

**МЕДИЧНА АПАРАТУРА  
СПЕЦІАЛЬНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ**

Міністерство освіти і науки України  
Вінницький національний технічний університет

**МЕДИЧНА АПАРАТУРА  
СПЕЦІАЛЬНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ**

Навчальний посібник

Вінниця  
ВНТУ  
2010

УДК 615.471.03:616.1-072.7

ББК 34.7я73

М42

Автори:

**Злепко С. М., Коваль Л. Г., Гаврілова Н. М., Тимчик І. С.**

Рекомендовано до друку Вченою радою Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол №10 від 28.05.2009 р.)

Рецензенти:

**В. М. Кичак**, доктор технічних наук, професор

**І. І. Хаїмзон**, доктор технічних наук, професор

**В. Г. Петрук**, доктор технічних наук, професор

**М42** **Медична** апаратура спеціального призначення : навчальний посібник / [Злепко С. М., Коваль Л. Г., Гаврілова Н. М., та ін.] – Вінниця : ВНТУ, 2010. –

В навчальному посібнику : іювий клас медичної апаратури, а саме медична апаратура спеціального призначення, до складу якої входять: комп'ютерні томографічні системи, ультразвукова апаратура, тепловізійна діагностична апаратура, апаратура для КВЧ терапії, ГРВ діагностична апаратура, апаратура для нетрадиційної медицини. Посібник розроблений згідно з планом кафедри та програмою дисципліни «Медична апаратура спеціального призначення».

УДК 615.471.03:616.1-072.7

ББК 34.7я73

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ .....	4
ВСТУП .....	5
1 ІНТРОСКОПІЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ .....	6
1.1 Рентгенівська діагностична апаратура .....	6
1.2 Цифрові рентгенографічні системи .....	12
1.3 Шляхи розвитку комп'ютерної томографії (КТ) .....	14
1.3.1 Принципи утворення пошарового зображення.....	24
1.3.2 Отримання томограми .....	27
1.4 Класифікація томографічних методів досліджень .....	31
1.5 Спіральна рентгенівська комп'ютерна томографія .....	34
1.6 Магніторезонансна томографія .....	36
1.7 Основні рівняння комп'ютерної томографії .....	39
2 УЛЬТРАЗВУКОВА ДІАГНОСТИЧНА АПАРАТУРА.....	53
2.1 Фізичні та математичні основи ультразвукової діагностики .....	53
2.2 Методи фокусування і сканування в УЗД системах.....	70
2.3 Датчики для УЗД систем .....	75
2.4 Безпека при ультразвукових дослідженнях.....	78
3 КОМП'ЮТЕРНА ОБРОБКА ІНТРОСКОПІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ .....	82
3.1 Автоматичний аналіз зображень .....	82
3.2 Методи комп'ютерної обробки томографічних зображень.....	83
3.3 Методи комп'ютерної обробки рентгенорадіологічних зображень.....	86
3.4 АРМ для аналізу рентгено- і томографічних зображень .....	88
4 МЕТОД ГАЗОРОЗРЯДНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ БІОЕЛЕКТРОГРАФІЇ (ГРВ-ДІАГНОСТИКА) .....	95
5 ТЕПЛОВІЗІЙНА АПАРАТУРА. ПРИНЦИПИ ПОБУДОВИ .....	102
5.1 Термографія та температурна топографія тіла людини.....	102
5.2 Функціональна схема тепловізора та його складових.....	105
6 АПАРАТУРА ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ І ЛІКУВАННЯ ЦУКРОВОГО ДІАБЕТУ .....	117
6.1 Біокібернетична концепція «Штучна бета-клітина».....	117
6.2 Математичні моделі процесу зміни глікемії .....	118
6.3 Інформаційна система інструментальної діагностики діабету ..	121
7 ПСИХОФІЗІОЛОГІЧНІ АСПЕКТИ ПРОЕКТУВАННЯ АПАРАТУРИ ДЛЯ АВІАКОСМІЧНОЇ МЕДИЦИНИ .....	126
8 ЛІТОТРИПТОРИ.....	136
9 ЛІКУВАЛЬНО-ДІАГНОСТИЧНА КВЧ-АПАРАТУРА .....	141
ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ.....	150
ГЛОСАРІЙ .....	152

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АППФК – апаратно-програмний фізіологічний комплекс;  
АР – антенна решітка;  
АРМ – автоматизоване робоче місце;  
БАТ – біологічно-активна точка;  
БО – біологічний об'єкт;  
БПОЧ – блок пошуку оптимальної частоти;  
ВОЛЗ – волоконно-оптична лінія зв'язку;  
ДН – діаграма направленості;  
ЕМП – електромагнітне поле;  
ЕМХ – електромагнітна хвиля;  
ІСІДДА – інформаційна система інструментальної діагностики діабету;  
ІЧ – інфрачервоний;  
КВЧ – крайвисокочастотний;  
ЛВ – лазерне випромінювання;  
МАСП – медична апаратура спеціального призначення;  
МЛТ – медична лазерна техніка;  
МРТ – магнітно-резонансна томографія;  
НВЧ – надвисокочастотний;  
ПЕТ – позитронно-емісійна томографія;  
РДА – рентгенівський діагностичний апарат;  
РКТ – рентгенівська комп'ютерна томографія;  
РПЖ – рентгенівський пристрій живлення;  
СВД – світлодіодні випромінювачі;  
УЗД – ультразвукові дослідження;  
УФ – ультрафіолетовий;  
ЦСА – цифрова субтракційна ангіографія;  
ЦР – цифрова рентгенографія;  
ЦФ – цифрова флюорографія;  
ШКТ – шлунково-кишковий тракт;  
ЯМР – ядерно-магнітний резонанс.

## ВСТУП

Багатогранність сучасних медико-біологічних досліджень обумовлює необхідність також їх багатогранного медико-технічного забезпечення на всіх етапах лікувально-діагностичного процесу.

Для досягнення цієї мети необхідно вирішити такі задачі:

- провести системний аналіз сучасного медико-технічного забезпечення лікувально-діагностичного процесу та визначити клас медичної апаратури спеціального призначення;
- розробити принципи побудови та функціонування такої апаратури;
- забезпечити практичну реалізацію і впровадження МАСП у клінічну практику.

Як і кожний інший клас медичної апаратури, МАСП характеризується сукупністю параметрів, які являють собою зовнішні та внутрішні впливи та обмеження. Враховуючи те, що останні можна визначити як індивідуальні та характерні для кожного підкласу МАСП, вся сукупність зовнішніх і внутрішніх впливів і обмежень може бути подана таким чином.

Внутрішні:

- внутрішня архітектура і структура апаратури;
- взаємозв'язки і взаємовпливи складових вузлів та блоків МАСП;
- можливість підключення до більш інформативних та продуктивних систем;
- експлуатаційні можливості та обмеження.

Зовнішні:

- енергетичні впливи;
- інформаційні впливи;
- психологічна сумісність;
- надійність та безпека функціонування.

Через те, що організм людини являє собою складну фізіологічну систему, яка потребує адекватної медичної апаратури для дослідження, діагностики, лікування і реабілітації, можна визначити медичну апаратуру спеціального призначення як клас медапаратури, функціонально-орієнтований на поглиблений індивідуально-комплексний аналіз стану організму людини та його складових.

# 1 ІНТРОСКОПІЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

## 1.1 Рентгенівська діагностична апаратура

Відповідно до експертних оцінок, зроблених ще 10 років тому, частка рентгенології в діагностичних методах до 2008 року становила на рівні 60–70%, незважаючи на досить інтенсивне впровадження у функціональну діагностику методів комп'ютерної томографії і, особливо, УЗ досліджень.

Якість рентгенівської апаратури визначається співвідношенням корисної інформації, яку можна отримати з її допомогою, до випромінюваної зони, а також до зусиль і часу, які витрачає медперсонал (рис. 1.1).

Будемо розглядати РДА як систему «лікар-РДА-пацієнт». Це дозволяє при аналізі конструкції і технічного забезпечення рентгенодіагностичних апаратів застосовувати три типи моделей: інформаційні, керування та прийняття рішень.

В історичному плані першою і найбільш вагомою частиною теорії інформації є аналіз комунікацій як засіб кількісної оцінки та опису якостей каналу зв'язку. Канал в абстрактному розумінні це те, що є класичною характеристикою поведінки як реакції на стимул. Результатом пред'явлення стимулу (входу) являється вибір однієї з реакції із множини можливих. Точність вибору визначається запам'ятовуванням, відзначенням, часовими та зовнішніми факторами і т. д.

Припустимо, що існують дві дискретних кінцевих множини  $X$  і  $Y$  станів або повідомлень з елементами, відповідно „ $x$ ” і „ $y$ ”, де „ $x$ ” – повідомлення передане по каналах зв'язку, а „ $y$ ” – отримане повідомлення. Тоді мірою інформації  $I(x, y)$ , яку несе повідомлення „ $y$ ” про повідомлення „ $x$ ” є логарифм відношення апостеріорної  $p(x/y)$  та апіорної  $p(x)$  ймовірностей  $x$ :

$$I(x, y) = F[P(x), P(x/y)] = - \text{A} \ln P(x,y)/P(x). \quad (1.1)$$

За правилом Байєса середня інформація дорівнює:

$$H(x) = \sum P(x, y) \cdot I(x, y) = \sum p(x) \cdot \log_2 \frac{1}{P(x)}. \quad (1.2)$$

За допомогою останньої формули можна визначити кількість градацій контрасту, що сприймаються оком лікаря, при зміні інформації з одиничної площини зображення на 1 біт (табл. 1).

Таблиця 1 - Кількість градацій контрасту при різних типах досліджень

Метод дослідження	Інформація	Кількість градацій зображень
Рентгеноскопія	2	4
Фотозйомка з УРІ	4	16
Томографія	5	32
Рентгенографія	6	64

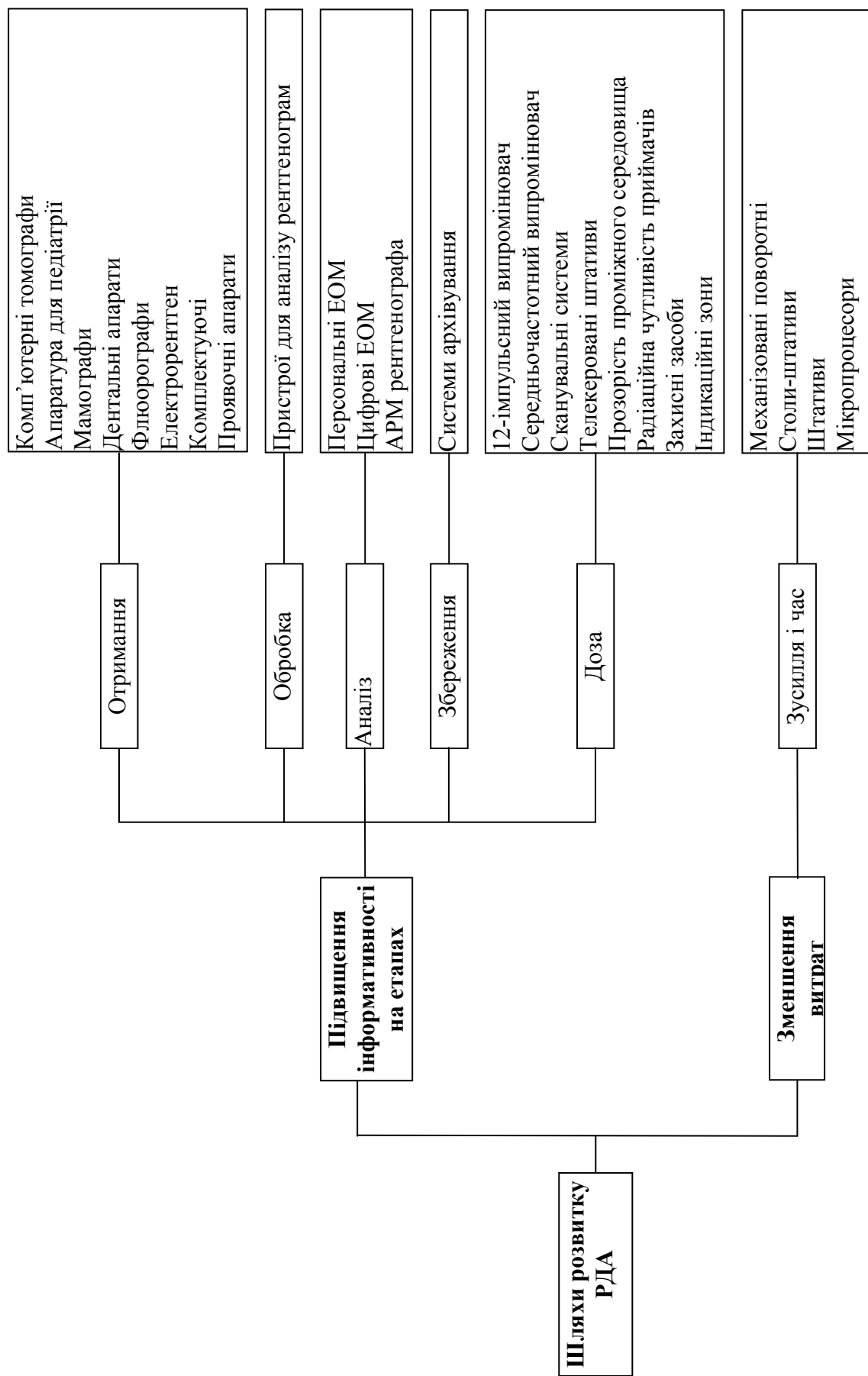


Рисунок 1.1 – Класифікація основних шляхів вдосконалення рентгенівських діагностичних апаратів (РДА)



Забезпечити передачу всієї кількості градацій контрасту при обмеженому динамічному діапазоні і постійному коефіцієнті передачі контрасту у вузькому діапазоні зміни товщини об'єктів, що знімаються (від 0,5 до 50 см), можна при наявності достатньої кількості уставок анодної напруги. При діапазоні анодної напруги від 40 до 125 кВ і кроці його зміни 1 кВ кількість установок дорівнює 85. Як показує клінічна практика, для дорослого пацієнта нормальної конституції при рутинних видах рентгенографії достатньо 4 установки анодної напруги.

З урахуванням 3-х ступенів чутливості приймача і 5-ти ступенів товщини об'єктів в апараті рентгенографії досить мати 60 (або з урахуванням табл. 1) 64 установки анодної напруги. При зміні анодної напруги від 40 до 125 кВ вказані 64 установки забезпечують достатню точність вибору в 1,33 кВ. Тоді за принципом Шеннона-Фано спосіб оптимального кодування анодної напруги дорівнює 6 бітам, що реалізується 6 розрядами в кількості обмоток автотрансформатора.

В загальному випадку неспеціалізований рентгенодіагностичний апарат має таку структуру (рис. 1.2) [1].

