оцінюючи «відстань» між порівнюваними картинами, програма формує рішення про діагноз.

Ряд методів комп'ютерної діагностики ґрунтується на застосуванні теореми Байєса і математичної статистики. Такий підхід дозволяє визначити ймовірність

захворювання у людини та базується на встановленні частоти появи ознак при захворюванні. Безперечними перевагами статистичних методів є те, що за їх допомогою робиться спроба об'єктивізувати наявну інформацію про захворювання. Існують у них також і суттєві недоліки.

Перший пов'язаний з тим, що інформація, необхідна для побудови статистичних моделей, часто відсутня. Для її накопичення, зберігання та обробки потрібні спеціальні засоби обчислювальної техніки, створення банків даних із захворювань. Кількість систематизованої інформації щодо окремих областей медицини ще мало. Та й сама побудова достовірних статистичних моделей є непростою справою.

Але використання теореми Байєса має деякі обмеження, пов'язані з тим, що вона ґрунтується на використанні деяких припущень. Передусім передбачається, що кожне захворювання має свої непересічні набори симптомів, тоді як практично часто зустрічається ситуація, коли однакові симптоми зустрічаються в різних захворювань. Інше припущення використовується при визначенні умовних ймовірностей появи ознак при захворюванні і ґрунтується на незалежності симптомів між собою. Такі залежності, тим не менш, є і накладають суттєві обмеження на теорему.

Ще один істотний недолік цих методів полягає в тому, що внесення в моделі нової інформації має значні труднощі, оскільки веде до зміни самої моделі та перерахунку всіх ймовірностей.

Також недоліком статистичного методу є неможливість для лікаря «прозоро» пояснити хворому те, яким саме чином отриманий даний результат. Причиною цього є те, що цей результат є наслідком математичних операцій і не має нічого спільного із звичайним процесом прийняття рішення лікарем під час обстеження пацієнта.

Обробка даних, побудована на основі використання елементів штучного інтелекту (ШІ) [23, 24, 27]. У таких системах робиться спроба моделювання здатності людини до розгляду предметної галузі та здійснення висновків з відкиданням найменш перспективних напрямів пошуку. Для цього використовуються набори правил, які задаються апріорно і які є, по суті, знаннями експертів у певній проблемній галузі. Саме якість знань визначає «компетентність» проблемно-орієнтованої експертної системи. Знання про проблемну сферу, формалізовані певним чином, зберігаються окремо від інших програм, що дозволяє модифікувати роботу системи ШІ, змінюючи набір знань і не торкаючись інших компонентів системи. Сукупність таких правил прийнято називати базою знань, тоді як сукупність даних про пацієнтів – базу даних.

Існує два основних підходи до організації баз знань, що виражаються у різній структурі відповідних систем:

• опис відносин між описуваними об'єктами;

• подання обробки знань у вигляді процедур.

Серед найбільш відомих способів представлення знань є продукційний. При цьому підході реалізується чіткий поділ між даними, операціями та управлінням. Можна виділити якусь глобальну базу даних (не слід плутати її з базою даних у традиційному розумінні), над якою виконуються деякі дії, що описуються сукупністю правил продукції. Управління цим процесом відбувається відповідно до певної глобальної стратегії управління.

Глобальна база даних – це структура даних, аналізована та перетворювана системою ІІ. Вид бази залежить від розв'язуваного завдання і може бути простим (як, наприклад, облікова структура) або складним.

Правила продукції складаються з двох частин: умова (ліва частина) та дія (права частина). Умова встановлює застосування правила до бази даних. Дія полягає у зміні інформації у глобальній базі даних. Система управління обирає,

яке з кількох застосовних правил має бути використане, а також визначає момент припинення подальших дій шляхом перевірки термінальних умов на базі даних.

Пошук рішення складає основі двох основних підходів. Метод «від даних до мети» полягає у послідовній зміні бази даних усіма правилами, які можуть бути застосовані, та у пошуку після зміни нових застосовних правил. Пошук закінчується за наявності твердження, що є рішенням, або за умови припинення пошуку. Метод «від мети до даних» зводиться до перевірки деяких тверджень, які можуть виступати як найімовірніші рішення. При цьому проводиться пошук правих частин правил з метою виявлення шуканого затвердіння та перевірка лівих частин відповідних правил на базі даних – під час підтвердження або гіпотеза вважається істинною, або ліва частина розглядається як нова гіпотеза.

В основу створення таких ІС, крім накопичених результатів, можуть бути покладені і результати роботи різних медичних приладів для здійснення збору великого набору медичних даних: в даний час для апаратури, що акумулює дані фізичних процесів, досягнуто оптимального поєднання точності, якості та відображення результатів спостережень пацієнтів, що дозволяє лікарям оцінювати вплив застосованої схеми лікування на організм пацієнта та накопичувати інформацію для формування уявлення про «нові перебіги хвороб».

Для хвороб, перебіг яких погано вивчено, оскільки протікають вони за зовсім іншими законами, створюється спеціалізована медична база знань (БЗ), яка допомагає лікарям-користувачам оцінювати характер їхнього впливу на організм пацієнта і на цій основі поетапно формувати уявлення про «нові перебіги хвороб». Тому розробка медичних експертних систем має певну технологію і включає наступні етапи: ідентифікація, концептуалізація, формалізація, виконання, тестування системи та досвідчена експлуатація системи (рисунок 2.6) [29].

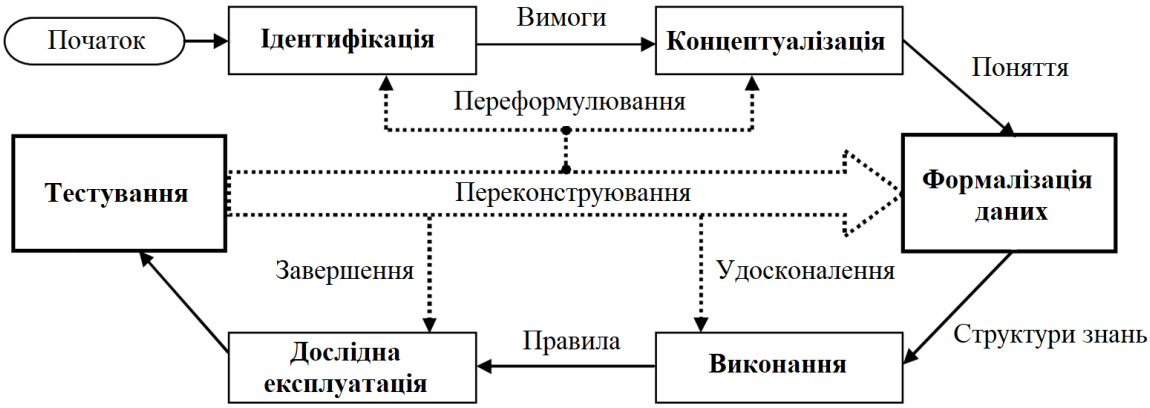


Рисунок 2.6 – Узагальнена схема розробки медичної ЕС

Існують два підходи до розуміння сутності оцінки медичного рішення (знання). Перший підхід – це медичні ЕС, які розроблено на засадах теорії штучного інтелекту, за такого підходу в клінічному досвіді домінують дедуктивні компоненти. Другий підхід – медичні бази знань (БЗ), що формуються на основі емпіричних даних (ЕД), їхня методологія базується на теоретичних засадах розпізнавання образів та теорії побудови систем.

Медичні рішення у системах першого виду являють собою набір логічних правил виду IF...THEN...ELSE, які визначаються фахівцями з інженерії знань спільно з лікарями-експертами. При такому підході рівень прийнятих медичних рішень не може бути вищим за рівень знань лікаря-експерта. Лікар-користувач за такої організації системи не може посилити її ефективність, оскільки ЕС працює вже зі сформованою базою знань та обмежена можливостями БЗ.

У системах другого виду основне експертне знання (медичні рішення) будується на даних історії хвороби та задачах, що формулюються мовою бази даних, і зберігається в емпіричній базі даних. В інтелектуальній системі, побудованій за цим принципом, досягнення мети значною мірою залежить від того, наскільки ефективно відбувається вилучення інформації з даних історії хвороби та методів лікування.

Генерація правил медичної бази знань проводиться у три етапи, що представлені на рисунку 2.7 [30].

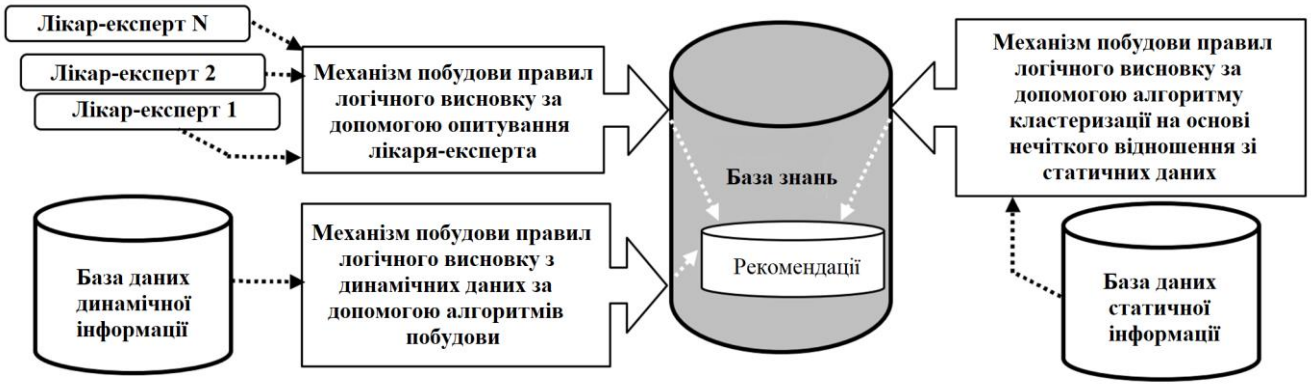


Рисунок 2.7 – Етапи побудови медичної бази знань

Побудова логічного медичного діагностичного правила на базі алгоритмів вилучення даних із значень динамічних показників, що зберігаються, сформованих у ході виконання певної схеми лікування пацієнта (курсу лікування пацієнта), здійснюється за допомогою вибору лише тих змін параметрів, які є (або їх можна вважати такими) статистично достовірними. Для оцінки медичного показника використовувалися: стандартна середня помилка, стандартне відхилення, ймовірність помилки. Для оцінки медичного показника у групі: критерій Стьюдента (значення показників у порівнюваних групах) та критерій згоди Колмогорова-Пірсона.

До кожного діагнозу на основі статистичних даних у БЗ накопичується набір варіантів перебігу хвороби, який і береться за еталонний. Наприклад, у випадку, коли результати нечіткої кластеризації значно відрізняються від еталонних для конкретного діагнозу, розглядається зворотне завдання і користувачеві пропонується на вибір ранжований список найбільш підходящих варіантів перебігу хвороби, що належать до інших діагнозів, потім користувач може змінити діагноз або додати новий варіант перебігу хвороби у БЗ.

РОЗДІЛ 3

Методи та засоби діагностики

3.1. Цифрова рентгеноскопія

За допомогою методів променевої діагностики ставиться переважна більшість всіх первинних діагнозів, а для значної частини захворювань діагностика взагалі немислима без застосування цих методів.

Рентгенодіагностика (рентгенологія) ґрунтується на застосуванні рентгенівського випромінювання. Рентгенівське випромінювання за фізичною природою є електромагнітними хвилями (потік квантів, фотонів), які у загальнохвильовому спектрі розташовані між ультрафіолетовими променями і γ-променями. Вони відрізняються від радіохвиль, інфрачервоного випромінювання, видимого світла та ультрафіолетового випромінювання меншою довжиною хвилі (рис. 3.1). Довжина хвилі рентгенівських променів (λ) становить від 10 нм до 0,005 нм (10^{-9} – 10^{-12} м).

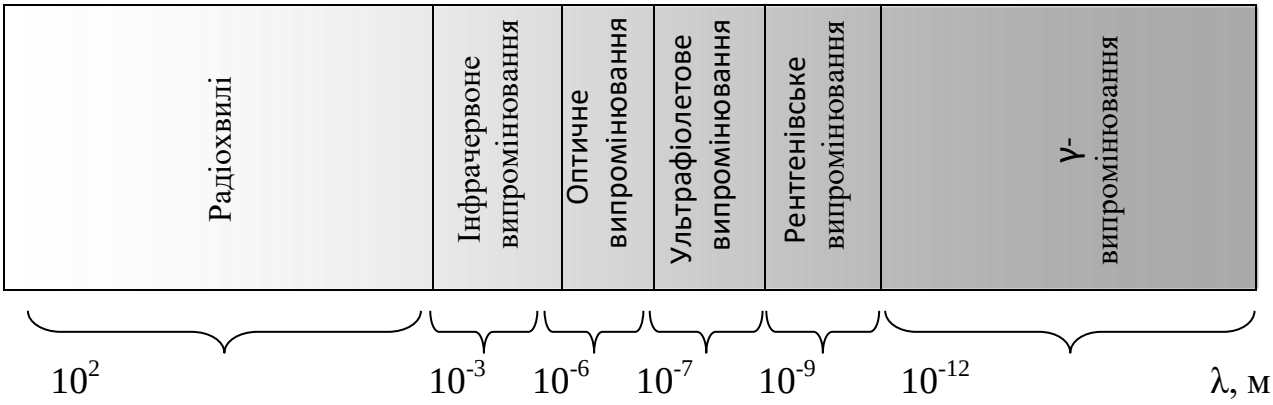


Рисунок 3.1 – Положення рентгенівського випромінювання у загальному спектрі електромагнітних випромінювань

Оскільки рентгенівські промені є електромагнітними хвилями, крім довжини хвилі, вони можуть бути описані частотою та енергією, які несе кожен квант (фотон). Фотони рентгенівського випромінювання мають енергію від 100 еВ до 250 кеВ, що відповідає випромінюванню із частотою від 3х1016 Гц до

6х1019 Гц. Швидкість поширення рентгенівських променів дорівнює швидкості світла – 300 000 км/с.

До основних рентгенологічних методів дослідження належать: рентгеноскопія, рентгенографія та флюорографія [31]. При рентгеноскопії пучок рентгенівських променів, що генеруються рентгенівською трубкою, проходить через тіло пацієнта, потрапляє на флуоресцентний екран і формує на ньому позитивне тіньове зображення. При рентгенографії зображення об'єкта, що досліджується, отримують на плівці (пряма або аналогова рентгенографія) або на спеціальних цифрових пристроях (цифрова рентгенографія). На відміну від рентгеноскопії, де отримують динамічне зображення у режимі реального часу, при рентгенографії зображення статичне. При флюорографії роблять фотографування зображення з флюоресцентного екрану на плівку різного формату (70х70, 100х100 та 110х110 мм). Таким чином, при флюорографії зображення завжди зменшено.

Перевагами методу рентгеноскопії є простота та економічність, можливість багатоосьового та поліпозиційного дослідження, тобто проводити дослідження у різних проекціях та положеннях пацієнта, можливість оцінки анатомічних та морфологічних і функціональних особливостей досліджуваних органів у режимі реального часу. До основних недоліків рентгеноскопії відносяться відносно високе променеве навантаження і відносно низька роздільна здатність (проблеми в диференціації дрібних структур і невеликих змін).

У даний час як удосконалений метод рентгеноскопії застосовують метод рентгенотелебачення – просвічування за допомогою системи електронно-оптичного перетворювача (ЕОП) і телевізійної системи. В ЕОП видиме зображення на флуоресцентному екрані посилюється і перетворюється на електричний сигнал, який відображається на телевізійному моніторі. Таке рентгенівське зображення можна вивчати у звичайному освітленому приміщенні.

Променеве навантаження на пацієнта та персонал при застосуванні ЕОП значно менше. Телесистема дозволяє записати дослідження, що особливо важливо для вивчення рухів органів.

Рентгеноскопія в основному застосовується для дослідження грудної порожнини та черевної порожнини (рис. 3.2).

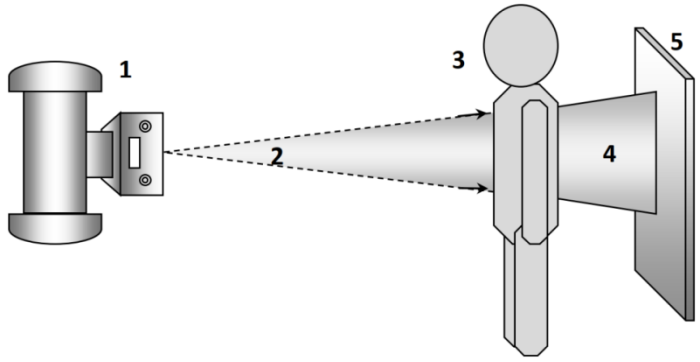
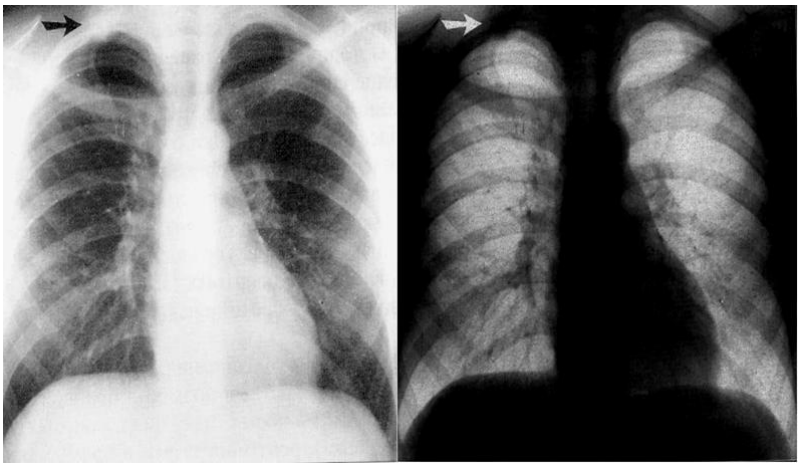


Рисунок 3.2 – Схема рентгеноскопії: 1 - рентгенівська трубка, 2 - вихідний пучок рентгенівських променів, 3 - пацієнт, 4 - рентгенівські промені, що пройшли через пацієнта, 5 - флуоресцентний екран.

Зображення при рентгеноскопії є позитивним і має свої особливості на рентгенівському знімку (рис. 3.3) [32].



a b

Рисунок 3.3 – Негативне (a) і позитивне (b) рентгенівське зображення органів грудної порожнини.

Зображення при рентгеноскопії на рентгенівському знімку: чорно-біле, площинне та сумаційне, щільні структури (кістки) мають темніші тони, м'якоткані утворення та повітря – мають світліші тони (на противагу рентгенографії, де зображення негативне).

У даний час існує три основні технології цифрового способу отримання рентгенівського зображення: рентгеноскопія з використанням аналого-цифрового перетворювача (АЦП), рентгеноскопія на люмінофорах, що запам'ятовують, і пряма цифрова рентгеноскопія (з використанням цифрової матриці) [31, 33].

В цифрових рентгенівських апаратах з АЦП рентгенівське зображення з ЕОП надходить у систему АЦП, у якій аналоговий електричний сигнал перетворюється на цифровий, потім надходить у комп'ютер, обробляється і виводиться монітор. Основними елементами цифрової рентгенології на люмінофорах, що запам'ятовують, є запам'ятовуючі люмінофорні пластини, зчитуючий пристрій (сканер) і робоча станція. На люмінофорній пластині під час експозиції формується приховане зображення, яке схоже на приховане зображення на рентгенівській плівці під час аналогової рентгенографії. Після експонування люмінофорна пластина поміщається в пристрій для зчитування і приховане зображення зчитується лазером. Потім сигнал оцифровується, що дає змогу надалі його обробляти та переглядати. У подальшому зображення стирається, тому люмінофорні пластини можуть використовуватися багаторазово. При прямій цифровій рентгеноскопії використовуються детектори, що безпосередньо перетворюють рентгенівське зображення в цифровий формат. У цих системах використовують спеціальні плоскі панелі, детектори великої площі (до 43х43 см), які створені на базі матриць з аморфного кремнію або селену.

Під час звичайного рентгенологічного дослідження можна отримати зображення органів, що по-різному поглинають рентгенівське випромінювання, такі органи мають природну контрастність. Наприклад, кістки добре

визначаються при звичайній рентгеноскопії та рентгенографії. Однак звичайна рентгенологія не може забезпечити різного зображення органів і тканин, що мають приблизно однакову здатність поглинати рентгенівське випромінювання. Так, на оглядовому знімку грудної порожнини видно контури серця, але не можна розрізнити його камери, заповнені кров'ю, оскільки кров і серцевий м'яз однаково затримують рентгенівські промені. Це стосується всіх м'якотканих структур організму. Для того щоб диференціювати тканини, що мають однакові здібності затримувати рентгенівські промені, використовують штучне контрастування.

В організм вводять речовини, здатні поглинати рентгенівське випромінювання сильніше чи слабше, ніж м'які тканини, що дає змогу досягти необхідного контрастування досліджуваних органів. Пряме контрастування засноване на введенні контрастної речовини безпосередньо в порожнину досліджуваного органу або навколишню порожнину, тканину. Непряме контрастування засноване на здатності деяких органів вибірково поглинати з крові контрастну речовину, концентрувати її та виводити зі своїм фізіологічним секретом. Наприклад – печінка, жовчний міхур, нирки. Після введення таких речовин через певний час під час рентгенологічного дослідження можна розрізнити у пацієнта жовчні протоки, жовчний міхур, порожнинну систему нирок, сечоводи, сечовий міхур.

Методи штучного контрастування використовуються [31, 34]:

• у гастроентерології – дослідження різних відділів органів травлення (стравохід, шлунок, 12-пала кишка, тонка та товста кишка; жовчовивідні шляхи, ретроградна ендоскопічна, внутрішньовенна холеграфія та ін.);

• ангіології – всі види судинних досліджень (артеріографія, флебографія, лімфографія та ін);

• кардіології (ангіокардіографія);

• пульмонології (бронхографія, ангіопульмонографія);

• гінекології (гістеросальпінгографія, пневмопельвіографія);

• урології (екскреторна урографія, ретроградна урографія);

• неврології (мієлографія, каротидна артеріографія);

• оториноларингології (гайморографія та ін.);

• остеології (артрографія, фістулографія та ін.).

Спеціальні рентгенологічні методи дослідження.

Рентгенівська комп'ютерна томографія (РКТ) являє собою рентгенологічне дослідження, при якому зображення шару об'єкта, що досліджується, отримують шляхом комп'ютерної обробки результатів багаторазового просвічування вузьким пучком рентгенівського випромінювання шару, коли рентгенівська трубка здійснює рух по колу [31, 35].

Проходячи через тканини досліджуваного пацієнта рентгенівське випромінювання послаблюється відповідно до щільності та атомного складу тканин. При цьому пучок рентгенівських променів фіксується спеціальною системою детекторів (рис. 3.4) [36], які перетворюють енергію випромінювання на електричні сигнали (за принципом цифрової рентгенології).

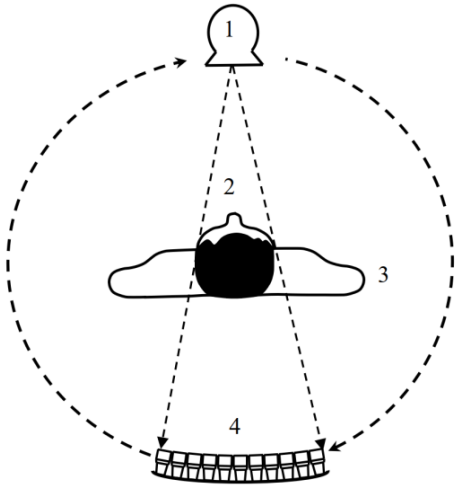


Рисунок 3.4 – Схема рентгенівської комп'ютерної томографії: 1 – рентгенівська трубка, 2 – вузький пучок рентгенівських променів, 3 – об'єкт дослідження, 4 – ряд детекторів.

Зображення, що отримується методом РКТ є цифровим. Рентгенівська трубка, обертаючись навколо пацієнта, за допомогою вузького пучка рентгенівських променів просвічує (сканує) його тіло під різними кутами, проходячи повний оберт 360°. До кінця обороту у пам'ять комп'ютера вводяться сигнали від усіх детекторів, і потім за допомогою комп'ютерної обробки створюється площинне зображення – зріз. Після отримання одного зрізу переходять до отримання наступного, для чого стіл пацієнта просувається на крок 0,3 - 10 мм, залежно від завдань дослідження. Для цього потрібен певний час (5 - 15 с), необхідний для переміщення столу для наступного сканування. Ділянки зрізу, які послаблюють рентгенівське випромінювання, виглядають світлими, а ділянки, що пропускають рентгенівські промені, – темними (за принципом звичайної рентгенографії).

Особливо важливою є можливість отримання кількісної характеристики щільності тканин, яка вимірюється в умовних одиницях Хаунсфілда HU. За нульову позначку приймається густина води – 0 HU. Щільність повітря дорівнює – 1000 UH, щільність кісткової тканини +1000 HU. Інші тканини людського тіла займають проміжні значення. Спеціальна комп'ютерна програма дозволяє реконструювати отримані дані у будь-якій площині чи відтворити тривимірне зображення органу чи групи органів.

Для поліпшення диференціювання органів один від одного, нормальних та патологічних структур, у РКТ використовуються методики контрастного посилення [31], найчастіше, із застосуванням йодовмісних контрастних препаратів. Основний спосіб запровадження контрастного препарату є внутрішньовенний. Контрастне дослідження при КТ дозволяє уточнити характер патологічних змін, що виявляються, у тому числі з високою діагностичною ефективністю вказати наявність пухлин на тлі навколишніх м'яких тканин, а також візуалізувати зміни, що не виявляються при звичайному або «нативному»

дослідженні. Крім зменшення часу обстеження та покращення якості зображення створено можливість дослідження коронарних судин та порожнин серця.

Переваги РКТ перед традиційною рентгенологією наступні:

1. Зображення органів не накладається один на одного (відсутній ефект підсумовування);

2. Інформація про внутрішню будову досліджуваної частини тіла може бути представлена у тривимірній вигляді за результатами підсумовування серії зрізів досліджуваної області (усунення недоліків площинного зображення);

3. РКТ біліша чутлива до щільності тканин: традиційний метод рентгенології дає змогу відобразити тканини, що мають різницю в щільності тканини не менше 10%, за допомогою метода РКТ – 1% і менше;

4. Можливість обробляти та налаштовувати РКТ зображення після завершення сканування: регулювання яскравості, контрастності, масштабування, регулювання градації сірої шкали для кращої візуалізації анатомії інтересу.

До недоліків РКТ можна віднести:

1. Відносно високе (порівняно з рентгенографією) променеве навантаження на пацієнта, що диктує жорстку необхідність використання РКТ виключно за суворими показаннями;

2. Поява артефактів від щільних структур, особливо металевих – протезів суглобів, сторонніх тіл тощо.

3. Відносно невисока м'якоткана контрастна роздільна здатність.

Рентгенівська комп'ютерна томографія (РКТ) у даний час інтенсивно розвивається. Наприклад, розроблено новий тип сканерів, які було названо спіральними КТ (СКТ) і мультиспіральними КТ (МСКТ). У томографічних апаратах СКТ і МСКТ рентгенівська трубка з детекторами обертається навколо столу, який рухається з пацієнтом, що дає змогу скоротити час дослідження,

знизити променеве навантаження і отримати реконструкції зображень з більшою роздільною здатністю.

На відміну від МРТ, метод КТ не впливає на роботу вживлених життєзабезпечувальних приладів, може виконуватися за наявності металевих імплантатів у тілі пацієнта.

3.2. Комп'ютерна томографія

Комп'ютерна томографія (КТ) – це метод пошарового сканування внутрішніх органів пацієнта за допомогою рентгенівського випромінювання [31]. На відміну від звичайної рентгенографії та рентгеноскопії, КТ виявляє найдрібніші зміни в тканинах за рахунок кращої чіткості знімків та можливості робити зрізи з мінімальним кроком.

Комп'ютерний томограф формує серію зображень шляхом "пошарової" зйомки (рис. 3.5) [36]. Рентгенівський промінь проходить крізь тонкий шар тіла людини, яке під час сканування поступово переміщується перпендикулярно до осі обертання рентгенівської трубки, на виході з тіла людини ослаблене рентгенівське випромінювання фіксується детектором. Таким чином, після комп'ютерної обробки масиву даних за одне сканування виходить множина тонких зрізів досліджуваної частини тіла.

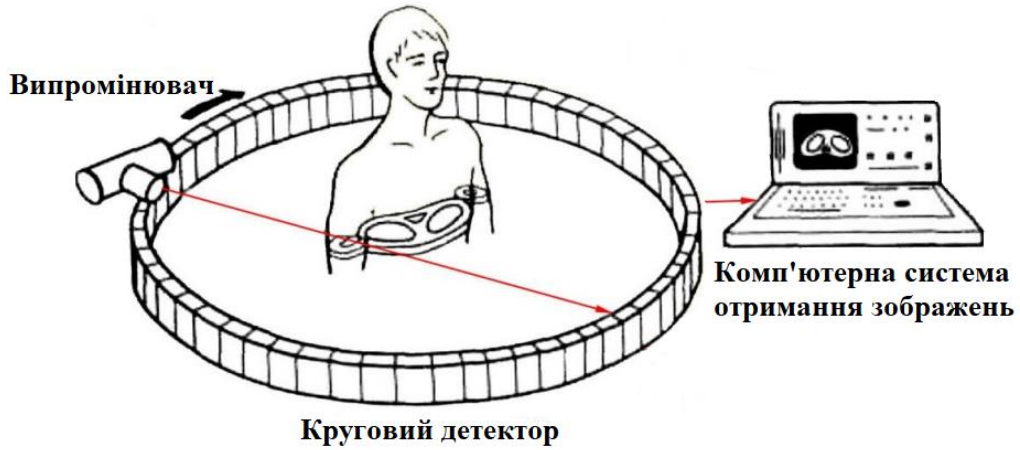
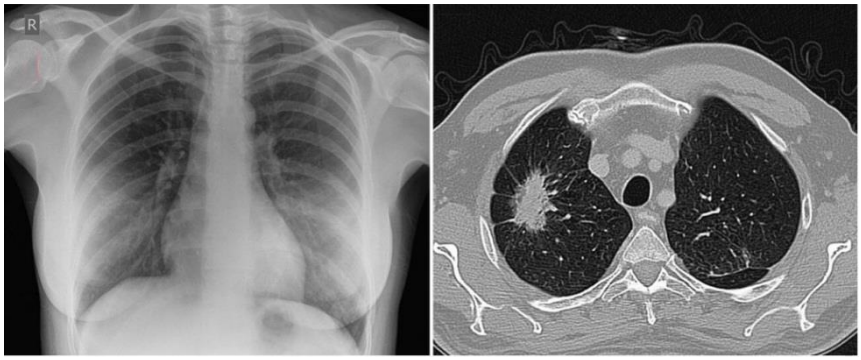


Рисунок 3.5 – Схема комп'ютерного томографа

Чим щільніший орган, через який проходить випромінювання, тим більше енергії втрачається. Ґрунтуючись на різниці між початковою енергією променя та енергією променя на виході, комп'ютерна система генерує зображення (рис. 3.6).



а б

Рисунок 3.6 – Знімки легень, отримані під час проведення комп'ютерної томографії: а – поздовжній (фронтальний) переріз, б – поперечний (аксіальний) переріз [32].

Комп'ютерна томографія дає змогу отримати пошарове зображення будь-якої анатомічної області людини з товщиною зрізу від 0,5 мм до 10 мм, оцінити стан досліджуваних органів і тканин, локалізацію та поширеність патологічного процесу. Метод КТ використовується для отримання зображень: кісток, м'яких тканин, кровоносних судин, грудної клітки, головного мозку, органів черевної порожнини, органів малого тазу.

У даний час для методу КТ застосовується спіральний тип сканерів (СКТ). В апаратах СКТ рентгенівська трубка з детекторами обертається навколо столу, що безперервно рухається, з пацієнтом. Це дає змогу не лише скоротити час дослідження, але і усунути обмеження «покрокової» методики – пропуску ділянок, які «не потрапили у зріз», а також ділянок, що пропускалися через глибину затримки дихання пацієнтом (рис. 3.7) [36].

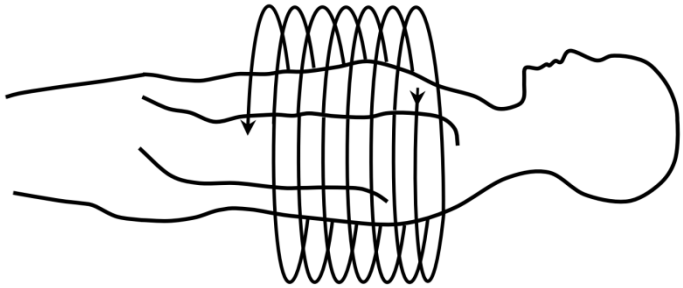


Рисунок 3.7 – Схема спіральної комп'ютерної томографії

СКТ дозволяє значно прискорити процес сканування, і, відповідно – скоротити час дослідження, знизити променеве навантаження та отримати якісніші реконструкції зображень у різних площинах,

Для процесу 3D реконструкції отримала поширення мультиспіральна КТ (МСКТ) [37]. У апаратах МСКТ створено системи з 4, 16, 64, 256 і 320 рядами цифрових детекторних елементів. На таких томографах можна отримати сотні та тисячі томограм лише за кілька секунд з товщиною зрізу від 1 мм до 0,5-0,6 мм. Крім зменшення часу обстеження та покращення якості зображення було створено можливість дослідження коронарних судин та порожнин серця.

МСКТ з 3D реконструкцією необхідна при переломах трубчастих кісток і суглобових зчленувань, переломах хребців і травмах хребта. МСКТ кісток і суглобів дозволяє отримати інформацію не лише про значні анатомічні порушення, а також про структуру кісткової тканини (наявність розрідження кісткової тканини, зниження щільності кісткової тканини). МСКТ з 3D реконструкцією дозволяє визначити до дрібних подробиць структуру суглобів, конгруентність суглобів, точно виміряти розміри кісток і суглобів. Такі можливості МСКТ із тривимірною реконструкцією роблять цей метод дослідження методом вибору для проведення оперативних втручань (у тому числі при операціях ендопротезування).

Висока роздільна здатність апаратури КТ дозволяє реконструювати найтонші зрізи та отримувати докладне 3D-зображення, яке можна розглядати пошарово в різних проекціях. Найчастіше комп'ютерна томографія є кращим методом діагностики багатьох видів злоякісних пухлин (рак легень, нирок, печінки, підшлункової залози). Візуалізація дозволяє визначити наявність пухлини, її розмір, межі, локалізацію та ступінь ураження довколишніх тканин.

Використання спеціальних комп'ютерних програм обробки зображень дозволяє отримати тривимірне зображення тканин, особливо якісно кісткових тканин, що є дуже актуальним, коли є необхідність в оперативному лікуванні (реконструктивних операціях). На знімках чітко видно дрібні кістки і тканини, що їх оточують.

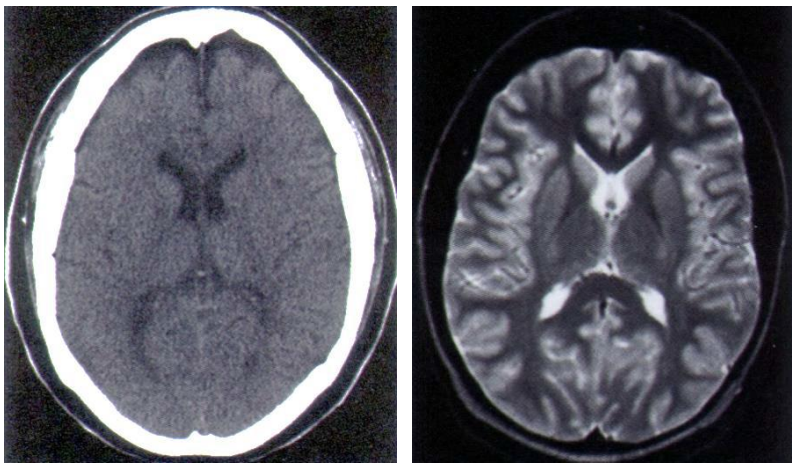
3.3. Магнітно-резонансна томографія

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) – метод променевої діагностики, заснований на використанні магнітного поля та електромагнітних хвиль радіочастотного діапазону для отримання пошарових та об'ємних зображень органів та тканин, відновлених математичними методами [32, 38]. У цьому зображенні фіксується як різниця у щільності тканин, тобто. кількість ядер в одиниці обсягу, і різниця у швидкості відновлення цих ядер після їх збудження радіочастотним імпульсом.

Метод заснований на явищі ядерно-магнітного резонансу, при якому деякі ядра, що знаходяться в магнітному полі, індукують електромагнітний сигнал під впливом радіочастотних імпульсів. На відміну від рентгенівських методів у методі МРТ використовуються радіохвилі з частотою суттєво нижчою від тієї, яка потрібна для іонізації атомів. У даний час МРТ вважається практично нешкідливим, оскільки вплив магнітного поля не має іонізуючого (пошкоджуючого) впливу на біологічні тканини.

Під час МРТ відбувається взаємодія радіохвиль та статичних магнітних полів безпосередньо з атомним ядром. У медичній практиці використовується лише ядро атома водню, що складається з одного протону та одного нейтрона, оскільки водень у великій кількості міститься у будь-якому організмі. Тому в МРТ використовується саме сигнал від ядер водню (протонів). У відповідь радіосигнали містять інформацію про тканини людини та реєструються приймачем. Електричні сигнали реєструються аналого-цифровим перетворювачем і потім надходять до комп'ютера, де за допомогою спеціальних програм формується зображення.

Якщо при рентгенографії зображення визначається щільністю та ядерною вагою атомів тканини під час проходження рентгенівських променів, то у методі МРТ найважливішим чинником у формуванні зображення є швидкість відновлення ядер після дії радіохвиль (швидкість релаксації). Наприклад, для МРТ висока щільність кістки не впливає на контраст зображення. Сіра та біла речовина головного мозку, стовбур головного мозку та мозолисте тіло чітко візуалізуються внаслідок різних часів релаксації ядер у цих тканинах (рис. 3.8).



а б

Рисунок 3.8 – Зображення однієї й тієї області головного мозку: а – отримане під час РКТ, б – отримане під час МРТ [32].

Основною одиницею МРТ зображення є томографічний зріз чи площину. Програмне забезпечення для МРТ при аналізі множини зрізів може побудувати об'ємне зображення будь-якої області або будь-якого органу і системи. Зображення певного зрізу зрозуміле лікарю, воно відповідає його уявленню про внутрішню анатомічну будову людського організму.

Найбільш важливим компонентом апарату МРТ є магніт, який створює потужне постійне (статичне) поле, навколо вектора напруженості якого прецесують ядра водню (рис. 3.9) [36]. У даний час найчастіше в клінічній практиці використовують томографи з напруженістю магнітного поля 1,5 Тл, хоча існують апарати МРТ з напруженістю магнітного поля 7 Тл і більше (для порівняння, магнітне поле Землі становить приблизно 0,00005 Тл).