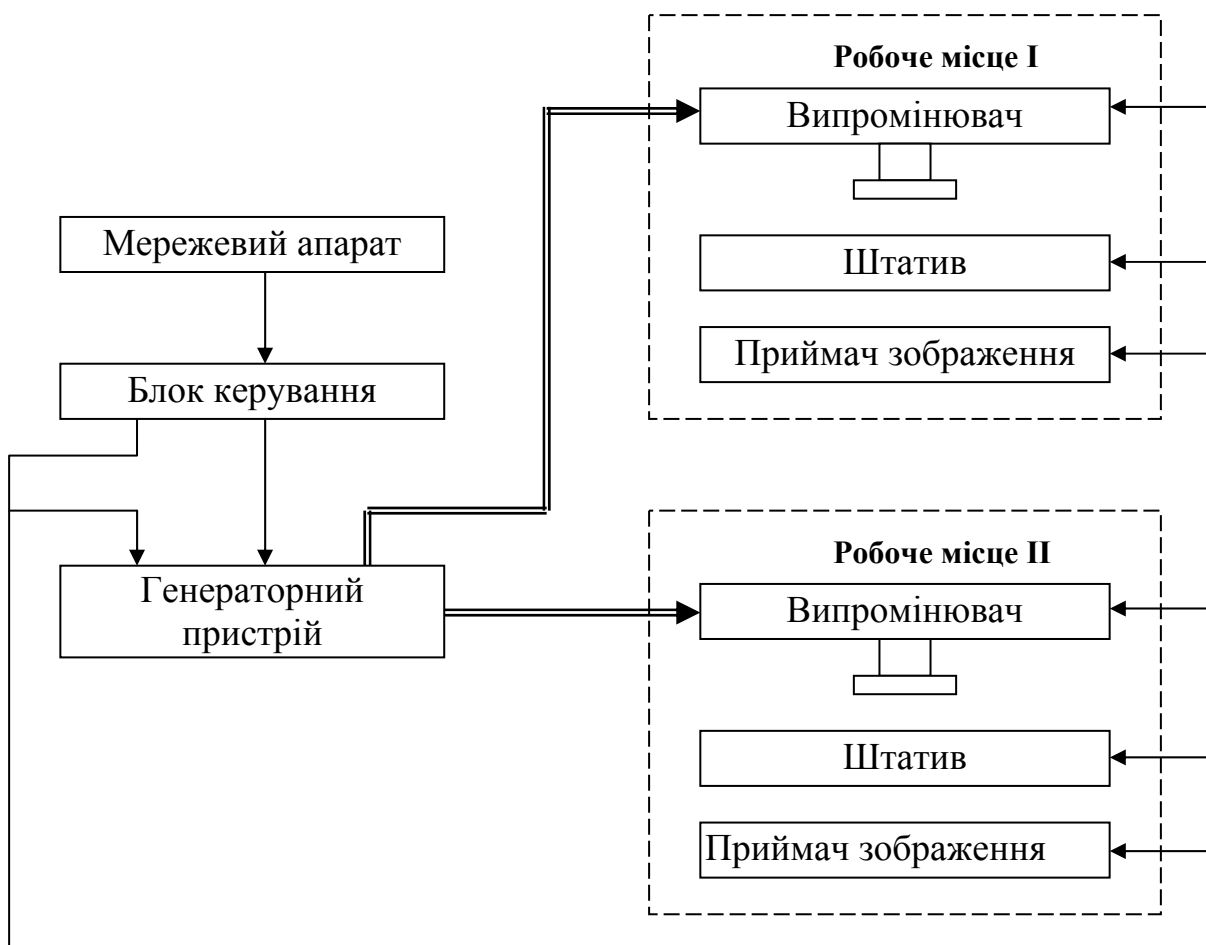


Рисунок 1.2 – Блок-схема РДА

Типовими агрегатами є рентгенівський діагностичний випромінювач, штативні пристрої (поворотний стіл-штатив, штатив знімків, стійка для знімків і т. д.), приймачі зображення (рентгенографічна касета, розсіювальна ґратка, підсилювач рентгенівського зображення, рентгенотелевізійна система). Типові агрегати об'єднуються в необхідні робочі місця, які за допомогою високо- та низьковольтних кабелів підключаються до генераторного пристрою. Живлення всього РДА здійснюється від мережного блока за допомогою блока керування. В апаратах потужністю більше 20 кВт блок керування виконується у вигляді пульта керування та низьковольтної шафи. Головне коло РДА забезпечує рентгенівську трубку живленням електричною енергією для того, щоб остання могла генерувати випромінювання високої якості. До складу головного кола входять: коректор мережної напруги, реостат регулювання опору мережі, регулятор анодної напруги, мережний і головний контактори, а також мережний вольтметр, кіловольтметр і міліамперметр. В деяких моделях РДА ручна корекція напруги в головному колі замінена автоматичною або складною схемою його комплектації.

На рис. 1.3 показана універсальна рентгенівська система МУЛЬТИСКОП (фірма СІМЕНС).

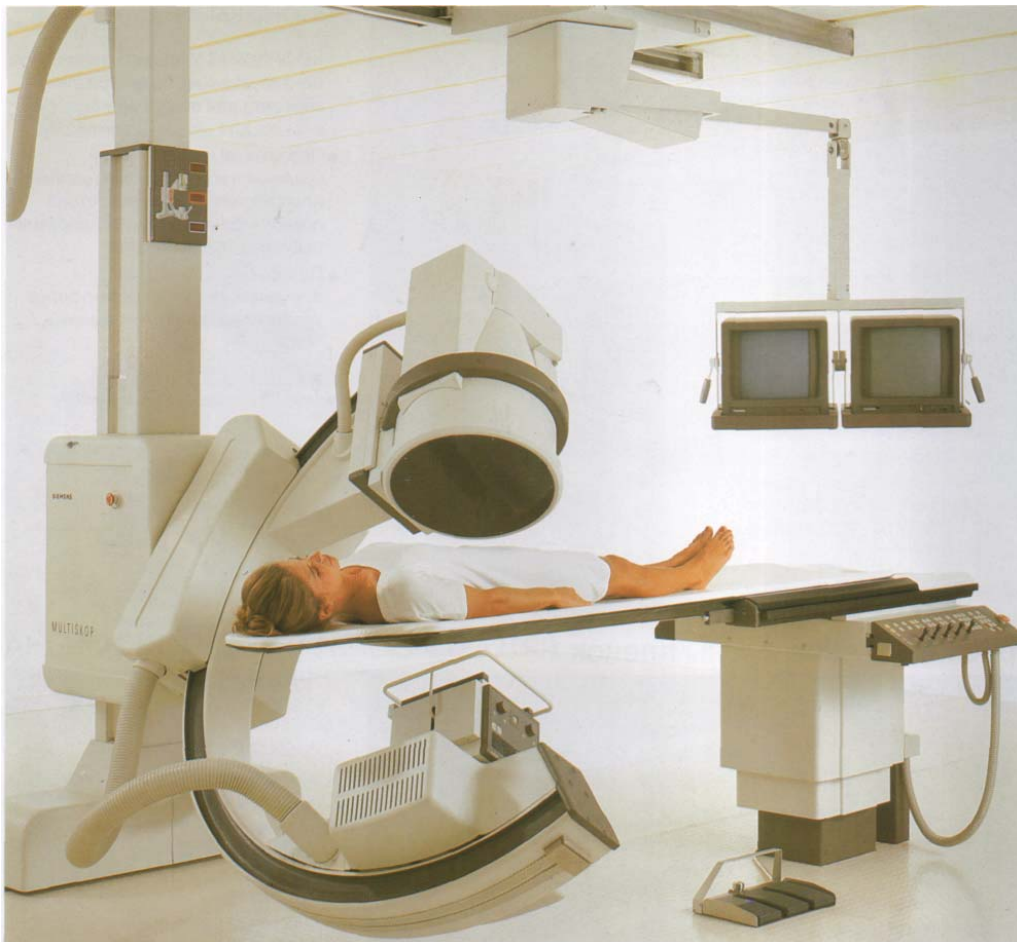


Рисунок 1.3 – Універсальна рентгенівська система МУЛЬТИСКОП (СІМЕНС)

При рентгенологічних дослідженнях важливе значення мають доза випромінювання, кількість проведених досліджень на рік, супутня патологія і т. д. В зв'язку з цим пропонується розглядати три категорії пацієнтів, межа доз яких встановлюється у співвідношенні 100:10:1. Категорія АД-пацієнти, для яких рентген-дослідження проводиться в зв'язку з наявністю онкологічного захворювання або підозрою на нього, а також при ургентних станах. Категорія ВД-пацієнти, для яких рентген-дослідження проводяться за клінічними показниками для уточнення діагнозу і вибору тактики лікування неонкологічних захворювань. Категорія СД-пацієнти, для яких дослідження проводяться з профілактичною метою.

Останнім часом існують два принципових підходи до умов застосування іонізуючих випромінювань:

1. *ALARA* – так мало, як реально досяжно з урахуванням соціальних та економічних умов, що обмежують імовірність появи стохастичних наслідків, до рівня, який вважається прийнятним;

2. *ALATA* – так мало, як технічно досяжно, наскільки принципово можливо досягти сучасними технічними засобами. Але реалізація цього принципу на практиці затримується внаслідок дуже великих витрат.

При розробці оптимальних технологічних процесів виконання досліджень з урахуванням принципу *ALARA* необхідно опиратися на концепцію користі втрат, яка в загальному подана формулою:

$$B = S - (P + X + Y), \quad (1.3)$$

де  $B$  – чиста користь;

$S$  – загальна користь даної технології;

$P$  – вартість технології (без витрат на радіаційний захист);

$Y$  – втрати на застосування технології (негативні наслідки);

$X$  – витрати на радіаційний захист.

За показниками витрат та користі можна встановити оптимальні умови користування джерела випромінювання (рис. 1.4).

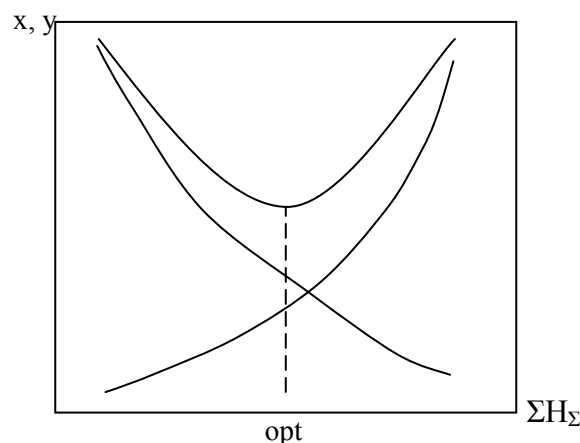


Рисунок 1.4 – Визначення оптимальних умов користування

## 1.2 Цифрові рентгенографічні системи

На рисунку 1.5 наведена схема типової цифрової рентгенівської системи ЦРС (DRS). Рентгенівська трубка і приймач зображення зв'язані з комп'ютером і керуються ним, а зображення, що отримується, запам'ятовується, обробляється (в цифровій формі) і відображається на дисплеї, що становить частину пульта управління оператора-рентгенолога. Аналогічні пульти управління можна застосовувати і в інших системах отримання зображення, наприклад, на основі ядерного магнітного резонансу або комп'ютерної томографії. Цифрове зображення можна записати на магнітному носії, оптичному диску або ж на спеціальному записуючому пристрої, здатному постійно вести реєстрацію зображення на плівку в аналоговій формі.

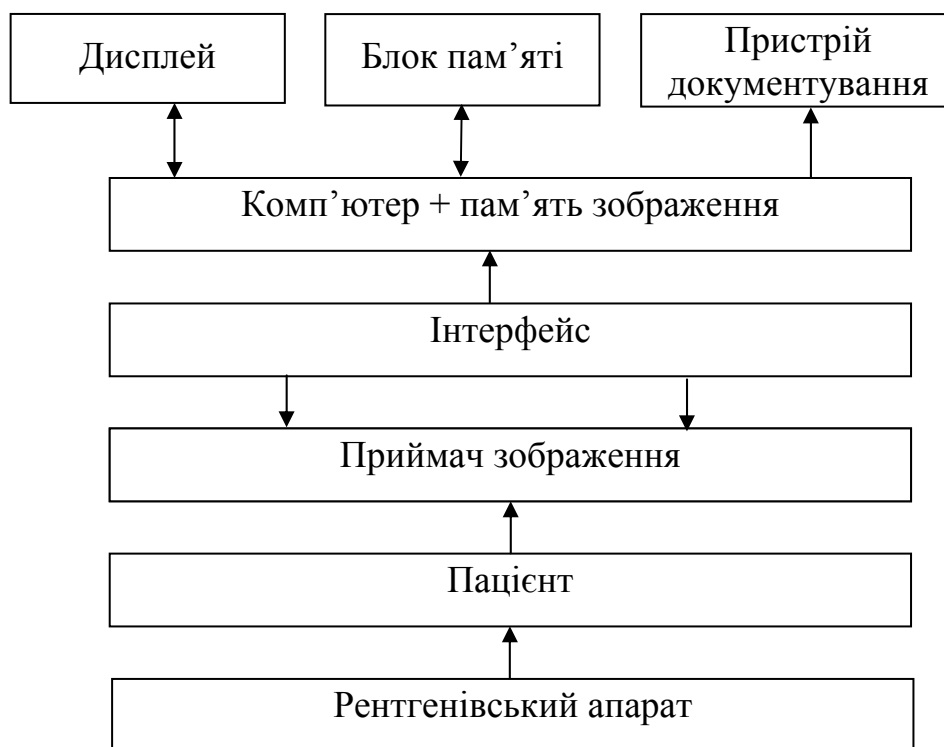


Рисунок 1.5 – Складові елементи цифрової системи отримання рентгенівських зображень

В цифровій рентгенології можуть знайти застосування два класи приймачів зображення: приймачі з безпосереднім формуванням зображення і приймачі з частковою реєстрацією зображення, в яких повне зображення формується шляхом сканування, рентгенівським пучком або приймальним пристроєм (скануюча проекційна рентгенографія).

Записане на фотоплівці зображення можна перетворити в цифрову форму за допомогою скануючого мікроденситометра, але будь-яка інформація, зафіксована на фотоплівці з дуже малою або, навпаки, дуже високою оптичною густиною, може бути створена через вплив

характеристик плівки. В цифрову форму можна перетворити і ксерорентгенограму за допомогою скануючого денситометра або шляхом безпосереднього зчитування зображення з селенової пластини. В Росії пряма цифрова рентгенографічна система інституту ядерної фізики (ІЯФ) СВ РАН застосовується в декількох клінічних лікарнях. В цій системі рентгеновська плівка як реєстратор рентгеновського випромінювання замінена пропорційною камерою, яка в сукупності з електронними схемами підсилення і формування імпульсів являє собою лінійку на 256 практично незалежних каналів, що мають чутливу поверхню  $1 \times 1$  мм. Ця система може бути віднесена до класу іонографічних приладів для цифрової рентгенографії, що передають зображення на зовнішні пристрої відображення. В інших цифрових рентгенографічних системах використовують твердотільні приймачі з високим коефіцієнтом поглинання рентгеновського випромінювання.

В обох різновидах згаданих рентгенографічних систем застосовується метод сканування з рядковою реєстрацією зображення, яке відтворюється в ціле на дисплеї комп'ютера (сканувальна проєкційна рентгенографія). До іншого класу цифрових рентгенографічних систем слід віднести люмінофори із пам'яттю, які потім реєструються за допомогою приймача із безпосереднім формуванням зображення. Системи отримання зображення із скануванням рентгеновським пучком і приймачем мають важливу перевагу, оскільки в них добре пригнічується розсіювання. В цих системах один коліматор розташовується перед пацієнтом з метою обмеження первинного рентгеновського пучка до розмірів, необхідних для роботи приймача, а інший – за пацієнтом, щоб зменшити розсіювання. На рис. 1.6 зображена лінійна сканувальна система для отримання цифрового зображення грудної клітини. Приймачем в системі слугує смужка з оксисульфіда гадолінія, зчитування інформації з якої здійснюється лінійною матрицею з 1024 фотодіодів. Проєкційні рентгенограми синтезуються також сканерами комп'ютерної томографії і виконують допоміжну роль при виділенні відповідного перерізу. Головним недоліком сканувальних систем є те, що значна частина корисної вихідної потужності рентгеновської трубки втрачається, що потребує збільшення до 10 с часу експозиції.

На рис. 1.7 подано схему взаємодії елементів системи отримання, оброблення, зберігання і передачі рентгеновських діагностичних зображень у вигляді трьох каналів: традиційної рентгенографії, цифрової рентгенографічної установки і рентгеноскопії (відеосигнал з УРІ).

Традиційна рентгенографія.

Рентгенограми, отримані за допомогою традиційного процесу, надходять на оброблення в напівтоновий графічний сканер, за допомогою якого рентгенодіагностичне зображення вводиться в пам'ять комп'ютера. Після цього така рентгенограма може оброблятися засобами комп'ютерної

техніки, але в межах вузького динамічного діапазону рентгенівської плівки.

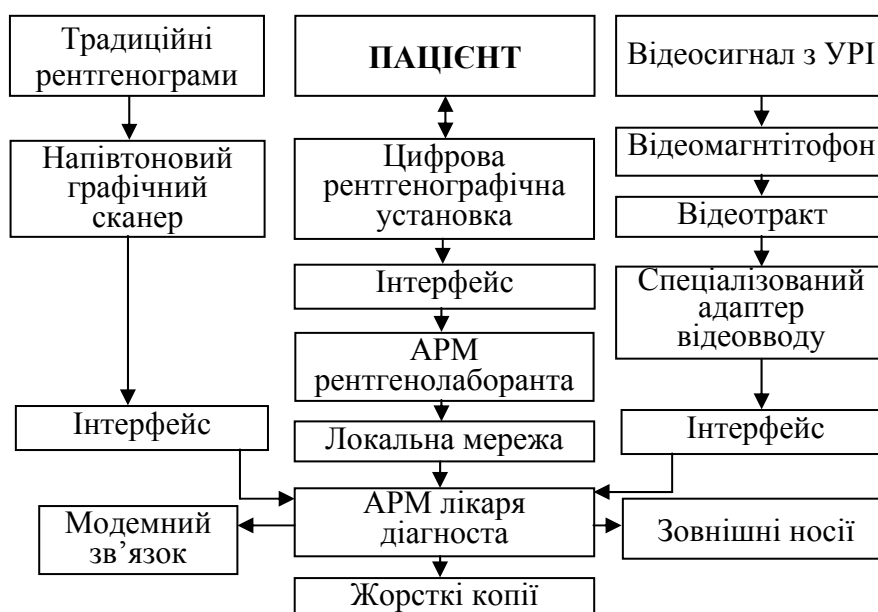


Рисунок 1.7 – Схема взаємодії елементів системи отримання, обробки, зберігання і передачі рентгенівських діагностичних зображень

#### Рентгеноскопія.

Рентгенівські зображення з рентгентелевізійного каналу УРІ можуть оброблятися як в режимі реального часу, так і з відеомагнітофону. Останнє дозволяє при перегляді відеозображень вибрати потрібний кадр для занесення його в архів.

Перший і третій канали дають можливість перетворити традиційні рентгенівські зображення (рентгенограми і відеотелевізійні кадри) в цифрове зображення. Цей прийом має особливе значення, тому що він дає можливість достовірно порівнювати зображення, отримані різними способами. Наступною перевагою такого перетворення є можливість розміщення його в електронному архіві передачі зображення по комп'ютерних мережах.

Цифрова рентгенографічна установка складається з двох підсистем: *автоматизованого робочого місця АРМ (automated workplace)* лаборанта і АРМ лікаря-рентгенолога, об'єднаних в локальну мережу. АРМ рентгенолаборанта забезпечує внесення відомостей про хворих, організаційних і клінічних даних, даних про управління процесом реєстрації зображення (синхронне включення сканера і високої напруги і ін.). Після отримання рентгенівського зображення воно і відомості про пацієнта по локальній мережі надходять в АРМ-ЛР. На АРМ-ЛР виконується програмне оброблення зображень для отримання

діагностичної інформації, пошук попередніх зображень пацієнтів і їх порівняння з новоотриманими, реєстрація нових пацієнтів і зображення в базі даних, приведення їх до формату, оптимального для архівації, та інші маніпуляції, доступні електронним технологіям персонального комп'ютера. Програмне забезпечення дозволяє лікарю-рентгенологу при необхідності створити тверді копії зображення на лазерному принтері; за наявності мережного зв'язку передати їх в клінічні підрозділи; зв'язатися з консультаційними центрами або центральним архівом по електронному зв'язку. Блок бази даних формалізує всі етапи роботи з пацієнтом від внесення даних лаборантом до їх розміщення на архівне зберігання; дозволяє лікарю-рентгенологу створювати всі види стандартної звітності, а також аналізувати проведену роботу по цільових вибірках. Кінцевим етапом роботи з цифровим зображенням всіх трьох видів є його архівація на магнітний або оптичний носій.

### 1.3 Шляхи розвитку комп'ютерної томографії (КТ)

Томографія – це методика рентгенологічного дослідження, за допомогою якої можна отримати зображення зрізу на певній глибині досліджуваного об'єкта.

Звичайний томографічний знімок отримують, синхронно переміщуючи випромінювач і рентгенівську плівку в протилежних напрямках таким чином, щоб тіні органів, що лежать за межами шару, розмивались при русі, а зображення шару залишалось чітким.

Обчислювальна рентгенівська томографія також забезпечує отримання зображення поперечного шару досліджуваного об'єкта за допомогою математичної обробки множини рентгенівських зображень одного і того ж об'єкта, зроблених під різними кутами.

Уявіть собі, що ми фотографуємо під різними кутами напівпрозорий циліндр, що знаходиться в круглій банці з водою (рис. 1.8).

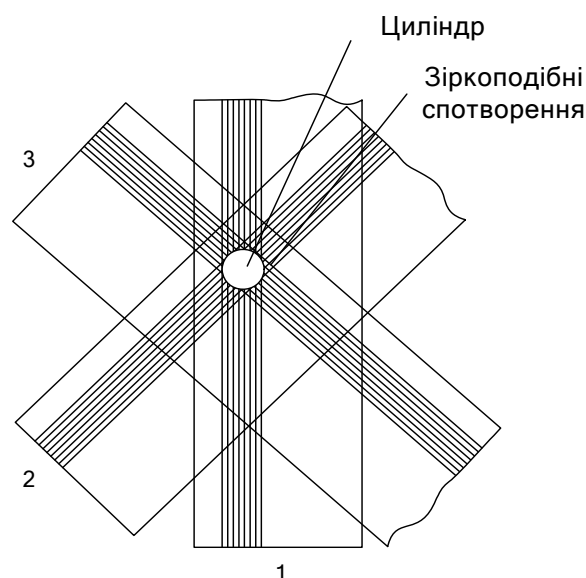


Рисунок 1.8 – Схема експерименту

Смуги 1, 2, 3 на рисунку – це проявлені негативи. Якщо їх скласти під тими ж кутами, при яких робили знімок, то отримаємо картину, яка схожа на зображення поперечного перерізу циліндра в банці з водою. Картина не зміниться, якщо замість звичайних зробимо фотознімки вузьких поперечних смуг, а потім розвернемо ці смуги в площину. Чим більше знімків зроблено і чим менше зсується кут при зніманні, тим ближче отримане зображення до дійсного зображення перерізу. Але скільки б знімків не накладати один на одного, завжди залишаться зіркоподібні спотворення, які можна побачити на рисунку. На наступному етапі “відтворення” перерізу їх усувають за допомогою фільтрації, так само, як відфільтровують частоти, що заважають, в електронних приладах за допомогою електронних фільтрів. В обчислювальній томографії замість фізичного накладання фотознімків використовують математичні аналоги такого складання і математичні методи фільтрації [2].

На рис. 1.9 зображена схема реєстрації сигналів при рентгенівській обчислювальній томографії. Рентгенівський випромінювач  $I$ , що формує вузький «олівцевий» промінь, зміщується в напрямку, показаному стрілкою. Одночасно в тому ж напрямку рухається чуттєвий до рентгенівського випромінювання детектор  $D$ , розташований з іншої сторони об'єкта. Детектор весь час реєструє вузький рентгенівський промінь, що пройшов через об'єкт. Якщо за об'єкт дослідження взяти той же згаданий нами циліндр, то за один поперековий рух – сканування – форма сигналу  $I_1$ , зареєстрованого детектором  $D$ , буде така, як показано на рис. 1.9, де провал відповідає перерізу рентгенівського променя і циліндра.

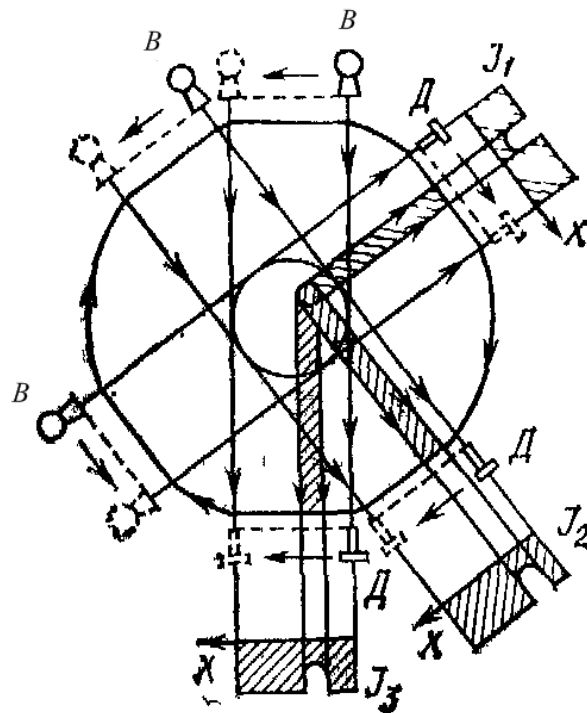


Рисунок 1.9 – Схема реєстрації сигналів



Повторюючи рух і реєстрацію сигналів детектора можна одержати набір кривих  $I_1, I_2, I_3...$

Із зіставлення цих кривих можна із значною імовірністю сказати, що досліджуваний переріз являє собою коло, розташоване ексцентрично відносно осі обертання. Це можна розрахувати, знаючи, що ослаблення рентгенівського випромінювання в речовині відбувається за експонентною залежністю.

Коли мають справу з медичними об'єктами, число сканувань повинно бути дуже великим – до 300 і більше для одержання одного шару, а масив цифрових даних, отриманих від детектора, якими повинна оперувати ЕОМ в процесі розрахунку, досягає мегабайту –  $8 \cdot 10^6$  біт.

На рентгенограмі навіть дуже високої якості розрізняються зміни щільності об'єкта не менше, ніж у 2%. Найбільший перепад густин, що одночасно реєструються на рентгенограмі без спотворень, дорівнює близько 30. Це означає, що на одній рентгенограмі неможливо одержати якісне зображення, скажімо, хребта і легені, оскільки в людському організмі щільності різних тканин, відносно рентгенівського випромінювання, відрізняються в сотні разів.

Саме ці два параметри в більшості випадків виявляються критичними й обмежують можливості сучасної рентгенології: лікар-діагноста найчастіше цікавлять саме малі зміни в об'єкті з великим інтервалом щільностей, які звичайний рентгенівський знімок не в змозі передати. Контрастна чутливість зображення обчислювального томографа досягає 0,5 і навіть 0,2%, що в десять разів вище, ніж при звичайній рентген-діагностиці. А динамічний діапазон системи в декілька разів вище, що дозволяє одночасно реєструвати коефіцієнти ослаблення від повітря до кістки. Незважаючи на те, що всі інші параметри зображення, отриманого на обчислювальному томографі (просторова і часова роздільна здатність, геометрична і динамічна нерізкості), поступаються рентгенограмі, відзначені переваги виявилися вирішальними для розширення можливостей рентген-діагностики.

На рис.1.10 наведена спрощена схема комплексу для обчислювальної томографії. Як і в звичайному рентгенодіагностичному апараті тут є рентгенівський пристрій живлення і випромінювач. Імпульси рентгенівського випромінювання проходять через об'єкт дослідження і реєструються одночасно всіма детекторами лінійки, сигнали з яких надходять в блок пам'яті, а звідти послідовно зчитуються аналого-цифровим перетворювачем АЦП і надходять в центральну ЕОМ для обробки. Відновлене зображення записується для довгострокового збереження на магнітний диск, а для оперативної роботи – виводиться на екран дисплея. Магнітний диск містить всю інформацію про дослідження. На ньому може бути записане зображення декількох шарів (8-10) залежної

від задачі діагностики.

Як уже зазначалося, зображення, отримане за допомогою ЕОМ-томографа, має дуже високу контрастну чутливість. Для оцінки здатності томографа передавати малі зміни коефіцієнта ослаблення  $\mu$  введена спеціальна величина  $H$ , що називається «хаунсфілдом».

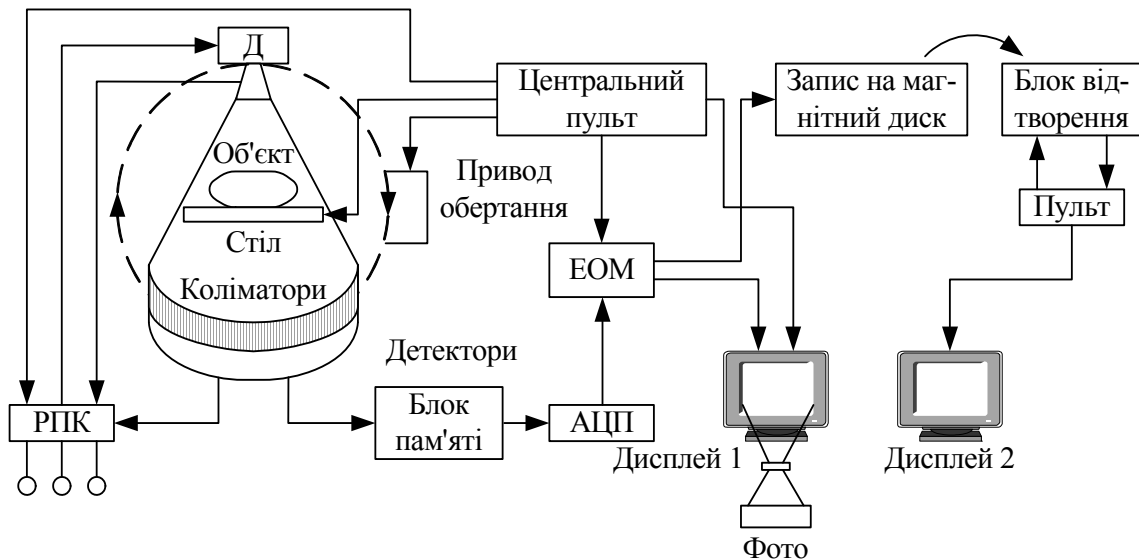


Рисунок 1.10 – Блок-схема комплексу обчислювальної томографії

Один хаунсфілд – це 0,1% ослаблення води. Якщо прийняти  $\mu_w$  за нуль і вести відлік в плюс і в мінус, то  $\mu$  повітря складає приблизно мінус 1000 хаунсфілдів, а найбільш щільних кісток – плюс 1000 хаунсфілдів. Послаблення всіх органів і тканин організму знаходиться в таких самих межах.

Контрастна чутливість сучасних томографів складає для всього тіла 4-5 одиниць, для голови – до 2 одиниць. Діапазон градацій, що передаються, сягає  $\pm 1000$  одиниць. Настільки велика кількість градації не може бути відтворена одночасно на екрані сучасного дисплея, тому блок відтворення зображення дозволяє вибирати так звану «область інтересу», тобто зміщувати середнє значення яскравості від нульового значення в плюс чи в мінус залежно від органа, що досліджується. Передбачається також можливість вибирати «ширину вікна», тобто межі відтворених на екрані дисплея щільностей. Природно, якщо межі обрані так, що діапазон щільностей перевищує можливості дисплея, зображення буде відтворено з меншою чутливістю.

Крім перерахованих можливостей обробки зображення у більшості систем передбачений цілий ряд додаткових маніпуляцій із зображенням, що розширює можливості його аналізу й інтерпретації.

На зображення можуть накладатися масштабні сітки, визначатися точні координати заданої зони і відстань джерела патології від визначених

точок на зовнішній поверхні тіла, що особливо важливо при плануванні оперативного втручання чи променевої терапії. Щільність зони, яка цікавить, може бути роздрукована в цифрах.

Поява обчислювальної томографії дала потужний поштовх до створення нового покоління традиційної рентгенодіагностичної апаратури.

Це і цифрова рентгенографія (ЦР), при якій реєстрація зображення проводиться не за допомогою рентгенівської плівки, а матрицею малогабаритних детекторів, сигнали яких в цифровій формі виводяться на майже такий же, як в обчислювальній томографії, дисплейний термінал і цифрова субстракція, при якій рентгеноскопічне телевізійне зображення кожного кадру трансформується в цифровий код і також виводиться на дисплей.

Ще одним потужним стимулом розвитку цифрових методів реєстрації є зростаючий дефіцит срібла в світі. Незабаром просто не буде з чого робити рентгенівську плівку. І тоді ЕОМ цілком візьмуть на себе важку працю мільйонів рентгенологічних обстежень.

Уже з'явилися й успішно застосовуються методи емісійної гамма-томографії, електронно-позитронної томографії *ЕПТ (ЕРТ)*, томографії на основі ядерного магнітного резонансу, ультразвукової томографії. На черзі електронний парамагнітний резонанс і ще маловивчений, але дуже перспективний діапазон надвисоких радіочастот.

Електронно-позитронна томографія відрізняється тим, що використовує ізотоп з енергією гамма-випромінювання вище 1 МеВ. При цьому, взаємодіючи з тканинами організму, кожен квант створює ефект утворення пари «електрон-позитрон». Чудовою властивістю цього ефекту є те, що електрон і позитрон утворюються одночасно і летять точно в протилежні сторони. Виникає можливість, визначаючи траєкторію їх польоту і збіг часу кожної події, обчислювати точні координати їх виникнення, тобто будувати зображення.