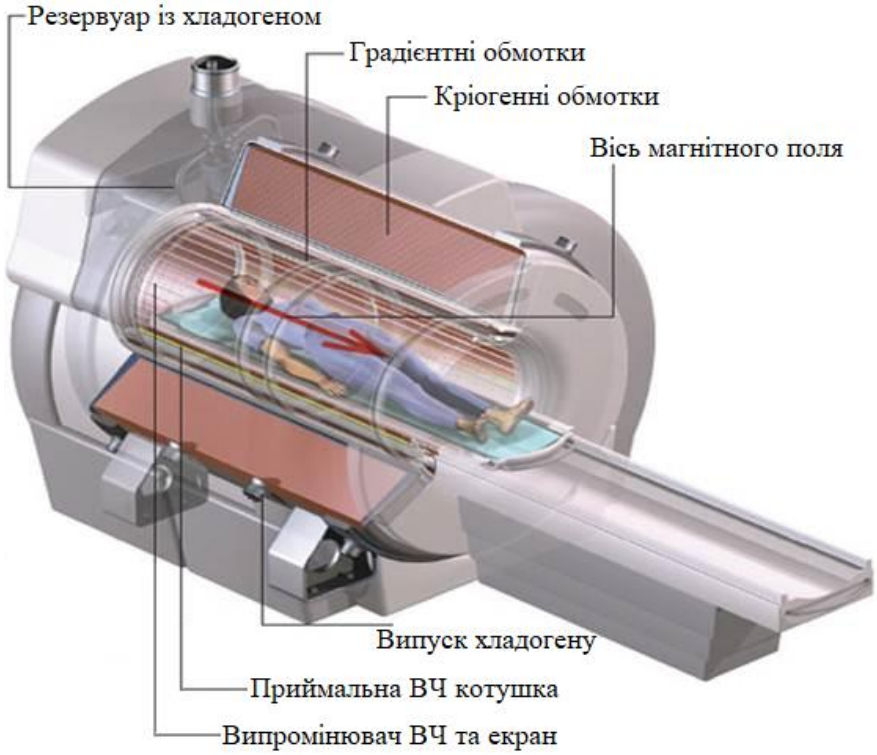


Рисунок 3.9 – Конструкція апарату МРТ, у якому поле створюється струмом, що тече через надпровідники.

Найбільш поширеним типом магніту є надпровідний електромагніт, який використовує властивість надпровідності при дуже низьких температурах, що властиво деяким матеріалам (сплав MgB_2, з'єднання GdOFeAs та ін.). Надпровідний матеріал практично не має електричного опору – тому на підтримку потужного електромагнітного потоку в котушці майже не потребує енергетичних витрат. Однак витратним є постачання електромагніту низькотемпературними кріогенними охолоджувальними рідинами, для цього застосовують або рідкий азот (-195,8°C), або рідкий гелій (-268,9°C). У результаті надпровідні магніти утворюють магнітне поле високої напруженості до 2,0-3,0 Тл і більше. Більш сильне магнітне поле у котушці дає змогу збільшити співвідношення сигнал-шум, що значно покращує якість МРТ зображення.

Залежно від напруженості магнітного поля розрізняють кілька типів томографів (апаратів МРТ):

• до 0,1 Тл – наднизькопольний томограф;

• від 0,1 до 0,5 Тл – низькопольний;

• від 0,5 до 1 Тл – середньопольний;

• від 1 до 2 Тл – високопольний;

• більше 2 Тл – надвисокопольний.

Основні протипоказання під час проведення дослідження пов'язані з впливом статичного магнітного поля, що оточує магніт. Металеві об'єкти не повинні потрапляти в дію цього електромагнітного поля (вони можуть бути як зовні, так і всередині тіла пацієнта). Наприклад, при напруженості магнітного поля в 1,5 Тл феромагнітний об'єкт, який знаходиться на відстані 1 м, буде притягуватися до магніту з силою, яка перевищує силу тяжіння Землі в 10 разів. Крім впливу електромагнітним полем існує вплив радіочастотних імпульсів на різні електронні пристрої, які знаходяться всередині тіла пацієнта, наприклад, радіохвилі впливають на серцеві імпланти (водії ритму, кардіостимулятори).

За методикою МРТ дослідження радіочастотні імпульси можуть подаватися у різних імпульсних послідовностях, що дозволяє отримувати одні й ті самі зображення різної контрастності та краще побачити ті чи інші патологічні зміни. За стандартними методиками проведення МРТ імпульсні послідовності позначають як Т1-зважені (Т1-ВІ), Т2-зважені (Т2-ВІ) та протон-зважені зображення (рис. 3.10) [32].

На МРТ зображенні колір анатомічних структур при Т1-ВІ та Т2-ВІ залежить від швидкості релаксації: м'язи мають темно-сірий колір, судини – темний колір, біла мозкова речовина і червоний кістковий мозок – світло-сірий колір при Т1-ВІ та темно-сірий при Т2-ВІ, жирова тканина - білий колір при Т1-ВІ і темний при Т2-ВІ.

а б

Рисунок 3.10 – Зображення однієї й тієї області головного мозку:
а – Т1-зважені (Т1-ВІ) зображення, б – Т2-зважені (Т2-ВІ) зображення.

Крім стандартних методик МРТ застосовуються також спеціальні методики: контрастне МРТ-дослідження, функціональна МРТ, МР-дифузія, МР-ангіографія, МР-мієлографія, МР-холангіопанкреатографія, МР-урографія, МР-перфузія та ін. Наприклад, МРТ-дослідження дає змогу виконувати ангіографію як із введенням контрастної речовини, так і без неї.

Переваги методу МРТ:

1. Застосування різних імпульсних послідовностей дозволяє отримати зображення різних м'якотканих структур високої контрастності в будь-якій площині з товщиною зрізу до 1 мм;

2. Відсутність променевого навантаження на пацієнта.

3. Можливість безконтрастної ангіографії, мієлографії, орографії та ін.

Недоліки методу МРТ:

1. Обмеження дослідження у певних груп пацієнтів, які мають протипоказання при проведенні МРТ;

2. Чутливість до рухових артефактів;

3. Гірша візуалізація кісткових структур (через низький вміст води, яка містить ядра водню);

4. Висока вартість обладнання і, відповідно, одного дослідження.

У даний час метод МРТ є одним з найінформативніших, безпечних (неіонізуючих) методів променевої діагностики, який застосовується для дослідження практично всіх органів і систем людського організму.

3.4. Термографічні методи

Температура – один із найважливіших показників стану здоров'я людини, оскільки будь-який патологічний стан локально або генералізовано зачіпає процеси теплопродукції та теплообміну в організмі.

Теплове випромінювання є особливим видом електромагнітного випромінювання, яке виникає в результаті теплового збудження частинок, що містять електричні заряди. Метод термографії полягає в тому, що кожне нагріте тіло стає джерелом теплового випромінювання. Будь-яке тіло, нагріте до температури вище абсолютного нуля (у тому числі і людський організм), випромінює електромагнітні хвилі в широкому спектрі частот.

Типова структурна схема термографічної системи на основі тепловізора представлена на рисунку 3.11 [39].

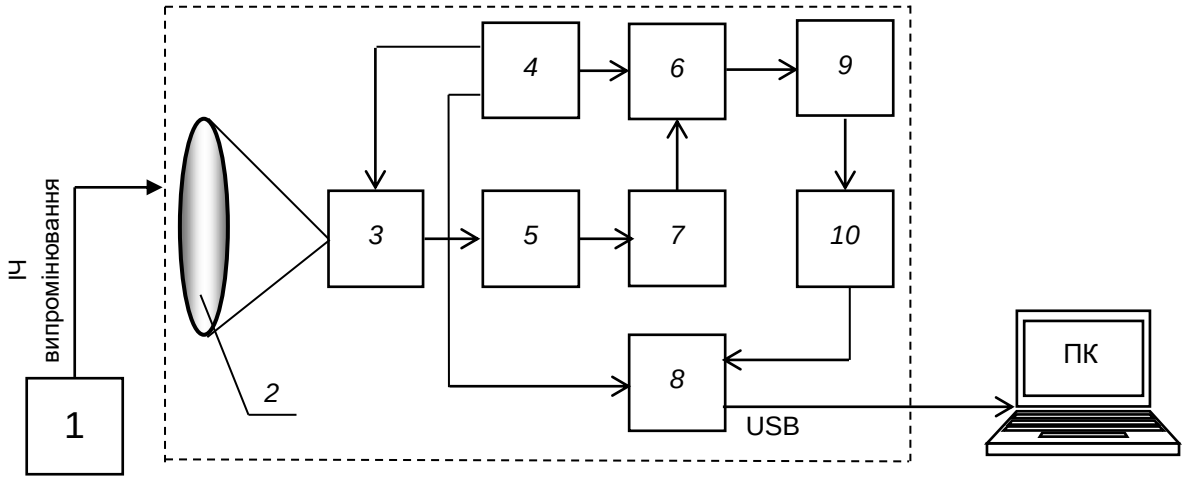


Рисунок 3.11 – Структурна схема термографічної системи: 1 – об`єкт досліджень; 2 – матрицю фотоприймачів тепловізора; ПК – персональний комп'ютер.

Термографічна система містить у своєму складі: інфрачервоний (ІЧ) об`єктив (2), матрицю фотоприймачів (3), модуль попередніх підсилювачів (4), тактовий генератора (5), аналоговий коректор неоднорідності сигналів (6), мультиплексор (7) вибору режиму вимірювання, аналого-цифровий перетворювач (9), цифровий коректор неоднорідності сигналів (10), блок мікропроцесорної обробки (8) для формування зображення, USB вихід для підключення до ПК. Система тепловізійного дослідження (ТД) може бути реалізована на базі матричного ІЧ медичного тепловізора з діапазоном 3 - 5 мкм або 7 - 14 мкм.

Інтерпретація термограм є досить складним завданням, що обумовлено специфікою тепловізійного методу, за допомогою якого лікар отримує інформацію про розподіл температури по поверхні тіла людини. На підставі реєстрації даних ІЧ випромінювання на поверхні об'єкту можна виділити зони гіпертермії та гіпотермії, порівняти їх з нормою та зробити висновок про наявність чи відсутність патологічних вогнищ в організмі [40].

При термографії визначається характерна теплова картина всіх областей тіла. Наприклад, у нормі більше висока температура визначається над великими кровоносними судинами (проекція сонної артерії, підключичної артерії), в навколоротовій області, в області очних ямок. Температура на поверхні щік, вушної раковини, надбрівної області та волосистої частини голови, навпаки, значно нижче температури навколишніх тканин. Зміна у нормальному розподілі температур є ознака патологічного процесу [41]. Наприклад, при запаленні швидкість протікання біохімічних процесів знижується, але посилюється процес роз'єднання дихання та фосфорилювання. Внаслідок цього температура запаленої ділянки буде вищою, ніж температура оточуючих тканин [42].

У даний час можна виділити дві методики проведення тепловізійного дослідження (ТД): оцінка статичної (нативної) та динамічної (мінливої) теплової картини [43]. Під час проведення нативного ТД об’єкта здійснюють тепловізійну скринінг-діагностику, динамічне теплобачення дає оцінку еволюції теплової картини за певний період.

Для вирішення конкретної діагностичної задачі структура термографічної системи може бути модифікована відповідно до медико-інженерних вимог організації інформаційно-діагностичних систем (рис. 3.12) [39].

Наприклад, до складу термографічної системи можна виключити дані результатів функціональних навантажень, анамнезу, додаткові дані інструментальних методів тощо. При створенні подібної системи необхідно враховувати наступні медико-інженерні складові: технічну (методи і засоби для отримання достовірних діагностичних ознак), семантичну (системи аналізу та інтерпретації сукупних діагностичних ознак) і медичну (процедури постановки попереднього діагнозу).

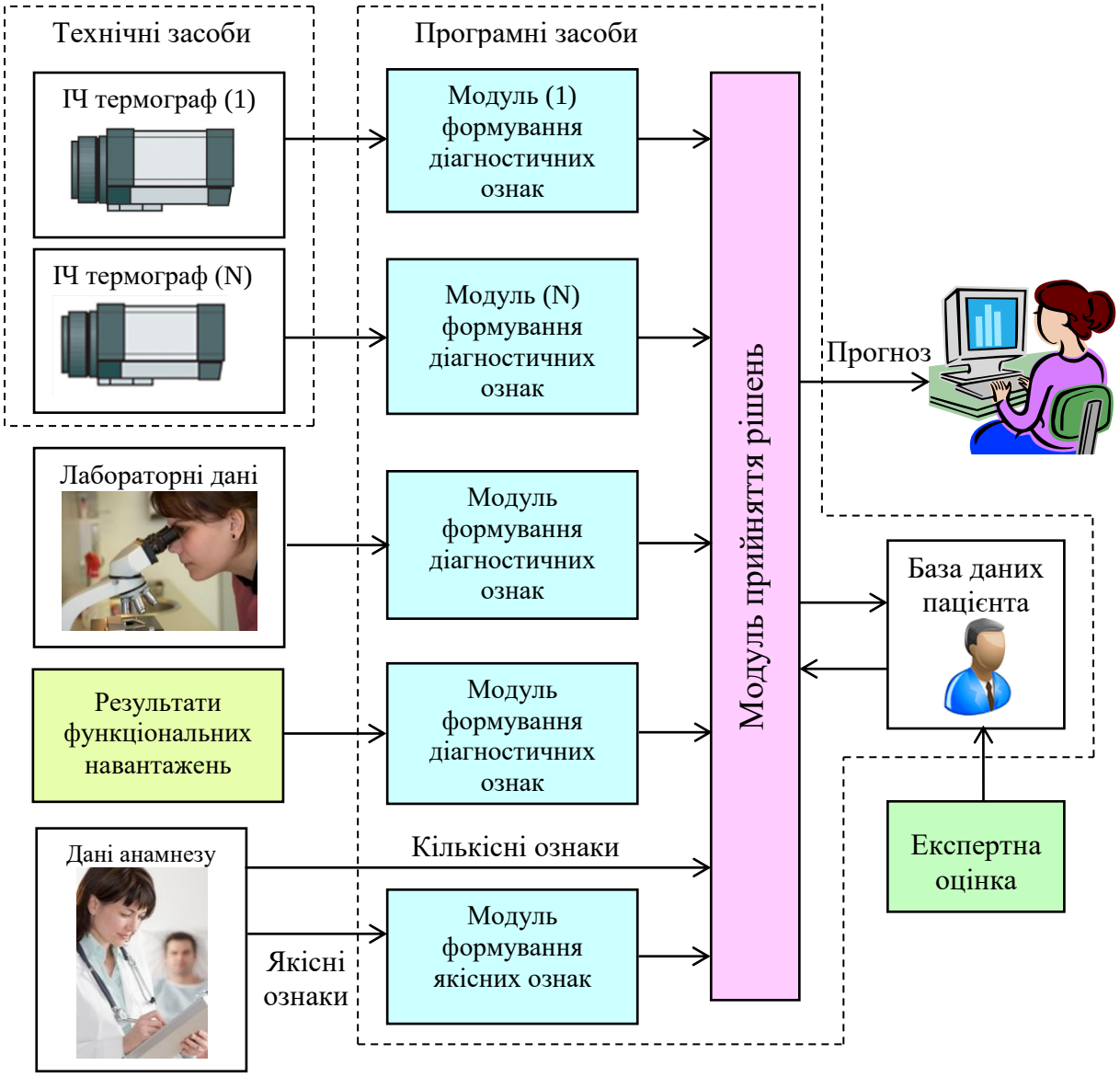


Рисунок 3.12 – Структурна схема інформаційно-діагностичної термографічної системи на основі тепловізорів.

Можливі два варіанти динамічного теплобачення, які розрізняються як методикою проведення ТД обстеження, так і часом, протягом якого оцінюють зміни у тепловій картині. Перший варіант – проведення повторних тепловізійних обстежень через певні проміжки часу, причому часовий інтервал між такими

обстеженнями може становити години, добу, місяці та навіть роки. При другому варіанті динамічної термографії реєструються швидкі зміни інфрачервоного випромінювання у відповідь на вплив провокуючої проби, яка посилює навантаження на місцеві чи загальні механізми терморегуляції. Після провокації виникає комплекс вегетативно-судинних реакцій організму, різних за рівнем вираженості та швидкості повернення їх до вихідного рівня після припинення впливу проби.

Медична термографія, хоч і відноситься до методів променевої діагностики, проте на відміну від рентгенографії та комп'ютерної томографії не несе променевого навантаження. Крім цього, можна виділити такі властивості термографії, як можливість тривалого безперервного спостереження за одним пацієнтом або кількома пацієнтами відразу. Однак, крім позитивних якостей, теплобачення має ряд недоліків, до яких належать мала вибірковість (не специфічність) методу досліджень. Наприклад, оскільки зміни температури є неспецифічним показником, цей момент заважає використання термографії як референтного діагностичного методу. Дані термографічного дослідження не можуть вказувати на розвиток того чи іншого захворювання із стовідсотковою ймовірністю, що призводить до необхідності додаткового аналізу клінічної картини та застосування інших методів дослідження.

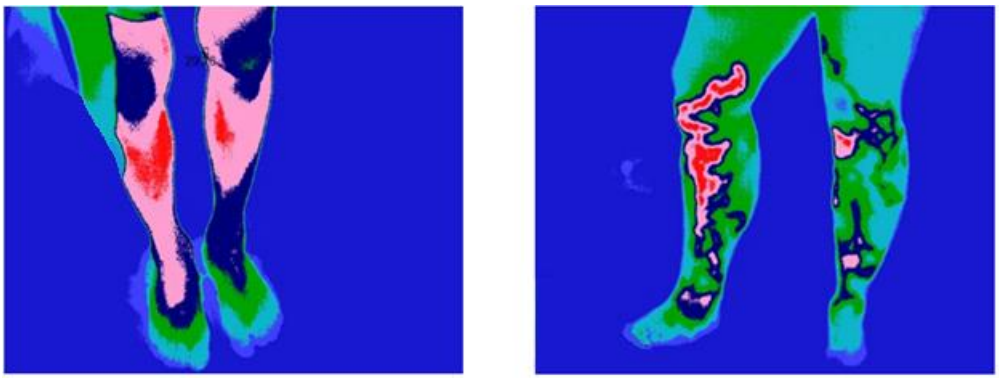
Незважаючи на деякі мінуси термографії, потенціал її застосування величезний. За допомогою теплобачення можна діагностувати різну патологію у багатьох галузях медицини. Широкого поширення набула термографія в онкології. Для злоякісних пухлин характерна зона гіпертермії, що відповідає галузі інфільтрації з різницею в температурі з навколишніми тканинами [44]. Наприклад, теплобачення дає змогу виявити пухлину молочної залози набагато раніше, ніж це можливо за методом мамографії, а також дає можливість

здійснювати контроль ефективності модифікуючої терапії пухлин під час променевої терапії та хіміотерапії.

Термографія знайшла застосування в акушерстві та гінекології. Під час вагітності характер розподілу температур змінюється, і такі зміни також можна побачити на термограмі. Наприклад, термографічними ознаками вагітності можуть бути гіпертермія молочних залоз, зміна картини температур черевної порожнини, поступове поширення гіпертермії у верхні та нижні відділи живота, локалізація гіпертермії у середні параумбілікальної ділянки [42]. Розроблено термографічні критерії, характерні для гострих та хронічних запальних захворювань придатків матки, міоми матки, раку шийки матки, злоякісних та доброякісних пухлин яєчників.

В оториноларингології термографію використовують при запальних процесах та новоутвореннях у верхньощелепних та лобових пазухах. У таких випадках визначають зони гіпертермії. У травматології та ортопедії термографію застосовують для діагностики патології плечових, ліктьових, колінних, п'ястково-фалангових, гомілковостопних, плюснефалангових суглобів, а також для виявлення захворювань хребта та кісток (таких як остеохондроз, сколіоз, невропатія периферичних нервів, остеомієліт, остеопороз) [45].

Термографію активно використовують в діагностиці патології судин (рис. 3.13). При порушенні артеріального кровообігу (ангіоспазм, звуження або повний стеноз судини) визначається зона гіпотермії, яка за становищем, формою та розмірами відповідає області зниження кровотоку. При патології венозних судин, навпаки, зазвичай виявляють зону гіпертермії [46].



а б

Рисунок 3.13 – Термографічна діагностика захворювань судин:
а – облітеруючий атеросклероз судин нижніх кінцівок; б – варикозне розширення вен нижніх кінцівок

Локальне підвищення температури в області поверхневих вен нижніх кінцівок вказує на можливість тромбофлебіту. Атеросклеротичні зміни судин також ведуть до порушення кровотоку та зміни температури, що дозволяє зафіксувати наявність атеросклеротичних бляшок методом термографії [47]. У неврології теплобачення застосовують для діагностики різноманітних ушкоджень периферичних нервів [48].

Метод термографічних досліджень успішно застосовується під час вимірювання зміни температури на поверхні міокарда в умовах штучного кровообігу [49]. Дані температури на відкритому серці та у "ядрі" тіла пацієнта, які реєструються за допомогою давача температури в стравоході та термографічною системою, використовуються для розрахунку коефіцієнтів охолодження та зігрівання міокарда. Співставлення показань температури достовірно показує, що максимальна різниця температур між значеннями, що реєструються тепловізором на поверхні міокарда, і давачем в стравоході становить ~6°С на 25-й хвилині процесу зігрівання серця. Причому, в ділянці атеросклеротичного пошкодження стінок серцевого м'яза відбувається істотне зростання термічного опору.

Отже, термографія як об'єктивний метод клінічної візуалізації може бути доповненням до діагностичного процесу, особливо у неясних клінічних випадках, позбавляючи хворого від інвазивних методів діагностики. Для розширення можливостей одержання об`єктивної діагностичної інформації в області тепловізійної діагностики захворювань перспективним є використання багатоканальних систем моніторингу, які забезпечують об`єднання різних інформаційних потоків.

3.5. Ультразвукові методи досліджень

Ультразвукова діагностика (УЗД, сонографія, ультрасонографія) є методом променевої діагностики, при якому використовуються високочастотні звукові (ультразвукові) хвилі для отримання зображення внутрішніх органів [50].

Ультразвукові хвилі мають певні властивості, які дозволяють їх використовувати для діагностики:

• поширюються прямолінійно, що дає можливість отримувати зображення досліджуваних органів практично без спотворень, при збереженні їх лінійних розмірів та форми;

• можна фокусувати, коли ультразвуковий промінь спрямований і зосереджений точно на досліджуваних тканинах;

• проникають всередину тканин до 10 см (при частоті 1600-3000 кГц ультразвук проникає на глибину 1-1,5 см, при частоті 800-900 кГц – на глибину 4-5 см);

• по-різному відбиваються від меж тканин різних щільностей (від зовнішніх контурів біологічних тканин та їх внутрішньої структури), що дає певну інформацію про внутрішню будову та функції органів.

Основними характеристиками ультразвукових хвиль є:

• період коливання (T), який характеризує час, протягом якого молекула чи частка речовини здійснює одне повне коливання;

• частота коливань (f) – число коливань за одиницю часу;

• довжина хвилі (λ) – відстань між точками однієї фази;

• швидкість поширення ультразвуку (v) в тканинах.

Зокрема, швидкість поширення ультразвуку визначається лише властивостями середовища (тканини), головним чином, щільністю та пружністю (табл. 3.1) [51].

Таблиця 3.1 – Швидкість поширення ультразвуку в тканинах

Жива тканина	Швидкість поширення, (м/с)
Мозок	1510
Печінка	1550
Нирки	1565
М'язи	1580
Жирова тканина	1450
Кістки	4080
Кров	1570
М'які тканини (усереднено)	1540
Повітря	330

В ультразвуковій діагностиці використовують діапазон 2-15 МГц. Даний діапазон обумовлений фізичними особливостями ультразвуку (залежністю глибини сканування від частоти) та діагностичними завданнями УЗД (отриманням зображення по можливості з більшою роздільною здатністю). Зокрема, чим вище частота ультразвуку (відповідно менше довжина хвилі), тим вище роздільна здатність апарату УЗД, тобто. здатність побачити дрібніші деталі на зображенні. З іншого боку – чим вище частота, тим менше проникаюча здатність або глибина сканування. Приблизні співвідношення частоти та глибини проникнення ультразвуку у м'яких тканинах організму представлені у таблиці 3.2 [51].

Таблиця 3.2 – Співвідношення частоти та глибини проникнення ультразвуку у м'яких тканинах

Частота, МГц	Глибина проникнення, см
1	50
3,5	30
5	15
7,5	7
10	5

Фізичною основою отримання ультразвукових хвиль є п'єзоелектричний ефект. При зовнішньому механічному впливі, що викликає деформацію монокристалів, на гранях цих кристалів виникають протилежні за знаком електричні заряди. Крім того, п'єзоелементи мають зворотній ефект – під час подачі на такі монокристали змінного електричного заряду відбувається їх механічні коливання, які при відповідних параметрах електричного струму генерують ультразвукові хвилі. Наприклад, один і той самий п'єзокристал з матеріалу ПКР-78, який представляє твердий розчин на основі титанату-цирконату свинцю, може бути поперемінно як приймачем, так і джерелом ультразвукових хвиль (рис. 3.14) [36]. Ця частина ультразвукового апарату є акустичним перетворювачем або ультразвуковим давачем (трансд'юсер).

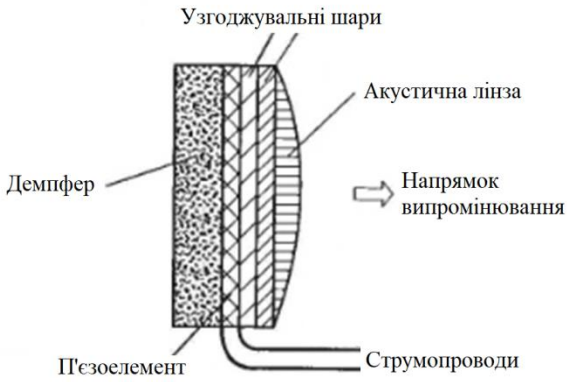


Рисунок 3.14 – Структура ультразвукового давача (трансд'юсера)

Давач (або ультразвуковий перетворювач), складається з акустичної лінзи, узгоджувального шару, решітки п'єзоелементів (п'єзоелемента), демпфера та струмопроводу. П'єзоелементи перетворюють електричні сигнали, що надходять з електронного приладу по струмопроводу, в ультразвукові сигнали (зворотний п'єзоефект). Демпфер частково пом'якшує механічні коливання п'єзоелемента, допомагає максимально розширити смугу ультразвукових частот, що підвищує поздовжню роздільну здатність, а також поглинає випромінювання задньої сторони п'єзоелемента. Узгоджувальні шари служать для узгодження акустичних опорів матеріалу п'єзоелемента та біологічних тканин, і наносяться на робочу (випромінюючу та приймаючу сигнали) поверхню п'єзоелемента. Акустична лінза фокусує ультразвуковий промінь, забезпечуючи мінімальну ширину променя в певному діапазоні глибин та покращуючи роздільну здатність. Отже, з приладу УЗД надходить електричний сигнал, перетворюється у давачі на ультразвук, проходить у тканини і відбивається від них назад, потім датчик приймає ці сигнали і знову перетворює в електричні імпульси, які обробляються приладом та у результаті оброблення перетворюються у зображення.

В сучасних апаратах УЗД існує кілька основних типів ультразвукових давачів, які відрізняються робочою частотою коливань (відповідно глибиною сканування і роздільною здатністю зображення), а також величиною і формою скануючої поверхні.

Основними типами ультразвукових давачів [52] є:

1. Лінійний давач (рис. 3.15, а) має високочастотний акустичний перетворювач з частотою 5-15 МГц, частіше 7,5 МГц, який використовується, головним чином, для дослідження поверхнево розташованих органів (щитовидної залози, молочної залози, лімфатичних вузлів, поверхневих судин та і т.д.). Має мінімальне спотворення одержуваного зображення, оскільки положення самого

трансд'юсера на поверхні тіла повністю відповідає розмірам досліджуваного органу. Лінійні датчики дозволяють отримувати зображення досліджуваної зони з високою роздільною здатністю, але обмежені невеликою глибиною сканування – не більш ніж 8-10 см). Недоліком лінійних датчиків є технічна складність забезпечення рівномірного прилягання поверхні трансд'юсера до шкіри пацієнта, що часто призводить до появи повітряних прошарків між шкірою і датчиком і, відповідно, завад на зображенні.

2. Конвексний давач (рис. 3.15, б) має опуклу робочу поверхню, що забезпечує кращий контакт зі шкірою в досліджуваній ділянці, робоча частота коливань 1,8-7,5 МГц, частіше – 3,5 МГц. Однак використання цих давачів дає зображення трохи більше по ширині, що може спотворювати форму досліджуваного об'єкта. За рахунок меншої частоти глибина сканування досягає 25-30 см, тому давач використовується для дослідження глибоко розташованих органів черевної порожнини, заочеревинного простору, малого тазу та ін.

3. Секторний давач (рис. 3.15, б) має невелику площу робочої поверхні, тому луч ультразвукові хвилі, що генеруються, має форму сектора. Отже, у секторного давача є ще більша невідповідність між розмірами трансдюсера і одержуваним зображенням. Працює такий давач на частоті 2-5 МГц, застосовується в тих випадках, коли необхідно з невеликої ділянки поверхні тіла одержати в кілька разів більший огляд на глибині.

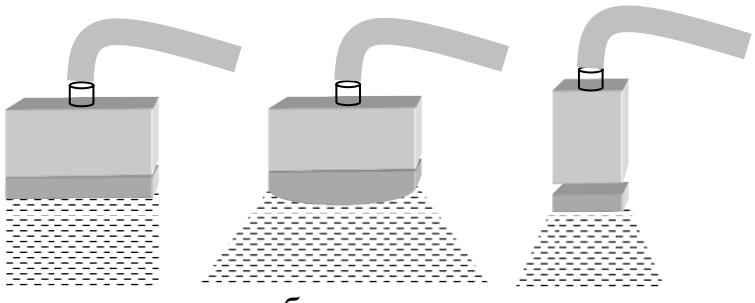


Рисунок 3.15 – Напрями поширення генерованих ними ультразвукових хвиль та основні типи датчиків: а – лінійний, б – конвексний, в – секторний давач.

Якщо тривалість імпульсу ультразвуку становить 1 мкс, то за час роботи датчик лише 0,001 с (1 мкс) генерує ультразвукові хвилі (працює як випромінювач), а інший час – 0,999 с (999 мкс) сприймає відбиті від живої тканини хвилі (працює як приймач).

Наприклад, секторний давач використовують при ехокардіографії, коли дослідження серця проводять крізь міжреберні проміжки. Крім того, він застосовується при дослідженні головного мозку у дітей до 1 року, коли є доступ через велике і мале тім'ячко.

Отже, весь процес ультразвукового сканування об’єкту можна поділити на наступні етапи:

• генерація ультразвукових хвиль (зворотний п'єзоелектричний ефект);

• проникнення ультразвукових хвиль у тканини;

• взаємодія ультразвуку з тканинами та відображення від меж розділу середовищ у вигляді відлуння різної сили;

• перетворення відбитих сигналів на електричний сигнал (прямий п'єзоелектричний ефект);

– реєстрація електричного сигналу за допомогою різних видів реєстрації відображених сигналів або різних видів розгортки зображення.

Відображений ехосигнал може бути представлений у вигляді зображення у наступних режимах:

• А-режим;

• В-режим;

• М-режим;

- Еластографія;

• Допплерівські режими;

• Режими з побудовою об'ємного зображення (3D і 4D);

• Комбіновані режими (одночасне використання двох та більше режимів).

Методи ехокардіографії дозволяють візуалізувати анатомічні особливості та оцінити функцію серця та магістральних судин [53]. У діагностичних цілях використовується ультразвукове випромінювання потужностей 20 - 30 мВт/см^2. У даний час найчастіше у клінічній практиці знаходить застосування так званий В-режим (рис. 3.16). Сигнал відлуння від тканин зображується на екрані у вигляді яскравих точок, яскравість яких визначається силою відлуння.

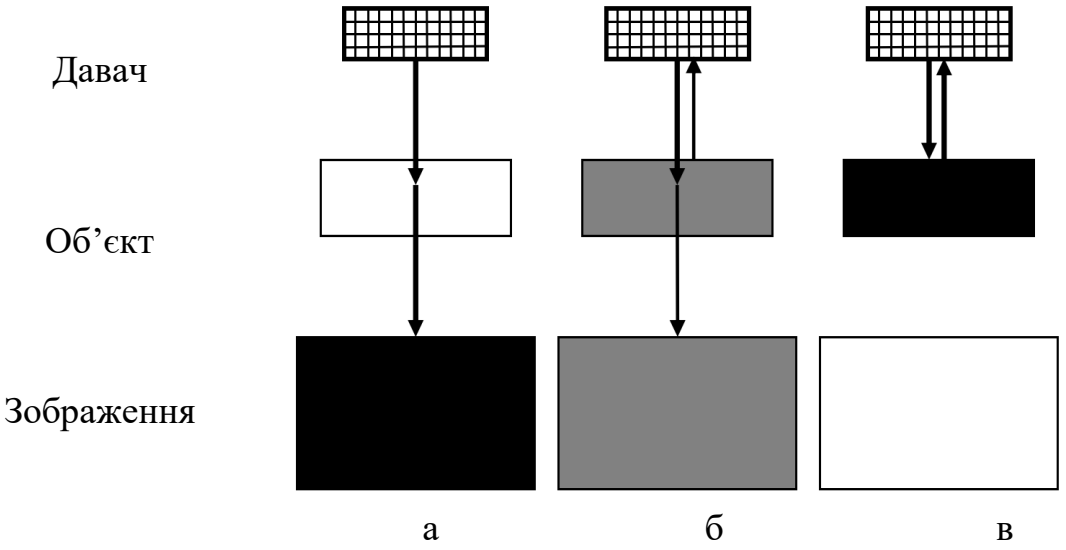


Рисунок 3.16 – Принцип отримання УЗ-зображень у В-режимі

Якщо УЗ-хвиля вільно проходить крізь тканину, не відбиваючись від неї, на екрані це місце буде чорним або «прозорим» (рис. 3.16, а). Якщо тканина помірно поглинає УЗ-хвилі, а частина відбиває, то ця тканина «середньої ехогенності» і на екрані вона виглядає сірою (рис. 3.16, б). Якщо ж тканина повністю відображає УЗ-хвилі, то на екрані візуалізується тільки межа такого об'єкта у вигляді лінії «високої ехогенності» білого кольору (рис. 3.16, в), причому органи і тканини, що лежать глибше розглянути не можна.

Принцип допплерографії заснований на вимірюванні швидкості руху частинок в області поширення променя за зміною допплерівського фазового зсуву одержуваного сигналу. У якості рухомого об'єкту при використанні ефекту Допплера в медицині є елементи крові (рис. 3.17) [50].

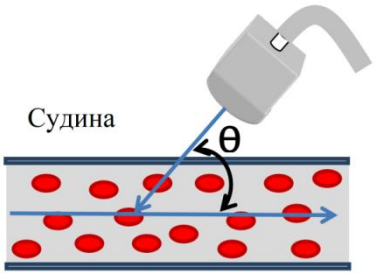


Рисунок 3.17 – Схема допплерографії судини: θ – кут нахилу датчика, що має бути не більше 45°.

Якщо об'єкт рухається вздовж датчика, тобто не наближається і не видаляється, він залишається нерухомим для допплерівського дослідження. Таким чином, якщо потік крові рухається перпендикулярно, відносне усунення частинок зафіксувати буде неможливо.

Кут інтонації θ (“опромінення” звуком) впливає на допплерівську частоту. Вона підвищується в міру вирівнювання ультразвукового променя щодо напрямку потоку (кут θ між променем і напрямком потоку стає меншим), що має значення при використанні допплерографії (рис. 3.18) [54].

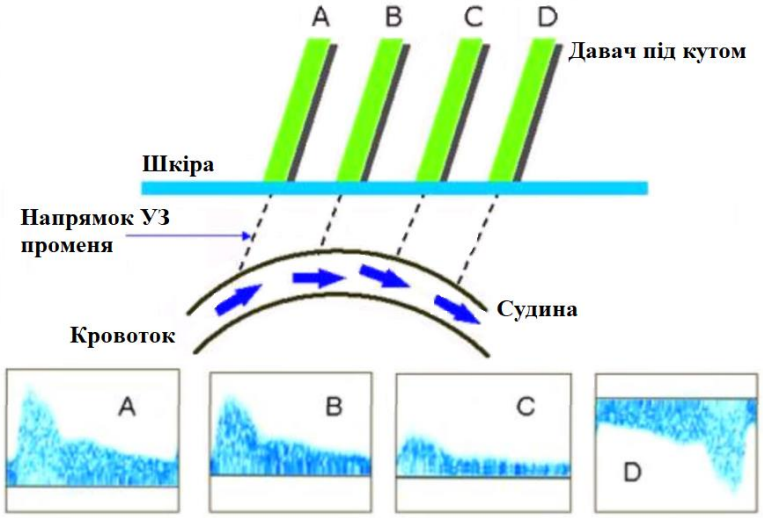


Рисунок 3.18 – Сонограмма кровоточу в судині: A – промінь поєднано з кровотоком; B – кут θ між променем і напрямком потоку 45°; C – кут θ між променем і напрямком потоку наближається до 90°; D – кровоток рухається у протилежному щодо променя напрямку.

На сонограммі (рис. 3.18) промінь (A) поєднаний з кровотоком більшою мірою, ніж промінь (B), тому при обробці його відображення отримуємо допплерівський сигнал з більш високою частотою. Кут θ між УЗ-променем та напрямком кровотоку близький до 90° (C), через що допплерівський сигнал дуже слабкий. На діаграмі (D) кровоток рухається у протилежному щодо променя напрямку, тому амплітуда сигналу має негативне значення. Отже, допплерівські режими дозволяють оцінювати основні параметри кровотоку – швидкість, напрямок, ламінарність, а також визначати ступінь васкуляризації області, що досліджується.

Сонограмма широко використовується для гінекологічних досліджень матки, яєчників і маткових труб. Зокрема у процесі гінекологічного УЗД спеціаліст досліджує: розташування і структуру шийки, товщину ендометрію, розмір та вміст порожнини матки, розмір та форму фолікули, вміст і прохідність макткових труб, анатомічні аномалії (дворога, сідлоподібна, з перегородкою тощо), патології ендометрію, новоутворення за наявності. Для цих досліджень застосовуються методи 4D-УЗД, за яких на екрані отримується об’ємне зображення структури у русі.

Метод УЗД є одним з найбільш поширених, що забезпечує діагностику багатьох захворювань. Методика не має протипоказань, безпечна, її відрізняє досить висока діагностична ефективність (точність діагностики у порівнянні з патологоанатомічними даними в ряді захворювань досягає більш ніж 80%), відсутність променевого навантаження дозволяє досліджувати вагітних та дітей, неінвазивна, що забезпечує можливість багаторазового дослідження.

Метод УЗД особливо має високу діагностичну ефективність при дослідженні травної системи (печінки, жовчного міхура, жовчовивідних проток, підшлункової залози), серцево-судинної системи, сечостатевої системи (нирок,

матки, яєчників, простати), в акушерстві (пренатальній діагностиці), дослідженні поверхнево розташованих структур (молочних залоз, щитовидної залози, лімфатичних вузлів) та ін.