П'ятдесят років тому було встановлено, що ядра багатьох атомів мають власний спін – момент кількості руху, викликаний їх обертанням. Оскільки ядра мають електричний заряд, при їх обертанні виникає *електромагнітне поле (electromagnetic field)*, яке в принципі можна зареєструвати. Кожне таке ядро можна уподібнити гіроскопу – маленькому вовчку, що обертається навколо своєї осі. Коли ядер багато, їх вісі спрямовані в різні сторони, але варто тільки прикласти досить сильне постійне магнітне поле, як усі вони встановлюються паралельно магнітним силовим лініям зовнішнього поля. Якщо тепер прикласти поперечне електромагнітне поле певної частоти, осі обертання ядер відхиляться, подібно тому, як відхилляються осі вовчків, якщо на них надавити пальцем. Обертання при цьому не припиняться, тільки вісь обертання сама почне хитатися відносно вертикалі. У вовчка вона так і залишиться похилою, а в ядра в постійному магнітному полі буде намагатися вирівнятися вздовж

магнітних силових ліній. Відхилення осі обертання ядра називають прецесією, а повернення в рівноважний стан характеризується часом релаксації [3]. Для того щоб зареєструвати прецесію, досить припинити дію електромагнітного поля, що відхиляє, і виміряти електромагнітне випромінювання від ядер.



Рисунок 1.11 – Комп'ютерний томограф SOMATOM DR (СІМЕНС)

З'ясовано, що ядра водню (протони) дуже чутливі до *ЯМР*. Людське тіло більш ніж на 75% складається з молекул води, у кожній з яких міститься по два протони. Резонансна частота для протонів при напруженості 0,25 Т складає десять з невеликим мегагерц. Це звичайний радіочастотний діапазон, що не робить шкідливої дії на живий організм (чи, скажімо обережніше, шкідливої дії якого на живий організм поки не виявлено), а не рентгенівське чи гамма-випромінювання, шкода яких добре

вивчена.

Явище ядерного магнітного резонансу вже більше 30 років досить широко використовується для аналізу речовин методами ЯМР-спектроскопії, де змінюється збурююча частота і за частотою і щільністю резонансного сигналу судять про хімічний склад досліджуваного зразка. ЯМР-спектрометри випускаються у нас в країні і за кордоном.

Однією з основних складностей, що виникають при створенні ЯМР-спектрометрів, є необхідність забезпечити дуже стабільне і рівномірне магнітне поле, оскільки, як впливає з наведеного співвідношення, усяка зміна напруженості приводить до зміни резонансної частоти. У ЯМР-спектрометрах немає необхідності сканувати зразок від точки до точки в заданій площині, щоб побудувати зображення, там шукають тільки резонансну частоту, час релаксації і спінову щільність. А як одержати інформацію про обраний шар?

У ЯМР-томографії, з одного боку, задача простіша: нам заздалегідь відома резонансна частота при заданій напруженості постійного магнітного поля. Але, з іншого боку, вона невимірно складніша, оскільки, по-перше, у магнітне поле повинний бути поміщений не мікроскопічний зразок, а жива людина, по-друге, ми повинні побудувати зображення, що складається з безлічі точок, у кожній з яких необхідно виміряти резонансний сигнал. Тут може допомогти пряма пропорційність між резонансною частотою і напруженістю магнітного поля. Досить створювати в кожній точці обраного перерізу послідовно необхідну напруженість, і тоді можна буде зчитувати резонанс, що послідовно виникає в цих точках.

Перевагою ЯМР-інтроскопії також є можливість вибирати будь-яку площину перерізу чи відновлювати тривимірне зображення, керуючи лише електричними режимами полів. Тут немає потреби у важких деталях, що обертаються, як у рентгенівських чи гамма-томографах.

Зображення, що отримується в ЯМР-томографії, носять принципово інший характер. Зображення в ядерному магнітному резонансі несе інформацію про розподіл водню в тканинах і інколи про молекулярний стан середовищ, що містять водень. Щоб ефективно використовувати цей метод в медичній діагностиці, необхідно мати великий статистичний матеріал про те, як проявляється на ЯМР-зображенні та чи інша патологія.

В існуючих ЯМР-томографах використовується в основному два види магнітів, конструкція яких потребувала довгих пошуків і багатьох конструктивних знахідок: чотирикутний магніт без осердя з повітряним охолодженням і надпровідний магніт, що охолоджується рідким гелієм. Повітряний магніт створює напруженість до рівня 0,2Т, достатню для отримання ЯМР-зображення розподілення протонів. Більш високі напруженості, необхідні для визначення розподілу фосфору, здатний забезпечити лише більш дорогий надпровідний магніт.

Перші результати клінічного застосування ЯМР-томографів показують, що при їх допомозі впевнено діагностуються некрози в тканинах, локальні порушення кровообігу, деякі види запалень і злоякісних пухлин. Робляться спроби дослідження серця шляхом синхронізації з його скороченнями, досліджується можливість використання ЯМР для визначення швидкості кровотоку по основних судинах.

Стародавня латинська приказка свідчить: "Diagnosis cetra – ullae therapie fundamentum " ("Достовірний діагноз - основа будь-якого лікування"). Впродовж багатьох століть зусилля лікарів були направлені на розв'язання важкої задачі – покращення розпізнавання захворювань людини.

Потреба в методі, який дозволив би заглянути всередину людського тіла не ушкоджуючи його, була величезною, хоч і не завжди усвідомленою. Адже всі відомості, що стосуються нормальної і патологічної анатомії людини, були засновані тільки на вивченні трупів. Після того, як в Європі стали широко вивчатися розтини трупів, лікарі змогли вивчити будову органів людини, а також зміни, яких вони зазнають при тих або інших захворюваннях.

Яку величезну користь приніс би безпосередній огляд людського організму, якби він став раптом «прозорим». І навряд чи хто-небудь з учених минулого міг припустити, що ця мрія цілком реальна.

Потреба побачити не оболонку, а структуру організму живої людини, її анатомію і фізіологію була такою насущною, що коли чудові промені, які дозволяли здійснити це на практиці, були нарешті відкриті, зазвичай консервативні і часто недовірливі до нововведень лікарі майже відразу зрозуміли, що в медицині наступила нова ера.

Вже в перші дні і тижні після того, як стало відомо про існування і властивості цих променів, лікарі різних країн почали застосовувати їх для дослідження найважливіших органів і систем людського тіла. Протягом першого ж року з'явилися сотні наукових повідомлень у пресі, присвячених результатам таких досліджень.

Кількість повідомлень в подальші роки зростала. З'ясовувалися все нові можливості рентгенологічного методу. З'явилися перші книги, присвячені цьому методу. Незабаром кількість цієї літератури стала неозорою.

У 1946 р. відомий радянський клініцист і організатор охорони здоров'я М. М. Пріоров на засіданні, присвяченому 50-річчю рентгенології, говорив: "Що стало б сьогодні з фізіатрією і урологією, гінекологією і отоларингологією, неврологією і онкологією, хірургією і ортопедією, офтальмологією і травматологією, якби позбавити їх того, що дала рентгенологія в області діагностики і лікування? "

Але процес науки і техніки нестримний. Не встигли лікарі повністю освоїти можливості рентгенівських променів в діагностиці, як з'явилися інші методи, що дозволили отримати зображення внутрішніх органів людини, доповнюючі дані рентгенологічного дослідження. До них відносяться радіонуклеїнові і ультразвукові дослідження, тепловедення, ядерно-магнітний резонанс, фотонна емісія і деякі інші методи, які ще не отримали широкого розповсюдження.

Ці способи засновані на використанні близьких за своєю природою хвильових коливань, для проникнення яких тканини людського тіла не є непереборною перешкодою. Вони об'єднуються і тим, що в результаті взаємодії хвильових коливань з органами і тканинами організму на різних приймачах — екрані, плівці, папері і ін. — виникають їх зображення, розшифровка яких дозволяє судити про стан різних анатомічних утворень.

Таким чином, всі вказані методи принципово близькі рентгенодіагностиці як за своєю природою, так і за характером кінцевого результату їх застосування.

Втілення в практику цих методів (водночас з рентгенологією) привело до виникнення нової обширної медичної дисципліни, що отримала за кордоном назву діагностичної радіології (від латинського *radius* — промінь), а у нас — променевої діагностики.

Можливості цієї дисципліни в розпізнаванні захворювань людини вельми великі. Їй доступні практично всі органи і системи людини, всі анатомічні утворення, розміри яких вище мікроскопічних.

На відміну від класичних медичних методик (пальпації, перкусії, аускультатії) основним аналізатором інформації, отримуваної способами променевої діагностики, є орган зору, за допомогою якого ми отримуємо близько 90% відомостей про навколишній світ, причому найбільш достовірних. Коли широка мережа медичних установ буде оснащена високоякісною апаратурою, що дозволяє використовувати всі можливості променевої діагностики, а лікарі, що працюють в цих установах, будуть навчені поводженню з цією складною апаратурою і, головне, повноцінній розшифровці отримуваних з її допомогою зображень, діагностика основних захворювань людини стане більш ранньою і достовірною не тільки в великих науково-дослідних і клінічних центрах, але і на передовому краю нашої охорони здоров'я — в поліклініках і районних лікарнях. У цих установах працює основна маса лікарів. Саме сюди звертається переважна більшість хворих при виникненні яких-небудь тривожних симптомів. Від рівня роботи саме цих лікувально-діагностичних установ зрештою залежить рання і своєчасна діагностика, а отже багато в чому і результати лікування переважної більшості хвороб [1, С. 3 - 6].

Винахід рентгенівської томографії з обробкою отримуваної інформації на ЕОМ зробив переворот в області отримання зображення в

медицині. Вперше повідомив про новий метод інженер С. Hounsfield (1972). Апарат, виготовлений і випробуваний групою інженерів англійської фірми "EMG", отримав назву ЕМІ-сканера. Його застосовували тільки для дослідження головного мозку.

С. Hounsfield в своєму апараті використовував кристалічний детектор з фотоелектронним помножувачем *ФЕП (FM)*, проте джерелом була трубка, жорстко зв'язана з детектором, яка робила спочатку поступальний, а потім обертальний ( $1^\circ$ ) рух при постійному включенні рентгенівського випромінювання. Такий пристрій томографа дозволяв отримати томограму за 4-20 хвилин.

Рентгенівські томографи з подібним пристроєм (I покоління) застосовувалися тільки для дослідження головного мозку. Це пояснювалося як великим часом дослідження (візуалізація тільки нерухомих об'єктів), так і малим діаметром зони томографування (до 24 см). Проте отримуване зображення несло велику кількість додаткової діагностичної інформації, що послужило поштовхом не тільки до клінічного застосування нової методики, але і до подальшого вдосконалення самої апаратури.

Другим етапом в становленні нового методу дослідження був випуск до 1974 р. комп'ютерних томографів, що містять декілька детекторів. Після поступального руху, який виконувався швидше, ніж у апаратів I покоління, трубка з детекторами робила поворот на  $3-10^\circ$ , що сприяло прискоренню дослідження, зменшенню променевого навантаження на пацієнта і покращенню якості зображення. Проте час отримання однієї томограми (20-60 с) значно обмежував застосування томографів II покоління для дослідження всього тіла зважаючи на неминучі артефакти, що з'являються через довільні і мимовільні рухи. Аксиальні комп'ютерні рентгенівські томографи даної генерації знайшли широке застосування для дослідження головного мозку в неврологічних і нейрохірургічних клініках.

Отримання якісного зображення зрізу тіла людини на будь-якому рівні стало можливим після розробки в 1976-1977 рр. комп'ютерних томографів III покоління. Принципова відмінність їх полягала в тому, що був виключений поступальний рух системи трубка—детектори, збільшені діаметр зони дослідження до 50-70 см і первинної матриці комп'ютера (фірми "Дженерал Електрик", "Лікер", "Сіменс", "Тошиба", "ЦЖР"). Це призвело до того, що одну томограму стало можливим отримати за 3-5 с. при обороті системи трубка-детектори на  $360^\circ$ . Якість зображення значно покращала і стало можливим обстеження внутрішніх органів.

З 1979 р. деякі провідні фірми почали випускати комп'ютерні томографи IV покоління. Детектори (1100-1200 шт.) в цих апаратах розташовані по кільцю і не обертаються. Рухається тільки рентгенівська трубка, що дозволяє зменшити час отримання томограми до 1-1,5 с при повороті трубки на  $360^\circ$ . Це, а також збір інформації під різними кутами,



збільшує об'єм отримуваних відомостей при зменшенні витрат часу на томограму.

У 1986 р. відбувся якісний стрибок в апаратобудуванні для рентгенівської комп'ютерної томографії. Фірмою "Імагпрон" випущений комп'ютерний томограф V покоління, що працює в реальному масштабі часу. У 1988 р. комп'ютерний томограф "Імагпрон" куплений фірмою "Пікер" (США) і тепер він називається "Фастрек".

Враховуючи зацікавленість клінік в придбанні комп'ютерних томографів з 1986 р. визначився напрямок з випуску "дешевих" компактних систем для поліклінік і невеликих лікарень ( M250, "Медитек"; 2000Т, "Шимадзу"; СТ МАХ, "Дженерал Електрик"). Маючи деякі обмеження, пов'язані з числом детекторів або часом і об'ємом збираної інформації, ці апарати дозволяють виконувати 75-95% (залежно від виду органу) досліджень, доступних "великим" комп'ютерним томографам [2, С. 8 - 10].

### **1.3.1 Принцип утворення пошарового зображення**

При виконанні звичайної рентгенограми три компоненти – плівка, об'єкт і рентгенівська трубка – залишаються у спокої. Томографічний ефект можна отримати при таких комбінаціях:

1. Нерухомий об'єкт, рухоме джерело (рентгенівська трубка) і приймач (рентгенографічна плівка, селенова пластина, кристалічний детектор і т.п.) випромінювання;

2. Нерухоме джерело випромінювання, рухомий об'єкт і приймач випромінювання;

3. Нерухомий приймач випромінювання, рухомий об'єкт і джерело випромінювання. Найбільше поширені томографи з синхронним переміщенням трубки і плівки в протилежних напрямках при нерухомому об'єкті дослідження. Рентгенівський випромінювач і касетотримач з приймачем випромінювання (рентгенівська плівка, селенова пластина) з'єднують жорстко за допомогою металевого перемикача. Вісь обертання важеля (переміщення трубки і плівки) знаходиться над рівнем столу і її можна довільно переміщати.

Як показано на рис. 1.12, при переміщенні трубки з положення F1 в положення F2, проекція точки O, яка відповідає осі обертання важеля, постійно знаходитиметься в одному і тому ж місці плівки. Проекція точки O нерухома відносно плівки і, отже, її зображення буде чітким. Проекції точок O1 і O2, які знаходяться поза шаром, з переміщенням трубки і плівки змінюють своє положення на плівці і, отже, їх зображення буде нечітким, розмитим. Доведено, що геометричним місцем точок, проекції яких при русі системи нерухомі відносно плівки, є площина, паралельна площині плівки і яка проходить через вісь закінчення системи. На томограмі, таким чином, будуть чіткими зображення всіх точок, що знаходяться в площині

на рівні осі обертання системи, тобто в томографічному шарі, що виділяється.

На рисунку показано переміщення трубки і плівки по траєкторії пряма-пряма, тобто по паралельних прямолінійних напрямках. Такі томографи, що мають найпростішу конструкцію, набули найбільшого поширення. У томографах з траєкторіями дуга-дуга, дуга-пряма геометричним місцем точок, проекції яких при русі системи нерухомі відносно плівки, є площина, паралельна площині плівки і яка проходить через вісь коливання системи; виділяється шар також плоскої форми. Через складнішу конструкцію ці томографи набули меншого поширення.

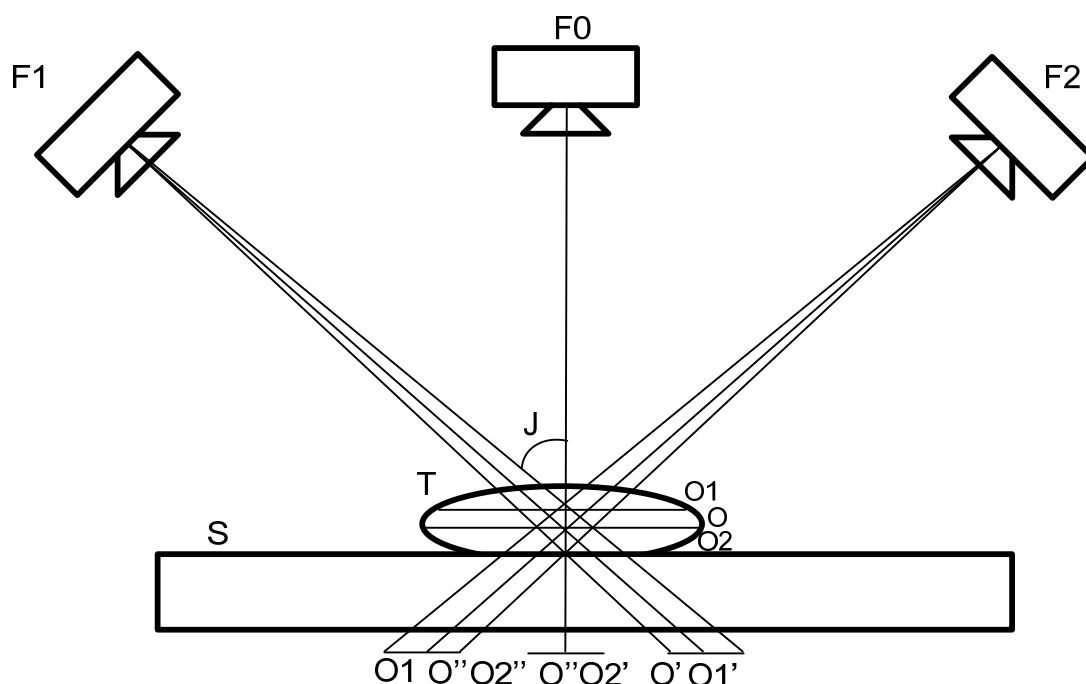


Рисунок 1.12 – Принцип утворення пошарового зображення

F0, F1, F2 – нульове, початкове і кінцеве положення фокусу рентгенівської трубки;  $j$  -  $1/2$  кута повороту трубки; S – поверхня столу; T – об'єкт дослідження; O – точка шару, що виділяється; O1, O2 – точки, що знаходяться вище і нижче шару; O' , O'' – проекції точки O на плівці при початковому і кінцевому положенні фокуса рентгенівської трубки; O1', O1'' – проекції точки O1 на плівці при тих же положеннях фокуса трубки; O2', O2'' – проекції точки O2 при тих же положеннях фокуса трубки; O''' – проекції всіх точок на плівці при нульовому положенні рентгенівської трубки.

Описані вище апарати відносяться до лінійних томографів (з лінійними траєкторіями), оскільки проекції траєкторій руху системи трубка-плівка на площину, що виділяється, мають вигляд прямої лінії, а тіні розмивання мають прямолінійну форму.

За кут повороту (коливання) трубки  $2j$  у таких томографах приймають кут її повороту з одного крайнього положення в інше; переміщення трубки від нульового положення дорівнює  $j$ .

У томографах з нелінійним розмиванням переміщення системи трубка - плівка відбувається по криволінійних траєкторіях – колу, еліпсу, гіпоциклоїді, спіралі. При цьому відношення відстаней фокус трубки – центр обертання і центр обертання – плівки зберігається постійним. І в цих випадках доведено, що геометричним місцем точок, проекції яких при русі системи нерухомі відносно плівки, є площина, паралельна площині плівки і яка проходить через вісь коливання системи. Розмивання зображення точок об'єкта, які лежать поза площиною, що виділяється, відбувається по відповідних кривих траєкторіях руху системи. Розмиття зображення повторюють на плівці траєкторію переміщення фокуса рентгенівської трубки.

При багатошаровій томографії за один прийом (одне переміщення трубки і плівки в протилежних напрямках) отримують декілька томограм завдяки розташуванню в одній касеті декількох плівок, розташованих на деякій відстані одна від одної. Проекцію зображення першого шару, що знаходиться на осі обертання системи (вибраній висоті шару), отримуємо на верхній плівці. Геометрично доведено, що на наступних плівках отримують своє зображення розташовані нижче паралельні до осі руху системи шари, відстані між якими приблизно дорівнюють відстаням між плівками. Основним недоліком повздовжньої томографії є те, що розпливчасті зображення вище і нижче розташованих площин з небажаною інформацією зменшують природну контрастність. Внаслідок цього погіршується сприйняття в виділеному шарі тканин з невисокою контрастністю.

Вказаного недоліку позбавлена аксіальна комп'ютерна рентгенівська томографія. Це пояснюється тим, що строго колімований пучок рентгенівського випромінювання проходить тільки через ту площину, яка цікавить лікаря. При цьому реєстрація розсіяного випромінювання зведена до мінімуму, що значно покращує візуалізацію тканин, особливо мало-контрастних. Зниження реєстрації розсіяного випромінювання при комп'ютерній томографії здійснюється коліматорами, один з яких розташований на виході рентгенівського пучка з трубки, інший — перед збірною детекторів.

Відомо, що при однаковій енергії рентгенівського випромінювання матеріал з більшою відносною молекулярною масою поглинатиме рентгенівське випромінювання більшою мірою, ніж речовина з меншою відносною молекулярною масою. Подібне ослаблення рентгенівського пучка може бути легко зафіксоване. Проте на практиці ми маємо справу з абсолютно неоднорідним об'єктом – тілом людини. Тому часто трапляється, що детектори фіксують декілька рентгенівських пучків однакової інтенсивності в той час, як вони пройшли через абсолютно різні середовища. Це спостерігається, наприклад, при проходженні через

однорідний об'єкт достатньої довжини і неоднорідний об'єкт з такою ж сумарною щільністю.

При повздовжній томографії різницю між щільністю окремих ділянок визначити неможливо, оскільки "тіні" ділянок накладаються одна на одну. За допомогою комп'ютерної томографії вирішено і це завдання, оскільки при обертанні рентгенівської трубки навколо тіла пацієнта детектори реєструють 1,5-6 млн. сигналів з різних точок (проекцій) і, що особливо важливо, кожна точка багато разів проектується на різні навколишні точки.

При реєстрації ослабленого рентгенівського випромінювання на кожному детекторі збуджується струм, який відповідає величині випромінювання, що потрапляє на детектор. У системі збору даних струм від кожного детектора (500 - 2400 шт.) перетворюється в цифровий сигнал і після посилення подається в ЕОМ для обробки і зберігання. Тільки після цього починається власне процес відновлення зображення.

Відновлення зображення зрізу за сумою зібраних проекцій є надзвичайно складним процесом, і кінцевий результат являє собою деяку матрицю з відносними числами, яка відповідає рівню поглинання кожної точки окремо.

У комп'ютерних томографах застосовуються матриці первинного зображення  $256 \times 256$ ,  $320 \times 320$ ,  $512 \times 512$  і  $1024 \times 1024$  елементи. Якість зображення зростає при збільшенні числа детекторів, збільшенні кількості реєстрованих проекцій за один оберт трубки і при збільшенні первинної матриці. Збільшення кількості проекцій, які реєструються, веде до підвищення променевого навантаження, застосування більшої первинної матриці – до збільшення часу обробки зрізу або необхідності встановлювати додаткові спеціальні процесори відеозображення [2, С. 10 - 13].

### **1.3.2 Отримання томограми**

Отримання комп'ютерної томограми (зрізу) голови на вибраному рівні ґрунтується на виконанні таких операцій:

1. Формування необхідної ширини рентгенівського променя (колімація);
2. Сканування голови пучком рентгенівського випромінювання, здійснюваного рухом (обертальним і поступальним) навколо нерухомої голови пацієнта пристрою "випромінювач — детектори";
3. Вимірювання випромінювання і визначення його ослаблення з подальшим перетворенням результатів в цифрову форму;
4. Машинний (комп'ютерний) синтез томограми за сукупністю даних вимірювання, що відносяться до вибраного шару;
5. Побудова зображення досліджуваного шару на екрані відеомонітора (дисплея).

У системах комп'ютерних томографів сканування і отримання зображення відбуваються таким чином. Рентгенівська трубка в режимі випромінювання "обходить" голову по дузі  $240^\circ$ , зупиняючись через кожні  $3^\circ$  цієї дуги і роблячи повздовжнє переміщення. На одній осі з рентгенівським випромінювачем закріплені детектори-кристали йодистого натрію, що перетворюють іонізуюче випромінювання в світлове. Останнє потрапляє на фотоелектронні помножувачі, що перетворюють цю видиму частину на електричні сигнали. Електричні сигнали піддаються посиленню, а потім перетворенню в цифри, які вводять в ЕОМ. Рентгенівський промінь, пройшовши через середовище поглинання, ослабляється пропорційно щільності тканин, що зустрічаються на його шляху, і несе інформацію про ступінь його ослаблення в кожному положенні сканування. Інтенсивність випромінювання у всіх проекціях порівнюється з величиною сигналу, що надходить з контрольного детектора, який реєструє початкову енергію випромінювання відразу ж на виході променя з рентгенівської трубки.

Отже, формування показників поглинання (ослаблення) для кожної точки досліджуваного шару відбувається після обчислення відношення величини сигналу на виході рентгенівського випромінювача до значення його після проходження об'єкта дослідження (коефіцієнти поглинання).

У ЕОМ виконується математична реконструкція коефіцієнтів поглинання і просторовий їх розподіл на квадратній багатоклітинній матриці, а отримані зображення передаються для візуальної оцінки на екран дисплея.

За одне сканування отримують два дотичних між собою зрізи завтовшки 10 мм кожен. Картина зрізу відновлюється на матриці розміром  $160 \times 160$ .

Отримані коефіцієнти поглинання виражають у відносних одиницях шкали, нижня межа якої ( $-1000$  од. Н.) (од. Н. – одиниці Хаунсфілда  $OH$  ( $UH$ ) або числа комп'ютерної томографії) відповідає ослабленню рентгенівських променів в повітрі, верхня ( $+1000$  од. Н.) – ослабленню в кістках, а за нуль береться коефіцієнт поглинання води. Різні тканини мозку і рідкі середовища мають різні за величиною коефіцієнти поглинання. Наприклад коефіцієнт поглинання жиру знаходиться в межах від  $-100$  до  $0$  од. Н., спинно-мозкової рідини – від  $2$  до  $16$  од. Н., крові – від  $28$  до  $62$  од. Н. Це забезпечує можливість отримувати на комп'ютерних томограмах основні структури мозку і багато патологічних процесів в них. Чутливість системи в уловлюванні перепаду рентгенівської щільності в звичайному режимі дослідження не перевищує  $5$  од. Н., що складає  $0,5\%$ .

На екрані дисплея високим значенням щільності (наприклад, кістки) відповідають світлі ділянки, низьким – темні. Градаційна здатність екрана складає  $15-16$  півтонових ступенів, які розпізнає людське око. На кожен ступінь, таким чином, доводиться близько  $130$  од. Н.

Для повної реалізації високої роздільної здатності томографа за щільністю в апараті передбачені засоби управління так званої ширини вікна і його рівня (положення), щоб дати рентгенологу можливість аналізувати зображення на різних ділянках шкали коефіцієнтів поглинання. Ширина вікна – це величина різниці найбільшого і найменшого коефіцієнтів поглинання, відповідна вказаному перепаду яскравості. Положення або рівень вікна (центр вікна) – це величина коефіцієнтів ослаблення, яка дорівнює середині вікна і вибрана з умов якнайкращого виявлення щільності групи структур або тканин, що цікавить. Найважливішою характеристикою є якість отриманого зображення.

Відомо, що якість візуалізації анатомічних утворень головного мозку і осередків ураження залежить в основному від двох чинників: розміру матриці, на якій будується томограма, і перепаду показників поглинання. Величина матриці може істотно впливати на точність діагностики. Так, кількість помилкових діагнозів при аналізуванні томограм на матриці  $80 \times 80$  кліток складала 27%, а при роботі на матриці  $160 \times 160$  – зменшилася до 11%.

Комп'ютерний томограф має два види роздільної здатності: просторову і за перепадом щільності, перший тип визначається розміром комірки матриці (зазвичай –  $1,5 \times 1,5$  мм), другий дорівнює 5 од. Н. (0,5%). Відповідно до цих характеристик теоретично можна розрізнити елементи зображення розміром  $1,5 \times 1,5$  мм, при перепаді щільності між ними не менше 5 од. Н. (1%) вдається виявляти осередки величиною, не меншою  $6 \times 6$  мм, а при різниці в 30 од. Н. (3%) – деталі розміром  $3 \times 3$  мм. Звичайна рентгенографія дозволяє уловити мінімальну різницю за щільністю між сусідніми ділянками в 10-20%. Проте при дуже значному перепаді щільності поряд розташованих структур виникають специфічні для даного методу умови, що знижують його роздільну здатність, оскільки при побудові зображення в цих випадках відбувається математичне усереднювання і при цьому осередки невеликих розмірів можуть бути не виявлені. Частіше це відбувається при невеликих зонах зниженої щільності, розташованих поблизу масивних кісткових структур (піраміди скроневих кісток) або кісток склепіння черепа. Важливою умовою для забезпечення проведення комп'ютерної томографії є нерухоме положення пацієнта, бо рух під час дослідження приводять до виникнення артефактів – наведень: смуг темного кольору від утворень з низьким коефіцієнтом поглинання (повітря) і білих смуг від структур з високим КП (кістка, металеві хірургічні кліпси), що також знижує діагностичні можливості [3, С. 16 - 19].

Для отримання чіткішого зображення патологічно змінених ділянок в головному мозку застосовують ефект посилення контрастності, який досягається внутрішнім введенням рентгеноконтрастної речовини.

Збільшення щільності зображення на комп'ютерній томограмі після внутрішнього введення контрастної речовини пояснюється внутрі- і позасудинними компонентами. Внутрісудинне посилення знаходиться в прямій залежності від вмісту йоду в циркулюючій крові. При цьому збільшення концентрації на 100 міліграм йоду в 100 мл обумовлює величини абсорбції на 26 од. Н. При комп'ютерно-томографічних вимірюваннях венозних проб після введення 60% контрастної речовини в дозі 1 мл на кг маси тіла, щільність потоку підвищується в середньому протягом 10 хвилин після ін'єкції, складає 39,2 плюс-мінус 9,8 од. Н. Вміст контрастної речовини в протікаючій крові змінюється в результаті того, що відносно швидко починається виділення його нирками. Вже протягом перших 5 хв. після болісної ін'єкції концентрація речовини в крові в середньому знижується на 20%, в подальші 5 хв – на 13% і ще через 5 хв – на 5%.

Нормальне збільшення щільності мозку на комп'ютерній томограмі після введення контрастної речовини пов'язане з внутрісудинною концентрацією йоду. Можна отримати зображення судин діаметром до 1,5 мм, якщо рівень йоду в крові складає приблизно 4 міліграми/мл і за умови, що судина розташована перпендикулярно до площини зрізу. Спостереження привели до висновку, що контрастна речовина накопичується в пухлинах, і таким чином можна їх локалізувати з достатньою точністю [4, С. 17 - 19].

Іншою також складною задачею є створення унікальної системи електроживлення магніту, що забезпечує стабільність струму не гірше 10-6 протягом 10 хвилин роботи томографа від побутової мережі при коливаннях напруги  $\pm 10\%$  і частоти  $\pm 1$  Гц. У відомих прецизійних системах електроживлення, наприклад використовуваних в окремих виробництвах, стабільність живильного струму того ж порядку, що і в томографах (200-250 А), характеризується значеннями близько  $10^{-3}$ . І при розробці системи електроживлення градієнтно-коректувального модуля була потрібна стабільність струму не гірше  $10^{-4}$ . При цьому слід мати на увазі, що до складу модуля входить декілька незалежних обмоток.

Крім того, потрібно було забезпечити просторову лінійність магнітного поля, яка на фантомі діаметром 200 мм повинна бути не більше 3%, а також однорідність зображення, яка на тому ж фантомі повинна бути не гірше  $\pm 15\%$ .

Можна згадати і ряд завдань конструкторського і технологічного плану, наприклад виготовлення обмоток електромагніту і градієнтно-коректувального модуля, з точністю до десятих долей міліметра при базовому розмірі близько 1000 мм.

Але найбільш складною і в той же час головною науково-технічною проблемою, від рішення якої залежав успіх створення МР-томографа, стала розробка програмного забезпечення обчислювально-відображаючого

комплексу. У структурній схемі МР-томографа обчислювально-відображаючий комплекс є тією ланкою, від якої залежить робота всіх основних функціональних систем томографа, і природно, чим ефективніше закладені в програми алгоритми управління, тим ефективніше робота томографа в цілому.