Водночас ультразвуковому методу притаманні деякі недоліки:

• суттєві обмеження у дослідженні низки органів та систем (легені, внутрішня кісткова структура, головний мозок, кишечник, заповнений газом);

• погана демонстративність застиглих зображень органів;

• залежність якості одержуваного зображення від класу апарату;

• суб'єктивність інтерпретації одержуваних зображень, тобто залежність точності діагностики від кваліфікації лікаря.

Отже, діагностична цінність методів УЗД, побудованих на точному та об’єктивному аналізі ультразвукових зображень, дає змогу забезпечити ефективну та індивідуально підібрану лікувальну стратегію для кожного пацієнта.

РОЗДІЛ 4
Лазери в медичних діагностичних приладах

4.1. Принцип дії медичних лазерів

Лазер – це високочастотний підсилювач світла із зворотним зв'язком. В основі принципу дії лазера лежать два фізичні процеси: вимушене випромінювання та зворотний зв'язок. Незалежно від типу лазера, кожен прилад містить три основні компоненти (рис. 4.1) [55]:

• активну речовину, у якій створюють інверсію населення носіїв заряду;

• систему накачування, яка створює інверсію в активній речовині;

• оптичний резонатор, який забезпечує позитивний зворотний зв'язок.

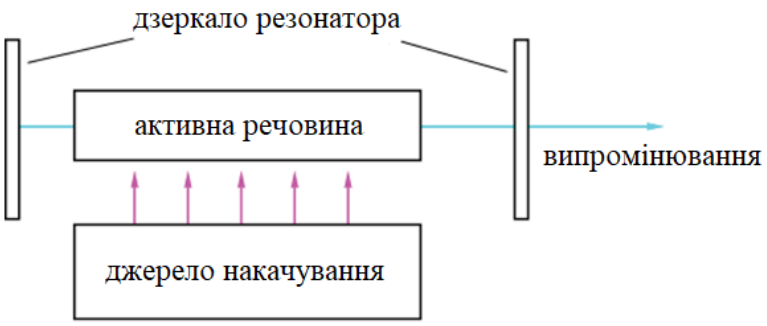


Рисунок 4.1 – Спрощена схема лазера

Активною речовиною у лазері може бути кристал напівпровідника, інертний газ, суміш газів, або самі кванти електромагнітного випромінювання (лазер на вільних електронах). Найпростіший оптичний резонатор складається із двох плоских дзеркал, розташованих паралельно.

Принцип роботи медичних лазерів розглянемо на прикладах наступних лазерів: FEL лазер (лазер на вільних електронах), газовий CO_2 лазер (фракційний газовий лазер), Ar-газовий лазер (іонний лазер), напівпровідниковий лазер на GaAs (інжекційний лазер), волоконні лазери леговані рідкоземельними

елементами (Dy, Er, Ho, Nd, Tm, Yb), твердотільні лазери – гольмієвий лазер Ho:YAG, ербієвий лазер Er:YAG), неодимовий лазер Nd:YAG.

FEL лазер (лазер на вільних електронах).

Для отримання лазерного променю у FEL лазерах (лазер на вільних електронах) використовується наступна концепція (рис. 4.2) [56]: генерується електронний пучок (2) високої щільності та еміттансу; ондулятор робиться з магнітів (1) дуже довгим, щоб досягти посилення до насичення за один прохід. Спонтанне ондуляторне випромінювання, що генерується в першій частині ондулятора (1), взаємодіє з електронним пучком (2) і модулює його щільність таким чином, що мільйони електронів випромінюють синфазно. Синфазне випромінювання квантів світла електронами призводить до величезного посилення і вироблення надкоротких імпульсів лазерних промінів (3), на порядки більш потужних, ніж у всіх інших типів рентгенівських джерел.

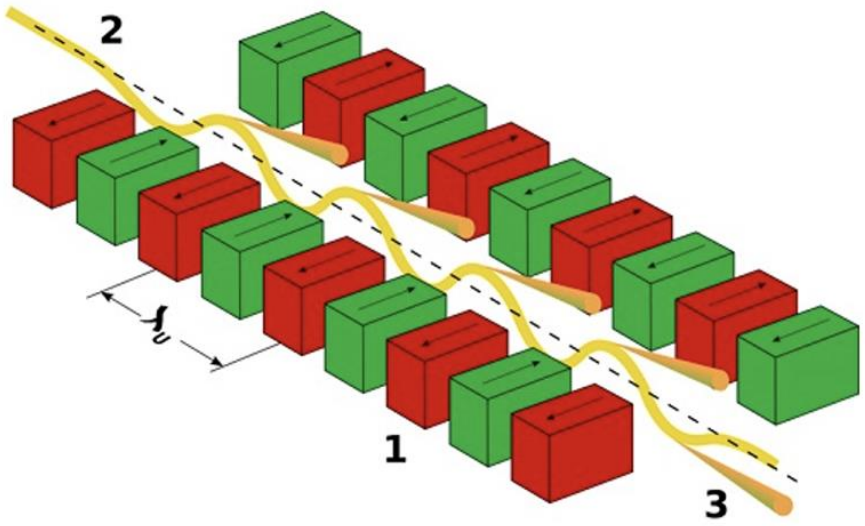


Рисунок 4.2 – Схема FEL лазера (лазер на вільних електронах): 1 – магніти, 2 – електронний промінь, що входить (зверху зліва), 3 – лазерний промінь, що виходить (знизу праворуч)

Практично амплітуда хвилеподібного шляху електронів становить лише кілька мікрометрів, тому конуси лазерних промінів перекриваються та інтерферують. Оскільки кванти світла, що генеруються, рухаються швидше електронів, конструктивна інтерференція випромінювання виникає, коли світлова хвиля прослизає вперед на одну довжину хвилі λ_1 за кожен період шляху електрона, тобто період ондулятора $T_u = \lambda_u/\nu$, де ν - швидкість розповсюдження хвилі. Довжина хвилі вихідного випромінювання залежить від енергії електронів і сили магнітного поля, обидва параметри можна використовувати для плавного настроювання довжини хвилі лазерного випромінювання в широкому спектральному діапазоні.

CO_2 лазер (фракційний газовий лазер).

Типова конструкція газового лазера представляє заповнену газом трубку, яка обмежена з двох сторін строго паралельними дзеркалами: непрозорим та напівпрозорим (рис. 4.3) [57].

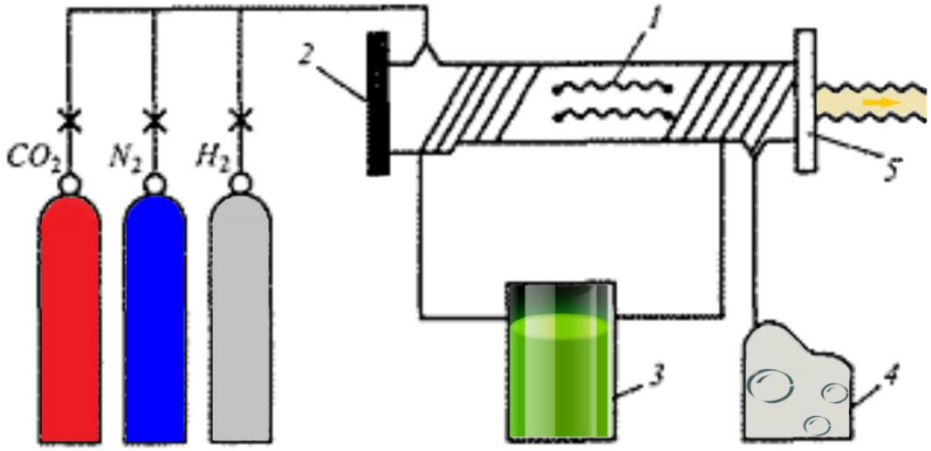


Рисунок 4.3 – Схема CO2 лазер (газовий лазер): 1 – розрядна трубка; 2 – непрозоре дзеркало; 3 – джерело живлення; 4 – вакуумний насос; 5 – напівпрозоре дзеркало; CO_2, N_2, H_2 – суміш з вуглекислого газу, азоту та гелію

Для роботи лазера необхідна стандартна суміш із вуглекислого газу (CO_2), азоту (N_2) та гелію (H_2) у співвідношенні 1:1:8 відповідно. Суміш газів із балонів

прокачується насосом (4) через газорозрядну трубку (1). Електроди розрядної трубки підключені до джерела живлення (3). По торцях газорозрядної трубки розташовані дзеркала – непрозоре (2) та напівпрозоре (5). Для енергетичного збудження суміші газу використовують електричний розряд між електродами, який створюється імпульсним джерелом живлення. Лазер охолоджується водяною системою.

Внаслідок електричного розряду між введеними в розрядну трубку електродами виникають швидкі електрони, які збуджують газові молекули. Накачування молекули CO_2 на верхній лазерний рівень відбувається в основному шляхом передачі енергії від збуджених молекул азоту N_2. Молекули азоту, у свою чергу, попередньо збуджуються електричним розрядом і внаслідок їхнього тривалого перебування у збудженому стані (τ=0,1 с) є добрим накопичувачем енергії. На верхньому лазерному рівні молекули CO_2 і атоми вуглецю С та кисню О коливаються на одній лінії асиметрично один одному. Найбільш сильні лазерні лінії CO_2-лазера на довжин хвилі 106 мкм і 96 мкм генеруються при переході молекул CO_2 в інші коливальні стани. Повертаючись у стабільний стан, ці молекули утворюють кванти світла так само, як і у твердотільному FEL лазері. Газові CO_2 лазери можуть працювати у імпульсному та безперервному режимах.

Для доставки випромінювання CO_2-лазера на довжинах хвиль 10,6 мкм і 9,6 мкм в інфрачервоній області спектра не застосовуються звичайні оптичні матеріали – скло і кварц, оскільки вони мають занадто велике поглинання у цьому діапазоні довжин хвиль. Як оптичні матеріали для газових CO_2-лазерів використовуються германій, арсенід галію, сульфат цинку, селенід цинку, також лужно-галоїдні матеріали. Проте навіть найменше забруднення лінз призводить до їхнього руйнування під дією потужного випромінювання лазера.

Для зварювання живих тканих можуть використовуватись твердотільні та газові лазери імпульсної та безперервної дії. Важливою особливістю лазерного

зварювання є локальність впливу лазерного променя, при фокусуванні якого легко досягаються міліметрові і субміліметрові розміри області тканини, що засвічується. Ще однією особливістю є адаптивна терморегуляція зварного шва та прилеглих тканин. Лазерне зварювання застосовується під час післяопераційного відновлення суцільності дрібних хірургічних об'єктів, таких як нервові волокна, кровоносні капіляри, сім'япровідні протоки тощо.

Ar-газовий лазер (іонний лазер).

Активною речовиною іонних лазерів є інертний газ (аргон, гелій, криптон, неон), пари різних хімічних елементів (кадмію, селен, цинк, йод), а також іони фосфору, сірки, хлору, брому та інших елементів. Прикладом іонного лазера є аргоновий лазер (Ar-лазер), у якому активним середовищем є інертний газ аргон (рис. 4.4) [58].

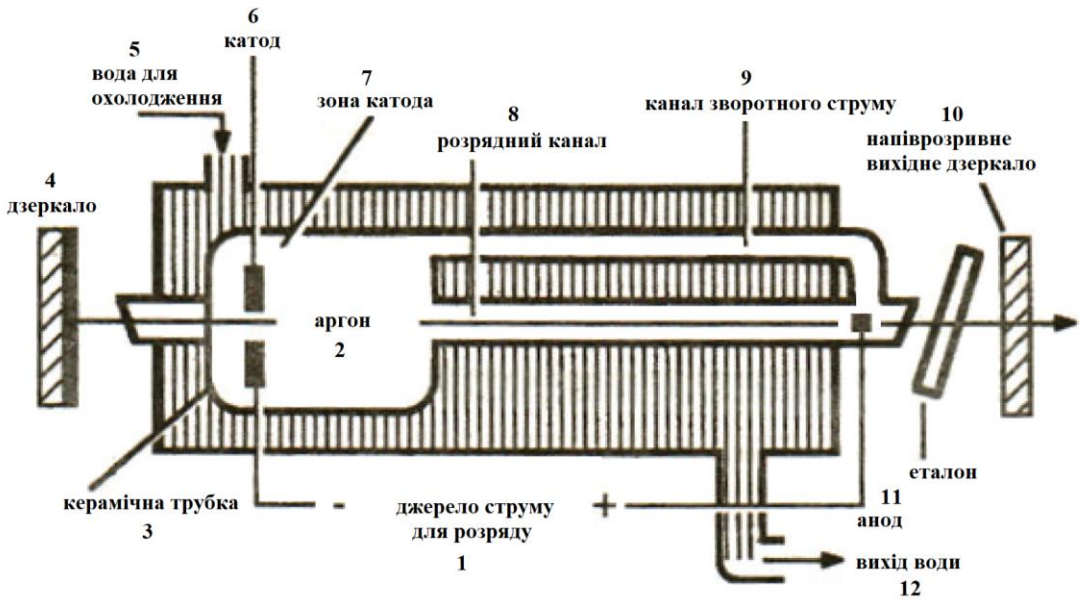


Рисунок 4.4 – Схема іонного аргонового (Ar) лазера: 1 – джерело струму для розряду; 2 – інертний газ (аргон); 3 – газорозрядна керамічна трубка; 4 – дзеркало резонатора; 5 – вода для охолодження; 6 – катод; 7 – зона катода з інертним газом; 8 – розрядний канал; 9 – канал зворотного потоку; 10 – напівпрозоре вихідне дзеркало; 11 – анод; 12 – вихід води.

Склад іонного аргонового (Ar) лазера наступний: 1 – джерело струму для розряду; 2 – інертний газ (аргон); 3 – газорозрядна керамічна трубка; 4 – дзеркало резонатора; 5 – вода для охолодження; 6 – катод; 7 – зона катода з інертним газом; 8 – розрядний канал; 9 – канал зворотного потоку; 10 – напівпрозоре вихідне дзеркало; 11 – анод; 12 – вихід води. Для забезпечення безперервної роботи іонного газового лазера, крім розрядного каналу, необхідний канал зворотного потоку, яким газ повертається до катода. Для селекції довжини хвилі в резонатор можна помістити еталон або дисперсійну призму. Генерація лазерного випромінювання може відбуватися на ряді дискретних довжин хвиль у межах 350 - 530 нм. Атоми аргону з подвійною іонізацією Ar^{2+} можуть випромінювати лазерні проміні в ближній ультрафіолетовій області спектру на 351 нм або 363 нм. Вихідна потужність аргонового лазера 15 Вт, яка припадає на дві найсильніші лазерні лінії – 488 нм (у блакитній області спектру) та 514,5 нм (у зеленій області спектру). Гранична потужність лазера на іонах аргону досягає 30 Вт.

Лазер на іонах криптону Kr^{2+} працює за тим же принципом. Він випромінює на кількох довжинах хвиль в області спектру від 350 нм до 800 нм. Має декілька інтенсивних лазерних ліній: 530,9 нм (у зеленій області спектру), 568,2 нм (у зелено-жовтій області), 676,4 нм (у червоній області спектру). Гранична потужність криптонового лазера 5 - 10 Вт.

Перевагою іонних газорозрядних лазерів є здатність працювати як у безперервному, так і в імпульсному режимах роботи. При застосуванні акустооптичних модуляторів іонні лазери можуть генерувати імпульси світла в пікосекундному діапазоні.

Аргоновий іонний лазер на довжинах хвиль 488 нм та 514,5 нм використовують для лікування судинних хвороб очей, наприклад при тромбозі

вен сітківки. Також їм лікують відшарування сітківки, глаукому, видаляють новоутворення на віках

Ho:YAG лазер (гольмієві лазери).

Гольмієві лазери [57] будуються на основі кристалу ітрій-алюмоітрієвого гранату Ho:YAG (довжина хвилі 2,10 мкм) або на основі кристалу ітрій-літієвого фториду Ho:YLF (довжина хвилі 2,05 мкм), які леговані іонами гольмію Ho^{3+}.

У Ho:YAG лазері (гольмієвому лазері) у якості активного середовища використовується кристал з іонами гольмію (рис. 4.5). Кристал алюмоітрієвого гранату Ho:YAG, активований іонами гольмію Ho^{3+}, здатний генерувати лазерне випромінювання на довжині хвилі 2,1 мкм, яке добре поглинається біологічною тканиною. Глибина його проникнення в біотканину становить близько 0,4 мм.

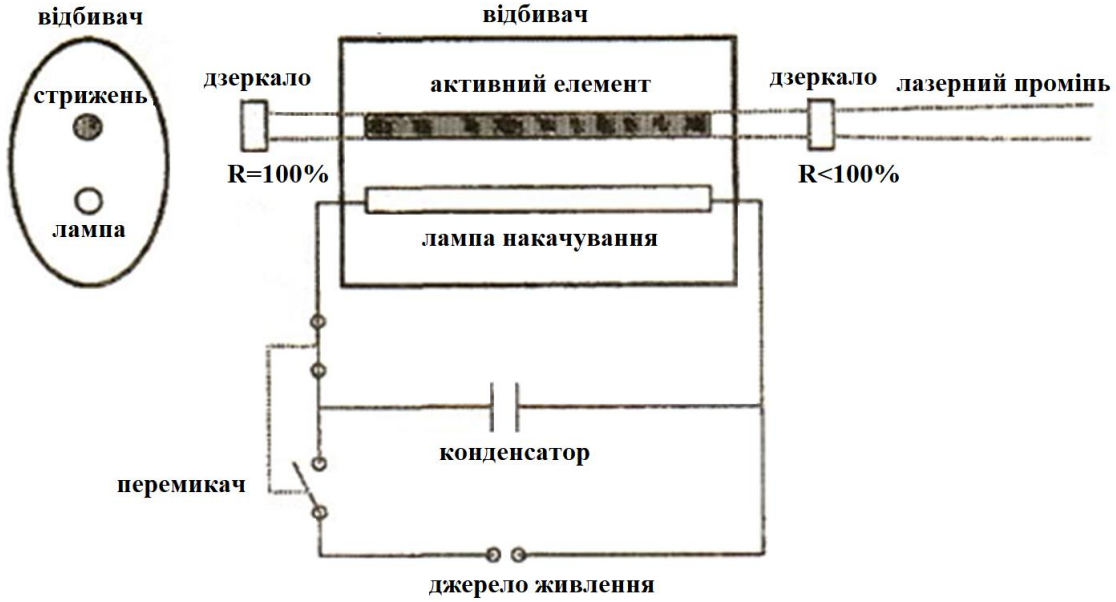


Рисунок 4.5 – Схема Ho:YAG лазера (гольмієвий лазер):

Типові вихідні параметри гольмієвого лазера наступні: середня вихідна потужність 5 - 100 Вт, максимальна енергія випромінювання до 6 Дж, частота повторення імпульсів до 40 Гц, тривалість імпульсу близько 500 мкс. Випромінювання гольмієвого лазера Ho:YAG добре передається через кварцове

оптичне волокно, у якому використовується діоксид кремнію SiO_2 із рівнем згасання в 17 дБ/км, що дозволяє використовувати таких хвилевід для доставки випромінювання до місця хірургічного втручання. Це особливо важливо, під час малоінвазивних ендоскопічних операцій.

Кристал Ho:YLF є дуже привабливим лазерним матеріалом, оскільки час життя верхнього лазерного рівня у нього набагато більший (~14 мс), ніж у кристалі Ho:YAG (~8,5 мс), а переріз променя вищий. Крім того, теплова лінза Ho:YLF набагато слабша, що допомагає генерувати промені з обмеженням дифракції навіть при інтенсивному торцевому накачуванні.

Ho:YLF лазер побудовано за схемою генератор-підсилювач (рис. 4.6) [59]. Як джерело накачування використовується безперервний тулієвий віконний лазер TLR-150 з максимальною вихідною потужністю 150 Вт на довжині хвилі 1,94 мкм (діаметр пучка на виході коліматора TLR-150 становить 4,9 мм при розбіжності 3,6 мрад).

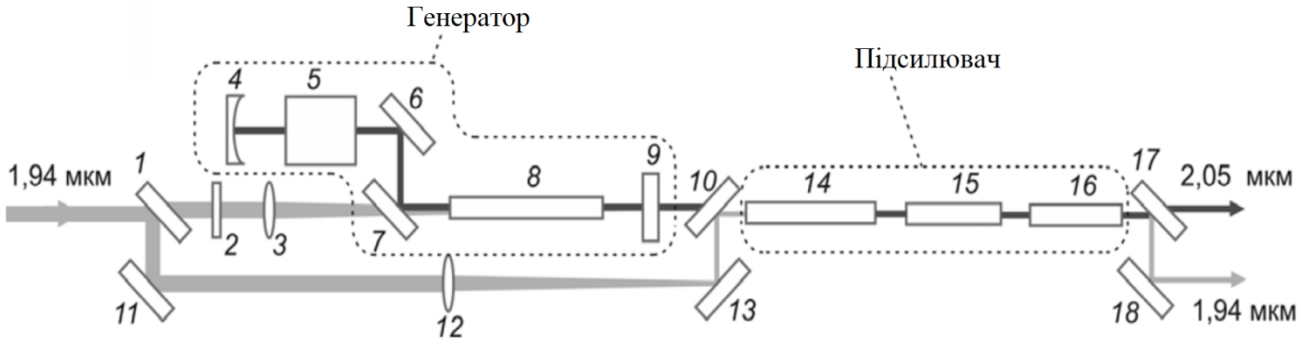


Рисунок 4.6 – Схема Ho:YLF лазера (гольмієвий лазер): 1 – поляризаційний світлодільник; 2 – пластина кристалу λ/2; 3, 12 – лінзи, що фокусують; 4 – "глухе" дзеркало резонатора; 5 – кварцовий акустичний модулятор; 6, 11, 13, 18 - дзеркала 45º; 7, 10, 17 – діхроїчні дзеркала; 8, 14, 15, 16 – Ho:YLF активні елементи; 9 – вихідне дзеркало резонатора

Генератор-підсилювач Ho:YLF лазера працює у режимі модуляції добротності, яка здійснюється за допомогою акустооптичного кварцового модулятора (MZ-321M). Ефективність акустооптичної кварцової модуляції становить ≈40% при діаметрі променя ≤1 мм. Підсилювач Ho:YLF лазера складається з трьох послідовно встановлених кристалів Ho:YLF довжиною 70 мм, 50 мм і 50 мм, концентрація іонів гольмію Ho^{3+} складає 0,3%, 0,5% і 0,3%, відповідно.

Діаметр пучка накачування є критичним для параметрів Ho:YAG лазера. Так, розбіжність, близька до дифракційної, реалізується при накачуванні вузьким пучком для придушення поперечних мод високого порядку. Однак для Ho:YAG лазера, наприклад, занадто маленький діаметр каустики резонатора призводить до низької якості випромінювання і втрат через термонаведене двопроменеве заломлення у гольмієвому (Ho) кристалі. З іншого боку, збільшення діаметра пучка (зменшення інтенсивності накачування) знижує ефективність конверсії через трирівневу природу лазерного переходу. Для оптимізації променевого навантаження на внутрішньо-резонаторні елементи, що не перевищує 50% від променевої міцності кристалів Ho:YLF (> 15 Дж/см^2), радіус кривизни «глухого» дзеркала резонатора має становити 500 мм при діаметрі каустики резонатора і, відповідно, накачування 0,9 мм. Довжина кристала Ho:YLF становить 50 мм (концентрація іонів Ho^{3+} 0,3%), коефіцієнт відображення вихідного дзеркала резонатора ~ 30%.

На виході генератора в моноімпульсному режимі (λ = 2051 нм) при потужності накачування 30 Вт маємо потужність випромінювання 13 мДж (100 Гц) або 8 мДж (1000 Гц), що відповідає оптичній ефективності ~25%.

Випромінювання гольмієвого лазера на довжині хвилі ~2 мкм добре коагулює судини розміром до 0,5 мм та цілком безпечне для очей, що є достатнім для більшості хірургічних втручань. Наприклад, у медицині дана система лазерів

Ho:YLF і Ho:YAG знайшла своє застосування в урології (контактна літотрипсія, вапоризація аденоми передміхурової залози). Крім того, фізичні властивості гольмієвого лазера, такі як висока абсорбція у воді, хороша вапоризаційна здатність з поверхні тканини при глибині пенетрації 0,4 мм, хороші характеристики абляції дозволяють розширити можливості інтеграції подібних технологій в різні галузі медицини.

Er:YAG лазер (ербієвий лазер).

Er:YAG лазер [57] або ербієвий лазер є твердотільним лазером, активним генератором випромінювання у якому є алюмо-іттрієвий гранат легований іонами ербію ($Er:Y_3Al_5O_{12}$). Лазери Er:YAG випромінюють світло з довжиною хвилі 2940 нм, що знаходиться в інфрачервоній області спектру.

Принципова схема Er:YAG лазера (ербієвого лазера) аналогічна схемі гольмієвого лазера Ho:YAG (рис. 4.5). Для інтенсивного накачування нелінійного середовища у Er:YAG лазерах часто використовують газові лазери (He-Ne, CO_2 лазер та ін.).

Лазерний генератор утворено кристалом Er:YAG діаметром 4 мм та довжиною 90 мм, розміщено уздовж галогенної лампи-спалаху (Xe-Flash-Lamp) у дифузному резонаторі LMI обмеженому дзеркалами R1 і R2 (рис. 4.7). Як джерело накачування використовується безперервний газовий He-Ne лазер. Плоскопаралельний резонатор довжиною 31 см складається з діелектричних дзеркал повного відбиття R1 = 100% і дзеркала з відбивною здатністю R2 = 87% (для довжини хвилі 2,94 мкм). У якості нелінійного середовища використовується кристал $LiNbO_3$ (перерізом 7,5 × 8 мм і довжиною 26 мм) з гранями, зрізаними під кутом Брюстера.

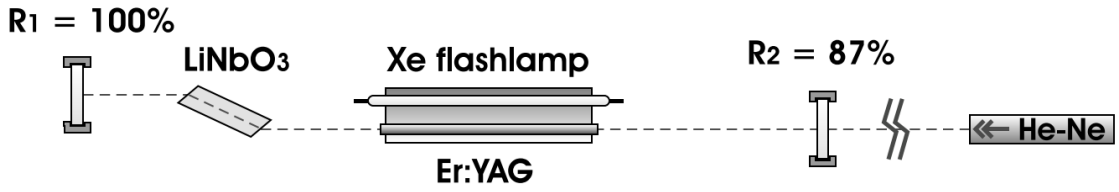


Рисунок 4.7 – Схема Er:YAG лазера (ербієвий лазер): Er:YAG – кристал ербію та ітрій алюмінієвого гранату; R1, R2 – діелектричні дзеркала дифузного резонатора LMI; Xe-Flash-Lamp – галогенна лампа-спалаху; $LiNbO_3$ – кристал електрооптичного затвору

Електрооптичний затвор працює з урахуванням поперечного лінійного ефекту Поккельса. Галогенна лампи-спалаху (Xe-Flash-Lamp) збуджує електричний заряд у Er:YAG кристалі. Система оптично працює за схемою λ/4, тобто площина поляризації лазерного променя повертається приблизно на 90°, коли промінь відбиваючись від дзеркал R1 і R2 проходить двічі крізь нелінійний кристал $LiNbO_3$ з подачею відповідної напруги на електроди. Оптимальне значення цієї напруги обирається експериментально або теоретично. Коли інверсія всередині активного матеріалу кристалу досягає максимального значення, спеціально розроблена схема затримки забезпечує швидке перемикання комірки Поккельса. Час перемикання комірки становить менш ніж 10 нс.

Основною частиною системи доставки є порожнистий скляний хвилевід. Опорою цього хвилеводу є капілярна трубка із плавленого кварцового скла. На внутрішню стінку цього хвилеводу нанесений відбиваючий проміні шар срібла, який зверху покритий діелектричною плівкою циклічного олефінового полімеру (COP) товщиною близько 0,1 мкм. Вихідне лазерне випромінювання направляється в цей спеціальний порожнистий хвилевід для передачі потужних імпульсів лазера Er:YAG.

Оскільки вихідний сигнал Er:YAG лазера сильно поглинається водою, ці лазери знайшли широке застосування для медичних процедур, у яких небажано глибоке проникнення випромінювання у тканини. Наприклад, Er:YAG лазери можуть використовуватися в лазерній хірургії для видалення катаракти. Стоматологічні лазери на основі Er:YAG ефективні для атравматичного видалення карієсу часто без застосування місцевого анестетика для оніміння зуба.

Nd:YAG лазер (неодимовий лазер).

Nd:YAG лазер [60] будуються на основі кристалу YAG – алюмо-ітрієвого гранату ($Y_3Al_5O_{12}$), який має відносно високу теплопровідність, велику механічну стабільність та хороші оптичні властивості. Nd:YAG лазер має чотири рівні накачування, що визначається розташуванням енергетичних рівнів у кристалі та лазерним переходом з довжиною хвилі випромінювання λ = 1,064 мкм. Активне середовище у Nd:YAG лазері виконується у формі стрижня, який має типовий діаметр 3 - 7 мм та довжину 9 - 150 мм. Лазер може працювати безперервному та імпульсному режимі, при цьому накачування може здійснюватися як лампою, так і напівпровідниковим AlGaAs лазером (рис. 4.8).

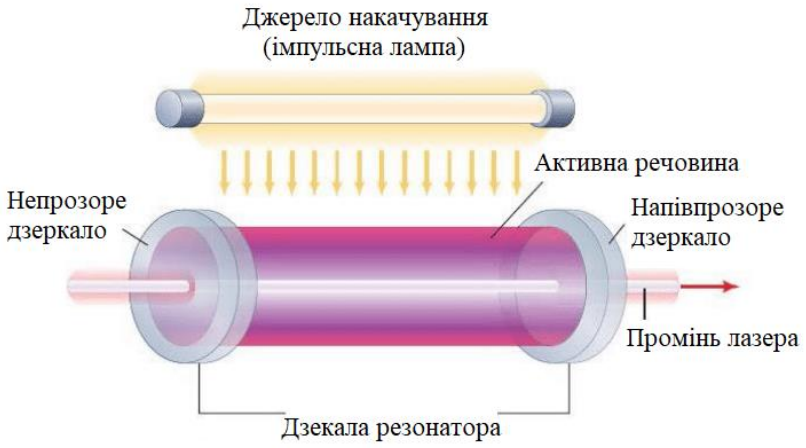


Рисунок 4.8 – Схема Nd:YAG лазера (неодимовий лазер): 1 – джерело накачування (імпульсна лампа), 2 – резонатор з активним середовищем, 3 – непрозоре дзеркало резонатора, 4 – напівпрозоре дзеркало резонатора

Підтримку процесу генерації енергії забезпечує система накачування. Накачування енергії здійснюється напівпровідниковим AlGaAs лазером або імпульсною ксеноновою лампою (1), яка розташована паралельно кристалу. Кристал алюмо-ітрієвого гранату ($Y_3Al_5O_{12}$) легований іонами неодиму Nd^{3+} розташований між двома дзеркалами резонатора (2), які відбивають світло у напрямку активного середовища.

Спочатку, перед накачуванням, іони Nd^{3+} знаходяться на основному рівні. Внаслідок поглинання енергії квантів світла від лампи накачування вони збуджуються, і в процесі подальшого накачування, внаслідок швидких безвипромінювальних переходів переходять на верхній метастабільний лазерний рівень. Багаторазово відбиваючись від дзеркал (3, 4) резонатора і проходячи крізь активне середовище, імпульси світла стимулюють лавиноподібний процес виділення фотонів. Таким чином формується індуковане (вимушене) випромінювання – лазерний промінь. Сформоване лазерне випромінювання випускається назовні через напівпрозоре дзеркало (4) і доставляється в цільову область (ділянку на тілі).

Як модулятори добротності під час імпульсного накачування часто використовують електрооптичні затвори (комірки Поккельса), а під час безперервного накачування – акустооптичні затвори з дуже високим пропусканням (рис. 4.9).

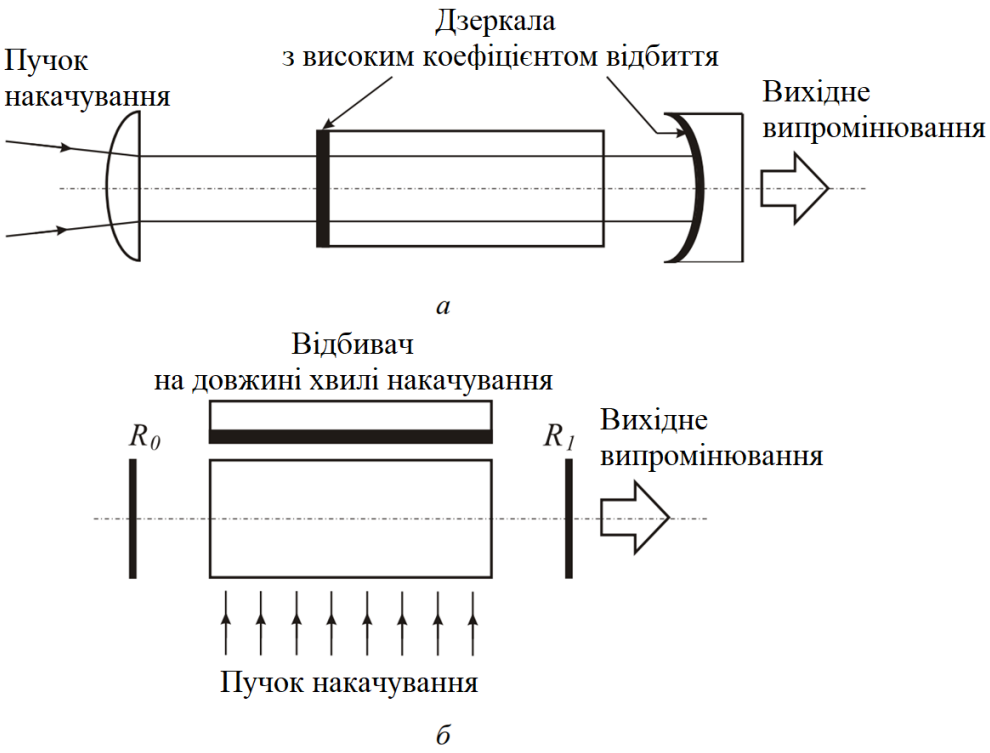


Рисунок 4.9 – Схеми накачування Nd:YAG лазера: а – поздовжнього накачування; б – поперечного накачування.

Завдяки встановленню у систему резонатора спектрально-селективних елементів забезпечується генерація Nd:YAG-лазера на інших довжинах хвиль (основна гармоніка – 1064 нм). Наприклад, за допомогою нелінійних оптичних кристалів можна генерувати вищі гармоніки: друга гармоніка – 532 нм; третя гармоніка – 355 нм; четверта гармоніка – 266 нм.

Істотними перевагами цього лазеру є компактність конструкції та висока середня потужність випромінювання. В безперервному режимі з поздовжнім накачуванням лазерними діодами Nd:YAG лазери забезпечують вихідну потужність до 15 Вт. У разі поперечного накачування вихідна потужність таких лазерів на сьогоднішній день досягає 100 Вт і вище. Медичні Nd:YAG лазери можуть працювати у довго-імпульсному режимі, коли світло випромінюється окремими спалахами у заданому робочому циклі, який піддається регулюванню

(до 500 мс), а також – можуть працювати у коротко-імпульсному режимі, коли лазер генерує дуже короткі потужні імпульси (8 - 10 нс).

На сьогоднішній день Nd:YAG лазер є найбільш широко вживаним в медицині твердотілим лазером. Він має широкий спектр застосування у різних галузях хірургії. Глибина проникнення випромінювання Nd:YAG лазера в біологічні тканині становить 6 - 8 мм і дуже залежить від її типу. Середні показники потужності енергії становлять 1500 мДж, що є достатнім для процедури видалення тату. Переважна сфера хірургічного застосування Nd:YAG лазера – це об'ємна та глибока коагуляція в урології, гінекології, онкологічних пухлин, внутрішніх кровотечах тощо.

Лазер на GaAs (напівпровідниковий інжекційний лазер).

Напівпровідниковими лазерами [57] можна керувати в широких межах, варіюючи температуру або тиск, впливаючи на них світловим випромінюванням або потоком заряджених частинок, а також вводячи різні домішки. У порівнянні з твердотільними та газовими напівпровідникові лазери мають меншу когерентність випромінювання, спрямованість (1-6°) та монохроматичність променя (приблизно 5 нм).

Всі явища випромінювання квантів світла, що спостерігаються у безпримісних напівпровідниках, пов'язані з квантовими переходами електронів між нижньою та верхньою енергетичними зонами. Квантовий перехід електрона через заборонену зону знизу нагору можна розглядати як генерацію електронно-діркової пари – поява електрона в зоні провідності та одночасна поява дірки у валентній зоні. Процес квантового переходу електрона із зони провідності у валентну зону можна, очевидно, розглядати як рекомбінацію електрона та дірки. Внаслідок теплового збудження з валентної зони в зону провідності переходить відносно невелика кількість електронів, а концентрація електронів у зоні провідності, навіть у її нижнього краю, значно менше концентрації електронів у

валентній зоні. Для того, щоб напівпровідник міг посилювати випромінювання, треба створити інверсію – зробити так, щоб концентрація електронів поблизу нижнього краю зони провідності була більшою за концентрацію електронів поблизу верхнього краю валентної зони. У цьому випадку процеси вимушеного випромінювання світла переважатимуть над процесами поглинання. Інверсію у безпримісному напівпровіднику можна створити різними способами накачування. Наприклад, використовують оптичне накачування, опромінюючи напівпровідник світлом такої частоти, щоб енергія фотонів була більшою за ширину забороненої зони. Проте, більш широко застосовується не оптичне накачування, а накачування електронним пучком. Швидкі електрони з енергією близько 50 - 100 кеВ, пролітаючи через напівпровідник, ініціюють переходи електронів з валентної зони у зону провідності.

Однак у процесі накачування матеріал напівпровідника сильно розігрівається, що потребує примусового охолодження кристала. Ефект розігріву кристалу пов'язаний з тим, що більше половини своєї енергії електрони, які бомбардують напівпровідниковий кристал, витрачають на його нагрівання. Тому зазвичай під час накачування використовуються досить короткі імпульси електронів, і, крім того, застосовується примусове охолодження кристала. Питання про охолодження напівпровідникових активних середовищ дуже важливе. Справа в тому, що з підвищенням температури концентрація електронів у нижнього краю зони провідності зменшується і, відповідно, збільшується концентрація електронів у верхнього краю валентної зони, що призводить до зменшення коефіцієнта посилення і, як наслідок, підвищення порога генерації. У наслідок ефекту розігріву багато напівпровідникових матеріалів генерують лазерне випромінювання лише за досить низьких температур.

Для створення напівпровідникових лазерів використовуються напівпровідники: арсенід галію (GaAs), сульфід кадмію (CdS), селенід кадмію

(CdSe) та інші. Для генерації лазерного випромінювання кристал арсеніду галію (GaAs) потрібно примусово охолоджувати о температури 80 К. Сульфід кадмію (CdS) та селенід кадмію (CdSe) охолоджують в окремих випадках до температури рідкого гелію (до 4,2 К).

Розрізняють два типи напівпровідникових лазерів, що накачуються електронним пучком, – лазери з поперечним накачуванням і з поздовжнім накачуванням (рис. 4.10) [59].