До складу томографа входять:

- магнітна система (МС), що включає повітряний електромагніт (ЕМ), і градієнтно-коректувальний модуль (ГКМ) з джерелами живлення (ДЖ) ЕМ, ДЖ ГКМ і системою охолодження (З);
- пристрій отримання МР-сигналу УПСИ, що складається з електронного блока формування радіочастотних (РЧ) імпульсів, передавача і РЧ-катушок з підсилювачем, що приймають і передають;
- обчислювальний управляючий відображаючий комплекс ОУВК ПЕОМ;
- стіл пацієнта;
- консоль оператора.

При подачі живлення на томограф в досліджуваній області за допомогою електромагніту створюється постійне магнітне поле. Градієнти магнітного поля і його корекція в заданому напрямі забезпечується градієнтно-коректувальним модулем. Сканування і переорієнтація градієнтів здійснюються програмно від ПЕОМ, і реалізуються через блок формування РЧ-імпульсів і систему живлення градієнтних катушок. Потрібна для збудження магнітного резонансу послідовність імпульсів формується ПЕОМ, яка задає форму обвідних кривих для РЧ-імпульсів в передавачі і блокує підсилювач на час випромінювання імпульсів РЧ-катушкою.

Обробка МР-сигналу і реконструкція зображення здійснюється за допомогою ПЕОМ.

#### **1.4. Класифікація томографічних методів досліджень**

В даний час не повністю визначена класифікація томографічних методів дослідження з точки зору фізичних і технічних ознак, які необхідно враховувати при проектуванні томографічних комплексів.

Зроблено спробу класифікації, в основу якої покладені такі ознаки: відмінність в розташуванні джерела випромінювання щодо області дослідження, вид випромінювання, параметр, що реконструюється, переважання процесів поглинання або процесів розсіювання, дифузія, перевипромінювання. Врахування цих ознак важливе ще і тим, що розроблені в томографії методи реконструкції зображення ґрунтовані на перетворенні Радона, фізичною базою якого є експоненціальний закон ослаблення випромінювання Бугера-Ламберта-Бера для чисто поглинальних середовищ.



Всі види отримання зображення про внутрішню будову речовини оснований на фізиці взаємодії випромінювання і речовини. Необхідно, щоб випромінювання проникало в тіло і частково поглиналося або розсіювалося ним, тобто тіло повинно бути напівпрозорим для випромінювання. Умова „напівпрозорості” стає очевидною при розгляді двох граничних випадків. Так, тіло абсолютно непрозоре для довгохвильового випромінювання, яке тому не можна використовувати для отримання інформації про внутрішні структури. Навряд чи можна використовувати для отримання зображень нейтрино, для яких тіло повністю прозоре.

Визначення просторового розподілу фізичного параметра  $\mu(x,y)$  із співвідношення, яке отримало назву проєкційного оператора, було вперше здійснено Радонам за допомогою інтегральних перетворень – методів обертання.

Якщо в діапазоні рентгенівського випромінювання експоненціальний закон ослаблення добре виконується, то в діапазоні оптичного і НВЧ-випромінювання взаємодія випромінювання з середовищем носить складніший характер, в деякій мірі присутні в основному процеси розсіювання, і експоненціальний закон ослаблення випромінювання перестає виконуватися. Внаслідок цього зникає фізична база для застосування перетворення Радона. Крім того, замість реконструкції одного невідомого фізичного параметра – коефіцієнта поглинання випромінювання, з'являється як мінімум ще один невідомий параметр – коефіцієнт розсіювання випромінювання.

У разі чисто поглинаючих середовищ перетворення Радона проводиться уздовж прямих ліній розповсюдження пучка випромінювання. Тому томографію, для якої фізичною базою є експоненціальний закон ослаблення, можна назвати умовно „лінійною” томографією. Томографію середовищ із застосуванням випромінювань, для яких переважають процеси розсіювання, дифузії, перевипромінювання і де неможливо проводити перетворення Радона уздовж прямих ліній випромінювання, можна назвати умовно „нелінійною” томографією.

Ознака класифікації: за методом відновлення томографічного зображення; за розташуванням джерела випромінювання відносно ОД; за виглядом використання фізичного випромінювання і параметра, що реконструюється; за виглядом використання фізичного ефекту (поглинання розсіювання, перевипромінювання) при взаємодії випромінювання з ОД.

Завдання томографії (точніше, зворотне завдання) для розсіювальних середовищ – реконструкція фізичного параметра, що характеризує розсіювання, за певним проєкційним оператором в даний час в світі не вирішена.

Виходячи з вищевикладеного, можна провести класифікацію томографічних методів, в основу якої покладені такі ознаки: відмінність в розташуванні джерела випромінювання щодо області дослідження, вид випромінювання, параметр, що реконструюється, переважання процесів відбивання або процесів розсіювання, дифузії, перевипромінювання.

На рис. 1.13 наведена класифікація томографічних методів дослідження.

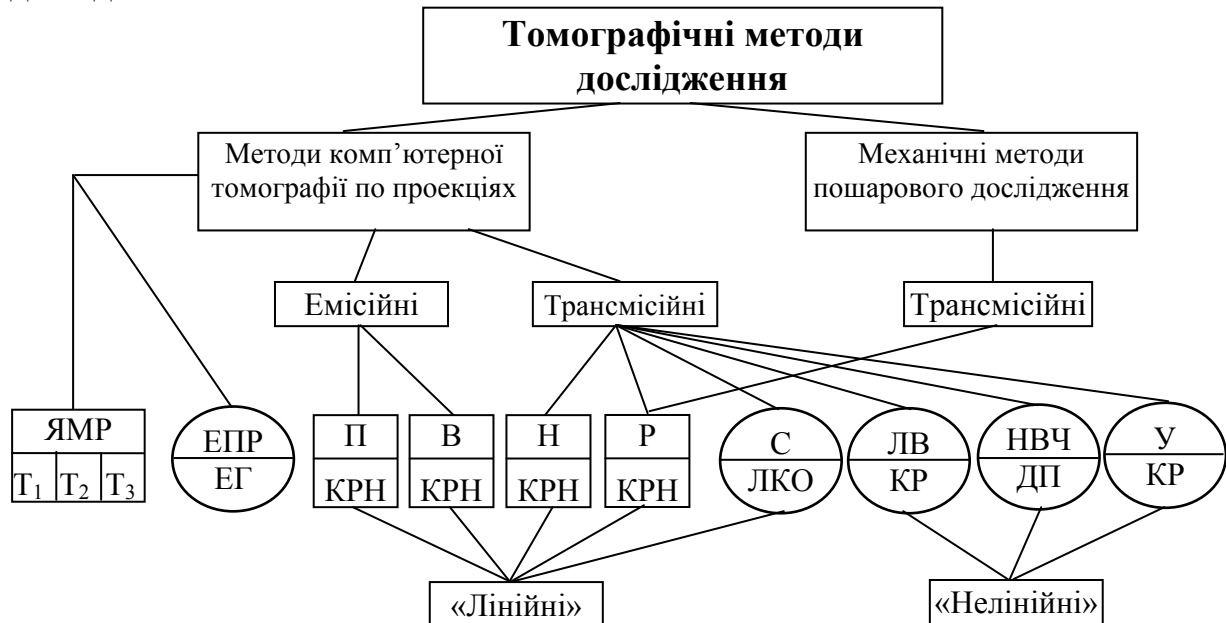


Рисунок 1.13 – Класифікація томографічних методів дослідження

ОД – об'єкт дослідження; ЯМР – ядерно-магнітний резонанс;  
 ЕПР – електроніний парамагнітний резонанс; П – позитронне випромінювання;  
 В – випромінювання; Н – нейтронне; Р – рентгенівське; С – синхронне рентгенівське;  
 ЛВ – лазерне; НВЧ – НВЧ-випромінювання; У – ультразвукове; О – перспективні  
 випромінювання; T<sub>1</sub> – час подовжньої релаксації; T<sub>2</sub> – час поперечної релаксації;  
 ПГ – протонна густина; ЕГ – електронна густина; КРН – концентрація радіонуклідів;  
 ЛКО – лінійний коефіцієнт ослаблення; КР – коефіцієнт розсіювання;  
 ДП – діелектрична проникливість.

Трансмісійній рентгенівській КТ властивий ряд специфічних проблем, до теперішнього часу не вирішених або вирішених недостатньо ефективно.

Одна з них пов'язана з поліенергетичністю зондуючого рентгенівського випромінювання. Оскільки лінійний коефіцієнт ослаблення випромінювання, що реконструюється в рентгенівській томографії, є функцією енергії падаючого випромінювання, то одержуване в результаті відновлення зображення не відповідає ні коефіцієнту ослаблення, ні тим більше щільності речовини об'єкта. Проте для цілей медичної діагностики важливішими є не точна відповідність зображення якої-небудь конкретної фізичної характеристики, а стійка відтворюваність і зв'язок параметрів зображення з нормальною і патологічною анатомією.

Друга проблема, яка згадувалась вище, пов'язана з розсіювальним випромінюванням в речовині. Якщо при „олівцевому” тонкому промені вплив розсіюваного випромінювання не такий істотний, оскільки розсіювальні властивості середовища можна включити у визначення коефіцієнта ослаблення, а ймовірність реєстрації багаторазового розсіюваного випромінювання незначна, то в томографії з віяловим пучком ця ймовірність набагато вище і може призвести до помітних спотворень зображення.

Відмітимо, що обидві проблеми можуть бути зведені до завдання визначення нелінійності процесів реконструкції і обробки проєкційних даних.

Наступна проблема трансмісійної рентгенівської КТ полягає в некоректності з математичної точки зору завдання відновлення за проєкціями, що може призводити до значних шумів і артефактів на зображенні.

Є проблема специфічних артефактів у вигляді смуг в місцях різкого перепаду щільності або коефіцієнта ослаблення об'єкта, що призводить до зниження діагностичної цінності одержуваних зображень.

Результати відновлення сильно залежать від дискретизації відліків на детекторній лінійці і ракурсів проглядання об'єкту.

Існують проблеми різного ступеня труднощів, що виникають при нестачі початкових даних у разі відсічених проєкцій, а також неповноти даних за кутом (ракурсом) сканування.

Всі вище перелічені проблеми, а також раніше відмічені проблеми створення систем і елементів томографа діють одночасно і часто підсилюють один одного, що ще більш ускладнює розв'язання задачі отримання якісної томограми.

### **1.5 Спіральна рентгенівська комп'ютерна томографія**

Впродовж двох останніх десятиріч рентгенівська комп'ютерна томографія (рентгенівська томографія із застосуванням цифрових ЕОМ) стала одним із найважливіших інструментів медицини. В усіх лікарнях світу РКТ відносно швидко дає лікарю зображення внутрішніх органів з великою роздільною здатністю. Однак, звичайна РКТ має досить багато технічних проблем, більшість з яких пов'язана із швидкістю побудови зображень. Практично до кінця 80-х років обладнання РКТ вимагало застосування довгих кабелів для з'єднання джерела рентгенівського випромінювання і приймального пристрою із зовнішнім джерелом електричного живлення та з ЕОМ.

Будучи зв'язаним за допомогою кабелів із нерухомим обладнанням, джерело і приймач рентгенівських променів не могли обертатися безперервно; після кожного оберту в  $360^\circ$  їх необхідно було повертати в початкове положення, через це час, потрібний для сканування кожного

нового зрізу, збільшувався на 5-10 секунд.

З метою забезпечення можливості безперервного обертання, для контакту із нерухомим обладнанням були застосовані ковзні кільця та щітки. В зовнішньому обертовому кільці розміщені джерело і приймач рентгенівських променів, а електричне живлення подається через нерухоме внутрішнє кільце. Це дозволило скоротити необхідний для сканування час, як мінімум, вдвічі.

На основі такого нововведення виник метод спірального сканування. На відміну від звичайного сканування, при спіральному мова йде про безперервне обертання джерела і приймача рентгенівських променів при одночасному поступовому русі досліджуваного об'єкта. При звичайному скануванні для обробки кожного окремого зрізу об'єкт необхідно було зупиняти, а при спіральному скануванні зупинок не потрібно, що значно підвищило швидкість РКТ [5].

Найбільш значним недоліком звичайної РКТ було зменшення роздільної здатності при підвищенні швидкості, коли досліджуване тіло сканувалось зріз за зрізом. Під час сканування окремого зрізу пацієнт повинен був залишатись нерухомим, а іноді і затримувати дихання.

Спіральна РКТ, збільшуючи швидкість отримання даних, дозволяє проводити сканування значно швидше, отримуючи такий же інформаційний потік, як і при звичайній РКТ.

При спіральному скануванні товщина зрізу, що виділяється, і крок столу підбираються таким чином, що забезпечується математичне часткове перекриття двох поряд розташованих зображень всього об'єму дослідження, коли невелика частина інформації про попереднє зображення використовується для побудови наступного. Таким чином досягається ефект плавного переходу одного зображення в інше, а при побудові об'ємного зображення зникає ефект зубчатості, обумовлений реконструкцією на стику двох зрізів.

Основною перевагою спіральної РКТ є більш точне визначення пошкодження тканин, відображення яких завжди було досить важкою справою. Повне виключення або суттєве зменшення впливу дихальних рухів пацієнта та покращення здатності реконструювання зрізів зображень дало можливість бачити навіть невеликі пошкодження тканин.

Наступною перевагою спіральної РКТ є відмінна контрастність зображення, оскільки час, необхідний для його отримання, досить малий (24-50 с). Значно підвищуючи контрастність зображення, спіральна РКТ дозволяє зменшити об'єм контрастної речовини, необхідної для дослідження об'єкта мінімум в два рази. За деякими оцінками, у діагностичних центрах, де існує великий обсяг робіт в області РКТ, економія контрастної речовини може скласти 1 млн. доларів на рік.

Спіральна РКТ, на відміну від звичайної, дозволяє отримати відмінні тривимірні зображення судинних структур – аорти, сонної артерії в місці її

роздвоєння і інших. Також слід сказати, що спіральна РКТ завдяки своїм перевагам є одним із лідерів в області томографії м'яких тканин.

Кожний етап клінічного використання комп'ютерної томографії відповідав новому кроку розвитку КТ. Так, після нетривалого періоду розробки і промислового випуску апаратів для дослідження голови, були винайдені прилади для дослідження всього тіла. Етап, що іде за періодом повільного сканування, ознаменував появу динамічної КТ (fast CT) із використанням швидкого введення контрастної речовини за допомогою автоматичного ін'єктора й одержання серії зрізів на одному рівні або серії зрізів – уздовж деякого об'єму. Таке дослідження давало більше інформації, ніж при стандартних поперечних зрізах. Нарешті, уже більше 10 років на апаратах 3-го і 4-го покоління можливо виконання об'ємних реконструкцій із серії поперечних зрізів. Спочатку це було доступно на дуже обмеженому діапазоні щільностей, в основному, на структурах кісткової щільності – кістки і судини, що містять контрастну речовину високої щільності. Побудова тривимірного зображення об'єкта з набору проєкцій дозволяє за допомогою 3D вирішувати питання діагностики і планування об'єму і характеру оперативного втручання.

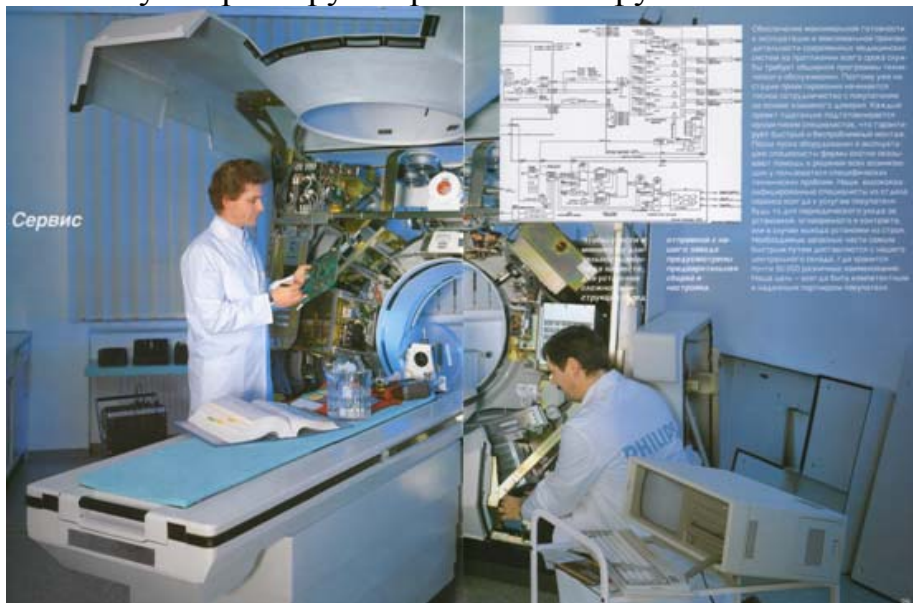


Рисунок 1.14 – Комп'ютерний томограф фірми ФІЛІПС (сервісне обслуговування)

### **1.6 Магніто-резонансна томографія**

Хоча за своїми фізичними принципами МРТ не має нічого спільного з рентгенологічними методами досліджень, при її розвитку і впровадженні в клінічну практику був використаний досвід рентгенівської КТ. Оскільки КТ до моменту появи МРТ уже міцно зайняла своє місце серед інших методів діагностики, можливості впровадження МРТ (як із діагностичних, так і фінансових міркувань) багато в чому визначалися тим, наскільки її використання при тій або іншій патології виявлялося ефективним у порівнянні з КТ або ультразвуковими методами дослідження (УЗД).

Переваги і недоліки МРТ обумовлюють доцільність застосування цього методу при діагностиці захворювань різних органів і систем людського організму. До основних переваг МРТ відносяться неінвазивність, нешкідливість (відсутність променевого навантаження), тривимірний характер одержуваних зображень, природний контраст від крові, що рухається, відсутність артефактів від кісткових тканин, високий м'якотканинний контраст, функціональність (можливість вивчення і кількісної оцінки різних динамічних процесів – скорочувальної здатності міокарда, швидкості кровотоку, перфузії різних органів).

Основними недоліками є відносно великий час одержання зображень (як мінімум, декілька секунд, зазвичай – хвилини), що може приводити до появи артефактів від рухів, неможливість надійного виявлення каменів, кальцифікатів, деяких видів патології кісткових структур, досить висока вартість устаткування і його експлуатації, спеціальні вимоги до приміщень, у яких знаходяться прилади (екранізування від перешкод), неможливість обстеження хворих із протипоказаннями до МРТ (клаустрофобія, штучні водії ритму, великі металеві імпланти і ряд інших).

Основні області застосування МРТ пов'язані з дослідженнями головного і спинного мозку, хребта, суглобів, молочних залоз, серця і судин, органів малого тазу, м'язів, печінки, нирок, наднирників. Розвиток і вдосконалювання техніки МРТ привело до того, що вона стала з успіхом застосовуватися для досліджень легень і шлунково-кишкового тракту *ШКТ (GIT)*.

Якщо підсумовувати світовий досвід використання МРТ для досліджень різних органів і систем людського організму, то одержимо приблизно таку картину: дослідження головного мозку складають приблизно 33-35% від загального числа досліджень, спинного мозку і хребта – 40-42%, суглобів – 15-19%, тіла – 7-9%. Істотне зростання використання МРТ спостерігається в даний час у таких областях, як дослідження судин і серця, органів черевної порожнини і тазу, молочних залоз [6].

#### *Типи магнітів*

В магніто-резонансних системах використовуються надпровідні, резистивні і постійні магніти. МР-томографи залежно від напруженості магнітного поля розподіляються на прилади з наднизьким (менше 0,1 тесла (Тл), низьким (0,1-0,4 Тл), середнім (0,5 Тл), високим (1-2 Тл) і надвисоким (більше 2 Тл) полем. Прилади із полем до 0,3 Тл, як правило мають резистивні або постійні магніти, більше 0,3 Тл – надпровідні.

Усі типи сучасних МР-томографів стали значно компактнішими, легшими та економічнішими за своїх попередників. Особливо це стосується томографів із постійними магнітами, які раніше мали вагу у

десятки тон, а зараз – всього 2-7 тон. Нові моделі заправляються рідким гелієм лише 1-2 рази на рік: існують моделі з заправкою на 8-10 років і навіть взагалі без дозаправки.

#### *Конструкція магніту*

Більшість магнітів МРТ-систем мають традиційну структуру, тобто горизонтальне розміщення із замкнутим внутрішнім тунелем. Однак сьогодні більш широке використання отримала відкрита конструкція магніту, що обумовлено її більшою комфортністю для пацієнтів та зручністю роботи медперсоналу при порівнянні їх вартості.

На рис. 1.15 показаний магніт, а на рис. 1.16 повна програма катушок до томографа МАГНЕТОМ (СІМЕНС).

В 1997 р. з'явилась нова тенденція в конструюванні МР-томографів – розробка високопольних (1-1,5 Тл) МР-томографів з укороченими магнітами, які відрізняються підвищеною ергономічністю та продуктивністю.



Рисунок 1.15 – Магніт томографа МАГНЕТОМ (СІМЕНС)



Рисунок 1.16 – Повна програма катушок до томографа МАГНЕТОМ (СІМЕНС)

### *Напруженість магнітного поля*

На сьогодні найбільший попит мають МР-томографи із середнім та низьким полем, які відрізняються від високопольних систем компактністю та економічністю. В той же час високопольні томографи мають більш високу пропускну здатність та просторову роздільність при дослідженні мілких структур.

### *Економічні аспекти розвитку МРТ*

До початку 1997 р. у всьому світі було встановлено більш 11 000 МР-томографів. МР-системи складають приблизно 13% ринку діагностичного устаткування (приблизно стільки ж, скільки системи комп'ютерної томографії – КТ). У Росії їх біля ста, однак, варто мати на увазі, що не менше 10-15% цих машин знаходиться в неробочому стані (постійно або тимчасово). Число МР-томографів на 1 млн. жителів складає: у Японії – 21,0; у США – 17,5; у Швейцарії – 11,4; у ФРН – 7,4; у Франції – 3,1; у Росії – 0,7. У США за рік виконується більш 10 млн. МР-досліджень. Зростання числа МР-томографів привів до істотного зниження вартості МР-досліджень.

До найбільше відомих світових виробників МР-томографів відносяться Bruker, Esaote, Fonar, GE, Hitachi, Philips, Shimadzu, Siemens, Toshiba і ряд інших. У нашій країні є власне виробництво низькопольних томографів («Аз»). Приблизне співвідношення числа встановлених приладів за виробниками виглядає в такий спосіб: GE – 25%, Siemens – 22%, Hitachi – 14%, Philips – 13%, Toshiba – 9%, інші – 17%. Однак для індивідуального користувача МР-томографа ці показники мало що говорять. Конкуренція між виробниками сучасного діагностичного устаткування висока, і характеристики приладів від різних фірм в однакових класах устаткування значною мірою схожі між собою. Одне з помітних явищ на ринку МР-систем – значний спад цін на МР-обладнання за останні 10 років (до 40-45%) при незрівнянно більш високих характеристиках і продуктивності сучасних приладів.

Однак, відносне скорочення асигнувань на охорону здоров'я і його реформування (навіть у найбільш багатих країнах) змусили переглянути деякі аспекти використання МРТ. Висловлюється думка, що саме економічні чинники (співвідношення витрати/ефективність) будуть визначати розвиток магнітного резонансу в найближчі роки.

### **1.7 Основні рівняння комп'ютерної томографії**

Раніше було дано поняття комп'ютерної томографії як одного з методів обчислювальної діагностики, що відрізняється від інших методів, насамперед організацією вимірювань. Зокрема, для комп'ютерної томографії характерний типовий мультиракурсний режим вимірювань. Очевидно, що зміна схеми вимірювань спричиняє зміну математичної моделі і самого методу, а значить і зміну рівнянь, які потрібно вирішувати



при інтерпретації томографічних вимірів. Ці рівняння значною мірою визначаються ще і видом випромінювання, що використовується в комп'ютерній томографії, характером його взаємодії з речовиною досліджуваних об'єктів, фізичними процесами, що відбуваються при реєстрації випромінювання, і т.д.

У цьому розділі на прикладах найбільш розповсюджених апаратних реалізацій комп'ютерної томографії: рентгенівської, ЯМР і ультразвукової покажемо, якими основними рівняннями вони можуть бути описані. Наведемо спочатку опис способу одержання основного рівняння комп'ютерної томографії для рентгенівської томографії [7].

*Рентгенівська комп'ютерна томографія.* Тут носієм інформації є рентгенівські фотони, поле випромінювання яких буде характеризуватися функцією потоку випромінювання  $I(r, \Omega, E)$ , де вектор  $r$  – просторові координати, вектор  $\Omega$  – кутові координати, а  $E$  – енергія фотонів. Функцію щільності джерел рентгенівських фотонів позначимо через  $I_0(r, \Omega, E)$ . Тоді поширення рентгенівських фотонів у речовині з лінійним коефіцієнтом послаблення  $f(r, E)$  можна описати за допомогою рівняння переносу

$$S_f I \equiv \Omega \cdot \nabla I + f(r, E)I - \int_{E_1}^{E_2} dE' \int \Sigma_0(\Omega', E', \Omega, E) \cdot I(r, \Omega', E') d\Omega' = I_0(r, \Omega, E), \quad (1.4)$$

де  $\Sigma_0$  – макропереріз релеївського і комптоновського розсіювання. У багатьох випадках перебування оператора  $S_f^{-1}$  в явному вигляді ускладнене. Тому природно використовувати такі фізичні наближення процесу переносу випромінювання, для яких перебування явного виду оператора  $S_f^{-1}$  було б досить простим.

Нехай, наприклад, функцію потоку випромінювання можна подати у вигляді ряду Неймана:

$$I = I_p + \sum_{n=1}^{\infty} I_n, \quad (1.5)$$

де  $I_p$  — потік первинних (нерозсіяних) рентгенівських фотонів,

$I_n$  — потік  $n$ -разово розсіяних рентгенівських фотонів ( $n = 1, 2, \dots$ ). Відмітимо, що вибір наближення до  $S_f$  може визначити як схему сканування рентгенівського томографа, так і вимоги до його вузлів.

Наприклад, якщо ми використовуємо точкове колімоване моноенергетичне джерело рентгенівського випромінювання, а схему сканування сконструюємо так, щоб вплив розсіювання був досить малим, то оператор  $S_f$  можна взяти у вигляді:

$$S_f I \equiv \Omega \cdot \nabla I_p + f(r)I_p = I_0(r, \Omega, E) = c\delta(r - r_0)\delta(\Omega - \Omega_0)\delta(E - E_0), \quad (1.6)$$

де  $c > 0$  – потужність джерела,  
 $\delta(u)$  – дельта-функція Дірака,  
 $r_0$  – координати джерела,  
 $\Omega_0$  – напрямок колімації джерела,  
 $E_0$  – енергія рентгенівських фотонів джерела.

За допомогою оператора  $S_f$  вигляду (1.6) можна приблизно описати процеси переносу рентгенівського випромінювання в біотканинах, що відбуваються, наприклад, у комп'ютерних томографах СТ-1010 фірми ЕМІ Ltd. (Великобританія), СРТ-1000, СРТ-1000М (СРСР) і подібних до них, реалізують так звану паралельну схему сканування з поступально-обертальним рухом джерела і зв'язаного з ним одного чи декількох детекторів випромінювання. Типовим для цієї схеми є те, що вона заснована на врахуванні тільки первинних фотонів джерела.

З (1.6) легко бачити, що задача перебування оператора  $S_f^{-1}$ , оберненого до  $S_f$ , досить проста. Дійсно, розв'язуючи рівняння (1.6) відносно  $I_p(r, \Omega, E)$  і здійснюючи заміну змінних  $r=(x,y) \rightarrow (l,\theta)$ , де  $\rho=(l,\theta)$  – нормальні координати прямої на площині, одержуємо

$$S_f^{-1}c_0 \equiv c_0 \exp\left\{-\int_{\Gamma(l,\theta)} f(x,y)d\sigma\right\} = I_p(l,\theta,E_0), \quad (1.7)$$

де  $c_0$  – потік джерела випромінювання,

$\Gamma(l, \theta)$  – лінія, уздовж якої поширюється випромінювання.

Для зазначеної схеми сканування характерним є поступально-обертальний рух лінії пари джерело-детектор (а отже, і  $\Gamma(\rho)$ ). Щоб це формалізувати, розглянемо сім'ю ліній ( $\Gamma(\rho)$ ), інваріантну щодо обертання навколо початку координат, що збігається з деякою заданою точкою всередині досліджуваного об'єкта.

Нехай  $U$  – оператор, що переводить функцію  $I_p(l, \theta, E_0)$  у функцію  $P$ -оператора ( $l, \theta$ ):

$$UI_p \equiv -\ln \frac{I_p(l,\theta,E_0)}{c_0} \Big|_{\Gamma(l,\theta)} = P(l,\theta), \quad (1.8)$$

Тоді, у випадку використання моноенергетичного джерела рентгенівського випромінювання з (1.7) і (1.8) одержимо основне рівняння комп'ютерної томографії

$$US_f^{-1}c_0 \equiv \int_{\Gamma(l,\theta)} f(x,y)d\sigma = P(l,\theta), \quad (1.9)$$

Велика різноманітність способів апаратної реалізації рентгенівської комп'ютерної томографії з'являється і при використанні розсіяних фотонів. Наприклад, схеми сканування, що використовують так звану віялову геометрію в томографах IV покоління, характеризуються наявністю широкого пучка рентгенівських фотонів, що випускаються джерелом. Така схема покладена в основу комп'ютерного томографа Pfizer 0450 (США) та ін. На відміну від раніше згаданих томографів, в останніх не можна обійтися без обліку впливу розсіювання при переносі випромінювання, що залежно від використовуваної енергії джерела може бути або релеївським, або комптонівським.

Нехай функція потоку випромінювання  $I$  подана у вигляді (1.5). Тоді рівняння для  $I_n$   $n$ -разово розсіяних рентгенівських фотонів має вигляд:

$$\begin{aligned} S_f I_n &= \Omega \cdot \nabla I_n + f(r, E) \cdot I_n - \int_{E_1}^{E_2} dE' \int \sum_c (\Omega, E, \Omega', E') \cdot I_{n-1} d\Omega' \cdot (1 - \delta_{n0}) = \\ &= I_0 \cdot (r, \Omega, E) \cdot \delta_{n0}, \quad n = 0, 1, \dots \end{aligned} \quad (1.10)$$

де  $\delta_{n0}$  – символ Кронекера.

Рішення цього рівняння можна записати у вигляді

$$I_n(r, \Omega, E) = \int_0^\infty \exp\{-f(r, E)\xi\} I_n(r - \xi\Omega, \Omega, E) d\xi \quad (1.11)$$

де  $I_n = \int_{E_1}^{E_2} dE' \int \sum_c (\Omega, E; \Omega', E') I_{n-1}(r, \Omega', E') d\Omega'$ ,  $I_0 = I_0(r, \Omega, E)$ ,  $n = 1, 2, \dots$

Використовуючи формули (1.10), (1.11), можна звести рішення рівняння переносу до обчислення послідовності багаторазових інтегралів  $I_n$ . Таким чином, в даному випадку оператор  $S_f^{-1}$  задається неявно. Основне рівняння комп'ютерної томографії буде мати вигляд

$$US_f^{-1}(\bar{I}_0) = P, \quad (1.12)$$

де  $U$  – оператор, що переводить функцію потоку  $I(r, \Omega, E)$  рентгенівського випромінювання у вимірюваний при томографічних дослідженнях сигнал  $P$ .