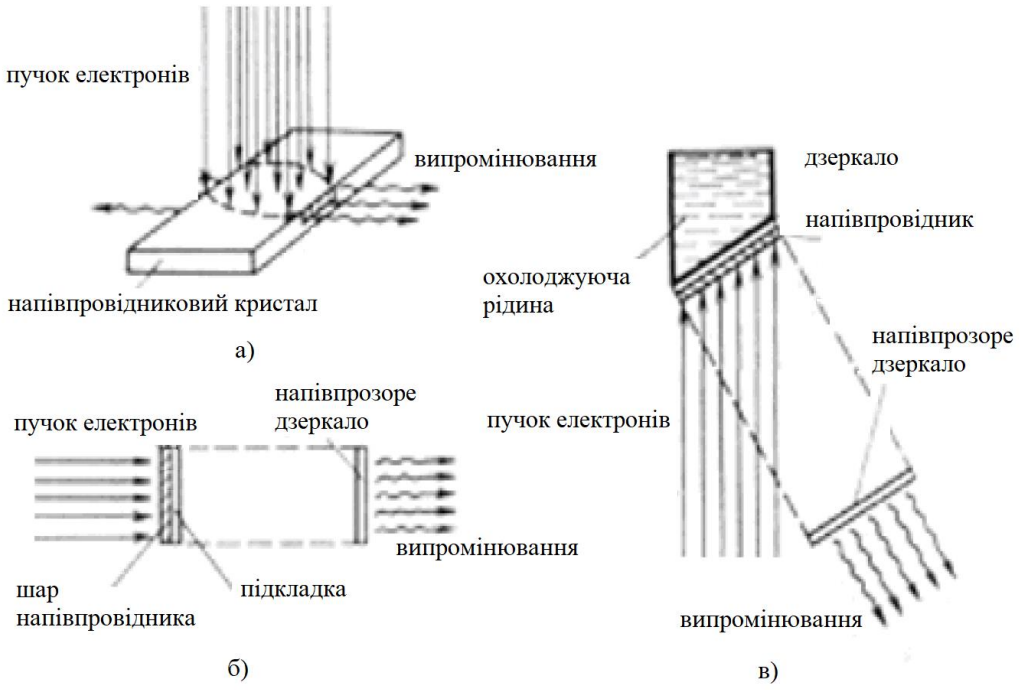


Рисунок 4.10 – Схеми напівпровідникових лазерів, що збуджуються електронним пучком: а – з поперечним накачуванням; б – з поздовжнім накачуванням; в – з поздовжнім накачуванням і примусовим охолодженням).

У лазерах з поперечним накачуванням (рис. 10 а) електронний пучок і випромінювання, що генерується лазером, розповсюджуються у взаємно перпендикулярних напрямках. Пучок електронів падає нормально на одну з граней напівпровідникового кристала, що має форму прямокутного

паралелепіпеда; дві інші протилежні грані цього паралелепіпеда є дзеркалами оптичного резонатора.

У лазерах з поздовжнім накачуванням (рис. 10 б), напрям електронного пучка збігається з віссю резонатора і, отже, з напрямом випромінювання, що генерується. У якості дзеркала резонатора використовуються не межі напівпровідникового кристала, а зовнішні дзеркала. Активне середовище в таких лазерах є тонким шаром напівпровідника, нанесеним на прозору підкладку з хорошою теплопровідністю (наприклад, на пластину з сапфіру).

У лазерах з поздовжнім накачуванням і примусовим охолодженням (рис. 10 в) електронний пучок падає на напівпровідниковий шар, що примусово охолоджується рідиною, під деяким кутом до осі резонатора. Застосування такої схеми дозволяє поліпшити відведення тепла від напівпровідника і збільшити його робочий об'єм.

Найбільш широко застосовується інжекційний лазер на арсеніді галію (GaAs). У напівпровідник GaAs вносять домішки цинку Zn, отримуючи вироджений напівпровідник р-типу з концентрацією домішки 10^{19} $см^{-3}$. Генерація здійснюється на довжинах хвиль від 820 нм до 900 нм (інфрачервоне випромінювання). Для порівняння, лазер на сульфіді кадмію (CdS) генерує випромінювання із довжиною хвилі 490 нм. Лінійні розміри граней напівпровідникового кристала GaAs становлять лише 1 мм. Товщина випромінюючої області (або області переходу) дорівнює лише 2 мкм. Потужність випромінювання такого лазера близько 10 мВт в безперервному режимі, а в імпульсному режимі вона досягає 100 Вт. Найбільші потужності реалізуються при охолодженні кристалу до температури 4,2 К.

У медицині напівпровідникові лазери займають особливе місце [55]. Невеликі розміри (фокусуюча лінза на GaAs має діаметр 20 мм), широкий діапазон хвиль випромінювання (490 нм, 820 нм, 900 нм, 1060 нм) та потужностей

(від 10 мВт до 100 Вт), невисокий струм накачування (від 7 А), можливість прямої модуляції випромінювання задовольняють вимоги лікарів. Інжекційні напівпровідникові лазери успішно застосовуються в лазерній хірургії та діагностиці, зокрема, при проведенні лазерної допплерівської флуометрії, когерентної томографії, комп'ютерної капіляроскопії, біофотометрії.

Волоконні лазери.

Волоконний лазер [61] – це оптичний квантовий генератор, активне середовище якого є елементами оптичного волокна. При повністю волоконній реалізації такий лазер називається цільноволоконним, при комбінованому використанні волоконних та інших елементів у конструкції лазера він називається волоконно-дискретним або гібридним. Спосіб накачування волоконних лазерів оптичний.

У цих лазерах волокно виготовляється з силікатного або фосфатного скла, яке поглинає вихідне світло від лазерних діодів накачування і перетворює його на лазерний промінь з певною довжиною хвилі. Щоб досягти цього, оптичне волокно легується. Для легування матеріалу волокна використовуються елементи, які мають наступні довжин хвиль випромінювання: неодим (780 – 1100 нм), ітербій (1000 - 1100 нм), празеодим (1300 нм), ербій (1460 - 1640 нм), тулій (2025 - 2200 нм) та диспрозій (2600 - 3400 нм). Завдяки такому широкому діапазону довжин хвиль, що генеруються цими елементами, волоконні лазери ідеально підходять для різних застосувань.

Схема волоконного лазера (рис. 4.11) складається з генератора лазерного випромінювання (активне волокно світловода), модуля накачування (широкосмугові світлодіоди або лазерні діоди), що виробляє випромінювання накачування, резонатора з дзеркалами (брегівська решітка і напівпрозоре дзеркало), та хвилеводи накачування. Світловод містить активну речовину і знаходиться у зовнішній оболонці, що має найменший показник заломлення

світла. Активна речовиною, яка генерує лазерне випромінювання, представляє собою серцевину оптичного волокна без оболонки (леговане оптичне волокно).

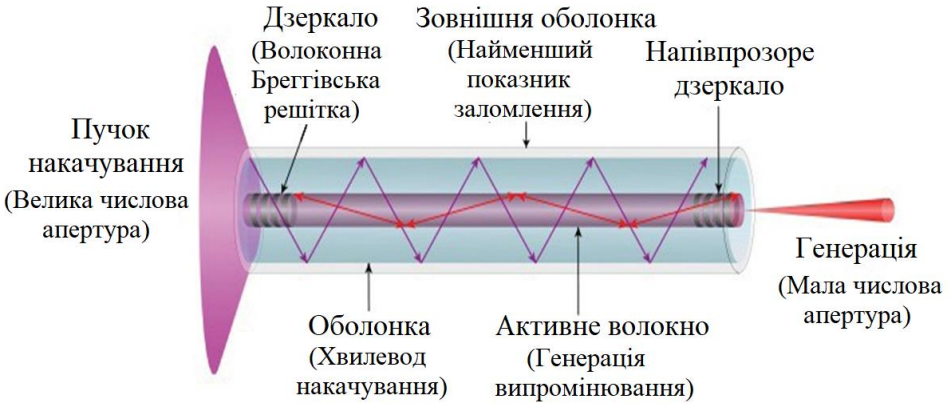


Рисунок 4.11 – Схема волоконного лазера

Зовнішня оболонка волоконного лазеру має декілька шарів. Перша оболонка виготовляється з чистого кварцу діаметром кілька сотень мікрометрів, а друга оболонка – з полімерного матеріалу, показник заломлення якого підбирається істотно меншим, ніж у кварцу. Таким чином, перша та друга оболонки створюють багатомодовий хвилевод з великим поперечним перерізом та числовою апертурою, у який запускається випромінювання накачування. Ефективне збудження іонів рідкісноземельних елементів досягається підбором діаметрів активної серцевини і хвилеводу накачування.

Наприклад, щоб отримати рівні вихідної потужності більше 5 Вт на довжині хвилі 1550 нм, як легуючі агенти у волоконних лазерах використовують комбінацію ербію (Er) та ітербію (Yb). На базі гольмію (Ho) можна отримати одномодовий волоконний лазер з резонансним накачуванням в оболонці з вихідною потужністю понад 400 Вт у діапазоні довжин хвиль 2050 - 2150 нм.

Основними перевагами волоконних лазерів є висока оптична якість випромінювання, невеликі габарити та можливість вбудовування у волоконні лінії. Волоконні лазери використовуються в деяких областях медицини:

лікування раку та видалення пухлин, операції на головному мозку, в кардіології для абляції аномальних провідних шляхів та фібриляції передсердь, дерматології в процедурах омолодження шкіри, естетичній медицині під час проведення ліполізу [55, 61].

Перед проведенням маніпуляцій довжина хвилі лазерного джерела випромінювання налаштовується, виходячи з клінічного застосування лазера, наприклад, для абляції використовується волоконний лазер на диспрозію (Dy) з довжиною хвилі 2940 нм, що сприяє випаровуванню великої кількості води у більшості м'яких тканин.

4.2. Лазери в хірургії та терапії

Застосування хірургічних лазерів активно просувається в офтальмології (глаукома, проліферативна ретинопатія, дегенерація макули, відшарування та розриви сітківки, катаракта), в галузі онкологічних захворювань [55, 61]. Обмежуючим фактором у використанні лазерів середнього ІЧ діапазону для клінічних застосувань є складність у підборі гнучкого оптичного тракту для підведення та фокусування випромінювання на біооб'єкт, а для діапазону 6 - 8 мкм, який є перспективним для офтальмохірургії та ангіохірургії, немає доступних і клінічно випробуваних світловодів.

Найбільш досліджено випромінювання, яке використовується в клінічній практиці має довжини хвиль 2 - 3 мкм, оскільки один з основних компонентів тканини – вода, має високе поглинання у цьому спектрі з піком близько 3 мкм. Для лазерної хірургії м'яких і твердих тканин (абляції) використовуються прецизійні ербієві (Er) лазери Er:YSSG (λ = 2,79 мкм) і Er:YAG (λ = 2,94 мкм), гольмієві (Ho) лазери Ho:YAG (λ = 2,1 мкм), а також фракційні газові лазери CO_2 (λ = 10,6 мкм). Застосування вище перерахованих типів медичних лазерів

діапазону 2 - 3 мкм та 10 мкм часто супроводжується колатеральними термічними та механічними ушкодженнями, що вносить обмеження на їх використання.

Більш перспективним є діапазон 6 - 8 мкм, у спектрі якого поглинання має вода (другий пік поглинання 6,1 мкм) і білки (пік поглинання 6,1 мкм – амідогрупа Амід I, 6,45 мкм – Амід II, 7,7 мкм – Амід III). Цей діапазон активно використовується, наприклад, у спектроскопії (рис. 4.12) [62]. Наприклад, під дією випромінювання у діапазоні 6 - 8 мкм зменшується структурна цілісність тканини, що дозволяє видаляти тканину з меншими колатеральними ушкодженнями.

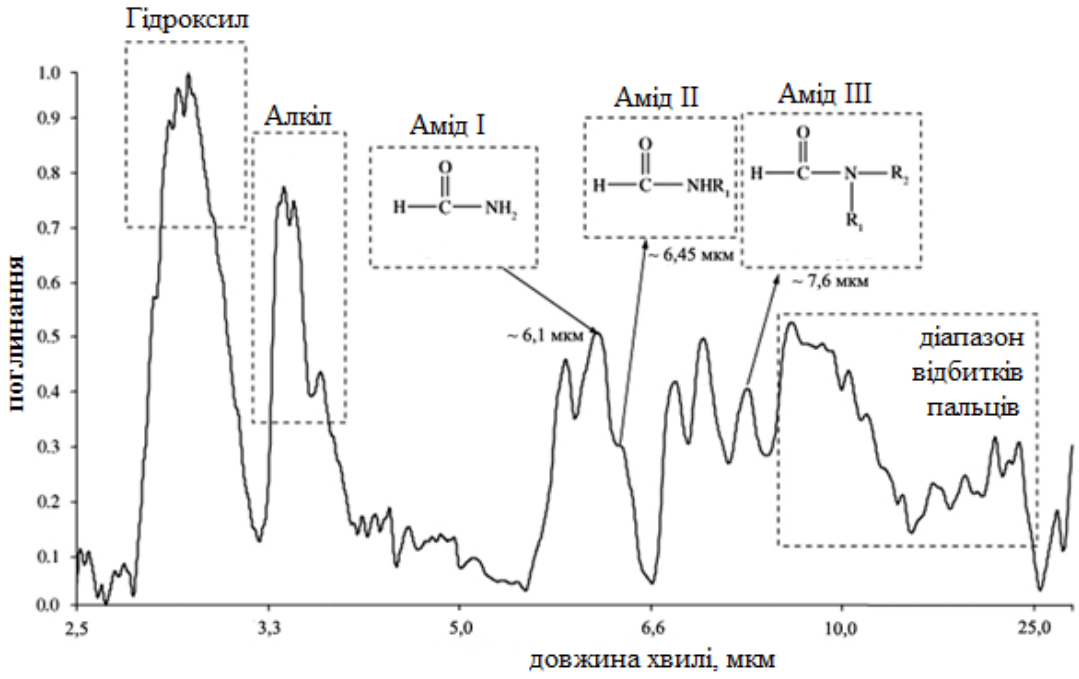


Рисунок 4.12 – ІЧ-спектр чистого рекомбінантного білка MPB70

Поряд з ІЧ смугою поглинання білків на довжині хвилі λ = 5,75 мкм знаходиться селективна смуга поглинання холестеринових ефірів жирних кислот (входять до складу атеросклеротичних бляшок), при цьому сама судинна стінка не

поглинає випромінювання на цій довжині хвилі. Отже, з'являється можливість проводити малоінвазивні внутрішньосудинні операції для опосередкованого лікування та профілактики ішемічної хвороби серця [63 - 65].

Найбільш значущими, але не ідеальними рішеннями для генерації випромінювання в діапазоні 6 - 8 мкм є використання: лазера на вільних електронах, лазера на парах металів, квантово-каскадного лазера і твердотільного лазера з параметричним перетворенням частоти.

FEL лазер (лазер на вільних електронах) являє собою дискретне імпульсне джерело випромінювання середнього ІЧ діапазону від 2 до 22 мкм. FEL успішно використовувався в експериментально-практичній нейрохірургії на довжині хвилі 6,1 мкм та ангіопластиці (λ = 5,75 мкм). Лазер генерує випромінювання з частотою повторення імпульсів 30 Гц, тривалість імпульсу 5 мкс, середня потужність 1 Вт. За даних частотних режимів відбувається охолодження тканини за рахунок термодифузії. Проте такий лазер громіздкий, відсутня можливість плавної перебудови довжин хвиль, відносно висока ціна самого апарату та операцій [66 – 67].

Лазер на парах металів забезпечує генерацією набору довжин хвиль 3 мкм; 2,7 мкм; 2,9 мкм (енергія імпульсу 0,1 мДж, середня потужність 1 Вт); 3,06 мкм та 6,46 мкм (енергія імпульсу 0,3 мДж, середня потужність 4 Вт). Проте такий лазер має недоліки: частотний режим викликає колатеральні термоушкодження через акумулювання тепла тканиною.

Квантово-каскадний лазер (QCL лазер) є напівпровідниковим лазером малих габаритів, забезпечує генерацію випромінювання середньому ІЧ діапазоні. Такий лазер застосовується у нейрохірургії (довжина хвилі 5,6 - 6,9 мкм з піком поглинання λ = 5,76 мкм; частота 1 - 1000 кГц; тривалості імпульсу 20 – 500 нс, середня потужність від 0,5 до 1,0 Вт). Має наступні недоліки: низька енергія в імпульсі $\leq$ 1,0 мкДж викликає коллатеральні термоушкодження [68].

У даний час реалізовано проект MIRSURG на базі твердотільного лазера для мінімально інвазивної хірургії [69]. Лазер (Tm лазер типу Ho:LLF) є менш дорогою альтернативою лазеру на вільних електронах, його найбільш вдала реалізація являє собою пристрій параметричної генерації світла (ПГС) на нелінійних кристалах CdSiP2 (RISTRA) з мікронним накачуванням та RISTRA ZnGeP2 з волоконним накачуванням. Лазер генерує випромінювання 6,45 мкм, має частотні режими 100 Гц і 200 Гц з середньою потужністю до 0,95 Вт, забезпечує енергію в імпульсі 4,76 мДж, що з урахуванням втрат на доставку випромінювання до зони впливу є достатнім для ефективної абляції.

Для Er лазерів у якості волоконних світловодів у медичній практиці використовується, наприклад, скло з фторидів важких металів (фтористий цирконій та фтористий барій). У діапазоні довжин хвиль 2 - 4 мкм теоретично досяжне згасання енергії випромінювання становить менше 0,01 дБ/км. Однак через наявність домішок і, насамперед, групи ОН, загасання становить величину 0,5 - 1,0 дБ/м, що практично обмежує цим діапазон хірургічного застосування багатьох лазерів до 2 мкм, зокрема, для абляції в рідкому середовищі. Аналогічна ситуація зі світловодами для CO_2 лазера на довжині хвилі (λ = 10,6 мкм). Кристалічні ІЧ волокна також використовують у якості волоконних світловодів, вони мають пропускну здатність у діапазоні 3 - 8 мкм: сапфір, фториди важких металів, халькогеніди з низькою молекулярною вагою (As2S3, As2Se3), галогеніди срібла (AgCl, ArBr). Більшість з них мають суттєві недоліки, такі як недостатню смугу прозорості (сапфір, ZBLAN, As2S3), низькі пороги лазерних пошкоджень (AgCl, ArBr, As2Se3), токсичні (As2S3 та As2Se3), недостатні механічні характеристики (AgCl, ArBr), складну технологію виробництва.

Для хірургічних лазерів привабливими для використання у якості світловодів є волокна на основі галогенідів срібла (AgCl, AgBr), які мають діапазон пропускання в смузі довжин хвиль 4 - 18 мкм. До їх переваг можна

віднести високу променеву стійкість (десятки Вт). Однак, незважаючи на відносно низьку променеву міцність, м'якість, складні умови роботи матеріали AgCl та ArBr взаємодіють з багатьма металами, що потрібно враховувати при закладенні кінців оптоволокон.

Для прецизійної хірургії доставку лазерного випромінювання в оптичному діапазоні 3 - 8 мкм необхідно здійснювати через хвилеводи, які вводяться в офтальмоендоскоп та ангіокатетер. Тому, ще одним суттєвим моментом є реалізація системи фокусування випромінювання у пляму малого діаметра, яка повинна забезпечувати прецизійне, селективне розсічення тканин з роздільною здатністю близько 10 мкм. Потенційно можуть бути використані хвилеводи на основі галогеніду срібла, а також порожнистий хвилевід. Загальні вимоги до волокна та оптичних матеріалів наступні: матеріали повинні бути нетоксичні; оптичні матеріали для захисних насадок та лінз мають бути прозорі в діапазоні 5,75 - 8 мкм (ZnSe, ZnS, CaF_2, алмаз, флюорит). Просвітлюючі покриття, що контактують з біотканиною, повинні бути стійкі до дії лазерного випромінювання та зовнішніх біохімічних факторів; оптичне волокно повинно мати пропускну здатність не менш ніж 50 % у діапазоні 5 - 8 мкм.

Одним з інженерних рішень є прототип «лазерного скальпеля» на основі лазера Er:YAG (довжина хвилі 2,94 мкм, тривалість імпульсу 75 мкс, частота роботи 5 Гц, потужність 0,02 - 1,0 мДж) для контактної абляції з розміром кратера 15 - 50 мкм для прецизійного висічення епіретинальної макулярної мембрани без ушкодження сітківки [70, 71]. Для доставки лазерного випромінювання у приладі використано комбінацією германідного волокна (2,94 мкм; 0,7 дБ/м) довжиною 2 м з діаметром серцевини 50 мкм та порожнистого хвилеводу HWG (2,94 мкм; 2 дБ/м) довжиною 30 мм і зовнішнім діаметром «скальпеля» 0,75 мм, у який був поміщений ланцюжок сапфірових мікросфер 300 - 350 мкм для фокусування

плями випромінювання на біооб'єкт. Така геометрія дозволяє працювати на контакті з тканиною при незначних колатеральних ушкодженнях (рис. 4.13) [61].

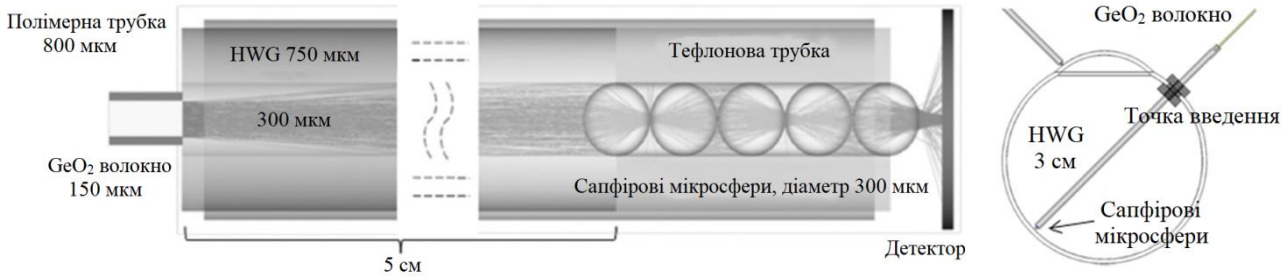


Рисунок 4.13 – «Лазерний скальпель» 2,94 мкм з використанням сапфірових мікросфер для фокусування на об'єкті

Такий «лазерний скальпель» добре показав себе під час контактної абляції на відстані 1 - 2 мм від поверхні, що обробляється (офтальмохірургія, абляція сітківки), причому колатеральні пошкодження були відсутні.

Лазерний скальпель являє собою пристрій, що складається зі стаціонарної частини де розміщується лазер з блоками управління і живлення, та рухомої частини – компактного випромінювача, з'єднаного з лазером гнучкою системою передачі випромінювання (світловодом) [72]. Промінь лазера передається по світловоду до випромінювача. Передана енергія зазвичай фокусується у точці, що знаходиться на відстані 3 - 5 мм від кінця випромінювача (рис. 4.14).

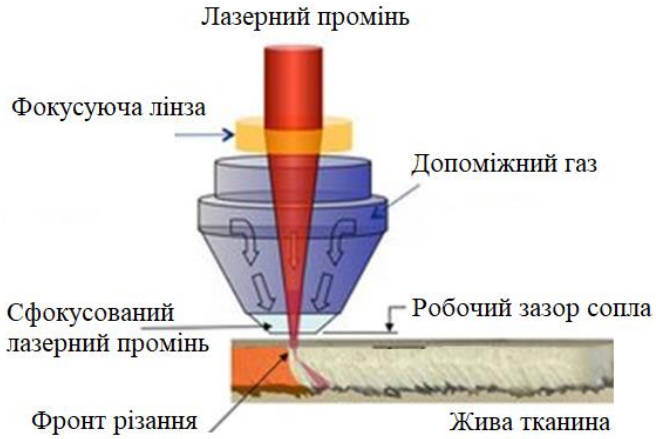


Рисунок 4.14 – Процес різки лазерним скальпелем

Імпульсна потужність лазерного скальпелю змінна – від 5 Вт до 10 Вт, тривалість імпульсу 100 мкс і 250 мкс, енергія імпульсу до 50 Дж/см^2, частота модуляції задається 5 Гц, 80 Гц, 1500 Гц.

Основними компонентами лазерного скальпелю є наступні:

• Лазер (рис. 4.3): трубка заповнена CO_2 та іншими газами, такими як водень, азот та гелій. Суміш цих газів накачується твердотільним лазером або електричним розрядом, що випромінює енергію у вигляді світла. Лазерний промінь виходить із лазерного генератора, герметичної скляної трубки з двома дзеркалами, зверненими один до одного.

• Ріжуча головка: світло відбивається в різних напрямках за допомогою кількох дзеркал, які розташовані так, щоб забезпечити його потрапляння на лазерну ріжучу головку. Як тільки промінь досягає ріжучої головки, він проходить через вигнуту лінзу та фокусується в одній точці. Саме у цій різальній головці лазерне випромінювання перетворюється на тонкий концентрований промінь, який може різати. Сфокусований лазерний промінь проходить через сопло перед попаданням на живу тканину, причому стислий газ (азот N_2 або кисень O_2) також проходить через це сопло. Наприклад, під час різання живої тканини газ у соплі під високим тиском видаляє залишки тканин із робочого зазору.

• Відстань до сопла: між біологічною тканиною та соплом завжди підтримується відстань від 3 мм до 5 мм. Ця відстань має вирішальне значення, оскільки вона визначає фокусування променя у одній точці. Зазвичай зміна фокуса впливає на глибину різання. На якість різання у тому числі впливає інтенсивність та швидкість променя.

Застосування лазерів для виконання процедури абляції має деякі складності: налаштування частотного режиму для акумулювання тепла у зоні впливу,

фокусування плями випромінювання на ділянці впливу, забезпечення необхідної потужності в імпульсі для випаровування біологічного матеріалу. Загальний об'єм взаємодії тканин з випромінюванням визначається діаметром плями та глибиною оптичного проникнення. Якщо депонована у об’ємі енергія менше, ніж енергія, необхідна для випаровування тканини, тобто нижче порога абляції, то передана тканинам енергія просто перетворюється на термальну енергію, що призводить до таких шкідливих термічних ефектів, як коагуляція та гіпертермічне ушкодження.

Відомо, що ефективність абляції (маса тканинного матеріалу, що викидається з кратера назовні за одиницю часу) прямо пропорційна потужності лазерного випромінювання. Тому для збільшення швидкості видалення тканин потужність лазерного впливу слід збільшити, причому для зупинки кровотечі або досягнення абластичного ефекту потрібна відносно невелика енергія лазерного випромінювання. Проте, феномен абляції, що розвивається при взаємодії лазерного випромінювання з живими тканинами, є складним і досі недостатньо вивченим явищем.

Розрізняють наступні механізми взаємодії лазерного випромінювання з біологічними тканинами:

Механізм 1. Лазерне випромінювання з довжиною хвилі 1064 нм може проникати у глибину біологічної тканини від 5 мм до 7 мм. При взаємодії випромінювання лазера з живою тканиною процеси розвиваються у наступній послідовності – за температури до 43°С енергія фотонів лазерного випромінювання перетворюється на теплову, але термічні ураження тканин є оборотні. Коагуляція тканин починається після досягнення температури близько 55°С. При підвищенні температури до 100°С розмір зони некрозу тканин поступово збільшується. Перевищення рівня температури 100°С супроводжується інтенсивним випаром води та термічним розпадом органічних молекул (піролізом). Перевищення рівня 300°С призводить до горіння поверхневих шарів

із виділенням диму, при цьому продукти згоряння осідають на поверхні абляційного кратера.

Механізм 2. Лазерне випромінювання з довжиною хвилі від 3 нм до 10 нм проникає у глибину тканини до 8 - 12 мм. Дія цього механізму забезпечується інфрачервоними лазерами. Найбільш яскраво цей механізм проявляється при вплив на м'які водомісткі тканини. Процеси розвиваються у наступній послідовності – при досягненні температури 50 - 70°С відбувається швидке безпосереднє розігрівання міжтканинної рідини. Надалі при досягненні температури 100°С і вище відбувається вибухове випаровування тканинної води. Водяна пара разом із фрагментами тканинних структур вивергається за межі зони впливу та формується глибокий абляційний кратер.

Регулюючи параметри лазерної абляції, хірург може оптимізувати процес лазерної абляції для різноманітних застосувань [73]. Найважливіші параметри лазера, які необхідно враховувати, наступні (рис. 4.15):

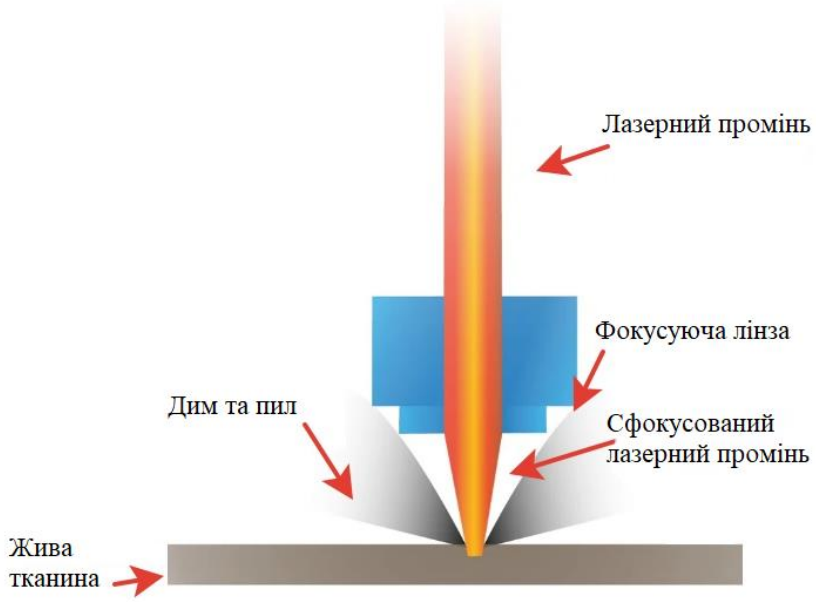


Рисунок 4.15 – Процес лазерної абляції

• Довжина хвилі: слід віддати перевагу лазеру, що випромінює довжину хвилі, яка найменше відбивається від біологічної тканини. Наприклад, для лазерної абляції живих тканин використовуються ербієві лазери Er:YSSG (λ = 2,79 мкм) і Er:YAG (λ = 2,94 мкм), гольмієві лазери Ho:YAG (λ = 2,1 мкм), газові лазери CO_2 (λ = 10,6 мкм).

• Потужність лазера: потужність лазера залежить від режиму роботи лазерного генератора. Лазери у безперервному режимі роботи випромінюють безперервну лазерну енергію без значної зміни амплітуди. Вони менш результативні у передачі тепла тільки в цільову область і більше нагрівають навколишню область, але це робить їх придатними для лазерного зварювання. Імпульсні лазери є кращими інструментами для абляції живої тканини через їх вищу пікову потужність. Наприклад, Nd:YAG лазери в безперервному режимі з поздовжнім накачуванням забезпечують вихідну потужність до 15 Вт, а в імпульсному режимі з поперечним накачуванням вихідна потужність таких лазерів досягає 100 Вт і вище.

• Довжина імпульсу: короткі імпульси можуть досягати високих енергетичних піків, які необхідні при більшості хірургічних втручань. Зменшення довжини імпульсів обмежує теплові ефекти та запобігає небажаній деструкції оточуючих тканин. Наприклад, волоконні лазери зазвичай генерують короткі імпульси тривалістю 100 нс або 125 нс, гольмієві лазери Ho:YAG видають імпульси тривалістю близько 500 мкс з частотою повторення імпульсів до 40 Гц.

• Частота повторення імпульсів: збільшення числа імпульсів за секунду зменшує кількість енергії в імпульсі. Якщо енергія на імпульс занадто мала, абляція тканин буде неможлива. Наприклад, лазер потужністю 50 Вт може генерувати 100 000 імпульсів за секунду замість 50 000, що забезпечить передачу в цільову точку 0,5 мДж замість 1 мДж у кожному імпульсі.

Діаметр променя: зменшуючи діаметр променя (або розмір плями), можна передати більше енергії на меншу площу, створюючи тим самим енергоефективнішу абляцію. Наприклад, Ho:YLF лазер забезпечує діаметр променя ≤1 мм.

• Фокусна відстань: регулювання відстані, де лазерний промінь фокусується на цільовій ділянці дозволяє отримувати більш якісні результати абляції. Вона може бути змінена за допомогою різних фокусуючих оптичних пристроїв або, в деяких випадках, за допомогою 3D-головок, які оснащені давачами, що автоматично регулюють фокусну відстань. Наприклад, нахил лазерного променя під кутом 45° до цільової площини призводить на відстані >10 мм до зростання діаметра плями до величини діаметра основи конуса, який утворено об’ємом між променем і цільовою поверхнею.

Оскільки процес абляції залежить від поглинаючих та еластичних властивостей тканини, а також від її в'язкості, важливими параметрами є фокусування та довжина хвилі лазерного випромінювання. Зокрема, ArF-лазери при довжині хвилі 193 нм забезпечують енергію квантів 6,4 еВ достатню для розриву пептидних зв'язків (3,0 еВ) і вуглець-вуглецевих зв'язків поліпептидних ланцюгів, подібних до ланцюгів у колагені (3,5 еВ). Проте, у деяких випадках тепло може дифундувати з абляційного кратера і викликати термічне пошкодження навколишніх тканин. Тоді як при абляції ексимерлазером (ультрафіолетовий газовий лазер) генерується випромінювання високої енергії в ультрафіолетовому діапазоні, але у зовнішній об’єм виділяється порівняно мало тепла. Це робить процес чистим та чітко локалізованим, що дуже бажано під час контактної абляції.

Окремо варто відзначити ситуацію у галузі серцево-судинної хірургії [74] (видалення атеросклеротичних бляшок), де досі не заохочується використання лазерного хірургічного обладнання, що пов'язано з серйозними побічними

ефектами та недостатньо відпрацьованими методиками лазерного лікування, у тому числі через складність доставки випромінювання за допомогою ангіокатетера до місця проведення хірургічного втручання.

Отже, застосування лазерів у медицині практично безболісно і не завдає травми пацієнту, якщо режим роботи лазера обрано хірургом у відповідності до відпрацьованої лазерної технології та вимог техніки безпеки. Наприклад, лазери, призначені для деструкції тканин, належать до 3 - 4 класу небезпеки.

4.2. Лазерні діагностичні системи в медицині

Лазерні та інші оптоелектронні технології у медицині не обмежуються лише рамками проведення лікувальних процедур. Не менш перспективною сферою їх застосування в медицині сьогодні вважається неінвазивна діагностика. Оптичні методи діагностики ґрунтуються на тих фізичних принципах, що основні біохімічні та клітинні компоненти тканин і крові мають характерні спектри поглинання, відбиття, розсіювання, флюоресценції лазерного випромінювання. Для різних м'яких тканин, областей ущільнення, окисленого та відновленого стану молекул у клітинах такі спектри є різними. Крім того, співвідношення біохімічних та анатомо-морфологічних компонентів у тканинах є різним для стану норми та захворювання органів і систем організму. Отже, загальний функціональний та патофізіологічний стан біологічних тканин відбивається на їх загальних оптичних властивостях.

Оптична діагностика полягає у підведенні до обстежуваної ділянки тіла пацієнта оптичного давача, підсиленні знятих біосигналів, запису до пам’яті комп’ютерної системи показань та інтерпретації отриманих спектральних характеристик. Сучасні оптичні діагностичні системи можуть ефективно вирішувати завдання у галузі онкології при проведенні диференціальної діагностики захворювань молочних залоз, проводити контроль за порушеннями

периферичного кровообігу, здійснювати моніторинг опіків, гнійних процесів, оцінку розладів периферичної та центральної нервової системи.

Для реалізації методів діагностики біологічна тканина, що обстежується, висвітлюється низькоінтенсивним оптичним випромінюванням F_0 різного спектрального складу, яке, проходячи всередину тканини, поглинається хромофорами, що містяться в тканинах, і розсіюється на внутрішніх неоднорідностях середовища (рис. 4.16).

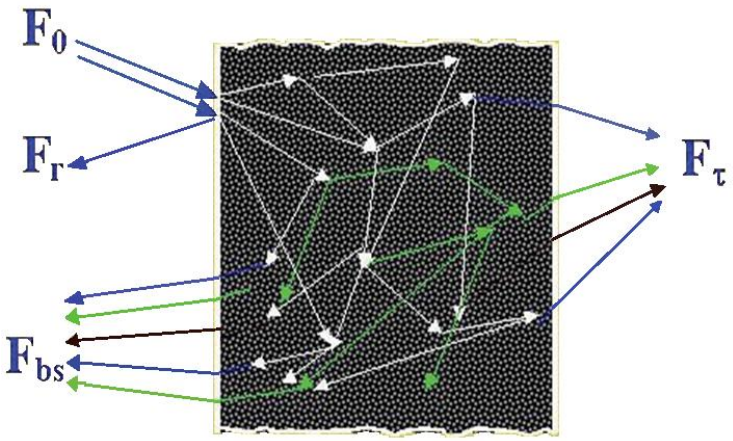


Рисунок 4.16 – Особливості взаємодії світла з біотканиною

У результаті процесів оптичного відображення F_r та внутрішнього світлорозсіювання з фронтальної та тильної поверхонь біотканини виходять вторинні потоки випромінювання F_{bs} і F_τ, що містять інформацію про внутрішню структуру біотканини та наявність у ній різних біологічних молекул та анатомо-морфологічних структур, які розсіюють і поглинають світло в різних спектральних діапазонах довжин хвиль.

В основі цих методів лежать математичні моделі лінійної взаємодії випромінювання та речовини, зокрема – теорія перенесення та розсіювання світла в середовищах, теорія дифракції світла на неоднорідностях середовища, фотометричні моделі тощо. Оскільки дуже часто як джерела випромінювання

використовують лазери, у назві методів діагностики присутнє визначення «лазерна» діагностика.

У даний час інтенсивно розвивається кілька перспективних напрямків лазерної діагностики [55, 61]: оптична дифузна томографія, лазерна когерентна та низькокогерентна томографія, флюоресцентна діагностика, лазерна допплерівська флоуметрія, тканинна оксиметрія та ряд інших напрямків.

Оптична дифузна томографія.

Методи лазерної дифузійної томографії дозволяють просвічувати лазером м'які тканини пацієнта та за допомогою математичних методів обробки зображень відновлювати картину внутрішніх неоднорідностей структури біологічної тканини [75]. Як основна сфера застосування оптичної дифузної томографії на сьогоднішній день розглядаються дослідження внутрішніх структур головного мозку новонароджених, оскільки КТ та МРТ застосовуються для дослідження в основному у дорослих пацієнтів.

Новий вид томографії – трансмісійна оптична томографія (ТОТ) [76], використовує практично нешкідливе для людини малопотужне (близько десятків мВт) випромінювання ближнього інфрачервоного діапазону. Це дає змогу не тільки успішно та своєчасно діагностувати ряд захворювань (дисплазія, пухлини, тромбоз, гематоми у немовлят), а й отримувати інформацію про метаболічні процеси та функціонування різних органів у динаміці. Зокрема, оптична томографія дозволяє у реальному масштабі часу спостерігати просторовий розподіл насиченості тканин водою, pH-фактору тощо.

Завданням оптичної томографії є визначення просторового розподілу двох оптичних характеристик – коефіцієнта поглинання (що дає інформацію про хімічний склад тканин) та коефіцієнта розсіювання (що визначає особливості клітинної будови). Таким чином, метод ТОТ дозволяє отримати значно більше інформації, яка має важливе діагностичне значення.

Прилади, які використовують метод трансмісійної оптичної томографії, випускаються, наприклад, зарубіжними фірмами «Періфлюкс» (Швеція), «NIRx Medical Technologies» та «Трансонік» (США). На сьогодні найактуальнішою моделлю мамографа є томографічна система фірми "Imaging Diagnostic Systems Inc." (США) "CTLM-1020" (рис. 4.17).

Рисунок 4.17 – Система CTLM виробництва Imaging Diagnostic Systems

Прилади дифузійної томографії дозволяють просвічувати лазером тканини молочних залоз та математичними методами обробки зображень відновлювати картину внутрішніх неоднорідностей структури її біотканини. В перспективі до фізичних параметрів, просторовий розподіл яких визначається під час ТОТ, можна додати показник заломлення середовища. Останній в м’яких тканинах змінюється незначно, але з урахуванням просторової неоднорідності показника заломлення, його врахування дасть змогу підвищити інформативність методу оптичної томографії.

Розроблена інженерами Дослідницької лабораторії біомедичної оптики (Університетський коледж у Лондоні, Великобританія) система MONSTIR (Multi-channel Opto-Electronic Near Infrared System for Time-Resolved Image Reconstruction) дозволяє дослідити області головного мозку новонароджених. Томографічні зрізи, одержувані за допомогою системи MONSTIR, дають змогу

відновити картину розподілу коефіцієнта поглинання лазерного випромінювання у голові новонародженого (рис. 4.18).

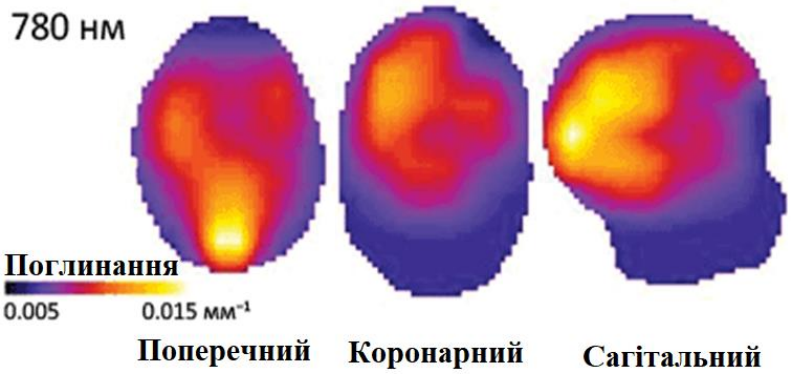


Рисунок 4.18 – Томографічні «зрізи» розподілу коефіцієнта поглинання лазерного випромінювання у голові новонародженого

Оптична томографія не є «продовженням» рентгенівської томографії. Розповсюдження лазерного випромінювання в біологічному середовищі суттєво відрізняється від поширення рентгенівських променів. Якщо завданням рентгенівської томографії є відновлення просторового розподілу однієї невідомої величини (коефіцієнта поглинання випромінювання), то в оптичній томографії відновленню підлягає просторовий розподіл як коефіцієнта поглинання, так і коефіцієнта розсіювання. Фактично, це зовсім нове наукове та технічне завдання, рішення якого пов'язане з розвитком різних галузей як фундаментальної, так і прикладної науки.

Лазерна когерентна та низькокогерентна томографія.

Оптична когерентна томографія (ОКТ) широко використовується у сучасній медицині. Це неінвазивний та високоточний метод дослідження, за допомогою якого є можливість отримувати зображення поперечного зрізу досліджуваних тканин *in vivo* [77].

Суть методу ОКТ полягає у вимірі часу затримки світлового променя, відбитого від досліджуваної тканини. Робота оптичного когерентного томографа

побудована за принципами світлової інтерферометрії [78]. Основою когерентних томографів є інтерферометр Міхельсона (рис. 4.19). Джерелом світла у ньому є суперлюмінесцентний діод, який генерує промінь низької когерентності. За допомогою дільника світловий пучок розщеплюється на дві рівні частини, одна з яких спрямовується на тканину, що досліджується, а друга частина – на рухоме дзеркало (опорне плече). Після цього відбиті промені сумують, що викликає ефект інтерференції, який реєструється фотодетектором. Отримана амплітуда світлової хвилі на картині інтерференції характеризує відбивну здатність конкретної точки досліджуваного об'єкта. Потім опорне плече зміщується і виконується дослідження наступної точки. У підсумку формується одновимірне зображення А-скан (Axial-Scan), двовимірне зображення отримується шляхом сумування декількох А-сканів.

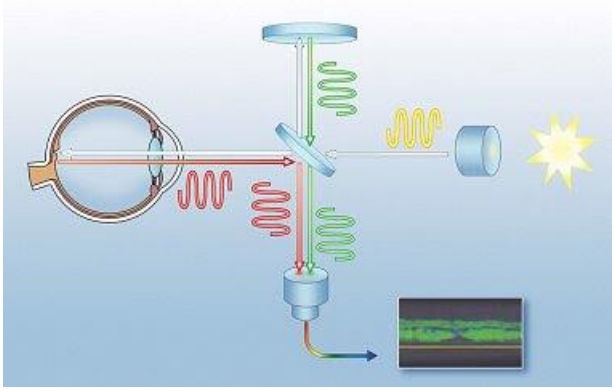


Рисунок 4.19 – Принцип дії оптичного когерентного томографа

Суттєві зміни у технології оптичної когерентної томографії відбулися із впровадженням у практику спектральних інтерферометрів, які використовують перетворення Фур'є (Spectral Fourier Domain). Їхньою відмінністю від інтерферометра Міхельсона є наявність спектрометра та високошвидкісної CCD – камери (CCD - Charge-Coupled Device). В методі ОКТ на основі перетворення Фур'є світловий імпульс ділиться на дві рівні частини, одна з яких відбивається від фіксованого опорного плеча (дзеркала), а друга частина – від об'єкта, що

досліджується. Потім сигнали сумують, а промінь світла, що інтерферує, розкладають на складові частини спектру, які одночасно фіксуються швидкісною CCD-камерою. Отриманий спектр інтерференції складається з сукупності світлових хвиль, відбитих від різних по глибині ділянок об'єкта, що досліджується. Потім з отриманого масиву даних шляхом математичного перетворення Фур'є виділяються частотні складові, з яких формують А-скан. Отже, отримання лінійного скана відбувається не шляхом послідовного виміру відбивних властивостей кожної окремої точки простору, а одночасно. Глибина сканування при цьому дорівнює зоні когерентності.

Остання модифікація оптичного когерентного томографа Stratus OCT в клініці представлена на рис. 4.20 [79]. Максимальна роздільна здатність ОКТ становить 8 - 10 мкм при швидкості сканування 400 А-сканів у секунду. Стандартне дослідження, що складається з 512 А-сканів, займає таким чином більше 1 секунди.

Рисунок 4.20 – Оптичний когерентний томограф Stratus OCT для визначення зосередженості та ступеня патології внутрішніх структур ока

Завдяки принципу своєї роботи спектральні ОКТ дозволяють виконувати понад 25 тис. лінійних сканів за секунду, перевищуючи за цим параметром оптичні томографи попереднього покоління. Аксіальна роздільна здатність знаходиться в межах 3 - 8 мкм, а поперечна роздільна здатність становить 10 - 15 мкм. На даний момент спектральні оптичні когерентні томографи надають наступні можливості для дослідження очей:

1. «RTVue-100» фірми Optovue (США) дозволяє досліджувати як передній, так і задній відрізок очного яблука.

2. «3D OCT-1000» фірми Topcon (Японія) має функції фундус-камери (прилад для отримання моментальних знімків очного дна) і зіставлення фото очного дна з ОКТ зображенням.

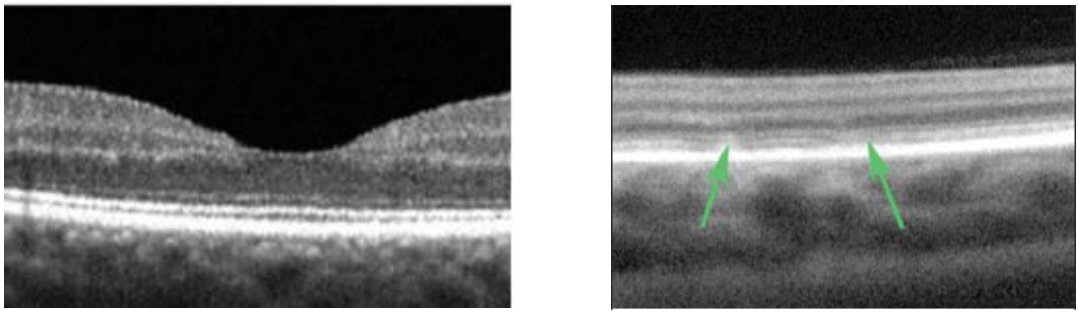
3. «Soct Copernicus» і «Soct Copernicus HR» спільного виробництва Reichert (США) та Optopol (Польща) мають можливість дослідження переднього відрізка ока з максимальною швидкістю сканування 55000 А-сканів за секунду та аксіальною роздільною здатністю 3 мкм.

4. «Spectralis HRA+OCT» виробництва Heidelberg Engineering (Німеччина) поєднує у собі функції флюорисцентної ангіографії (HRA) і оптичної когерентної томографії очей у спектральній області.

Висока роздільна здатність спектральних ОКТ дає змогу чітко ідентифікувати усі шари сітківки та внутрішні шари судинної оболонки ока. Діагностичний пошук за методом ОКТ проводиться на рівні окремих структур і груп клітин. Однак головною відмінністю спектральних ОКТ є можливість тривимірної візуалізації об'єкта (ділянка сітківки, головка зорового нерва, рогівка та ін.). Висока швидкість сканування дозволяє отримувати велику кількість А-сканів (понад 50 000) ділянки тканини фіксованої площі за 1 - 2 с. За підсумками цих даних програмне забезпечення відновлює тривимірну структуру об'єкта. Отримане 3D-зображення дозволяє оцінити внутрішню топографію і профіль

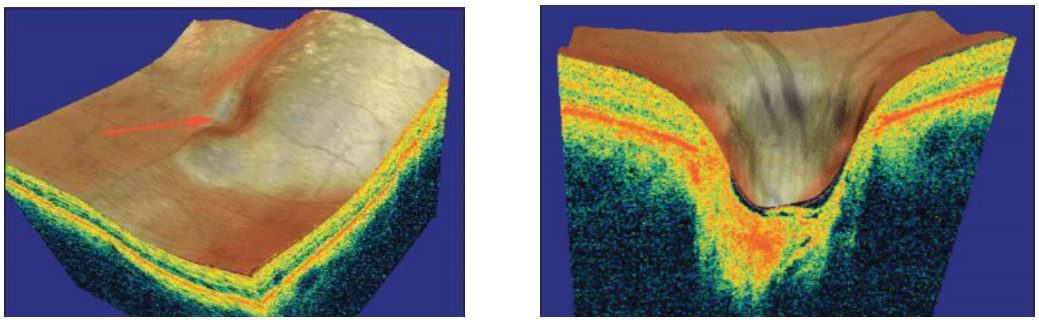
поверхні структури, що вивчається. Сучасні ОКТ надають можливість чіткої візуалізації меж патологічних утворень та спостереження за їх динамікою.

Наприклад, спектральна ОКТ дозволяє чітко візуалізувати основні шари сітківки ока у пацієнта [77] з патологічною дистрофією Штаргардта (рис. 4.21). Комп'ютерна 3D-томограма структури центральної зони сітківки у пацієнтів з хоріоїдальною неоваскуляризацією і глаукомою (рис. 4.22) дозволяє оцінити залученість фовеоли (поглиблення, що знаходиться в центрі жовтої плями сітківки ока) до патологічного процесу та простежити динамічність змін.



а б

Рисунок 4.21, б – Спектральна оптична когерентна томографія периферії сітківки ока: а) початок патологічного процесу; б) патологічна дистрофія Штаргардта (стрілками вказані дефекти в шарі зовнішніх і внутрішніх сегментів фоторецепторів у сітківці ока)



а б

Рисунок 4.22 – Тривимірна модель сітківки ока: а) центральна зона сітківки з хорноїдальною ісоваскуляризацією; б) головка зорового нерва патологією первинної відкритокутової глаукоми

Висока роздільна здатність дозволяє чітко ідентифікувати межі між шарами сітківки в автоматичному режимі. У результаті стає можливим отримувати не тільки карту товщини сітківки ока, але і її окремих шарів (шар гангліозних клітин та нервових волокон, фоторецепторних клітин, пігментного епітелію). Метод дозволяє отримати вичерпне уявлення про ультраструктуру довільної ділянки сітківки та головки зорового нерва. Різноспрямованість одержуваних результатів, широкі можливості діагностики та динамічного спостереження різних очних захворювань роблять спектральну оптичну когерентну томографію одним з найбільш універсальних методів морфологічного дослідження в офтальмології.

Лазерна допплерівська флоуметрія.

Прилади лазерної допплерівської флоуметрії дозволяють вимірювати частотні ритми та швидкість капілярного кровотоку в мікроциркуляторному руслі біотканин [80]. Лазерна допплерофлоуметрія заснована на використанні лазерного променя певної довжини хвилі, що прямує через шкіряний покрив до кровоносних судин. Переміщення червоних кров'яних клітин сприяє зміні частоти лазерного променя (допплерівський зсув частоти), а частина пучка відбивається у зворотному напрямку. Величина відбитого пучка світла пропорційна кількості клітин, які поглинули промінь, та швидкості їх переміщення.

Метод лазерної допплерівської флоуметрії (ЛДФ) може використовуватися для діагностики та контролю терапії в кардіології, ревматології, дерматології, оцінки ступеня ураження тканини при трансплантації та пластичній хірургії, у судинній хірургії та стоматології, при пораненнях, діабеті, опіках (у тому числі електричних та інгаляційних).

Наприклад, лазерна допплерофлоуметрія в стоматології ускладнюється тим, що лазерний промінь повинен взаємодіяти з клітинами, що рухаються всередині кровоносних судин пульпи. Щоб уникнути помилкових відповідей, необхідно використовувати спеціальний затискач, що забезпечує нерухомість датчика та

його контакт із зубом. Положення датчика на коронці зуба відносно локалізації пульпи впливає на результати швидкості кровотоку. Крім того, антигіпертензивні препарати та нікотин можуть вплинути на кровотік у пульпі та призвести до неточних результатів.

Устаткування ЛДФ можна успішно використовувати для пацієнтів, відповідям яких при анамнезі не можна довіряти, наприклад, у маленьких дітей. Для оцінки змін у тканинах та ефективності терапії в процесі індивідуального добору фармпрепаратів при цукровому діабеті застосовується апарат «Лазма СТ», який складається з лазерного аналізатора «Лазма-Д» і блоку «Лазма-ТЕСТ» для проведення температурної проби (рис. 4.23). Областю діагностики є обличчя, кінцівки, палець стопи, які найбільш чутливі до діабетичних ускладнень.

Рисунок 4.23 – Прилад лазерної допплерофлоуметрії «Лазма СТ»

Прилад ЛДФ дозволяє виконувати одночасну реєстрація діагностичних показників мікроциркуляції крові, мікроциркуляції лімфи та амплітуд флуоресценції коферментів, учасників окисного метаболізму, – відновлений нікотинамідаденіндінуклеотид (НАД) та окислений флавінаденіндінуклеотид (ФАД) показники. Реєстрація показників проводиться у вихідному стані тканини

(також контролюється температура шкіри пальців стопи), при охолодженні до 10°С (оцінюється зниження активності мікроциркуляції та метаболізму) та при нагріванні 35°С (оцінюється підвищення активності мікроциркуляції та метаболізму). На рівні мікроциркуляторного русла кровотоку та лімфотоку аналізуються порушення функціонування регуляторних (нейрогенного та міогенного) механізмів судинного тонусу за допомогою алгоритмів програмного забезпечення. Зокрема, розраховується показник окисного метаболізму (ПОМ), який показує активність мікроциркуляції (нутритивна частина кровотоку) та стан окисного метаболізму (амплітуди флуоресценції коферментів). Тривалість одного дослідження ~15 хвилин.

Пульсоксіметрія.

Найбільш розвиненими на сьогоднішній день можна вважати прилади оптичної пульсоксиметрії (пульсоксиметри), які дозволяють вимірювати частоту пульсу та сатурацію (оксигенацію) артеріальної крові, що є дуже важливим у стоматології, реаніматології, анестезіології та інших галузях медицини [81].

Пульсоксиметрія входить до стандарту обов'язкового інтраопераційного моніторингу та широко використовується для визначення рівня насиченості крові киснем у процесі проведення внутрішньовенної анестезії. Особливо корисною пульсоксиметрія є у випадках, коли необхідно часто контролювати оксигенацію: при супутній легеневій патології (наприклад, при легеневому фіброзі), при специфічному характері оперативного втручання (наприклад, хірургічні операції в умовах штучного кровообігу, пластика грижі стравохідного отвору діафрагми), при деяких видах анестезіологічної допомоги (наприклад, однолегенева штучна вентиляція легень). Пульсоксиметрія показана для моніторингу у новонароджених із ризиком ретинопатії недоношеності. Протипоказань до пульсоксиметрії немає.

В основі пульсоксиметрії лежать принципи оксиметрії та плетизмографії. Вона призначена для неінвазивного вимірювання насичення артеріальної крові

киснем. В основі принципу оксиметрії лежить зміна абсорбції світла під час пульсації артерії. Відомо, що оксигемоглобін (оксигенований гемоглобін) та дезоксигемоглобін (відновлений гемоглобін) відрізняються за здатністю абсорбувати промені червоного та інфрачервоного спектру (закон Ламберта-Бера). Оксигемоглобін (HbO_2) сильніше абсорбує інфрачервоні промені (з довжиною хвилі 990 нм), тоді як дезоксигемоглобін (HbH) інтенсивніше абсорбує червоне світло (з довжиною хвилі 660 нм). Співвідношення абсорбції червоних та інфрачервоних хвиль аналізується мікропроцесором, у результаті розраховується насичення пульсуючого потоку артеріальної крові киснем (SpO_2).

При пульсоксиметрії використовується зонд (рис. 4.24), що містить діод, який випромінює світло на двох різних довжинах хвиль: червоне світло (Red LED) ~660 нм, та інфрачервоне світло (IR LED) ~850 нм. Діоди фотодатчиків (Photodiode), пов'язані з мікропроцесором, сприймають це світло. Пристрій порівнює відношення амплітуд переданих інфрачервоних і червоних хвиль. Використовуючи цю інформацію разом із відомими кривими поглинання для оксигенованого та дезоксигенованого гемоглобіну, визначається рівень насиченості крові киснем.

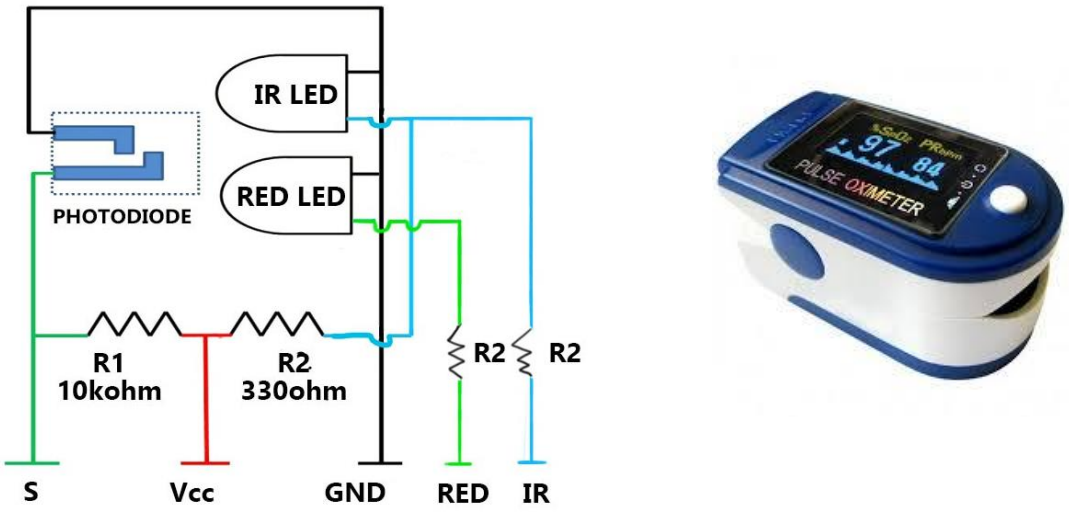


Рисунок 4.24 – Схема пульсоксиметра

Пульсоксиметрія, крім насичення киснем, оцінює перфузію тканин (за амплітудою пульсу) та вимірює частоту серцевих скорочень. Оскільки в нормі насичення крові киснем становить приблизно 100%, то в більшості випадків відхилення від цього показника свідчить про серйозну патологію. Залежно від індивідуальних особливостей кривої дисоціації оксигемоглобіну значення SpO_2 90% може відповідати $PaO_2 < 65$ мм рт. ст. Наприклад, ціаноз шкіри і слизових оболонок виникає при концентрації дезоксигемоглобіну >5 г/л, що відповідає сатурації $SpO_2 < 80\%$.

Датчики пульсокіметрів вбудовуються сьогодні практично в усі сучасні моделі приліжкових моніторів. Пульсоксиметрія є швидким методом діагностики катастрофічної гіпоксії, допомагає виявити такі дихальні розлади, як виражена гіповентиляція, бронхоспазм та ателектаз.

Лазерна флуоресцентна діагностика.

Методи лазерної флуоресцентної діагностики (ЛФД) [82] базуються на аналізі характеристик наведеної флюоресценції в біотканинах при їх опроміненні низькоінтенсивним лазерним випромінюванням певних довжин хвиль. Основною сферою застосування методів ЛФД вважається онкологія, проте внаслідок того, що багато гнійних, ранових, опікових та інших деструктивно-дистрофічних процесів у тканинах супроводжуються зміною флуоресцентної активності клітин, сфера застосування цих методів у медицині значно ширша. Можна виділити два напрями розвитку методів флуоресцентної діагностики. Перший пов'язаний з контрастуванням пухлин екзогенними флуоресціюючими речовинами з метою подальшого виявлення за контрастом зображення злоякісних новоутворень та їх точних контурів по поверхні тканини. Другий напрям пов'язаний зі створенням більш чутливих приладів, що реагують на ендогенну флюоресценцію клітин тканини, що дозволяє здійснити дослідження накопичення та функціональної

активності в біологічних тканинах природних флюорохромів (порфірину та флавінових ферментів).

Наприклад, метод ЛФД використовується для субклітинної візуалізації, що дозволяє отримувати тривимірні зображення флуоресціюючих структур на глибині до 400 мкм з роздільною здатністю 0,1 - 3 мкм використовуючи для підсвічування випромінювання інфрачервоного діапазону. Найпоширенішими апаратами лазерної флуоресцентної діагностики є флуоресцентні спектрометри «PerkinElmer» (США), прилади оптичної біопсії типу «OBS/L» (США), лазерні флуроскопи «LF-302» (Німеччина), дерматоскоп «Medicam 1000» (Німеччина).

Наприклад, дерматоскоп «Medicam 1000» застосовується для раннього виявлення передраків та немеланоцитарних пухлин шкіри, а також точного визначення їх меж у структурах тканин (рис. 4.25) [83].

Рисунок 4.25 – Флуоресцентний дерматоскоп «Medicam 1000»

Відеодерматоскоп «Medicam 1000» з лінзою FotoFinder FDlens має високу роздільну здатність, систему стабілізації із захистом від «змащування» зображень, дозволяє збільшувати знімки в десятки разів, комп'ютерний аналіз та база пацієнтів дають можливість проводити аналіз ситуації в динаміці. Оскільки селективне накопичення клітинами певних речовин, підвищує їхню чутливість до світла, поверхню шкіри обробляють дельта-амінолевуліновою кислотою (5-ALA або просто ALA). Типовим рішенням є нанесення на шкіру 20% кремової емульсії

ALA під оклюзію на кілька годин. Точний час її утримання залежить від типу новоутворення. Після обробки ALA фотосенсибілізація шкіри зберігається до 2 днів, тому пацієнту слід захищати вказану зону від світла. Щоб досягти флуоресценції з поверхні шкіри, область, що досліджується, опромінюється ультрафіолетом з довжиною хвилі 370 – 405 нм, наприклад, лампою Вуда. Для фотодинамічної терапії використовують зелений (545 нм), червоний (635 нм) або блакитний лазер (410 нм). У тіло лінзи FotoFinder FDlens вбудовані джерела блакитного та білого світла, що дає можливість лікарю швидко перемикатися між флуоресцентною та візуальною діагностикою. У результаті диференціювати пухлини стає набагато простіше.

Дерматоскопічна візуалізація виконується на основі цифрового аналізу отриманих зображень за допомогою можливостей штучного інтелекту та застосування нейромереж (рис 4.26).

Рисунок 4.26 – Дерматоскопічна візуалізація виконується на основі цифрового аналізу зображень

Під час аналізу в автоматичному режимі виконується попередня оцінка злоякісності новоутворення, що дає лікарю більше цінної інформації та зводить до мінімуму ймовірність помилки. Програмний алгоритм на основі штучного інтелекту оцінює яскравість, форму, текстуру, площу та інші параметри шкіри та волосся, виявляючи «знайомі» йому утворення – пори, зморшки, розподіл меланіну та гемоглобіну, волосяні фолікули та стрижні волосся, захворювання волосся, а також різні дерматологічні патології. у тому числі злоякісні. У результаті система підсумовує отримані дані та робить відповідний висновок.

Фотоплетизмографія.

Метод фотоплетизмографії заснований на реєстрації оптичної густини досліджуваної тканини (органу). Досліджувана ділянка тканини просвічується інфрачервоним світлом, яке після розсіювання (або відбиття, залежно від положення оптопари) потрапляє на фотоперетворювач. Інтенсивність світла, відбитого або розсіяного досліджуваною ділянкою тканини (органу), визначається кількістю крові, що міститься в об’ємі ділянки [84].

При фотоплетизмографії за графіками пульсових хвиль периферичного кровообігу аналізуються частотні ритми кровотоку, що є складним комплексом ритмів, складених з кардіоритму, дихального ритму, добового ритму активності, ритму вазомоторів. Технологія є дуже перспективною, особливо для моніторингу хворих, які страждають на серцево-судинні захворювання.

У загальноклінічній практиці при виконанні пальцевої фотоплетизмографії органом, що досліджується, є кінцева фаланга кисті або стопи. Використання кінцевої фаланги пальця не тільки зручне для лікаря та пацієнта, але й надає найбільшу кількість інформації за рахунок того, що в дистальних фалангах пальців кисті та стопи найінтенсивніші значення артеріального та венозного кровообігу. Крім того, у дистальній фаланзі невелика кількість м'язової тканини, що активно поглинає інфрачервоне випромінювання. Інтенсивність капілярного

кровотоку в дистальних фалангах аналогічна капілярному кровотоку в мозковій тканині, тому використання пальцевої фотоплетизмографії має велику діагностичну цінність в оцінці прохідності периферичних судин, швидкій та точній оцінці локального капілярного кровотоку.

Діагностичні можливості фотоплетизмографії дозволяють виконувати оцінювання стану судинного тонусу, а додаткове залучення функціональних проб дає змогу проводити диференціальну діагностику між органічними порушеннями та функціональними змінами периферичних судин. До загальних можливостей плетизмографії у вивченні гемодинаміки відноситься вимірювання артеріального та венозного тиску, об'ємного пульсу, швидкості кровотоку, проникності капілярів, хвилинного та систолічного об'єму крові. Отже, плетизмографія надає інформацію не по одному параметру (частота серцевих скорочень), а за декількома параметрами, найважливішими з яких є тонус периферичних судин, частота серцевих скорочень, ударний об'єм крові.

В основу плетизмографії закладено принцип зміни об’єму вимірюваної ділянки за рахунок динамічної зміни кількості крові: об’єм будь-якого органу складається з об’єму його тканин і крові, що заповнює орган. Об'єм тканин протягом короткого періоду часу, що витрачається на дослідження, є постійною величиною, а об'єм крові, що заповнює орган, постійно змінюється, динамічно повторюючи фази серцевого циклу. Ці зміни об'єму крові реєструються за допомогою плетизмографів.

Відомо, що характер пульсової хвилі залежить від еластичності судинної стінки, частоти пульсу, об'єму ділянки тканини, що досліджується, ширини просвіту судин. Вважається, що частота та тривалість пульсової хвилі залежить від особливостей роботи серця, а величина та форма її піків – від стану судинної стінки. Для отримання заключного висновку параметри фотоплетизмограми зазвичай групують за діагностичними ознаками.

Плетизмограф складається з плетизморецептора (1), підсилювача (2), реєструючої апаратури (3) та додаткових модулів в залежності від типу плетизмографа (рис. 4.27) [85].

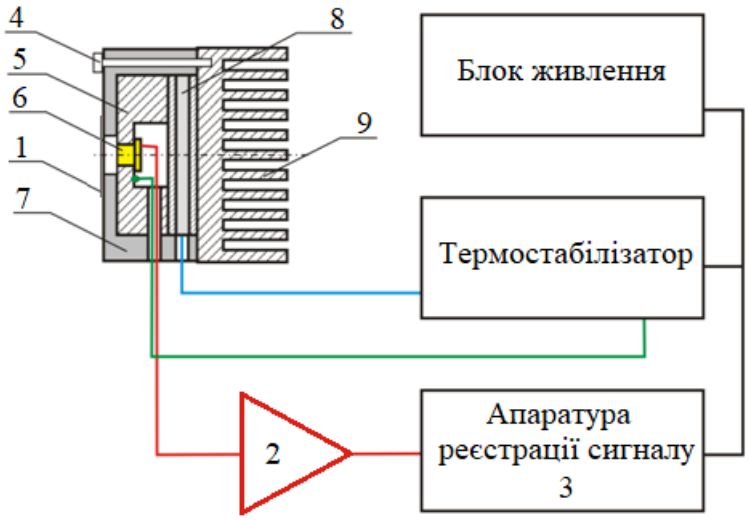


Рисунок 4.27 – Схема плетизмографа: 1 – плетизморецептор; 2 – підсилювач; 3 – апаратура реєстрації сигналу; 4 – болти, що стягують конструкцію; 5 – алюмінієва втулка з термопарою; 6 – лазерний діод; 7 – ебонітова кришка; 8 – елемент Пельтьє (температурний насос); 9 – радіатор охолодження елемента Пельтьє.

У лазерному плетизмографі лазерний діод (6) потрібно стабілізувати не тільки по струму накачування, але й по температурі кристала резонатора за допомогою елемента Пельтьє (8). Щоб отримати якісний вихідний сигнал, потрібне джерело когерентного випромінювання – лазер, довжина когерентності випромінювання якого має бути не менш ніж 100 мм. Наприклад, регулюючи струм накачування лазерного діода HL6385DG можна налаштувати його для роботи в одночастотному режимі на довжині хвилі 642 нм з потужністю випромінювання 20 - 35 млВт. Перед реєстрацію сигналу необхідно щоразу

стабілізувати температуру лазера, що сучасні плетизмографічні системи роблять у автоматичному режимі.

Виробники медичного обладнання випускають системи моніторування, до складу яких входять плетизмографи. Наприклад, плетизмограф «SA 3000P» від Medicor входить до системи ANS Analyzer (Угорщина), яка використовується для неінвазивної оцінки серцево-судинної системи та вимірювання артеріальної жорсткості, вегетативної функції, вегетативного балансу гілок симпатичної та парасимпатичної нервових систем (рис. 4.28) [86].

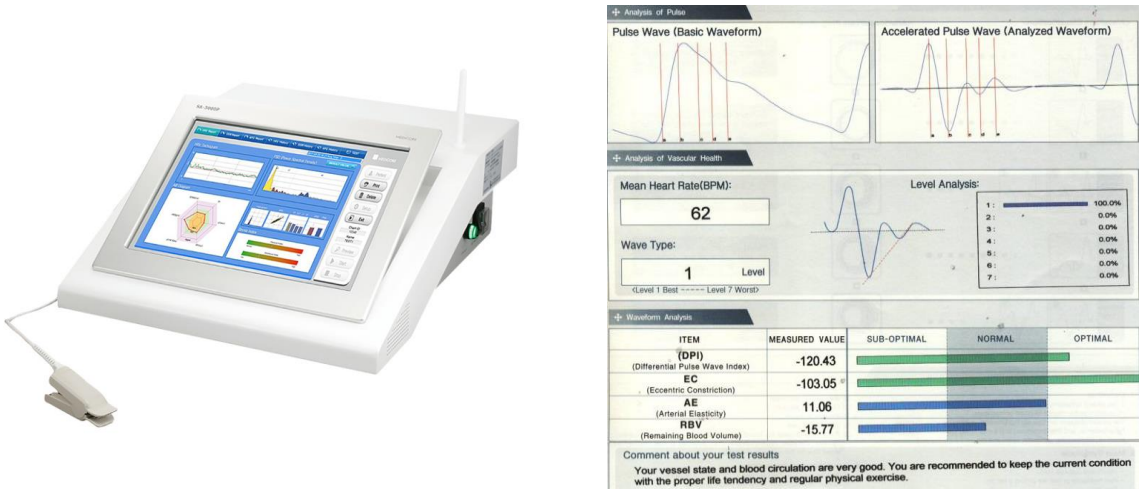


Рисунок 4.28 – Плетизмограф «SA 3000P» у складі системи ANS Analyzer

У системі ANS Analyzer реалізовано основні технології HRV (варіабельність серцевого ритму) і APG (прискорена плетизмографія). Плетизмограф «SA 3000P» автоматично обраховує наступні показники:

- Частота серцевого ритму;
- ВСР (варіабельність серцевого ритму);
- Жорсткість артерій;
- Оцінка реакції на стрес;
- Аналіз функції ВНС (вегетативної нервової системи).

За результатами обрахунків варіабельності серцевого ритму (HRV) і стандартом хвороби периферичного кровообігу (APG) система ANS Analyzer пропонує лікарю попередній діагноз пацієнта:

• Порушення периферичного кровообігу;

• Прогноз серцево-судинних захворювань.

Метод оклюзійної плетизмографії використовується для одночасної реєстрації орбітальної та скроневої плетизмограм. Ці дослідження є найбільш адекватним безкровним методом вивчення мозкового кровообігу та найбільш достовірним методом діагностики типу церебральних ангіодистоній. Наприклад, за допомогою оклюзійної плетизмографії були вперше встановлені основні варіанти судинних церебральних кризів при гіпертонічній хворобі: гостра гіпертонія мозкових артерій, їхня гіпотонія при недостатності тонусу мозкових вен і первинна гіпотонія останніх. Плетизмографію застосовують при складних формах порушень регіонарного кровообігу для встановлення типу та патогенезу ангіодистоній. З її допомогою було встановлено патогенетичні особливості порушень судинного тонусу при акроціанозі, шоці, ортостатичних розладах кровообігу. Метод плетизмографії також дає змогу визначити органічний стеноз внутрішньої сонної артерії, який характеризується зниженням амплітуди об'ємного пульсу та кровотоку на орбітальній проекції та підвищенням цих показників з ураженої сторони на скроневій проекції голови.

РОЗДІЛ 5

Засоби комп’ютерного моделювання та реконструкції

5.1. Системи оброблення медичних зображень

Технології тривимірної (3D) візуалізації в сучасній хірургії реалізуються завдяки обробленню первинних зображень КТ, МРТ, ОКТ та інших методів діагностики [87]. Завдяки появі нових методів сканування покращується якість медичних зображень, зокрема збільшується розподільна здатність, що істотно підвищує рівень аналітичного сприйняття 3D-зображень. Сучасне програмне забезпечення дозволяє завантажувати зрізи первинних зображень в форматі DICOM/PACS, та у результаті монтування їх на виході отримувати 3D-зображення у віртуальній реальності.

Розглянемо найпростішу біотехнічну систему медичної візуалізації (СМВ) та інформаційні перетворення, що здійснюються в ній [88]. Вона містить такі блоки: об'єкт дослідження, систему знімання, систему відображення та дослідника (рис. 5.1).

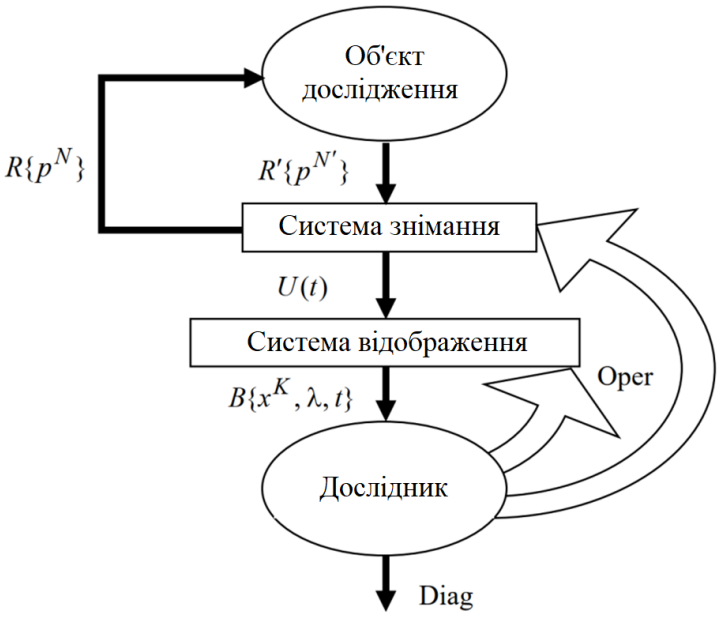


Рисунок 5.1 – Біотехнічна система медичної візуалізації

Об'єкт дослідження у СМВ може бути будь-яким органом людського тіла, тканиною або біоматеріалом. Він має складну (мінливу у часі) фізико-хімічну будову, а також свої особливості та обмеження щодо використання різних методів візуалізації. Фактично об’єкт дослідження (ОД) визначає умови роботи всієї системи медичної візуалізації.

У разі активної візуалізації за допомогою системи реєстрації на ОД впливають електромагнітним полем $R\{p^N\}$ з параметрами, що задаються вектором $\{p^N\}$ розмірності N, і реєструють результат цієї взаємодії $R'\{p^{N'}\}$ (загалом $N' \neq N$), який перетворюється на електричний сигнал певного виду U(t), де t – час. У разі пасивної візуалізації система знімання реєструє випромінювання від ОД без додаткового впливу на нього.

У якості діючого на ОД електромагнітного поля найчастіше застосовують поля рентгенівського та ультразвукового випромінювання. При цьому точне узгодження характеристик випромінювання $R\{p^N\}$ з параметрами конкретного ОД є неможливим через неповноту знань про його фізичні властивості. Крім того, фізичний процес формування впливу на ОД потоку випромінювання є недосконалим через нерівномірність розподілу спектральної щільності потоку випромінювання в тілесному куті. Подібні проблеми є характерними для усіх систем реєстрації зображень, які застосовуються в медичній візуалізації, та призводять до виникнення різних видів просторових і енергетичних спотворень медичних зображень, що не піддаються точному обліку.

Неможливим також є точне узгодження характеристик перетворювача електромагнітного випромінювання у електричний сигнал з характеристиками цього випромінювання (спектрального та динамічного діапазонів). Спотворення також виникають через те, що характеристики перетворювача випромінювання

$R'\{p^{N\prime}\}$ у електричний сигнал U(t) відрізняються від ідеальних (наприклад, його чутливість може бути нерівномірною за спектром випромінювання).

Отриманий у системі реєстрації (СР) сигнал U(t) оцифровується і передається в систему відображення (СВ), де спотворена різними шумами інформація перетворюється (загалом з спотвореннями і нелінійно) в розподіл світла у просторі $B\{x^K, \lambda, t\}$, який є двовимірним статичним монохроматичним зображення B(x, y). Це перетворення відбувається відповідно до певного алгоритму, залежно від обраної системи відображення (монітори на основі електронно-променевих трубок, рідкокристалічні монітори та ін.).

Незважаючи на те, що багато сучасних систем медичної візуалізації дозволяють автоматично ставити попередній діагноз, остаточне рішення про наявність у пацієнта тієї чи іншої патології завжди приймає медичний фахівець, тому кінцевим блоком СМВ є лікар. Він керує процесом медичної візуалізації (керуюча дія Oper): контролює процедуру отримання зображень, задає необхідні характеристики системи знімання та відображення, а також аналізує отримане зображення за допомогою зорової системи. Після відображення сформованого зображення отримана інформація інтерпретується лікарем залежно від його досвіду та прогнозу, виробляється остаточний діагноз (дія Diag).

Постановка діагнозу на основі аналізу медичних зображень ґрунтуватиметься на чіткій послідовності дій:

1. Виявлення – прийняття навіть на підставі часткової або недостатньої інформації рішення про те, що в зображенні є об'єкт, який цікавить лікаря, наприклад, деяка аномалія.

2. Розпізнавання – виявлення ознак об'єкта (діагностичний симптомів), наприклад, розмірів і форми аномалії, та зіставлення цих параметрів аномалії з ознаками інших відомих дослідникові об'єктів.

3. Ідентифікація – встановлення відповідності виділеної аномалії вже відомому об'єкту, наприклад, прийняття рішення про те, яке захворювання, з точки зору лікаря, відповідає симптомам виявленої і розпізнаної аномалії.

Отже, вивчаючи будову ОД, медичний фахівець виходить із сукупності симптомів – ознак зображення: співвідношень елементів за яскравістю, положення, форми, величини елементів зображення, характеру контурів. Чіткий поділ норми та різних патологічних процесів, а також подальша диференціальна діагностика здійснюються завдяки наявності узагальнених образів – оперативно-інформаційних моделей зображень ОД, що враховують його статеві та вікові особливості. Ухвалення рішення про виявлення або не виявлення аномалії на медичному зображенні залежить від ступеня спотворень зображення. Також спотворення впливатимуть і на прийняття рішень щодо розпізнавання та ідентифікації об'єктів, які цікавлять дослідника, на зображенні.

Спотворення зображень обумовлені наступними факторами:

• неповне знання фізичних властивостей ДО, що унеможливлює точне узгодження характеристик випромінювання з параметрами ОД;

• недосконаліть процесу формування вихідного потоку електромагнітного випромінювання в системі знімання зображення;

• відмінність реальних характеристик перетворювача системи реєстрації випромінювання у електричний сигнал від ідеальних;

• неідеальне перетворення електричного сигналу у розподіл яскравості світла в системі відображення;

• помилки, пов'язані з сприйняттям зображення зорової системою.

Ступінь допустимих спотворень зображень в різних системах медичної візуалізації регламентується стандартами. Передбачається, що якщо нормовані характеристики систем медичної візуалізації знаходяться в межах допустимих

відхилень, то за умови правильної експлуатації буде забезпечено отримання якісних зображень з мінімально можливими спотвореннями [121].

Серед методів обробки медичних зображень можна виділити дві великі групи методів: геометричні та амплітудні перетворення [122]. За виконання геометричних перетворень зміст зображення, зазвичай, не змінюється, але змінюється форма його представлення. До таких перетворень відносяться: масштабування зображення, зсув зображення у площині, вирізування фрагмента, поворот навколо заданої точки, лінійна та нелінійна корекція геометричних спотворень, поєднання зображень, перенесення центру координат, знаходження проекцій зображення, збільшення та зменшення розмірності простору зображення тощо. При амплітудних перетвореннях зображень змінюється яскравість деяких або всіх елементів зображення. До таких перетворень відносяться: порогова обробка, просторова фільтрація, методи гістограмних перетворень, методи посилення розмаїття та ін.

У процессі оброблення зображень найчастіше яскравість пікселя на масштабованому зображенні приймається рівною яскравості найближчого до нього пікселя вихідного зображення. Але під час складних геометричних перетворень зображення для визначення яскравості пікселя на масштабованому зображенні можуть застосовуватися методи багатомірної інтерполяції (рис. 5.2): двовимірна інтерполяція до найближчого сусіда, подвійна лінійна (білінійна) інтерполяція, біквадратна і бікубічна інтерполяції [89].

При цьому яскравість пікселя масштабованого зображення обчислюється як значення деякої функції, що інтерполює, від яскравостей сусідніх пікселів вихідного зображення. Наприклад, застосування бікубічної інтерполяції призводить до значно контрастніших зображень, ніж попередні методи, і є, вірогідно, більш оптимальною за співвідношенням часу обробки і яскравості

пікселів на виході. Тому вона є стандартною для багатьох програм редагування зображень, зокрема у Adobe Photoshop, та вбудованої інтерполяції камер.

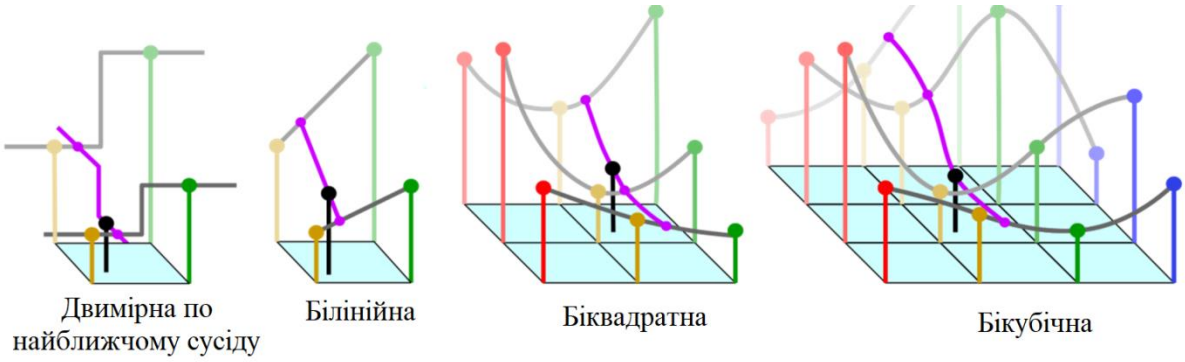


Рисунок 5.2 – Види інтерполяції функцій двох змінних: задані значення зображені кольоровими точками, значення в точці, що інтерполюється – чорними точками

До основних перетворень яскравості зображення відносяться: лінійне (негатив і тотожне перетворення), логарифмічне (логарифм і зворотний логарифм) і статечне (n-й ступінь і корінь n-го ступеню). Наприклад, перетворення зображення на негатив з яскравостями в діапазоні від 0 до (L–1) здійснюється за допомогою негативного перетворення (рис. 5.3):

$$s = L - 1 - r,$$

де s – яскравість на виході, r – яскравість на вході, (L–1) – максимальна яскравість елементів зображення.

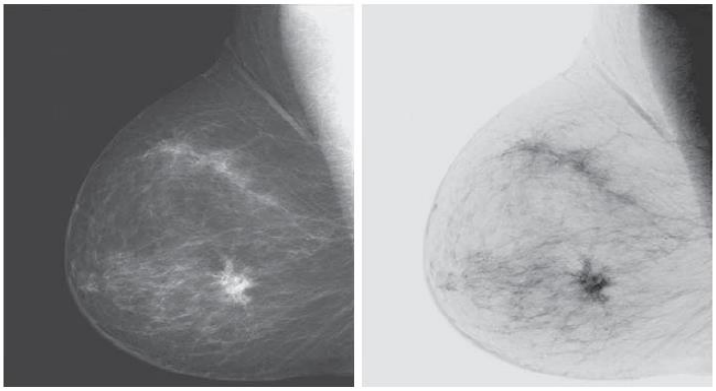


Рисунок 5.3 – Приклад негативного перетворення: а – вихідна мамограма; б – зображення, отримане в результаті негативного перетворення [88]

Для виділення меж об'єктів на зображеннях застосовують алгоритм виділення країв Кенні (оператор Кенні). В основі алгоритму лежить обробка зображення за допомогою згорткових фільтрів. У підсумку роботи алгоритму виділяють групи пікселів, що отримали проміжні значення яскравості на попередньому кроці, та відносять їх до межі об'єкта (аномалії) за умови, якщо вони пов'язані з одною із встановлених меж, інакше пікселі на зображенні пригнічують. Контур буде виділено там, де значення градієнта (зміни) яскравості зображення має найбільше значення (рис 5.4).

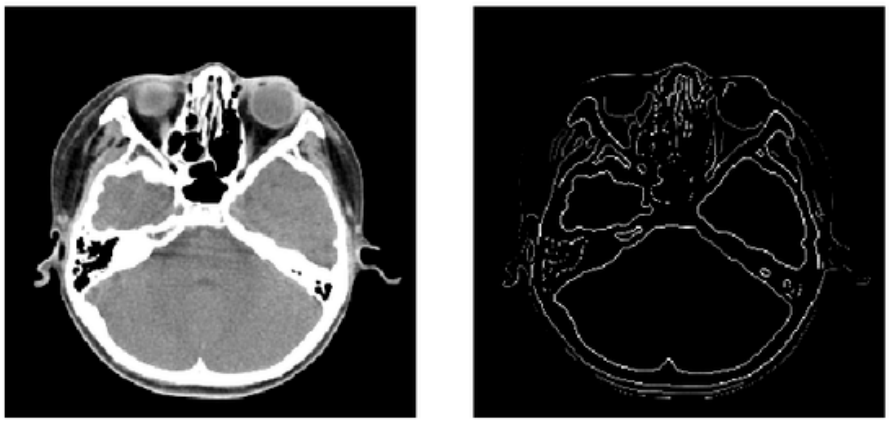


Рисунок 5.4 – Приклад обробки зображення за допомогою алгоритму Кенні [90]

Алгоритм Кенні є одним з найкращих детекторів країв на зображеннях і забезпечує: достовірне виявлення меж, правильне визначення положення межі (локалізацію) та однозначність відгуку на одну межу [90]. Крім того, він унеможливлює помилкове виявлення контурів там, де немає аномалій. До недоліків алгоритму можна віднести великі обчислювальні витрати, а також можливі спотворення, у тому числі заокруглення кутів об'єктів.

Для перетворення яскравості медичних зображень застосовується гамма-корекція або ступеневе перетворення, яке використовує сімейство функцій для

гамма-корекції. Значення яскравості пікселів на зображені при застосуванні функції гамма-корекції залежить від параметра γ (рис. 5.5):

$$s = c \cdot r^{\gamma},$$

де γ – позитивна константа,

$c \neq 1$ – константа лінійного розтягування.

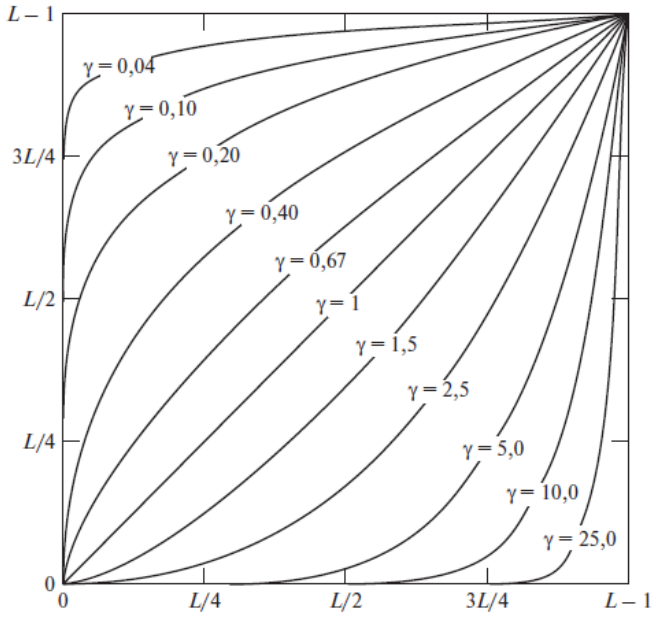


Рисунок 5.5 – Функції гамма-корекції

Якщо передавальна характеристика буде опуклою 0< γ <1, тоді отримане перетворене зображення буде світлішим, ніж вихідне, а якщо передавальна характеристика буде увігнутою γ >1, то перетворене зображення буде темнішим, ніж вихідне (рис. 5.6).

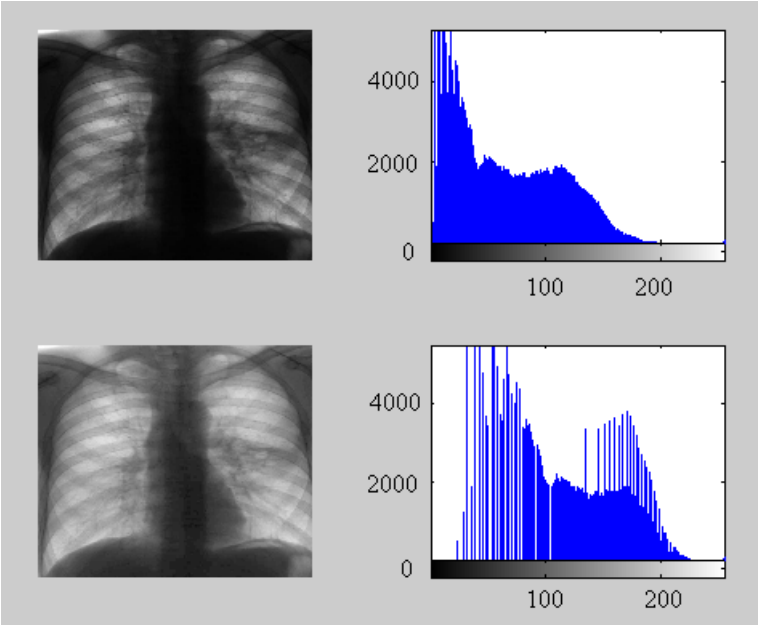


Рисунок 5.6 – Гамма-корекція зображення.

Недоліком методів перетворення яскравості є ефект розтягування, а саме, якщо динамічний діапазон яскравостей елементів зображення є досить великий, а значення яскравостей об'єктів розподілено нерівномірно в цьому діапазоні, метод обробки не дасть істотного посилення контрасту об'єктів.

Для підвищення якості зображень (за рахунок підвищення контрасту) застосовують методи гістограмних перетворень [91]. Суть цих методів полягає у перетворенні яскравостей вихідного зображення таким чином, щоб гістограма розподілу яскравостей зображення набула бажаної форми. Оптимальним з погляду зорового сприйняття людиною є зображення, елементи якого мають рівномірний розподіл яскравостей (рис. 5.7).

Наприклад, для побудови загальної гістограми півтонового зображення використовується 256 рівнів яскравості (інтенсивності) зображення: ширина інтервалів гістограми дорівнює 1, а висота кожного стовпця гістограми – відповідає кількості пікселей зображення, які мають задану яскравість (інтенсивність).

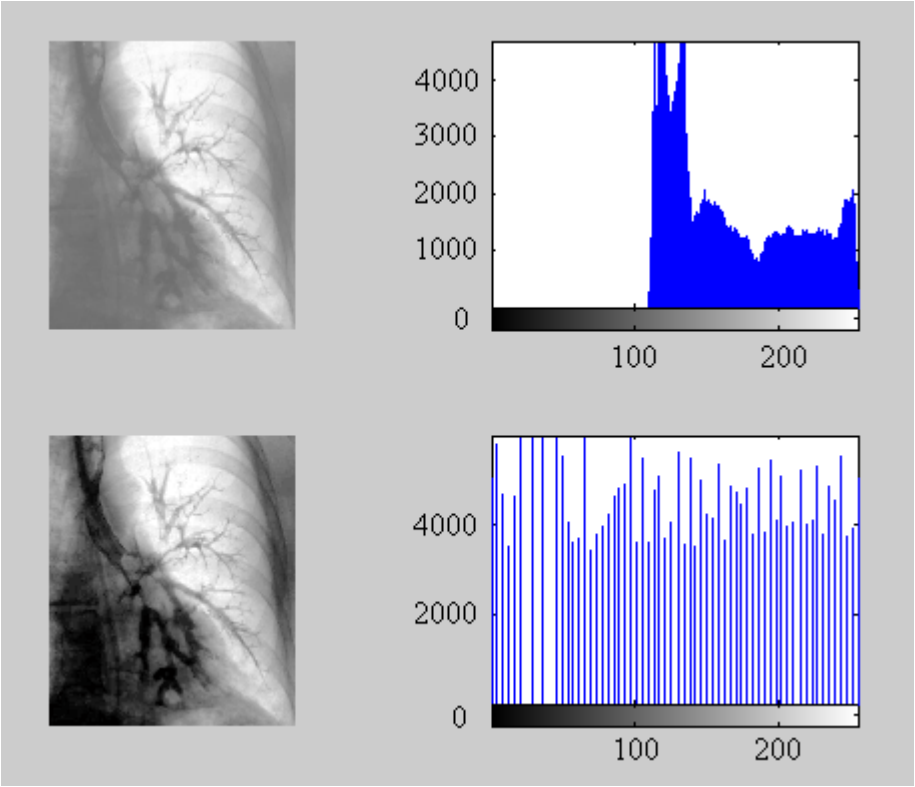


Рисунок 5.7 – Метод гістограмних перетворень:
у верхньому ряду вихідне зображення та його гістограма; у нижньому – перетворене зображення та його гістограма

Взагалі існує багато методів гістограмних перетворень, які призводять до отримання зображень із заздалегідь заданим імовірнісним розподілом яскравостей. Ці методи можуть бути глобальними, тобто використовувати інформацію про все зображення, і ковзними, коли для перетворення використовуються локальні області зображення.

Для фільтрації зображень, кодування (стиснення) або скорочення розмірності зображень (зменшення ширини спектра) застосовують методи обробки зображень у частотній області [91]. Наприклад, високочастотні фільтри (ФВЧ) забезпечують виділення областей різких змін на зображенні, які відповідають гострим краям, деталям та шуму. Низькочастотні фільтри (ФНЧ) забезпечують посилення областей поступових змін на зображенні фону.

При виконанні частотної фільтрації просторові частоти, видимі на зображенні, перетвореному за допомогою швидкого перетворення Фур'є (ШПФ), відкидаються відповідно до обраного методу, а потім відфільтроване зображення відновлюється у просторовому поданні за допомогою зворотного ШПФ. Наприклад, високочастотний фільтр (ФВЧ) видаляє або послаблює просторові частоти, розташовані всередині частотного діапазону, центрованого на основній (або нульовій) частоті (рис. 5.8).

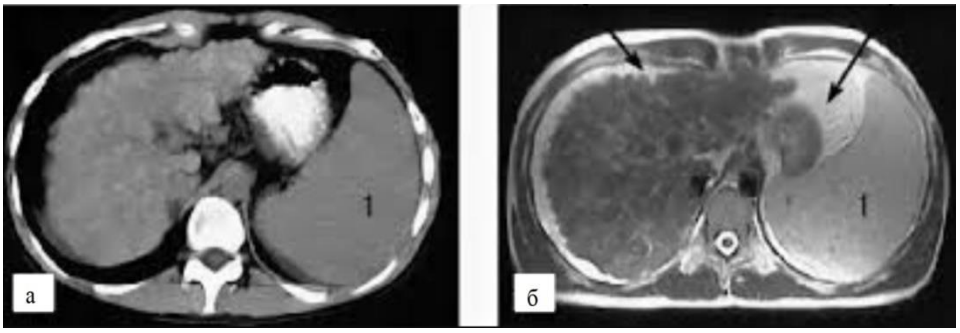


Рисунок 5.8 – МРТ черевної порожнини [31]: а – вихідне зображення; б – зображення після високочастотної фільтрації

Отже, біотехнічні системи медичної візуалізації мають досить великий арсенал математичних моделей та алгоритмів, програмна реалізація яких дозволяє значно підвищити контрастний дозвіл МРТ та КТ-зображень. Ці алгоритми засновані на процесах лінійної та нелінійної фільтрації медичних зображень.

5.2. Системи 3D моделювання на основі діагностичних даних

Технологія 3D-моделювання є основою для діагностики у практичній медицині, а також для науково-експериментальних досліджень. Застосування цієї технології значною мірою полегшує постановку правильного діагнозу. Також впроваджуються в медицину методи 3D-анімації, які використовується під час демонстрації унікальних операцій, моделювання процесів лікування тієї чи іншої хвороби, створення віртуальних курсів. Важливе місце тут займають хірургічні тренажери [92], що дозволяють медичним фахівцям освоювати та відпрацьовувати

техніку проведення операцій та проходити тестування, а практикуючим хірургам підвищувати кваліфікацію та знайомитися з новими технічними засобами.

Існує кілька способів 3D-моделювання, основними з яких є наступні: полігональне, NURBS-моделювання, сплайнове та параметричне. Вони використовуються як окремо, так і комплексно. Усі вони відносяться до галузі моделювання поверхонь і об’єктів, хоча існують також вузькоспеціалізовані методи твердотільного (або об'ємного) моделювання, які знаходять своє застосування у в медицині.

Полігональне моделювання.

Полігональне моделювання є видом 3D-моделювання, що дозволяє візуалізувати об'єкти за допомогою полігональної сітки. Цей вид моделювання базується на визначені координат об’єкта шляхом введення місцезнаходження декількох точок відносно осей X, Y, Z. При з'єднанні трьох точок координат ребрами виходив трикутник, який у 3D-моделюванні має назву полігону.

Для полігонів із певною кількістю вершин існують назви. Таким чином, якщо полігон має три вершини, його називають тріангульованим полігоном, чотири – квадріангульованим полігоном. Модель будь-якого об'єкта, або його полігональну сітку, можна отримати за допомогою об'єднання кількох полігонів, кожен із яких може мати свій власний колір та текстуру (рис. 5.9).

Рисунок 5.9 – 3D-модель колінного суглоба у пакеті Cinema 4D (геометрія – polygonal, кількість полігонів – 10 000)

Часто даний вид моделювання застосовують для створення 3D-об'єктів органів людини, 3D-атласу, відеопосібників, а також візуалізації результатів діагностики. Щоб уникнути гранованого вигляду тривимірної моделі, найчастіше використовують високополігональний моделінг, а саме намагаються, щоб полігони були малого розміру, а сама поверхня об'єкта складалася з більшої кількості полігонів [93].

Проте, якщо передбачається точне моделювання об'єкта або подальший друк його на 3D-принтері, то будувати тривимірну модель необхідно з використанням інших методів, оскільки в полігональному моделюванні неможливо контролювати необхідні зазори, перерізи, врахувати технологію виготовлення та фізичні властивості матеріалу, окрім рідин та матеріалів з вбудованої бібліотеки.

Найбільш популярними комп’ютерними технологіями для роботи з полігональним виглядом графіки, у тому числі й тривимірною, є OpenGL та DirectX. Засоби DirectX мають набір API функцій, які розроблені для вирішення завдань, пов'язаних із програмуванням 3D-об'єктів для Microsoft Windows. Бібліотека OpenGL (Open Graphics Library) надає програмний інтерфейс для написання програм, які будуть працювати з 3D- та 2D-візуалізаціями.

Сплайнове моделювання.

У сплайновому моделюванні об'єкт формується з кривих ліній, які називають сплайнами. Вони можуть бути абсолютно будь-якої форми: дуги, багатокутники, кола тощо. Тривимірні набори контрольних точок у просторі створюють лінії сплайнів, які визначають гладкість кривої, а разом сплайни утворюють каркас фігури. Крім того, під час створення 3D-моделі об'єкта використовуються сплайнові примітиви або параметричні об'єкти.

Основними або базовими сплайновими примітивами можна назвати: лінію (Line); дугу (Arc); спіраль (Helix); кільце (Donut); коло (Circle); еліпс (Ellipse); багатокутник (NGon); прямокутник (Rectangle); багатокутник у вигляді зірки (Star); перетин (Section); сплайновий текст (Text). Існує також безліч інших сплайнових об'єктів, які дозволяють побудувати практично будь-яку фігуру, а також змінити її форму. Для побудови об'єктів за допомогою сплайнового моделювання найчастіше використовують наступні програми: 3D-Studio Max, SolidWorks, Компас-3D, Comsol, Ansys, та ін. [94].

Професійний програмний пакет 3D-Studio Max створений компанією Autodesk призначений для повноцінної роботи з 3D-графікою. Він містить інструментарій як безпосередньо для тривимірного моделювання, так і для створення анімації (рис. 5.10). Однією з переваг 3D-Max є велика бібліотека тривимірних об'єктів, до якої входять не лише стандартні, а і розширені примітиви деталей.

Рисунок 5.10 – Модель ендопротезу колінного суглоба в 3D Studio Max [102]

Тривимірна модель ендопротезу колінного суглоба має чотирикутні полігони з шістьма або більше полюсами [102]. Вся поверхня моделі має текстуру та готова до візуалізації, але для друку на 3D-принтері потребує проведення процедури мультиплікації.

Програма Компас-3D призначена для створення прототипів асоціативних тривимірних моделей окремих деталей (у тому числі деталей з різними текстурами), що містять як оригінальні, так і стандартизовані конструктивні елементи моделювання (рис. 5.11).

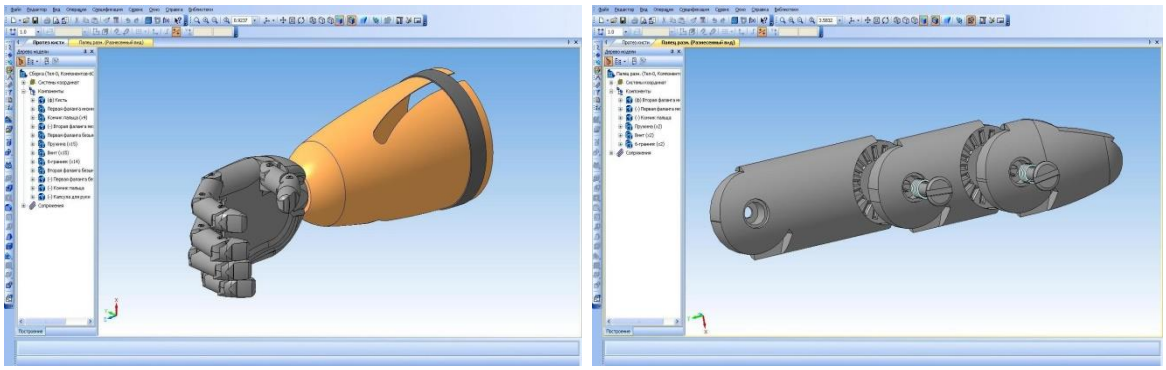


Рисунок 5.11 – Модель косметичного протезу кисті в Компас-3D [103]

Представлена у Компас-3D модель є концептуальною розробкою функціонально-косметичного протезу кисті, який розміщується в природних розмірах втраченої руки і дозволяє здійснювати більшість видів захоплення природньої кисті [103].

Система Компас-3D складається з наступних компонентів: модуль формування специфікацій, система тривимірного твердотільного моделювання, а також система автоматизованого проектування (САПР), яка має назву модулю "Компас-Графік" [95].

Пакет SolidWorks [96] є інструментом для 3D-моделювання та дозволяє створювати деталі для майбутнього 3D-друку (рис. 5.12).

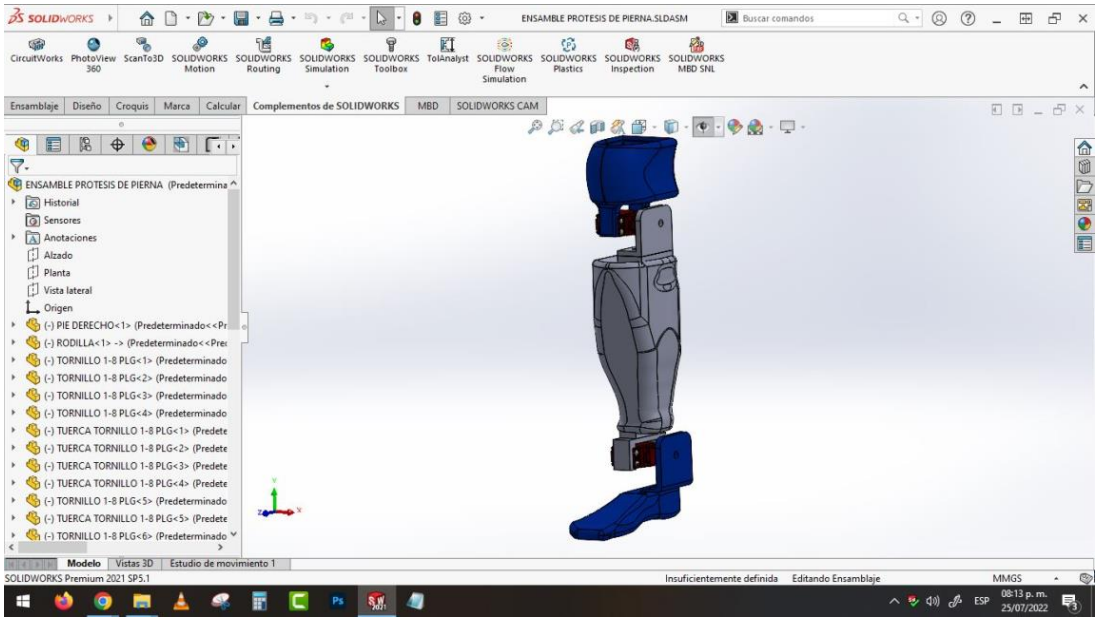
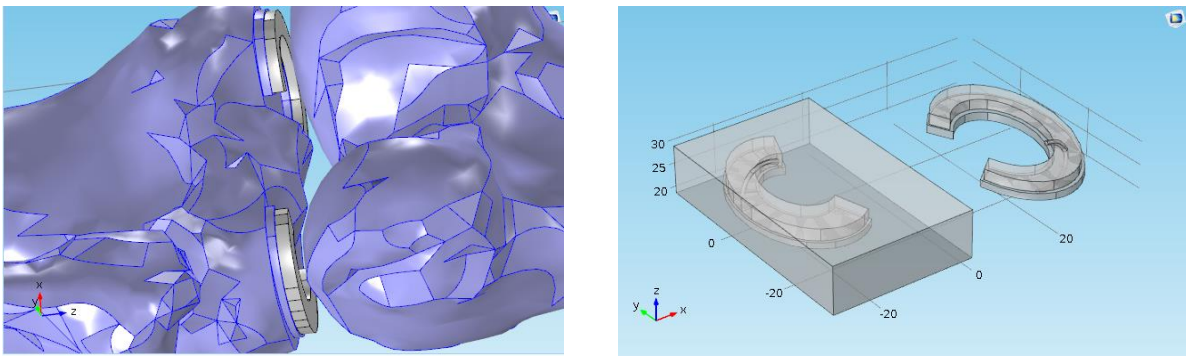


Рисунок 5.12 – Модель роботизованого протезу ноги в SolidWorks [104]

Представлена у SolidWorks дидактична модель роботизованого протезу ноги повністю підготовлена до 3D-друку полілактидом (PLA пластик) з параметрами налаштування друку: щільність наповнення 20%, температура форми 60% [104].

Спеціальна бібліотека пакету SolidWorks містить різноманітні стандартні компоненти та готові деталі з різним призначенням і параметрами. Функції програми дозволяють елементам об’єкта зв'язуються між собою (створювати прив’язки) для запобігання спотворень у побудованому об'єкті, що захищає проектанта від помилок у моделі.

Програмний пакет Comsol Multiphysics є інтегрованою платформою для 3D-моделювання, що включає всі етапи побудови моделі – від створення геометрії, визначення властивостей матеріалів і опису фізичних явищ, до налаштування рішення і процесу обробки, що дає змогу отримувати точні та надійні результати (рис. 5.13).



а) б)

Рисунок 5.13 – Модель високочастотної резекції в Comsol: а) модель колінного суглоба з меніском; б) модель електрода, зануреного у тканину меніска [105].

У результаті моделювання та досліджень були отримані модельні залежності, які визначають оптимальні температурні параметри для високочастотної резекції меніска колінного суглоба: температура радіочастотної плазми, температура нагрівання меніска при виконанні радіочастотної резекції з використанням резектора меніска у кондуктивній рідині. Порівняння результатів моделювання в Comsol [105] та клінічних експериментів дозволяє визначити оптимальні фізичні характеристики резекції меніска, які є важливими для технології радіочастотної резекції, наприклад, 3D моделювання підтверджує необхідність застосування індукційної рідини NaCl 0,9% для запобігання тепловій денатурації тканин.

Модулі інтеграції Comsol дозволяють також застосовувати під час моделювання інші інженерні та математичні програмні засоби, що використовуються для моделювання пристроїв та процесів.

Середовище Ansys є універсальною програмною системою для аналізу методом кінцевих елементів (FEL – Finite Element Method Analysis) і візуалізації моделей для 3D-друку різними матеріалами. Створення моделей в Ansys дає змогу вирішувати лінійні та нелінійні, стаціонарні та нестаціонарні просторові завдання механіки твердого тіла та конструкцій, наприклад, змоделювати

закриття та відкриття аортального клапана, що дозволяє дослідити особливості функціонування стулок клапану (рис. 5.14).

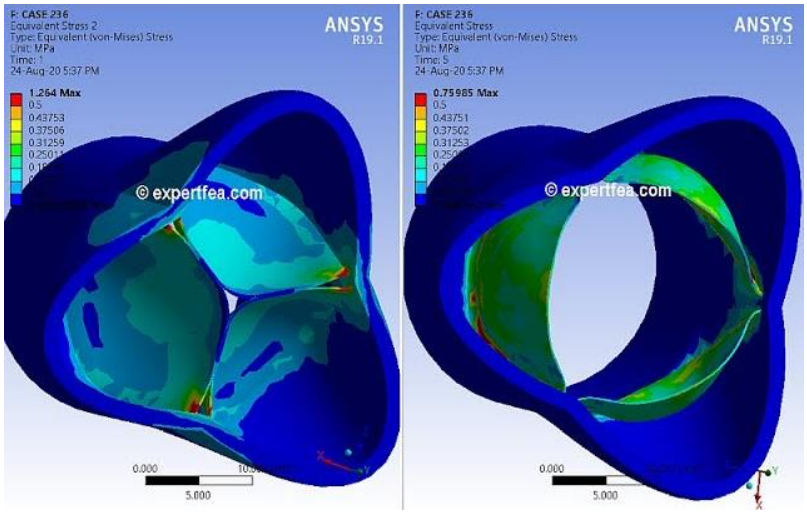


Рисунок 5.14 – Модель тристулкового аортального клапана в Ansys [106]

У моделі використано матеріал Ґріна (Hyperelastic), який є типом конститутивної деталі для ідеально пружного матеріалу, що має співвідношення напруга-деформація відповідно до функції густини енергії деформації. Гіперпружність матеріалу забезпечує коректне моделювання поведінки напруги та деформації [106], що усуває проблему з надмірними деформаціями сітки та дає змогу отримати повне відкриття і закриття клапана.

NURBS-моделювання.

NURBS-моделювання, або технологія Non-Uniform Rational B-Spline, є технологією неоднорідних раціональних сплайнів, що призначена для створення плавних форм і моделей, у яких немає гострих країв (рис. 5.15). За рахунок цієї особливості технологію NURBS часто використовують при побудові органічних моделей та об'єктів (рослин, тварин, людей), особливо за необхідності подальшого 3D-друку даного об'єкта [97].

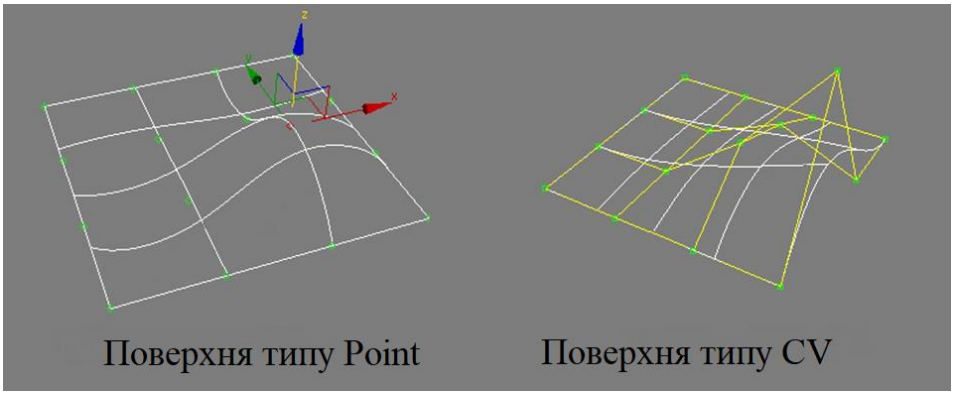


Рисунок 5.15 – Способи створення плавних форм об'єкта за технологію NURBS

Існує два види NURBS-кривих, а саме: CV (Control Vertex) криві та P(Point) криві. Криві Control Vertex змінюються за допомогою точок, що лежать за межами лінії або об'єкта, тоді як криві Point змінюються за рахунок вершин, що знаходяться безпосередньо на самій лінії або об'єкті.

Параметричне моделювання.

Параметричне моделювання є способом проектування моделі об'єкта за допомогою параметрів та співвідношень між параметрами її елементів. Використання параметризації (параметричного моделювання) дозволяє за короткий час випробувати різні способи зміни параметрів моделі та геометричного співвідношення, внести необхідні зміни та уникнути подальших помилок. Параметричне двовимірне та тривимірне моделювання значно відрізняється від звичайного креслення або 3D-моделювання. Головну роль у параметричному моделюванні займає математична модель, яка дозволяє змінити всю конфігурацію деталі за допомогою зміни параметрів, а також переміщення деталей у збиранні та інших схожих трансформацій. Для опису поверхні об'єкта, що моделюється, використовують спеціальну оболонку (або кілька оболонок), яку отримують при поверхневому і твердотільному моделюванні.

На сьогоднішній день параметричне моделювання є найпростішим і найзручнішим способом проектування об'єктів, оскільки формування та впровадження залежностей та маніпуляції з ними дозволяють користувачеві повністю контролювати весь процес створення об'єкта. Цей спосіб моделювання дозволяє на основі раніше спроектованого прототипу у програмі сплайнового моделювання (3D-Studio Max, SolidWorks, Компас-3D, Comsol, Ansys, та ін.) швидко отримувати моделі схожих виробів.

5.3. Практика 3D-моделювання в медицині

Важливим етапом у передопераційній підготовці до хірургічної операції є створення тривимірних зображень анатомічної області, у яку планується втручання. Аналіз медичних зображень надає потрібну інформацію під час планування хірургічного лікування. Сучасні методи візуалізації дають змогу достовірно визначати локалізацію патологічного вогнища з точністю до 1 мм, хоча у результаті сканування біологічної тканини або органу одержуємо не об'ємне і навіть не фронтальне зображення, а зрізи по певній площині. Представлення множини плоских зрізів у вигляді тривимірного зображення покладається на спеціалізовані системи оброблення медичних зображень, які зазвичай входять до складу діагностичних систем.

Завдяки отриманій під час діагностичних обстежень пацієнта 3D-віртуальній моделі, хірург у навчальному та підготовчому режимі може здійснювати планування операції. Крім того, створений ефект пошарової прозорості об’єкту дає можливість хірургу отримати унікальну інформацію про топографічну взаємодію анатомічних структур з патологічними змінами у них.

Отримання тривимірних комп’ютерних моделей на основі первинних зображень КТ, МРТ, ОКТ має наступні етапи:

Перший етап. Отримання вихідної морфометричної інформації для моделювання. Морфометрична інформація отримується з використанням клініко-інструментальних методів дослідження (рентгенографія, комп'ютерна та магнітно-резонансна томографія, оптична когерентна томографія, ультразвукове дослідження, та ін.).

Другий етап. Створення комп'ютерної моделі, яка має встановлені на основі морфометрії параметри. Модель будується в трьох проекціях на основі площинної двомірної моделі шарових зрізів органу.

Третій етап. Тривимірна реконструкція та створення об'ємної комп'ютерної моделі, яка розташовується у віртуальному просторі (системі тривимірного моделювання 3D Max, SolidWorks, Comsol, Ansys, та ін.).

Наприклад, при дослідженні біологічних об'єктів томографічними методами, геометрія вихідних морфометричних даних може бути отримана розташуванням термографічних зрізів у 2D-проекціях по утворюючим до циліндричної поверхні, на осьовій лінії якої розташовано об'єкт.

Технологія 3D-моделювання активно використовуються під час протезування суглобів. Поєднання можливостей КТ досліджень, програмного забезпечення для 3D-моделювання та новітніх технологій 3D-друку дозволяє виготовити імплантати, які розроблено індивідуально для кожного пацієнта. Створені за такою технологією імпланти, що, є більш природні та акуратні, а висока точність їх виготовлення допомагає уникнути ускладнень, які часто слідують за хірургічною операцією, наприклад такі, як постійна біль через нестабільність суглоба.

Моделювання, виготовлення і встановлення індивідуальних протезів є дорогою і складною операцією, яка вимагає тривалого періоду проектування і виробництва протеза. Застосування CAD/CAM технологій для проектування конструкції протезу дозволяє скоротити у часі технологічні етапи від 3D-

моделювання до виробництва анатомічно адаптованих імплантатів. Для створення у середовищі проектування 3D-моделей елементів тазостегнового суглоба необхідно мати наступні вихідні дані: габаритні розміри протеза, геометрія форми кісток пацієнта, характеристики біоматеріалу, з якого буде виготовлено імплант. Від цих параметрів залежить конфігурація ніжки ендопротеза, шарнірного елемента, вертлюжного елемента і додаткових елементів, які фіксують протез. Для розроблення математичних 3D-моделей можна використати як звичайні рентгенівські знімки, так і результати комп'ютерної томографії.

Найбільша складність під час 3D-моделювання елементів ендопротеза кульшового суглоба виникає при розробці конструкції сектора суглобу, що пояснюється функціональними особливостями деталі. Наприклад, у складеному стані спіраль сектора знаходиться у чашці, а у фіксовану стані спіраль сектора висунута (рис. 5.16).

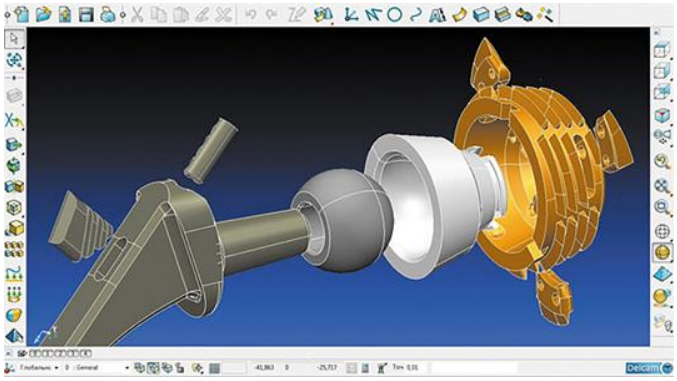


Рисунок 5.16 – Схема складання ендопротеза кульшового суглоба [101]

Отже, щоб забезпечити безперешкодне і плавне вгвинчування чашки в кістку, потрібно врахувати, що у складеному стані спіраль чашки повинна повністю збігатися зі спіраллю сектора, а в положенні фіксації, поверхня висунутого сектора повинна збігатися з конусом чашки. Проблема вирішується шляхом зміщення спіралі щодо осі конуса на певну відстань, а також зміщенням спіралі уздовж осі чашки у бік звуження її конуса [101].

3D-моделювання інших елементів ендопротеза кульшового суглоба у середовищі проектування (3DS Max, SolidWorks) проводиться екструдуванням профілю або його обертанням щодо осі. Потім для проектування деталей ендопротеза, які за формою мають елементи перетинання і витягування виконуються булеві операції віднімання, додавання і об’єднання.

Можливості комп'ютерного 3D-моделювання також застосовують для прогнозування перебігу гострого панкреатиту на підставі оцінки обсягу ураження підшлункової залози та заочеревинної клітковини [107]. Дане дослідження було поділено на два етапи: ретроспективний та проспективний.

На ретроспективному етапі за даними КТ дослідження вивчалася прогностична значущість у визначенні обсягу некрозу підшлункової залози та заочеревинного простору. На проспективному етапі дослідження було об'єктивізовано дані КТ і на основі даних комп'ютерного 3D-моделювання оцінювалася ефективність розробленого способу. Наприклад, за даними КТ була встановлена стадія «С» гострого панкреатиту з ураженням менш ніж 30 % підшлункової залози (рис. 5.17).

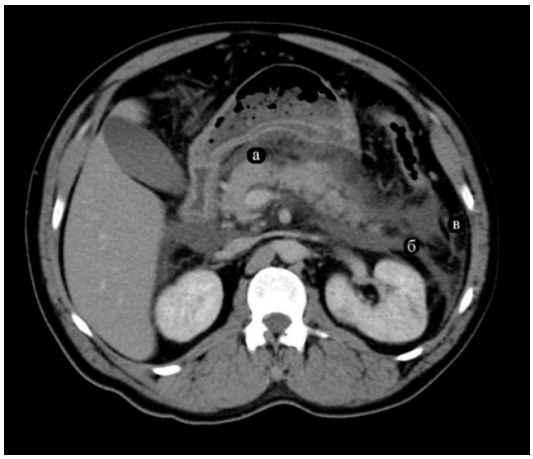


Рисунок 5.17 – Комп'ютерна томограма органів черевної порожнини пацієнта Г.: а) ділянка некрозу тіла підшлункової залози; б) рідинне скупчення по передньому листку фасції Героти; в) ураження латерально-кутового простору (лівий канал).

Однак за даними комп'ютерного тривимірного моделювання патологічного процесу було виявлено набагато більший обсяг некрозу підшлункової залози, а також значний обсяг ураження заочеревинного простору та залучення до процесу брижі ободової кишки (рис. 5.18).

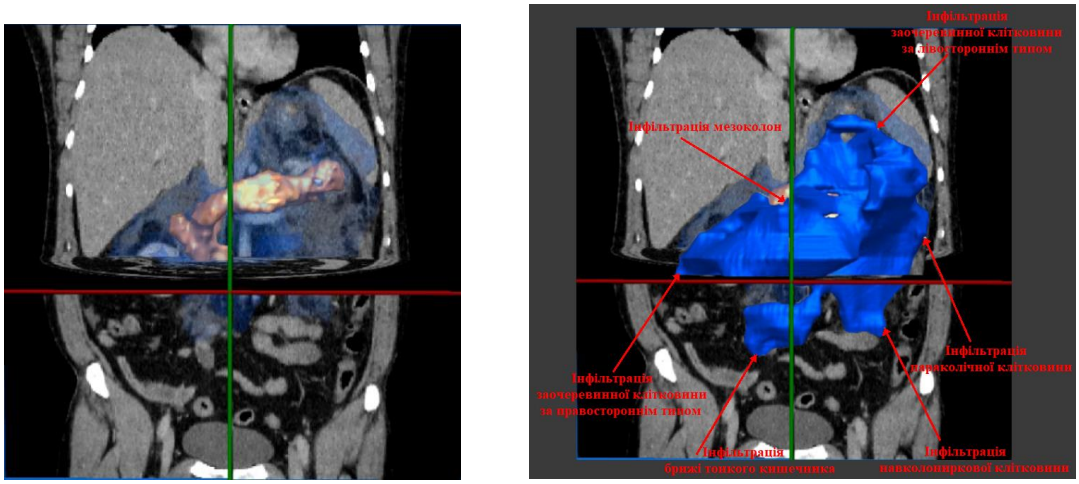
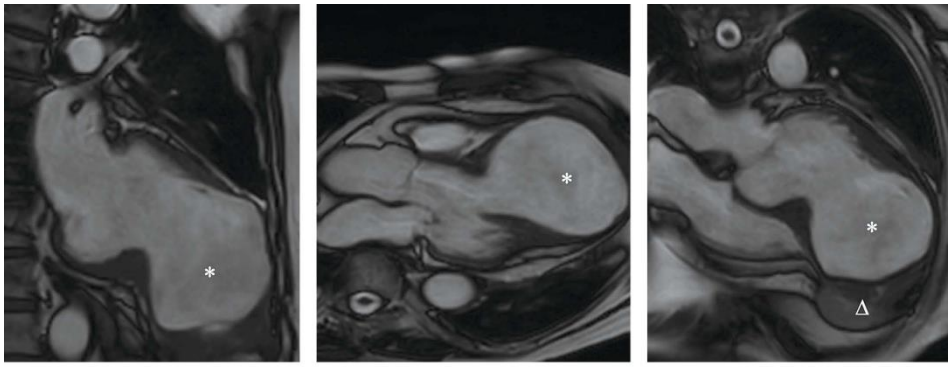


Рисунок 5.18 – Комп'ютерна 3D-модель патологічного процесу у пацієнта Г.: а) уражені відділи парапанкреатичних тканин; б) взаємовідносини уражених пара панкреатичних тканин та підшлункової залози [107]

На підставі отриманих КТ даних і в результаті 3D-моделювання патологічного процесу було здійснено перерахунок обсягу деструкції підшлункової залози за комп'ютерно-томографічною шкалою Balthazar. Ураження підшлункової залози та парапанкреатичних тканин було оцінено як стадія «E» (об'єм ураження більш ніж 50 %). Отже, побудова комп'ютерної 3D-моделі [107] дає змогу більш об'єктивно оцінювати обсяг ураження та залученість до патологічного процесу клітинних просторів черевної порожнини.

У галузі кардіохірургії бівентрикулярна 3D-модель серця [108] використовувалася лікарською командою для вибору способу пластики та планування етапів хірургічного втручання. Процес виготовлення 3D-моделі складався з трьох основних етапів. На першому етапі кардіодосліджень було

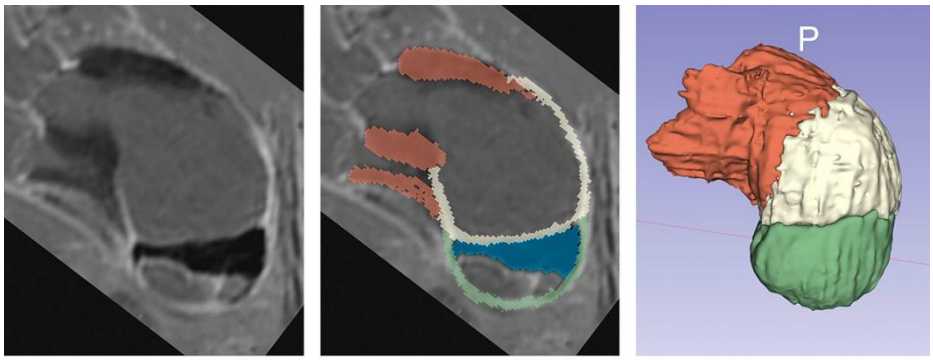
одержано контрастні МРТ зображення фіброзних змін серця з високим просторовим дозволом (рис. 5.19). На другому етапі виконано сегментацію об’єктів на зрізах та отримано цифрові прототипи 3D-моделі серця з подальшою підготовкою її до друку (рис. 5.20). На третьому етапі було виконано безпосередній 3D-друк моделі.



а б в

Рисунок 5.19 – МРТ зображення фіброзних змін серця: а – 2-х камерна проекція; б – 3-х камерна проекція; в – 4-камерна проекція [108].

Під час МРТ дослідження візуалізується «гігантська» постінфарктна аневризму лівого шлуночка (зірочка) з пристіночними тромботичними масами (трикутник) та витонченням стінки до 2–3 мм.



а б в

Рисунок 5.20 – Бівентрикулярна 3D-модель серця: а – мультипланарна реконструкція контрастних зображень; б – сегментація і виділення областей інтересу різним кольором на кожному зрізі; в – цифрова 3D-модель у STL форматі

Сегментацію отриманих DICOM-зображень виконували з використанням програмного забезпечення 3D Slicer і методу порогового відсікання значень за допомогою ручного коригування сегментів оператором. На кожному зрізі виділялися такі зони інтересу: червоним – не пошкоджений міокард, білим – фіброзна тканина, синім – тромботичні маси, зеленим – область аневризми вище тромботичних мас. Далі, після сегментації всіх зрізів, виділені області інтересу з'єднувалися між собою, у результаті чого було отримано цифрову 3D-модель у STL (Stereolitography) форматі [108].

Друк моделі у STL форматі проводився на дво-екструдерному 3D-принтері (FL Sun, Китай). Отримана 3D-модель серця використовувалася хірургічною бригадою для вибору способу пластики, планування та відпрацювання етапів оперативного втручання.

Отже, застосування математичного 3D-моделювання у медичній галузі набуває все більшої актуальності. Воно зазвичай використовується під час створення тривимірних моделей, наприклад, тканин та органів людини, що дає змогу виконати візуалізацію необхідних структур та можливість планування і відпрацювання етапів оперативного втручання.

5.4. Застосування 3D-друку та прототипування в хірургії

Застосування 3D-принтерів в медицині дозволяє детально відтворити точну копію вихідного матеріалу, який необхідний для відпрацювання хірургічних прийомів, що підвищує ефективність проведення успішної операції. У наш час 3D-принтери успішно використовуються в ортопедичній стоматології, де за рахунок тривимірного друку отримують зубні протези, моделі, брекетів та імплантатів без необхідності використання традиційних матеріалів. Перевагами 3D-друку є збереження всіх анатомічних даних пацієнта у цифровому вигляді,

прискорення виробництва медичних виробів, забезпечення високої точності виробів, автоматизація процесу виготовлення.

Для підготовки тривимірної моделі до 3D-друку використовується спеціалізоване програмне забезпечення: Blender, Cura UltiMaker, MeshLab, NetFabb Basic, Repetier, Slic3r, SketchUp, та ін. Сканування медичних зображень здебільшого виконується у DICOM форматі, який не підтримується звичайним програмним забезпеченням 3D-моделювання. Для конвертування зображень з формату DCOM до формату, який підтримується програмами для 3D-моделювання, можливе, наприклад, використання програмного забезпечення OsiriX, яке виконує перетворення сканувань пацієнтів у тривимірні файли. Загалом, програмне забезпечення OsiriX є програмою для перегляду DICOM зображень, але функції програми дозволяють переглядати, обробляти та конвертувати файли з 2D- і 3D-зображеннями.

Для оброблення DICOM зображень є загальний алгоритм, який можна застосувати для перетворення даних медичної візуалізації, що отримані за допомогою комп'ютерної томографії та інших методів візуалізації, у фізичні моделі для друку на 3D-принтері [109]. Цей алгоритм передбачає три етапи: сегментація зображень, вдосконалення полігональної сітки 3D-моделі, та 3D-друк з використанням біоматеріалів (рис. 5.21).

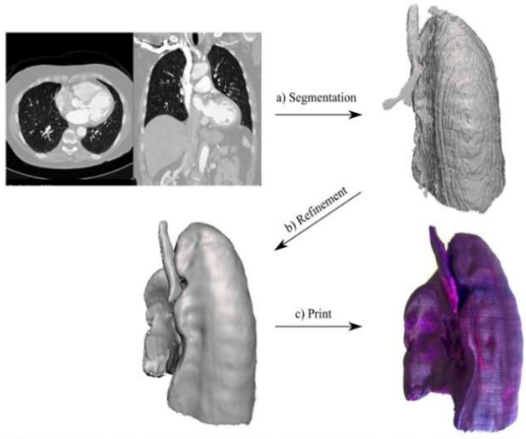


Рисунок 5.21 – Процес створення 3D-моделі на основі медичного зображення [110].

Перший етап передбачає сегментацію зображень. Після отримання медичного DICOM зображення його структура має бути сегментована. Сегментація зображень є процесом розподілу зображення на кілька цільових областей. За допомогою процесу сегментації можна створювати індивідуально орієнтовані на пацієнта комп'ютерні моделі тканин та органів. Існує широкий набір програмних інструментів, які дають змогу виконувати сегментацію зображень, починаючи від багатоцільових програмних платформ і закінчуючи спеціалізованими програмами, що орієнтовані на оброблення зображень конкретних органів.

Другий етап орієнтований на вдосконалення сітки 3D-моделі. Після сегментації модель має бути прив'язана до полігональної або сплайнової 3D-сітки, що робить модель придатною до 3D-друку. Для прив'язування моделі до сітки використовуються програми для 3D-моделювання (3D Max, SolidWorks, Comsol, Ansys, та ін.).

Третій етап передбачає 3D-друк деталей моделі. Є велика кількість технологій 3D-друку для створення медичних інструментів, кожна з яких має конструктивні особливості та підбирається для конкретного випадку. Існуючі технології 3D-друку в залежності від обраного для друку матеріалу можна класифікувати на три групи: фотополімеризація (використовується для друку моделей протезів, судин, хребта), екструзійний друк (для створення моделей печінки, нирок), друк на порошковій основі (для моделей мозку, серця) [110].

Під час підготовки сегментованих моделей до 3D-друку основними способами їх оброблення у програмах 3D-моделювання є:

• Репарація або виправлення помилок і розбіжностей, які виникають у процесі сегментації моделі та експортування зображень;

• Згладжування або виправлення помилок, що виникають під час сегментації у наслідок невідповідної роздільної здатності оригінального медичного зображення, яку можна налаштувати вручну шляхом згладжування поверхні моделі.

Спеціалізоване програмне забезпечення дає змогу медичному інженеру зробити тривимірну модель та підготувати вдосконалену модель до 3D-друку. Зокрема, на ринку медичного програмного забезпечення існують наступні програмні системи для 3D-моделювання:

• 3D-Doctor є програмою для 3D-моделювання (розробник Able Software Corp.), яка дає можливість працювати зі спеціальними форматами зображень, наприклад, файлами DICOM, і експортувати їх у формат STL, який підтримується 3D-принтерами [111].

• Within Medical (розробник AutoDesk), програма дозволяє створювати високоточні 3D-моделі у медичній галузі, які оптимізуються для 3D-друку. Програму Within Medical розроблено для моделювання протезних імплантатів, для чого у системі є додатковий функціонал, що дозволяє створювати пористі деталі, які після 3D-друку можна використовувати для остеоінтеграційного протезування (поєднання між живою кісткою і біосумісним імплантатом) [112].

• Medical Design Studio (розробник Anatomage) є програмою для створення точних моделей, у якій є можливість модифікувати модель відповідно до індивідуальної анатомії пацієнта. Функціонал програми орієнтований на концептуальний дизайн, створення та вдосконалення пацієнт-специфічних медичних пристроїв [113].

• Ossa 3D (розробник Conceptualiz) є безкоштовною програмою для мобільних пристроїв, яка забезпечує автоматичне відтворення 3D-моделі та імплантату на iPad. Програма дозволяє швидко надрукувати 3D-модель протезу, але не є пристосованою для створення точних і складних проектів [114].

• D2P, DICOM 3D (розробник 3D Systems), є програмою для роботи з файлами DICOM, яка дозволяє обробляти та друкувати зображення у DICOM форматі. Програма надає унікальний набір інструментів для автоматичної сегментації медичних зображень та дозволяє мінімізувати час на візуалізацію анатомічних моделей [115].

• Cinema 4D (розробник MAXON Computer GmbH) є програмою для полігонального 3D-моделювання, яка має широкий спектр інструментів для рендерингу. Програма використовується для розробки прототипів багатьох медичних інструментів, наприклад, імплантів хребетного стовпа тощо [116].

• Blender (розробник Ton Roosendaal) є безкоштовною програмою з відкритим кодом, яка може бути використане для 3D-моделювання, рендерингу, анімації. Функції програми написані на мові програмування Python, тому користувачі можуть вводити нові додаткові функції шляхом написання коду на мові Python [117].

Технології 3D-друку дозволяють створювати медичні інструменти та вироби з високою точністю і деталізацією із застосуванням спеціальних адитивних технологій, таких як стереолітографія (SLA), селективне лазерне сканування (SLS) і моделювання методом наплавлення (FDM).

SLA-технологія (лазерна стереолітографія).

Найкращий результат при виготовленні майстер-деталей для подальшого виготовлення за ними силіконових форм дає SLA-технологія (Laser Stereo Lithography), яка використовується для вирощування ювелірних моделей. Технологія стереолітографії (SLA) дозволяє швидко і точно побудувати модель виробу практично будь-яких розмірів. Якість поверхонь деталей залежить від кроку модельної сітки. Сучасні машини забезпечують крок побудови від 0,150 мм до 0,025 мм. Устаткування для SLA друку виготовляють компанії F&S Stereo-lithographietechnik GmbH, 3DSystem та ін. (рис. 5.22).

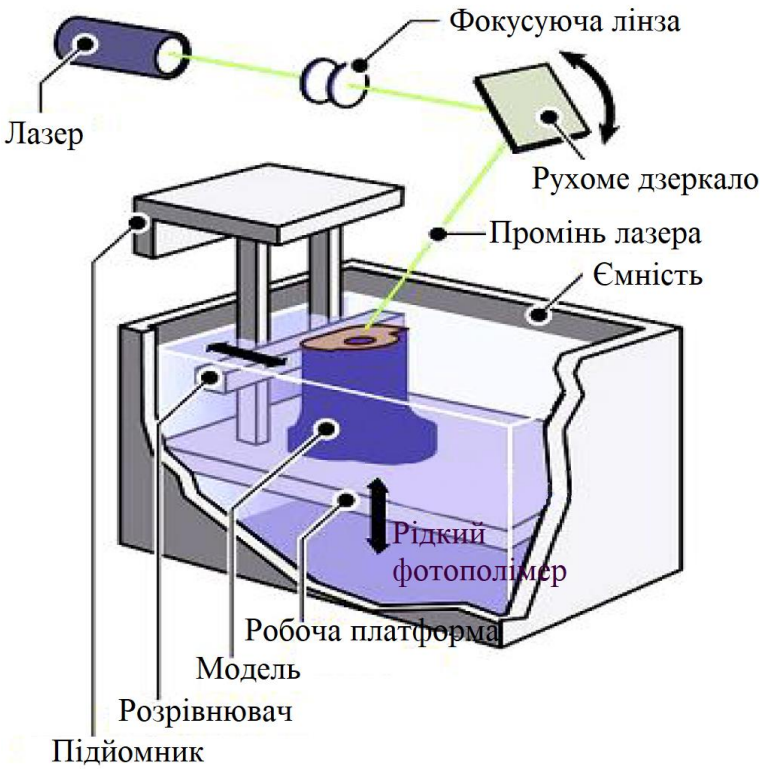


Рисунок 5.22 – Устаткування для друку за SLA технологією [123]

Технологія SLA полягає в наступному: скануюча система направляє на фотополімер лазерний ультрафіолетовий промінь (або ультрафіолетове випромінювання ртутно-кварцових ламп), під дією якого матеріал твердіє. Як фотополімер використовується крихкий і твердий напівпрозорий матеріал, який легко склеюється, обробляється та фарбується. Після проходження лазерного променя та затвердіння чергового шару фотополімеру його робоча поверхня зміщується вниз на 0,025 - 0,300 мм, об'єкт занурюється у фотополімер на товщину одного шару, щоб лазер міг приступити до формування наступного шару. Процес повторюється до завершення побудови моделі. Стереолітографія завдяки низькій собівартості готових виробів набула найбільшого поширення серед технологій 3D-друку.

SLS-технологія (селективне лазерне спікання).

SLS-технологія (Selective Laser Sintering) є єдиною технологією 3D-друку, яку можна використовувати для виготовлення металевих формотворчих для металевого та пластмасового лиття. Пластмасові прототипи деталей мають гарні механічні властивості. Устаткування для друку SLS виготовляють компанії 3D Systems, F&S Stereolithographietechnik GmbH, The ExOne Company/Prometal, EOS GmbH (рис. 5.23).

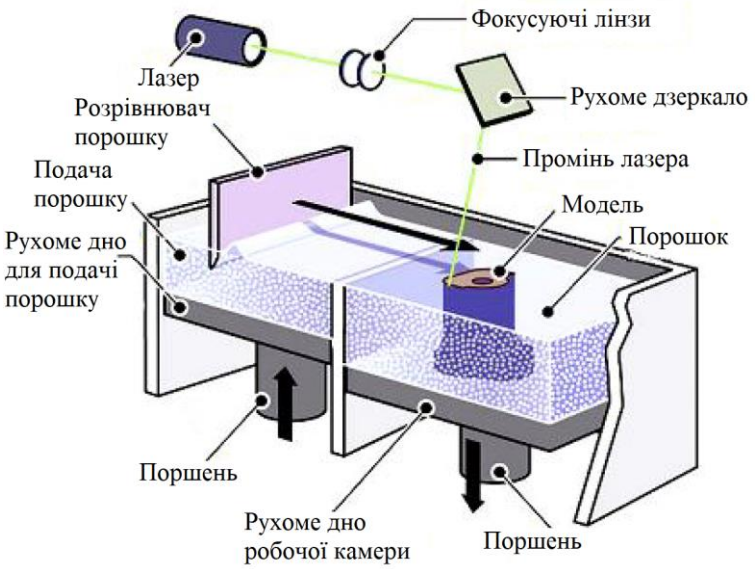


Рисунок 5.23 – Устаткування для друку за SLS технологією [123]

У SLS-технології моделі створюються із порошкових матеріалів за рахунок ефекту спікання за рахунок енергії лазерного променя. На відміну від SLA-процесу лазерний промінь є джерелом не оптичного випромінювання, а джерелом теплової енергії. Потрапляючи на тонкий шар порошку, лазерний промінь спека його частинки і формує тверду масу відповідно до геометрії деталі. Як матеріали використовуються поліамід, полістирол, пісок, кераміка та порошки ряду легкоплавких металів або їх сплавів. Плавкі порошкові матеріали наносять на поверхню робочого стола і запікають лазерним променем у твердий шар, що відповідає перерізу 3D-моделі і визначає її геометрію.

FDM-технологія (моделювання методом наплавлення).

Моделювання методом наплавлення (FDM - Fused Deposition Modeling) або пошаровий друк розплавленою ниткою застосовується для отримання одиничних виробів, наближених за своїми властивостями до серійних виробів, а також для виготовлення форм для лиття металів. У даний час 3D-принтери з технологією FDM-друку виготовляються компанією Stratasys Inc та ін. (рис. 5.24).

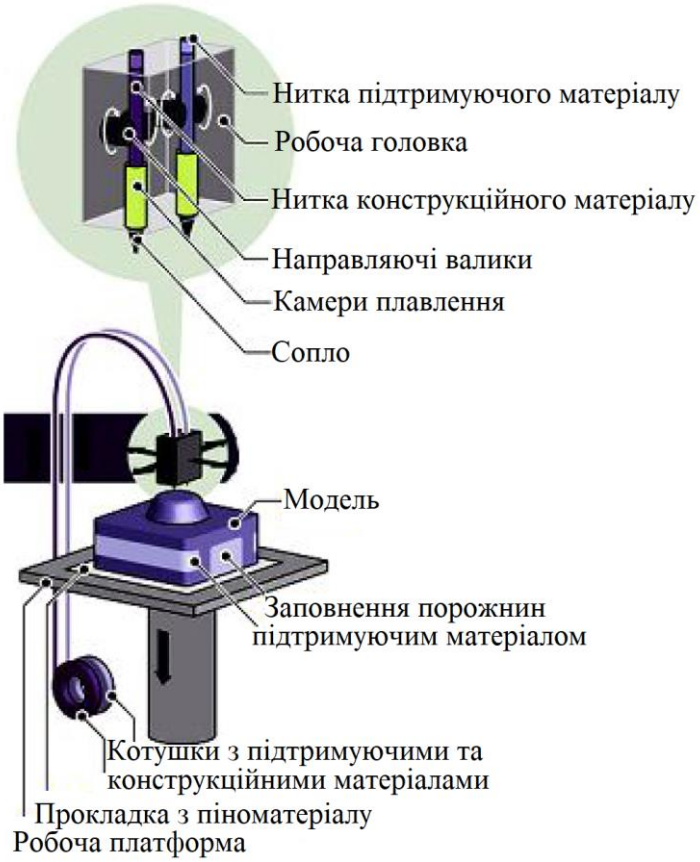


Рисунок 5.24 – Устаткування для друку за FDM-технологією [123]

Технологія FDM-друку полягає в наступному: головка-екструдер, що видавлює матеріал, з контрольованою температурою розігріває до напіврідкого стану нитки з плавкого термопластичного матеріалу (ABS-пластика, воску, легкоплавкого металевого порошку або полікарбонату) і з високою точністю видавлює отриману нитку моделюючого розплаву на холодну робочу поверхню 3D-принтера. Велика різниця температур сприяє швидкому застиганню шару

нового об'єкта. Після повного затвердіння першого контуру робоча головка наносить на платформу наступний шар. Шари наносяться один на одного, з'єднуються між собою та твердіють, поступово формуючи готовий виріб деталі. Часто у цій технології беруть участь дві робочі головки – одна видавлює на платформу робочий матеріал, інша – матеріал підтримки.

Однак FDM-технологія має недоліки: між шарами утворюються шви, голівка екструдера повинна постійно рухатися, інакше матеріал застигне та засмітить екструдер, можливе розшарування у разі температурних коливань протягом циклу обробки. Теоретично за допомогою 3D-принтера можна надрукувати будь-який предмет. Наприклад, за допомогою 3D-друку можна виготовити елементи протезу та імплантів, необхідні для використання в ортопедії або стоматології.

Технології 3D-друку також успішно використовується для виготовлення штучних органів і донорських тканин. У даний час, найбільш перспективними напрямами застосування 3D-друку є наступні:

1. Виробництво індивідуальних медичних імплантатів, таких, як кісткові пластини або суглобові протези.

2. Створення штучних органів та тканин на основі різних матеріалів, включаючи біополімери, гідрогелі та живі клітини.

3. Виробництво індивідуально створених протезів для кінцівок, зубів та інших частин тіла.

4. Створення анатомічно точних моделей органів та частин тіла на основі даних медичних сканерів (КТ, МРТ, ОКТ), що допомагає хірургам планувати складні операції.

5. Виробництво кастомізованих медичних інструментів та пристроїв, наприклад, спеціальних тримачів, направляючих для медичних свердл та інших хірургічних інструментів.

Наприклад, компанія BioDan Group (Іспанія) розробила технологію друку шкіри на 3D-біопринтері. У картриджах принтера міститься плазма крові, фібробласти, хлорид кальцію і кератиноцити. Змішування цих компонентів під час друку дає матрицю шарів на основі гідрогелю, що підтримує життєздатність клітини. Після друку отримана тканина дозріває деякий час за певних лабораторних умовах. Надалі надрукована тканина може бути пересаджена в живий організм (поки таку шкіру пересаджували тільки мишам) [98]. Доки вченим вдавалося роздруковувати тільки дуже тонкі шари живої тканини до 200 мкм, оскільки при збільшені товщини шару жива тканина починала гинути, що пов'язано з неможливістю проникнення поживних речовин і кисню на таку глибину без наявності кровоносних судин.

Інженери компанії Nano Dimension (Ізраїль) розробили новаторську технологію 3D-друку для виготовлення електронних друкованих плат. Зараз компанія Nano Dimension у взаємодії з біотехнічною фірмою Accellta (Ізраїль) створює 3D-біопринтер для друку стовбурових клітин, що вирощуються біотехнологами. Впровадження технології 3D-друку живих клітин потребує вирішення складних біотехнологічних задач – необхідно підвищити життєздатність клітин, збільшити швидкість і якість 3D-друку [98].

Біоінженери з Інституту регенеративної медицини (Уейк-Форест, США) розробили технологію 3D-друку, яка дозволяє створювати повноцінні копії окремих м'язів, хрящів і кісток зі стовбурових клітин. Для виготовлення друкованої копії біоінженери використовували спеціальний полімер, який дозволяє під час 3D-друку укладати клітини шарами, зберігаючи між ними невеликий просвіт для проникнення поживних речовин. Після друку, зразок органоїду поміщали в організм миші, де вчені спостерігали поступове «проростання» у нього кровоносних судин, а полімер поступово розкладався,

поступаючись місцем судинам. У підсумку на місці зразка органоїду виникає повноцінна тканина, що має потрібну тривимірну форму [99].

У лікарні при Саутгемптонському університеті (Британія) хірурги надрукували на 3D-принтері тазостегновий суглоб для ендопротезування 71 річної пацієнтки. Імплантат ендопротезу був надрукований стовбуровими клітинами на основі 3D-зображень тазостегнового суглобу, які отримано за докладними КТ-сканами. Як матеріал для друку було використано титановий порошок для адитивного виробництва (Ti 6Al-4V та Ti 6Al-4V ELI з 90% титану), тонкі шари якого спікаються під впливом лазерного променя [99].

У Пресвітеріанській лікарні Нью-Йорка (США) вдалося врятувати життя новонародженій дитині завдяки надрукованому на 3D-принтері серцю. Дитина народилась з вродженим дефектом серця, але вивчити його анатомію було складно, оскільки серце немовляти є дуже маленьким. За знімками КТ була створена точна копія серця дитини. Тривимірна модель дозволила хірургам вивчити сутність дефекту та дала розуміння, як необхідно провести кардіохірургічну операцію і ефективно виправити порушену функцію серцевих клапанів і судин [100].

Технологію 3D-друку активно використовуються для протезування суглобів. Процес 3D-друку починається з рентгенографії пошкодженого суглоба пацієнта. Отримані дані конвертують в тривимірну комп’ютерну модель, яку потім відправляють на друк. Спеціальний 3D-принтер друкує точну копію суглоба, вирощуючи копію суглоба зі спеціального пористого матеріалу. Цей біоматеріал сприяє росту клітин і легко обростає хрящовою тканиною. Поступово кістка приймає необхідну форму, а біоматеріал руйнується. У результаті в тілі пацієнта залишається тільки суглоб, яка нічим не відрізняється від оригінальної хрящової тканини [101].

Зусиллями компанії 3D Systems були створені нові напівпрозорі біоматеріали для 3D-друку: VisiJet, VisiJet X, VisiJet Crystal, VisiJet Hi-Cast, VisiJet Pearlstone, VisiJet Dentcast [118]. Матеріали пройшли випробування у 2012 р. в лабораторних умовах та були визнані придатними до застосування у хірургії, протезуванні, стоматології та низці інших областей. Так, наприклад, акрилові фотополімери VisiJet Pearlstone є стоматологічним матеріалом, що характеризується високою точністю та приємним білим кольором.

Сучасні технології тривимірної візуалізації та 3D-друку медичними біоматеріалами допомагають в діагностиці та лікуванні травм у стоматології та щелепно-лицевої ділянки. Зокрема, завдяки застосуванню передових CAD/CAM-досягнень для лікування травм у щелепно-лицевій хірургії використовується технологія прототипуванні [119]. Технологія швидкого прототипування стала доступною для застосування в медицині завдяки впровадженню методів комп'ютерної діагностики (КТ, МРТ, ОКТ з високою роздільною здатністю) та удосконаленню інженерних рішень. Технологія дає можливість створювати із прецизійною точністю складні фізичні моделі анатомічних структур використовуючи віртуальні 3D-моделі. Це дозволяє хірургу оцінити розміри анатомічних структур та їх взаємне розташування, детально вивчити морфологічні особливості та провести «холодну хірургію» на моделі під час плануванні оперативних втручань.

Застосування технології швидкого прототипуванні у хірургії передбачає використання широкого спектру матеріалів (від ABS-пластику та металу до біосумісних матеріалів), що дозволяє використовувати її у виготовленні фіксаторів, направляючих хірургічних шаблонів, індивідуальних імплантатів, пацієнто-специфічних протезів, ортодонтичних сплінт-накладок, стоматологічних сплінтів та інших виробів медичного призначення з індивідуально підібраними біоматеріалами і параметрами.

Прикладом застосування технології прототипуванні в хірургії є комп’ютерне моделювання економічних функціональних та естетичних керамічних реставрацій CEREC (Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramic & Ceramic Reconstruction) у стоматології [120]. Технологія CEREC полягає в наступному: лікар препарує зуб під необхідну конструкцію – вкладку або коронку, за допомогою 3D-камери робить об'ємний оптичний знімок зуба, що обробляється у програмі 3D-моделювання, та у результаті отримує точну 3D-модель зубів. Далі починається процес комп'ютерного моделювання для майбутньої реставрації, який надає моделі індивідуальних анатомічних особливостей. Після закінчення процесу моделювання дані відправляють на шліфувальний модуль, у якому із заздалегідь підібраного за розміром та кольором керамічного блоку виточується реставрація. Конструкція приміряється в роті, остаточно підганяється за прикусом та кольором, а реставрація фіксується на зубі за допомогою надміцного адгезивного цементу.

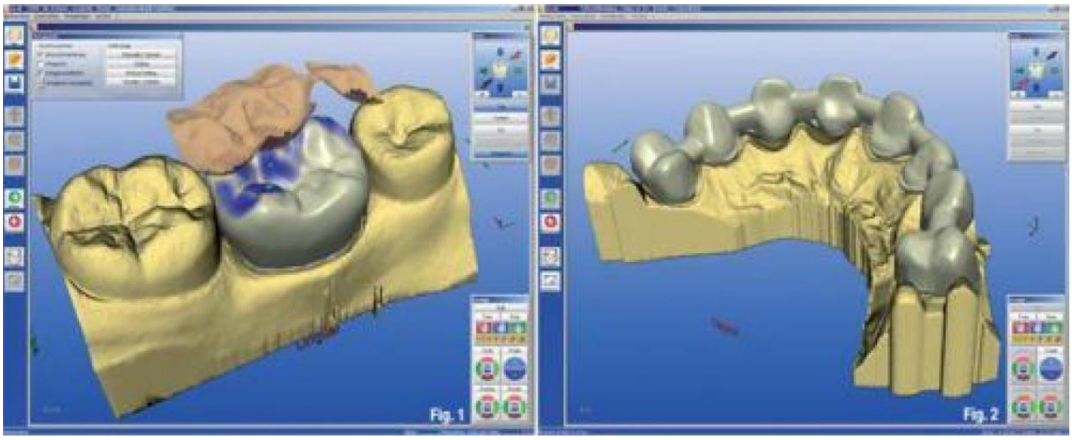


Рисунок 5.25 – Комп’ютерне прототипуванні у програмі CEREC inLab 3D [120]

При використанні технології прототипування CEREC не потрібні послуги стоматологічної лабораторії, і, відповідно, виключається ряд етапів (зняття відбитка, виготовлення зліпка та майстер моделі). Кожен з цих етапів роботи вносив свої похибки в конфігурацію зубного протеза за рахунок особливостей

матеріалу та кваліфікації зубного техніка. Моделювання у програмі CEREC inLab 3D виконується зі збільшенням ×12, що різко підвищує якість конструювання та дозволяє дуже точно виготовити вкладку – відстань між вкладкою та стінкою зуба становить 25 - 60 мкм. Процес комп’ютерного моделювання займає від 5 до 15 хвилин на 1 зуб, а процес виготовлення реставрації займає від 10 до 30 хвилин, залежно від розміру об’єкту.

Подібний процес прототипування відбувається під час застосування 3D-друку в ортопедичній стоматології. Для друку 3D-моделі зуба спочатку роблять сканування ротової порожнини пацієнта з використанням стоматологічного 3D-сканера. Після отримання скану ротової порожнини дані вводяться до комп'ютерної програми, у якій здійснюється робота із зображеннями зубів і будується віртуальна модель майбутнього зубного протезу. Потім оператор здійснює комп'ютерне коригування моделі протезу та контролює процес виготовленням віртуального каркаса на 3D-принтері (рис. 5.26).

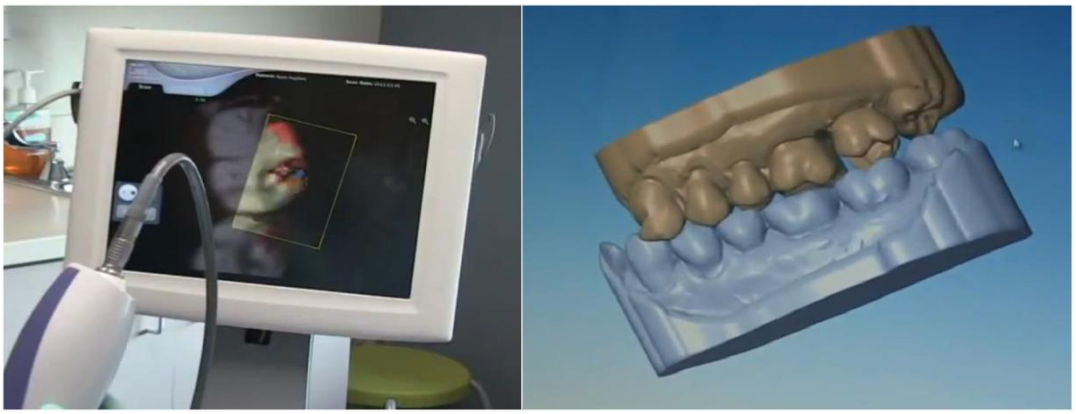


Рисунок 5.26 – Комп’ютерне прототипуванні з підготовкою до 3D-друку

Процес друку каркасів коронок та зубних протезів на 3D-принтері виконується пошарово з біосумісних матеріалів. Шар кераміки або металу напилюють на готовий каркас, після чого протез стає придатним для експлуатації.

На заключному етапі зубний протез встановлюють пацієнту та проводять інструктаж щодо його правильної експлуатації.

Отже, технологи 3D-друку відкривають нові горизонти у лікуванні пацієнтів та дозволяють створювати складні медичні вироби. Тривимірні друковані моделі людського тіла та його частин, імплантів та медичних інструментів використовуються для освітніх цілей, дозволяючи медичним інженерам, студентам-медикам та медичним професіоналам покращити свої практичні навички та знання.

Виходячи з аналізу ходу розвитку історичного процесу в біомедичній інженерії, вже у недалекому майбутньому нам слід очікувати на появу нових методів, в основі яких лежать 4D-технології [124]. На практиці поява таких 4D-технологій може означати появу друкованих моделей з біосумісних матеріалів, які можуть адаптуватися за бажанням користувача під умови навколишнього світу та пристосовуватися до них. Вже зараз є напівпровідникові структури з полімерних та біополімерних матеріалів, на основі яких у перспективі будуть створені біокомп'ютери, які дозволять повноцінно замінювати той чи інший втрачений або пошкоджений орган чи функцію людини.

На сьогодні для медичного та біологічного застосування вже створено спеціалізовані 3D-біопринтери, що друкують не фотополімерами, а живими клітинами, у тому числі стовбуровими. За допомогою таких принтерів найближчим часом почнуть вирощувати органи та тканини для пересадки в організм людини. Поява таких технологій зараз видається фантастикою, але тільки нещодавно за історичними мірками з’явилися квантові комп’ютери, широкого поширення набув стільниковий зв'язок, військові дрони із штучним інтелектом, і багато того, без чого ми вже не можемо обійтися у житті та сприймаємо без жодного сумніву його необхідність.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

Розділ 1. Загальні принципи організації медичних інформаційно-діагностичних систем

1. Грицунов О. В. Інформаційні системи та технології: навч. посіб. для студентів за напрямом підготовки «Транспортні технології» / О. В. Грицунов; Харк. нац. акад. міськ. господарства. – Х.: ХНАМГ, 2010. – 222 с.

2. Ліщинська Л.Б. Інформаційні технології у сфері охорони здоров'я : монографія / Л.Б. Ліщинська, С.А. Яремко, К.В. Копняк, І.О. Гулівата, Л.П. Гусак; за заг. ред. Л.Б. Ліщинської. – Вінниця : видавничо-редакційний відділ ВТЕІ КНТЕУ, 2018. – 240 с.

3. Береговець О. А. Інформаційна система лікарні: дипломний проєкт на здобуття ступеня бакалавра: 172 Телекомунікації та радіотехніка / Береговець Олексій Анатолійович. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – 56 с. – https://ela.kpi.ua/bitstreams/62fcc988-37e7-465e-8c41-5eda98a1aad9/download

4. Антюфєєва О.І., Балик І.А., Батюк Л.В., Бондаренко М.А., Висоцька О.В. Медична інформатика: підручник для студентів медичних ВНЗ: за ред. В.Г. Кнігавка. − Харків: ХНМУ, 2015. – 240 с.

5. Панасюк О. І. Особливості побудови медичної інформаційної системи для поліклініки / О. І. Панасюк, В. Л. Плескач // Сучасні електромеханічні та інформаційні системи: монографія // Розділ: Особливості побудови медичної інформаційної системи для поліклініки / За заг. ред. І. В. Панасюка. – Київ: КНУТД, 2021. - С. 61 - 89.

6. Синєкоп Ю. С. Експертні системи в медицині: навч. посібник для ВНЗ (рек. М-вом освіти і науки України) / Ю. С. Синєкоп, А. М. Продеус, Є. Я. Швець та ін. ; НТУУ "КПІ"; ЗДІА. –Запоріжжя : ЗДІА, 2014. – 332 с. – https://dspace.znu.edu.ua/jspui/bitstream/12345/396/1/ES_UchebnoePosobie.pdf

7. Савченко А.С. Методи та системи штучного інтелекту: Навчальний посібник для студентів напряму підготовки 6.050101 «Комп’ютерні науки» / Уклад. : А.С. Савченко, О. О. Синельніков. – К. : НАУ, 2017. – 190 с.

8. Булах І.Є., Лях Ю.Є., Хаїмзон І.І. Медична інформатика. Навчальний посібник для студентів медичних спеціальностей у трьох частинах. Вінниця: Друкарня ВНМУ ім. М.І. Пирогова, 2006. – 104 с.

9. Чабан О. Огляд світової практики щодо впровадження медичних інформаційних систем та проблеми створення єдиного медико-інформаційного простору / О. Чабан, О. Бойко // Вісник Національного університету "Львівська політехніка". – 2013. – № 771: Комп’ютерні науки та інформаційні технології. – С. 365 - 370.

10. Євтухівський О.В. Інформаційна система постановки медичного діагнозу: магістерська кваліфікаційна робота: 123 – Комп’ютерна інженерія / Євтухівський Олексій Васильович. – Вінниця: Вінницький НТУ, 2022. – 104 с. – https://iq.vntu.edu.ua/repository/getfile.php/4780.pdf

11. Мовчан А.П. Навчальний посібник: Адаптивні та параметрично-оптимальні системи управління. Навч. посіб. / Мовчан А.П., Степанець О.В. — К.: НТУУ «КПІ», 2011. – 108 с.

12. Савенко О.С., Лисенко С.М. Побудова адаптивної інформаційної технології діагностування комп’ютерних систем на наявність троянських програм / Вісник Вінницького політехнічного інституту, Серія: Інформаційні технології та комп’ютерна техніка. 2011. № 5. – с. 93 - 98

13. Коцовський В.М. Інтелектуальні інформаційні системи: Конспект лекцій: 122 Комп'ютерні науки, спеціалізація "Інформатика" / Уклад.: В.М. Коцовський. – Ужгород: ДВНЗ "УжНУ", 2019 – 73 с. – https://dspace.uzhnu.edu.ua/jspui/bitstream/lib/25833/1/Конспект%20лекцій.pdf

14. Радзішевська Є.Б. Інформаційні технології в медицині. E-health : підручник для студентів медичних закладів вищої освіти / Є.Б. Радзішевська, О.В. Висоцька; за ред. В.Г. Кнігавка; Харківський національний медичний університет. – Харків : ХНМУ, 2019. – 72 с. – https://repo.knmu.edu.ua/bitstreams/0c686624-9356-49fb-a64d-d7d711311dfb/download

15. Азархов О.Ю. Процедура отримання діагностичної інформації для медичних інформаційних систем / О. Ю. Азархов, А. П. Моторний, Д. Х. Штофель // Український журнал телемедицини та медичної телематики. – 2011. – Т. 9, № 2. – С. 161 - 165.

16. Мулеса О.Ю. Інформаційні системи та реляційні бази даних : навч. посіб. / О.Ю. Мулеса, Я.В. Варга; рец. : О.Ю. Кучанський, Ю.В. Андрашко. – Ужгород: ДВНЗ "УжНУ", 2023. – 132 с.

17. Парамуд Я.С., Басюк М.М. Особливості застосування технології клієнт-сервер в медичних діагностичних системах / Я.С. Парамуд, М.М. Басюк // Academic Journals and Conferences, Львів: НУ "Львівська політехніка". – 2003. – С. 121 - 127.

18. Наказ МОЗ України від 25 травня 2007 року № 269 «Про утворення Державного клінічного науково-практичного центру телемедицини МОЗ України». Станом на 2023 р.: https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z1400-15#Text

19. Лобас В.М. Електронні засоби державного управління охороною здоров’я: Навчальний посібник / В.М. Лобас, А.В. Владзимирський, В.В. Мозговой. – Донецьк: Видавництво «Ноулідж», 2012. – 222 с.

20. Ярославський Я.І., Павлов С.В., Костюк С.В. Принципи побудови телемедичних мереж і систем на основі волоконно-оптичних каналів зв’язку / Волоконно-оптичні технології в інформаційних та енергетичних мережах, Том 42 № 2, 2021. – С. 84 – 95

21. Огороднійчук М. Д., Чайка Ю. Д., Оксіюк О. Г. Комплекси і засоби військових телекомунікаційних мереж: навч. посіб. / За ред. проф. М.Д. Огороднійчука. – К.: НУОУ, 2010. – 384 с.

22. Хаїмзон І.І., Гульчак Ю.П., Теренчук А.Т., Коваль Б.Ф., Дідич В.М. Основи інформаційних технологій в системі охорони здоров'я. Обробка та аналіз медичних даних / Під редакцією проф. 1.1. Хаїмзона; Видання друге, перероблене та доповнене. – Вінниця: Вінницький НМУ ім. М.І. Пирогова, 2011. – 206 с. – https://www.vnmu.edu.ua/downloads/med_physics/20130329-135527.pdf

23. Довбиш А.С. Основи проектування інтелектуальних систем: навчальний посібник /А.С. Довбиш. – Суми: Вид-во СумДУ, 2009. – 171 с.

24. Лубко Д.В., Шаров С.В. Методи та системи штучного інтелекту: навч. посіб. / укл. Д.В. Лубко, С.В. Шаров. – Мелітополь: ФОП Однорог Т.В., 2019. – 264 с.

25. Нестеренко О.В., Савенков О.І. Фаловський О.О., Інтелектуальні системи підтримки прийняття рішень: навч. посібн. / За ред.. П.І. Бідюка. – Київ: Національна академія упрвління , 2016. – 188 с.

26. Глибовець М. М., Салата К. В., Ткач Н. А. Побудова діагностичної експертно-медичної системи з використанням нейронних мереж. Проблеми програмування. 2020. № 2-3. С. 384-391.

27. Федорін І.В. Методи та технології обчислювального інтелекту: Навчальний посібник: навч. посіб. для студ. спеціальності 122 «Комп'ютерні науки» / І. В. Федорін; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 314 с.

28. Раєвнєва О.В. Статистика: навчальний посібник / О.В. Раєвнєва, І.В. Аксьонова, О.І. Бровко; за заг. ред. д-ра екон. наук, професора О.В. Раєвнєвої. – Харків : ХНЕУ ім. С. Кузнеця, 2019. – 389 с.

29. Баклан І.В. Експертні системи. Курс лекцій з дисципліни "Експертні системи" / Навчальний посібник. – К.: НАУ, 2012. – 132с. – https://baklaniv.at.ua/MSAI/ekspertni_sistemi-kurs_lekcij.2012.pdf

30. Федорчук Є.Н. Програмування систем штучного інтелекту. Експертні системи / Є.Н. Федорчук, Вид-во Львівської політехніки, 2012. – 168 с.

Розділ 3. Методи та засоби діагностики

31. Туманська Н.В. Рентгенологічні методи дослідження: навчальний посібник для студентів / уклад. Н.В. Туманська, К.С. Барська, С.В.Скринченко – Запоріжжя : ЗДМУ, 2016. – 82 с.

32. Ковальський О.В. Радіологія. Променева терапія. Променева діагностика: підручник для студентів вищ. мед. навч. заклад. / О.В. Ковальський, Д.С. Мечев, В.П. Данилевич. – Вінниця: Нова книга, 2013. – 512 с.

33. Журавлюк І.М. Покращення якості зображень для цифрової Х-променевої діагностики: кваліфікаційна робота магістра / І.М. Журавлюк. – Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2019. – 88 с. – https://elartu.tntu.edu.ua/bitstream/lib/29789/2/mag_Zhuravlyuk_I_M_RBm-61.pdf

34. Ткаченко М.М. Радіологія (променева діагностика та променева терапія) /за ред. проф. М.М. Ткаченка. – Київ: Книга плюс, 2011. – 720 с.

35. Васильєва Г.В., Гайсак І.І., Мартишечкін В.О. Комп’ютерна томографія. Фізичні основи сучасної медичної діагностики / Г.В. Васильєва, І.І. Гайсак, В.О. Мартишечкін та інш. Ужгород, 2021. – 48 с.

36. Злепко С.М. Медична апаратура спеціального призначення: навчальний посібник / Злепко СМ., Коваль Л.Г., Гаврілова Н.М., та ін. – Вінниця: ВНТУ, 2010. – 160 с.

37. Никоненко А.О., Гавриленко Б.С., Макаренков А.Л. Мультиспіральна комп’ютерна томографія у діагностиці захворювань аорти та її гілок / «Хірургія

України», № 2(2013), Запоріжжя: ЗДМУ, 2013. – с. 44 - 48. – http://dspace.zsmu.edu.ua/bitstream/123456789/16893/1/KhU_2013_2_9.pdf

38. Туманська Н.В. Методи променевої діагностики: навчальний посібник для студентів / уклад. Н.В. Туманська, К.С. Барська, І.П Джос – Запоріжжя: ЗДМУ, 2016. – 92 с.

39. Котовський В.Й. Комплексна технологія неінвазивних досліджень стану організму людини на основі інтеграції інфрачервоної термографії та транскутанної киснеметрії / Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора технічних наук. Київ: НТУУ «КПІ», 2012. – 258 с.

40. Sagaydachnyy A.A., Fomin A.V., Volkov I.Yu. Limit capabilities of modern thermal imaging cameras as a tool for investigation of peripheral blood flow oscillations within different frequency ranges. Medical Physics, 2016 (4). – 84 - 93.

41. Khizhnyak L.N., Khizhnyak E.P., Ivanitskiy G.R. The diagnostic capabilities of matrix infrared thermography. Problems and prospects. Bulletin of new medical technologies. Series 19 (4), 2012. – c. 170 - 176.

42. Andreev R.S., Kalenov Yu.N., Yakushkin A.V. et al. Capabilities of infrared thermography for detection of morphofunctional human characteristics (of children and adults). Bulletin Anthropology MSU. Series 23 (3): Anthropology, 2016. – c. 49 - 58.

43. Махотіло К. В., Лисенко Л. І., Булгаков О. В. Основи термографії : навчальний посіб. / К.В. Махотіло, Л. І. Лисенко, О. В. Булгаков. Харків: ФЛП Панов А.М., 2021. 106 с.

44. Potekhina Yu.P., Kurnikov G.Yu., Golovanova M.V., Tkachenko Yu.A. Possibilities of novel technique of infrared thermography in differential diagnosis of melanocytic skin neoplasms. Bulletin of aesthetic medicine, 2012 (2). – c. 83 - 88.

45. Dekhtyarev Yu.P., Mironenko S.A., Dunaevskiy V.I. et al. Thermographic diagnosis of spinal diseases in athletes. Physical therapy and sports medicine. 2013 (8). – c. 16 - 20.

46. Kozhevnikova I.S., Pankov M.N., Startseva L.F., Afanasenkova N.V. Application of infrared thermography with vascular pathology (brief overview). International Journal of Applied and Fundamental Research 2017 (5- 1). – с. 72 - 74.

47. Stulin I.D., Budadin O.N., Ivanushkin E.F. et al. Possibilities of the method of active thermolocation probe of carotid artery projection in patients with obliterating atherosclerosis of carotid arteries. Optical Journal. Series 82 (7), 2015. – с. 75 - 79.

48. Kolesov S.N. Imrovement of the method of thermal imaging diagnosis of peripheral nerve damage of the upper limbs. Optical Journal. Series 82 (7), 2015. – с. 51 - 61.

49. Шликов В.В. Інформаційна технологія неінвазивного контролю температури серця людини в умовах регульованого охолодження та зігрівання під час штучного кровообігу / Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора технічних наук. Київ: МННЦ інформаційних технологій та систем НАНУ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – 430 с.

50. Туманська Н.В. Ультразвукове дослідження гепатопанкреатобіліарної системи: навчальний посібник для студентів / Н.В. Туманська, Т.М. Кічангіна, С.О. Мягков, О.Г.Нордіо. – Запоріжжя: ЗДМУ, 2019. – 79 с.,

51. Аллан П.Л. Клінічна допплерівська ультрасонографія: Друге видання / За редакцією П.Л. Аллана, П.А. Даббінса, М.А. Позняка, В.Н. Макдікена. Переклад з англ. В. Павлюк і О. Шимечко; Розділ 1: McDicken W. Norman, Hoskins Peter R. Фізика ультразвуку: принципи, практика й артефакти. – Львів: Медицина Світу, 2007. – 365 с.

52. Бурштинський М.В., Хай М.В., Харчишин Б.М. Давачі / М.В. Бурштинський, М.В. Хай, Харчишин Б.М. – 2-ге вид. доповн. – Львів: ТзОВ “Простір М”, 2014. – 202 с.

53. Візір В.А. Основи ультразвукового дослідження серця і внутрішніх органів: навч.-метод. посіб. до практ. занять з функціональної діагностики для

студентів VI курсу мед. ф-ту / уклад. В.А. Візір, І.Б. Приходько, О.В. Деміденко. – Запоріжжя, 2014. – 110 с.

54. Аллан П.Л. Клінічна допплерівська ультрасонографія: Друге видання / За редакцією П.Л. Аллана, П.А. Даббінса, М.А. Позняка, В.Н. Макдікена. Переклад з англ. В. Павлюк і О. Шимечко; Розділ 3: Paul L. Allan і Karen Gallagher. Сонні та хребтові артерії. Транскраніальний кольоровий допплер. – Львів: Медицина Світу, 2007. – 365 с.

Розділ 4. Лазери в медичних діагностичних приладах

55. Готра З.Ю., Павлов С.В., Микитюк З.М., Злепко С.М. Лазерні медичні технології: навчальний посібник / Готра З.Ю., Павлов С.В., Микитюк З.М., Злепко С.М., Сушинський О.Є., Вовкотруб Д.В. та ін. – Вінниця: ВНТУ. 2017. – 158 с.

56. Шмирьова Л.М. Квантова електроніка. Частина 2: навчальний посібник для студентів факультету електроніки КПІ ім. Ігоря Сікорського усіх форм навчання / Шмирьова Л.М., Бевза О.М., Слободян Н.В. – К.: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – 101 с.

57. Шуаібов О.К. Квантова електроніка для інженерів: Підручник. – Ужгород: ДВНЗ «УжНУ», кафедра квантової електроніки, фізичний факультет, 2022. – 133 с.

58. Петровська Г.А. Розрахунок та конструювання активних елементів іонних лазерів: методичні вказівки до курсового проекту з дисципліни «Основи проектування та конструювання лазерів» / Укл.: Петровська Г.А. – Львів: Видавництво Національного університету “Львівська політехніка”, 2004. – 36 с.

59. Тимчик Г.С. Лазерні технології. Практикум: навчальний посібник / Укладачі: Г.С. Тимчик, Г.В. Богатирьова, М.С. Мамута. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 124 с.

60. Шуаібов О.К. Лазерні джерела випромінювання та їх застосування в мікроелектроніці. Навчальний посібник // О.К. Шуаібов, І.І. Опачко, І.Е. Качер, М.П. Чучман, – Ужгород: Ужгородський національний університет, фізичний та інженерно-фізичний факультети, 2009. – с.238.

61. Однодворець Л.В. Оптоелектронні і лазерні системи в електроніці та медицині: навчальний посібник / Л.В. Однодворець, І.М. Пазуха, І.М. Лукавенко. – Суми: Сумський державний університет, 2022. – 127 с.

62. Yan Ji, Xiaoliang Yang, Zhi Ji, Linhui Zhu, Nana Ma, Dejun Chen, Xianbin Jia, Junming Tang, Yilin Cao. DFT-Calculated IR Spectrum Amide I, II, and III Band Contributions of N-Methylacetamide Fine Components / ACS Omega, 2020 5(15) – P. 8572-8578. https://pubs.acs.org/doi/10.1021/acsomega.9b04421

63. Hutchens T. C., Darafsheh A., Fardad A., Antoszyk A. N., Ying H. S., Astratov V.N., Fried N.M. Detachable microsphere scalpel tips for potential use in ophthalmic surgery with the erbium:YAG laser / J. Biomedical Optics. 2014. Vol. 19, N1. – P. 018003-1 - 8.

64. Nakajima Y., Iwatsuki K., Ishii K., Suzuki S., Fujinaka T., Yoshimine T., Awazu K. Medical application of an infrared free-electron laser: selective removal of cholesterol ester in carotid artery atheromatous plaques / J. Neurosurg. 2006. Vol. 104, N 3. – P. 426 - 428.

65. Suzuki-Yoshihashi S., Yamada S., Sato I., Awazu K. A novel laser angioplasty using hollow fiber – guided mid infrared laser / 2006, Proc. of SPIE Vol. 6083. – P. 608301 - 1.

66. Edwards G. S., Allen S. J., Haglund R. F., Nemanich R. J., Redlich B., Simon J. D., Yang W. C. Applications of Free-Electron Lasers in the Biological Material Sciences Photochemistry and Photobiology / 2005, 81. – P. 711 - 735.

67. Haglund R. F. Application of Free Electron Lasers in biological sciences, medical and material science / Springer. 2006. – P. 577 - 644.

68. Hashimura K., Ishii K., Akikusa N., Edamura T., Yoshida H., Awazu K. Coagulation and ablation of biological soft tissue by quantum cascade laser with peak wavelength of 5.7 μm / J. Innovative Optical Health Sciences. 2014. Vol. 7, N 3. – P. 1450029-1 - 9.

69. Petrov V. Parametric down-conversion devices: the coverage of the mid-infrared spectral range by solid-state laser sources / Max-Born-Institute for Nonlinear Optics and Ultrafast Spectroscopy / European Community project MIRSURG (www.mirsurg.eu), Mid-Infrared Solid-State Laser Systems for Minimally Invasive Surgery, 2010. – http://www.mirsurg.eu/pdf/April%202010/conftarrag.pdf

70. Hutchens T.C., Darafsheh A., Fardad A., Antoszyk A.N., Ying H.S., Astratov V.N., Fried N.M. Characterization of novel microsphere chain fiber optic tips for potential use in ophthalmic laser surgery / J Biomed Opt, 2012, 17(6). – P. 068004-1-7.

71. Hutchens T.C, Darafsheh A., Fardad A., Antoszyk A.N.; Ying H.S., Astratov V.N. Fried N.M. Detachable microsphere scalpel tips for potential use in ophthalmic surgery with the erbium:YAG laser / Journal of Biomedical Optics, 2014, 19(1). – P. 018003-1-8.

72. Нємков Н. С. Аналіз засобів лазерної хірургії судин / Н. С. Нємков, С. Є. Тужанський // Матеріали II науково-технічної конференції підрозділів ВНТУ, Факультет інформаційних електронних систем. – Вінниця, 31 травня 2022 р. – https://ir.lib.vntu.edu.ua//handle/123456789/36775

73. Семчук О.Ю., Гаврилюк О.О., Білюк А.А. Лазер-індуковані фазові перетворення та абляція на поверхні твердих тіл / Поверхность. Вып. 10(25), 2018. – С. 62 - 117 – http://jnas.nbuv.gov.ua/j-pdf/Pov_2018_10_7.pdf

74. Колесник Ю.І. Елементи та пристрої квантової електроніки: навч. посіб. / Ю.І. Колесник, А.В. Кіпенський. – Х.: НТУ «ХПІ», 2016. – 318 с. – https://core.ac.uk/download/pdf/162893355.pdf

75. Кожем’яко В.П., Заболотна М.І., Олійниченко Б.П. Оптичні томографи: проблеми та перспективи застосування в мамології / Оптоелектронні інформаційно-енергетичні технології. Том. 18, вип. 2, с. 153–163, 2013. – с. 153 - 163. – https://core.ac.uk/download/pdf/52159651.pdf

76. Завізіон В., Куликова Ф., Давлєтова Н. Діагностика мультицентричного і мультифокального раку молочної залози / Radiation Diagnostics, Radiation Therapy, (4), 2019. – С. 28 - 36. – https://rdrt.com.ua/index.php/journal/article/view/279/274

77. Максимчук О.Ю. Оптична когерентна томографія в діагностиці гострих порушень венозного кровообігу в сітківці і їх ускладнень / Вісник: Українська медична стоматологічна академія, Том 20, Випуск 4 (72), 2021. – с. 72 - 77 – http://dspace.op.edu.ua/jspui/bitstream/123456789/12666/1/ Страницы%20из%20БМІ-2022%20Одеса%20травень%2025-27-40.pdf

78. James G. Fujimoto. Optical coherence tomography / C.R. Acad. Sci. Paris, t. 2, Série IV, 2001. – p. 1099 - 1111 – https://k-space.org/ymk/OCT.pdf

79. Carl Zeiss Meditec Inc. Stratus OCT™ Software Version 4.0 Real Answers in Real Time – https://www.digitaleyecenter.com/wp-content/uploads/2015/10/Stratus-OCT-Brochure.pdf

80. Шаєнко З.О. Лазерна доплерівська флоуметрія – сучасний неінвазивний метод оцінки стану мікроциркуляції у хворих на цукровий діабет / Український медичний журнал Clinical Endocrinology and Endocrine Surgery, №4, 2021. – с. 44 - 50: http://jcees.endocenter.kiev.ua/article/view/247243

81. Чичкан О.А., Довганик М.С., Кмицяк М.В., Костовський М.Г. Методика визначення кисню в артеріальній крові людини, яка займається фізичними вправами: методичні рекомендації. Львів: ЛьвДУВС, 2023. – 18 с.

82. Присяжнюк В.П., Ушенко Ю.О., Ушенко В.О. Спектрально-селективна лазерна флуоресцентна діагностика полікристалічних плівок плазми крові у диференційній діагностиці хронічних дифузійних захворювань печінки / Вісник

ВДНЗУ «Українська медична стоматологічна академія», Том 15, Випуск 3(51), частина 2, 2015. – с. 160 - 166 – https://cyberleninka.ru/article/n/16395492.pdf

83. FotoFinder Systems, Inc. Medicam 1000. – https://www.fotofinder-systems.com/technology/medical-imaging/medicam

84. Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Петрук В.Г., Колісник П.Ф. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи. Монографія – Вінниця: УНІВЕРСУМ - Вінниця, 2007. – 254 с.

85. Павлов С.В. Фізичні основи біомедичної оптики: монографія / С.В. Павлов, В.П. Кожем'яко, П.Ф. Колісник та ін. – Вінниця: ВНТУ, 2010. – 152 с.

86. MEDICORE Co., LTD. ANS Function and Blood Circulation Assessment SA-3000P – http://medi-core.com/download/SA-3000P.pdf

Розділ 5. Засоби комп'ютерного моделювання та реконструкції

87. Аврунін О.Г. Сучасні інтелектуальні технології функціональної медичної діагностики: монографія / О.Г. Аврунін, Є.В. Бодянський, М.В. Калашник, В.В. Семенець, В.О. Філатов. – Харків: ХНУРЕ, 2018. – 236 с.

88. Andreas Maier, Stefan Steild, Vincent Christlein. Medical Imaging Systems. An Introductory Guide: Lecture Notes in Computer Science. LNCS Library: Springer Open, 2018. – 263 P.

89. Задачин В.М. Чисельні методи: навчальний посібник / В.М. Задачин, І.Г. Конюшенко. – Х.: Вид. ХНЕУ ім. С. Кузнеця, 2014. – 180 с.

90. Canny, J. A computational approach to edge detection / J. Canny // IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence. 1986. Vol. 8, Issue 6. P. 679 - 698. – https://www.sciepub.com/reference/48114

91. Кобилін О.А., Творошенко І.С. Методи цифрової обробки зображень: навч. посібник. – Харків: ХНУРЕ, 2021. – 124 с.

92. Ivaschenko, A. 3D-surgery simulation software development kit / A. Ivaschenko, A. Kolsanov, A. Nazaryan, A. Kuzmin // Proceedings of the European Simulation and Modeling Conference 2015 (ESM 2015). – Leicester, UK, EUROSIS-ETI, 2015. – P. 333 - 340.

93. Felix G. Hamza-Lup, Dan R. Lipsa. Polygonal Models from CT Data for Medical Planning / Computer Science, Engineering, Medicine, 2006. – https://www.researchgate.net/publication/228831932

94. Зінько Р.В. Системи 3D-моделювання: навчальний посібник / Р.В. Зінько, В.Г. Топільницький. – Львів: Галицька Видавнича Спілка, 2017. – 150 с.

95. Бендюг В.І.,Складанний Д. М. Комп'ютерна графіка: методичні вказівки до комп'ютерного практикуму для студентів напряму підготовки 6.051301 – «Хімічна технологія» / уклад. Бендюг В.І.,Складанний Д. М. – К: 2012. – 118 с.

96. Пальчевський Б.О. Системи 3D моделювання: Навчальний посібник/ Пальчевський Б.О., Валецький, Б.П., Вараніцький Т.Л. / Луцьк:, 2016 – 176 с.

97. Методика 3D-проектування / Електроний ресурс компанії "Техдизайн" – http://texdizain.net/proektirovanie/27-metodika-3d-proektirovaniya.html

98. Ozbolat IT, Yu Y. Bioprinting toward organ fabrication: challenges and future trends. IEEE Trans Biomed Eng. – 2013. – 60(3). – pp. 691 - 699.

99. Hochman JB, Kraut J, Kazmerik K, Unger BJ. Generation of a 3D printed temporal bone model with internal fidelity and validation of the mechanical construct. Otolaryngol Head Neck Surg. – 2014; 150(3):448 - 54.

100. Ventola, C. L. Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses. P&T, October. – 2014. – Vol.39, No. 10. – pp. 704 - 711.

101. Huzu, E. et al. Modeling and simulation of the knee joint surgery. Annals of the Oradea University, Issue 1, May 2013, pp. 123 - 126.

102. Adrian Kulawik. Ендопротез колінного суглоба. 3D модель на Free3D. – https://free3d.com/ru/3d-model/knee-endoprosthesis-2027.html

103. Буйкли К.В., Норец А.И. Технология художественной обработки материалов. Магнитогорск: МГТУ им. Г.И. Носова, 2017 – https://edu.ascon.ru/main/competition/gallery/items/?bm_id=65015

104. Mechatronic Engineer. Роботизированный протез ноги. Model 570392. – https://cults3d.com/ru/3d-model/razlichnye/protesis-robotica

105. Bogdan Gryshchuk, Igor Boiko, Vladyslav Shlykov. Experimental and Mathematically Modelled Tempeature Characteristic of Human Knee Joint Meiscus During Radiofrequency Resection. Журнал «Перспективи та інновації науки». Серія «Медицина», № 5(39) 2024. – https://doi.org/10.52058/2786-4952-2024-5(39)-963-981

106. Solved FEA Pack. ANSYS WB Static Structural – FEA simulation of the closing and opening of an aortic valve. Model 236. – http://expertfea.com/solvedFEA24.html

107. Корымасов Е.А. 3D-моделирование при остром панкреатите: клинический пример эффективности применения цифровых технологий / Современная медицина. Серия: травматология, ортопедия, хирургия. № 2 (21), 2021. – http://infocompany-sovmed.ru/wp-content/uploads/2021/07/51-54.pdf

108. Кушнарев С.В., Железняк И.С. Создание 3D-модели сердца на основе данных магнитно-резонансной томографии у пациента с постинфарктной аневризмой левого желудочка / журнал "Радиология – Практика". Серия: Лучевая диагностика, Выпуск 1(79), 2020 – https://www.radp.ru/jour/article/download/84/84

109. Оникієнко Н.Ю. Застосування 3D-моделювання в медицині при підготовці до 3D-друку / Оникієнко Н.Ю. // Електронна та Акустична Інженерія: науково-технічний журнал. – 2021. – Т. 4, № 1. – С. 227387-1 - 227387-5. – https://ela.kpi.ua/bitstreams/7fcaf29f-11ec-4248-ace0-35cd70ba22c1/download

110. Bücking T.M., Hill E.R., Robertson J.L., Maneas E., Plumb A. A., and Nikitichev D. I. From medical imaging data to 3D printed anatomical models, PLoS One, vol. 12, no. 5, 2017, DOI: 10.1371/journal.pone.0178540.

111. Able Software Corp. “3D-DOCTOR Software has been one of the tremendous analysis software that I use on a regular bases to extract information from image files to create 3D model.” – http://www.ablesw.com/3d-doctor/.

112. AutoDesk. “Medical 3D printing and orthopedic implant design software.” – https://www.autodesk.com/products/within- medical/overview.

113. Anatomage. “Medical Design Studio.”– https://www.anatomage.com/medical-design-studio/.

114. Conceptualiz. “Ossa 3D.” – http://www.conceptualiz.com/products_ossa.html.

115. 3D Systems. “D2P. DICOM 3D Modeling Software.” – https://www.3dsystems.com/dicom-to-print.

116. MAXON Computer. “CINEMA 4D 3D computer animation, modeling, simulation, and rendering software.” – https://www.maxon.net/en/cinema-4d.

117. Ton Roosendaal. “Blender.” – https://www.blender.org/

118. Abdulaziz S. Alaboodi, Sivasankaran S. Experimental design and investigation on the mechanical behavior of novel3D printed biocompatibility polycarbonate scaffolds for medicalapplications / Journal of Manufacturing Processes, vol. 35, 2018. – pp.479 – 491 DOI: 10.1016/j.jmapro.2018.08.035

119. Тарасов О.Ф. Автоматизоване проектування і виготовлення виробів із застосуванням CAD/CAM/CAE-систем : монографія / О. Ф. Тарасов, О. В. Алтухов, П. І. Сагайда, Л. В. Васильєва, В. Л. Аносов. – Краматорськ : ЦТРІ «Друкарський дім», 2017. – 239 с.

120. Alan D. CEREC inLab: the CAD/CAM system with a difference // Acta Med. Dent. Helv. – 2003. – № 5. – P. 131 - 139.

121. Сіньков Є. О. Покращення зображення отриманого з ультразвукового приладу: магістерська дисертація на здобуття ступеня магістра: 171 Електроніка / Сіньков Єгор Олексійович. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018. – 76 с. – https://ela.kpi.ua/bitstreams/401e67fc-310f-44fc-afa8-d91437dd7637/download

122. С'янов О.М. Методичні вказівки до практичних занять з дисципліни «Цифрове оброблення зображень» для здобувачів вищої освіти другого (магістерського) рівня зі спеціальності – 172 «Електронні комунікації та радіотехніка». /Укл.: С'янов О.М. – Кам'янське ДДТУ, 2023 р. – 22 с.

123. Манжілевський, О.Д. Сучасні адитивні технології 3D друку. Особливості практичного застосування: навчальний посібник / О.Д. Манжілевський, Р.Д. Іскович-Лотоцький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 105 с.

124. Кулик С.І. 4D математичне моделювання в комп'ютерній томографії з використанням інтерлінації, інтерфлетації, мішаної апроксимації та вейвлетів / С.І. Кулик, О.М. Литвин, О.О. Литвин, Ю.І. Першина // Вісник Харківського національного університету імені В. Н. Каразіна. Серія : Математичне моделювання. Інформаційні технології. Автоматизовані системи управління. - 2010. – № 925, Вип. 14. – С. 106 - 113.

Контрольні питання

1. Загальні принципи організації медичних інформаційно-діагностичних систем.
2. Класифікація функцій медичних інформаційно-діагностичних систем.
3. Технічні вимоги до медичних інформаційно-діагностичних систем.
4. Загальні принципи організації цифрової діагностики.
5. Архітектура медичних інформаційно-діагностичних систем.
6. Телемедичні технології.
7. Медичні експертні системи.
8. Автоматизовані системи прийняття рішень.
9. Технічні засоби медичної діагностики.
10. Основні методи цифрової діагностики.
11. Цифрова рентгенографія.
12. Комп'ютерна томографія.
13.. Магнітно-резонансна томографія.
14. Термографічні системи.
15. Ультразвукова допплерографія.
16. Характеристики лазерів у діагностичних приладах.
17. Оптичні системи в хірургії та терапії.
18. Лазерні системи в медицині.
19. Програмні засоби комп’ютерного виявлення фізіологічних патологій.
20. Програмні засоби комп’ютерної реконструкції в медицині.
21. Системи 3D моделювання у медицині.
22. Системи автоматизованого проектування.
23. Використання CAD систем для 3D-біопринтінгу.
24. Технології 3D-друку деталей.
25. Технології прототипуванні в хірургії.