Легко побачити, що рівняння (1.12) нелінійне відносно функції  $f(r, E)$ . Фізичні процеси, що відбуваються при поширенні рентгенівських фотонів в біотканинах, можна формально описати так, що основне рівняння комп'ютерної томографії буде лінійним рівнянням відносно деякого ефективного коефіцієнта послаблення випромінювання. В цьому випадку оператор  $S_f^{-1}$  можна взяти у вигляді

$$S_f^{-1}F_0 \equiv \int_{E_1}^{E_2} F_0(\rho, E, t) \exp\left\{-\int_{\Gamma(Q)} f(r, E) d\sigma\right\} dE, \quad (1.13)$$

Тут  $F_0(\rho, E, t)$  – деяка позитивна функція;  $t$  – вектор, компоненти якого є числовими чи функціональними параметрами, що характеризують властивості досліджуваного об'єкта, джерела і детекторів випромінювання, а також конструкцію комп'ютерного томографа;  $f(r, E)$  – просторово-енергетичний розподіл лінійного коефіцієнта ослаблення рентгенівського випромінювання. Якщо функція  $f(r, E)$  подана у вигляді

$$f(r, E) = \hat{f}(r) + f_1(E), \quad (1.14)$$

де  $f_1(E)$  — монотонно спадаюча аналітична функція на відрізку  $[E_1, E_2]$ , мала в деякому розумінні порівняно з  $\hat{f}(r)$ , то можна побудувати оператори  $\tilde{S}_f^{-1}(E_{ef})$ , що апроксимують оператор  $S_f^{-1}$  і мають вигляд

$$\tilde{S}_f^{-1}(E_{ef})F_0 \equiv \Phi_{E_{ef}}[\rho, F_0(\rho, E, t)] \exp\left\{-\int_{\hat{A}(\rho)} f(r, E_{ef}) d\sigma\right\}. \quad (1.15)$$

*Ультразвукова томографія.* Цей термін потребує пояснення, оскільки він використовується в технічній літературі для характеристики різних способів діагностики об'єктів за допомогою ультразвуку  $UZ$  ( $US$ ). На нашу думку, ультразвукова томографія – це не зовсім вдалий термін, прийнятий для позначення способів ультразвукової діагностики, у яких значне використання сучасної обчислювальної техніки для знаходження рішень різних зворотних задач. Проаналізувати всі мислимі способи ультразвукової томографії не є можливим. Обмежимося розглядом двох принципово різних підходів до ультразвукової томографії. Ці підходи засновані на різних допущеннях, що дозволяють розв'язувати хвильове рівняння, що описує акустичне поле в неоднорідному середовищі.

Математичний опис поширення гармонічних хвиль у неоднорідному середовищі без джерел подається рівнянням Гельмгольца

$$\nabla^2 u + k^2(x, y, z)u = 0, \quad (1.16)$$

де  $u(x, y, z)$  – скалярна хвильова функція,

$k(x, y, z)$  - хвильове число, дорівнює  $\omega/c(x, y, z)$ .

Суть першого підходу полягає в такому: нехай функція  $u(x, y, z)$  подана у вигляді

$$u(x, y, z) = A_0(x, y, z) + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{k_0^n} A_n(x, y, z) \exp\{ik_0 \phi(x, y, z)\}, \quad (1.17)$$

де  $\phi(x, y, z)$  – ейконал (фаза хвилі). Нехай  $S_f(\phi) = (\nabla \phi)^2 - f^2(x, y, z)$ ,

де  $f(x, y, z)$  – показник заломлення.

Очевидно, рівняння  $S_f(\phi)=0$  відносно  $\phi$  є нелінійним рівнянням у частинних похідних першого порядку. Якщо траєкторія променя  $\Gamma(\rho)$  ( $\rho \in R^3$ ) визначена, то обернений оператор  $S_f^{-1}(\phi)$  має вигляд

$$S_f^{-1}(\phi) \equiv - \int_{\Gamma(\rho)} f(x, y, z) d\sigma, \quad (1.18)$$

Введемо тотожний оператор  $U$ . Тоді основне рівняння ультразвукової томографії має вигляд

$$Tf \equiv US_f^{-1}(\phi) \equiv \int_{\Gamma(\rho)} f(r) d\sigma = \phi(\rho), \quad r = (x, y, z) \in R^3. \quad (1.19)$$

Оператор  $T$  може служити досить гарною математичною моделлю ультразвукової комп'ютерної томографії лише в тих випадках, коли досліджуваний об'єкт однорідний за щільністю, варіації показника заломлення досить малі і явища дифракції неістотні. Безумовно, ці вимоги різко звужують область застосування цієї моделі, а ультразвукові томографи, засновані на її використанні, малоефективні на практиці.

У роботі вивчався вплив зазначених факторів на якість томограм і були зроблені такі висновки. На частотах, характерних для медичних досліджень (від 2 до 5 МГц), позначається вплив дифракційних ефектів. Якщо варіації  $\Delta f$  сягають 10% від  $f$  і більше, то якість томограм різко погіршується. Зміна щільності біотканин негативно позначається на якості томограм. Описана модель досліджувалася в [8], а з погляду діагностичних можливостей у практичній медицині — у [9]. На жаль, ні до яких практичних висновків ці вивчення не привели. Усе це дозволяє зробити висновок, що наближення геометричної акустики недостатньо адекватно описує поширення ультразвуку в біотканинах людського тіла.

Для розв'язання рівняння (1.16) можна скористатися наближеннями Ритова і Борна. У цьому і полягає суть другого підходу. Наприклад, у наближенні Ритова не робиться ніяких припущень про довжину хвилі випромінювання. Тому можна сподіватися врахувати і дифракційні ефекти. Однак при цьому потрібна достатня малість величин  $(\Delta f)^2$  і  $|\nabla\phi|^2$ . Це означає, що математична модель, яка використовує наближення Ритова, застосовна тільки для об'єктів, що не містять неоднорідностей з акустичним імпедансом, що досить сильно відрізняється від акустичного імпедансу навколишнього середовища, тобто наближення Ритова дозволяє враховувати дифракцію лише в середовищах з досить слабкими розсіювачами в розумінні зміни акустичного імпедансу. Наприклад, це

наближення досить добре описує поширення ультразвуку в м'яких біологічних тканинах, але якщо намагатися використати його при діагностиці легень чи шлунка людини, то такі спроби виявляться безрезультатними. Таким чином, другий підхід дозволяє в деяких випадках врахувати явища дифракції в квазіоднорідних, в розумінні акустичного імпедансу, середовищах, але він залишає відкритим питання про застосування ультразвукової томографії для діагностики об'єктів з досить сильними розсіювачами.

*Загальна схема одержання основного рівняння комп'ютерної томографії.* Нехай функції  $\varphi$ ,  $\psi$  і  $p$  несуть характеристики відповідно поля випромінювання, джерел випромінювання і результатів томографічних вимірів, а функція  $f$  характеризує шукану щільність просторового розподілу цікавлячої нас фізичної величини [7]. Припустимо, що функції  $\varphi$ ,  $\psi$ ,  $p$  і  $f$  суть елементи відповідно лінійних нормованих просторів  $\Phi$ ,  $\Psi$ ,  $P$  та  $F$ . Нехай задано сім'ю  $\{S_f\}$  операторів  $S_f: \Phi \rightarrow \Psi$ , що залежать, як від параметра, від функції  $f \in F$  і здійснюючих відображення  $\Phi$  в  $\Psi$ . Тоді процес поширення випромінювання в досліджуваних об'єктах можна описати співвідношеннями

$$S_f \phi = \psi, \quad \phi \in \Phi, \quad \psi \in \Psi. \quad (1.20)$$

В багатьох випадках оператори  $S_f$  такі, що існують оператори  $S_f^{-1}$ , обернені  $S_f$  і обмежені з  $\Psi$  в  $\Phi$  (наприклад, коли  $S_f$  - диференційні оператори). У цих випадках розв'язок рівняння (1.20) можна записати у вигляді

$$\phi = S_f^{-1} \psi. \quad (1.21)$$

В комп'ютерній томографії типові випадки, коли вимірюють не функції  $\varphi$ , а їхні непрямі прояви – інтеграли від  $\varphi$  по деяких множинах. Формально це означає, що існує оператор  $U$ , який діє з простору  $\Phi$  в простір  $P$  такий, що

$$U\phi = p, \quad \phi \in \Phi, \quad p \in P. \quad (1.22)$$

Підставляючи (5.18) в (5.19), одержуємо співвідношення

$$Tf \equiv US_f^{-1} \psi = p, \quad (1.23)$$

яке ми будемо називати основним рівнянням (відносно  $f$ ) комп'ютерної томографії.

Зауважимо, що співвідношення (1.20)-(1.22) описують набагато ширший клас задач. Відповідно до загальної схеми, можна одержати основні рівняння різних видів комп'ютерної томографії. При цьому основні рівняння визначаються вибраними фізико-математичними моделями цих

видів і можуть бути як лінійними, так і нелінійними задачами відносно просторового розподілу фізичної величини, що нас цікавить.

#### *ЯМР-томографія.*

В описаних вище рентгенівських і ультразвукових схемах сканування досліджуваних об'єктів використовуються механічні системи, а явища ослаблення (чи кінематичні особливості) при поширенні випромінювання в об'єктах є основою для застосування принципу комп'ютерної томографії. ЯМР-томографія заснована на взаємодії досить малих магнітних полів, що змінюються в часі, із слабкозв'язаними з решіткою, ядрами деяких атомів (наприклад, водню) у м'яких біотканинах. З метою наочного пояснення сутності ЯМР розглянемо таку фізичну модель.

Уявімо собі вовчок, що обертається навколо своєї осі, причому його вісь відхилена від вертикалі на деякий кут. Таке обертання дає уявлення про прецесію. За певних умов вектори ядерних моментів прецесують відносно вектора магнітної індукції  $B_0$ . Частота прецесії пропорційна магнітній індукції  $B_0$  поля, у яке поміщають досліджуваний об'єкт. При цьому спіни протонів орієнтуються вздовж магнітного поля (поляризація). Якщо тепер на постійне магнітне поле  $B_0$  накласти неоднорідне поле  $G$  (за допомогою градієнтних систем), то протони в різних точках простору будуть прецесувати з різними частотами. Можна так спотворити постійне однорідне магнітне поле, що з однаковими частотами будуть прецесувати вектори ядерних моментів, розташовані на певних множинах, наприклад, на лініях чи площинах. Якщо за допомогою радіочастотних імпульсів вивести потім протони з положення рівноваги, то вони будуть випромінювати енергію у вигляді сигналів вільної індукції. У такий спосіб реалізується принцип комп'ютерної томографії [7].

Сукупність способів апаратної реалізації принципів комп'ютерної томографії, заснованих на використанні явища ЯМР, будемо називати ЯМР-томографією.

Властивості досліджуваних об'єктів, що вивчаються за допомогою ЯМР-томографії, характеризуються рівноважною ядерною намагніченістю  $M_e(r)$  і часом повздовжньої  $T_1(r)$  та поперечної  $T_2(r)$  релаксації, що визначають час «повернення» спіна ядра атома до рівноважного стану. Величина  $M_e(r)$  характеризує просторовий розподіл релаксуючих ядер атомів досліджуваної речовини, а величини  $T_1(r)$ ,  $T_2(r)$  - зв'язки ядер атомів із ґраткою.

Характерною рисою ЯМР-томографії є можливість визначення самих величин  $M_e(r)$ ,  $T_1(r)$ ,  $T_2(r)$ , а також функціоналів від них за непрямою інформацією. Конкретний спосіб ЯМР-томографії визначається як використовуваним фізичним наближенням, так і експериментальними можливостями. Покажемо на деяких прикладах, як може бути отримане основне рівняння ЯМР-томографії.

Перше, що необхідно з'ясувати – це як формалізувати основні фізичні процеси ЯМР. Іншими словами, як побудувати оператор  $S_f$ , де під символом  $f$  будемо розуміти розподіл будь-якої із зазначених фізичних величин. У рентгенівській томографії оператор  $S_f$  являв собою інтегро-диференційний оператор Больцмана, за допомогою якого описувався процес переносу рентгенівських фотонів у речовині. У випадку ЯМР-томографії оператор  $S_f$  повинен характеризувати часові зміни ядерної намагніченості спінової макросистеми залежно від величин  $M_e$ ,  $T_1$ ,  $T_2$ .

Звертаючись до теорії ЯМР у рідких неметалевих парамагнетиках, якими є і м'які біотканини, можна побудувати оператор  $S_f$ . Для цього будемо виходити з рівняння Блоха, справедливого для магніторозбавлених зразків:

$$\frac{\partial M(t, r)}{\partial t} = \gamma [M \times B] - \frac{(M_x i + M_y j)}{T_2(r)} - \frac{[M_z - M_e(r)]k}{T_1(r)}, \quad (1.23)$$

де  $B(t, r)$  – індукція повного магнітного поля,

$M(t, r)$  – намагніченість досліджуваного об'єкта,

$M = \{M_x, M_y, M_z\}$ ,

$\gamma$  – гіромагнітне відношення.

Рівняння (1.23) можна фізично інтерпретувати в такий спосіб. Нехай на спінову систему, що складається з ансамблю спінів ядер атомів, ідентичних один одному, з моменту  $t=0$  впливає збуджуюче її магнітне поле  $B_I$  (вхідний сигнал). У результаті цього впливу спінова система переходить до нового квантового стану. Після припинення впливу  $B_I$  вона починає повертатися до рівноважного стану за законом (1.23). Отже, оператор  $S_I$  у даному випадку визначається рівнянням (1.23).

Насправді, повне магнітне поле  $B(t, r)$  звичайно являє собою суму постійного магнітного поля  $B$  і поля, утвореного так званими градієнтними полями  $G$ . Нехай  $|B_{0z}| \gg |G_x|, |G_y|$ . Тоді

$$B(t, r) = [|B_0| + (G, r)]k. \quad (1.24)$$

Під дією такого поля в точці з координатами  $r$  вектор намагніченості буде прецесувати з частотою

$$\omega(r) = \gamma [|B_0| + (G, r)]. \quad (1.25)$$

Розв'язуючи рівняння Блоха (1.23) з врахуванням (1.24) (чи (1.25)), одержимо вираз для зміни намагніченості в процесі релаксації:

$$M(t, r) = M_e(r) \exp\{-i\omega(r)t - t/T_2(r)\}, \quad (1.26)$$



де  $M(t, r) = M_x(t, r) + iM_u(t, r)$ .

Нехай  $\psi = B(t, r)$ ,  $\varphi = M(t, r)$ ,  $f = M_e(r)$ . Тоді згідно з (1.23) оператор  $S_f$  має вигляд

$$S_f(\varphi) \equiv \frac{\partial \varphi}{\partial t} - \gamma[\varphi \times \psi] + \frac{(\varphi_x i + \varphi_u j)}{T_2(r)} + \frac{(\varphi_z - f)k}{T_1(r)}, \quad (1.27)$$

а для оператора  $S_f^{-1}$  справедливе подання

$$S_f^{-1}(\psi) \equiv f \exp\{-i\gamma |\psi| t - t/T_2(r)\}.$$

Враховуючи те, що оператор  $U$  визначається співвідношенням

$$U\varphi \equiv \int_{\Gamma(\rho)} -\varphi(t, r) d\sigma = p(t, \rho),$$

де  $p(t, \rho)$  – сигнал вільної індукції, отримуємо основне рівняння ЯМР-томографії у вигляді

$$Tf \equiv US_f^{-1}(\psi) \equiv \int_{\Gamma(\rho)} -f(r) \exp\{-i\gamma |\psi| t - \frac{t}{T_2(r)}\} d\sigma = p(t, \rho). \quad (1.28)$$

Таким чином, як видно з (1.26) і (1.28), якщо час  $T_2$  досить великий порівняно з часом реєстрації сигналу вільної індукції, то величиною, що визначається в процесі ЯМР-томографії, є просторовий розподіл рівноважної ядерної намагніченості. Можливі й інші (відмінні від томографічного) методи вимірювань в ЯМР-діагностиці, що визначаються характером імпульсної послідовності, тобто послідовності з ВЧ-імпульсів і градієнтних імпульсів [10].

Становить інтерес і інша математична модель ЯМР-томографії [11], що не використовує рівняння Блоха. Розглянемо зразки, які містять ядра атомів речовини, що мають власний магнітний момент. Нехай виконується нерівність

$$\Delta E \gg kT, \quad (1.29)$$

де  $\Delta E$  – зміна енергії при переходах між квантовими станами,

$k$  – стала Больцмана,

$T$  – температура досліджуваного зразка.

У цих умовах спіни ядер не змінюються в ході досліджень. Будемо

вважати, що: 1) досліджуваний зразок є магніторозбавленим, тобто таким, що усі ядра атомів парамагнітні, а релаксація кожного спіна ядра не залежить від релаксації інших спінів; 2) спіни ядер, що беруть участь у релаксації, складають спінову підсистему, взаємодіючу з іншим оточенням – граткою, яку будемо вважати термостатом, тобто такою системою, що має необмежено велику теплоємність; 3) існує механізм, що досить швидко повертає термостат у рівноважний стан.

У цих припущеннях можна дати таке трактування магнітної системи. При виконанні умови (1.29) повний гамільтоніан  $H_{\Sigma}$  магнітної системи має вигляд [12]:

$$H_{\Sigma} = H_S + H_{SP}(I, q) + H_P(q), \quad (1.30)$$

де  $I$  – набір усіх ядерних спінів,

$q$  – набір інших немагнітних координат (наприклад, спіни електронів),

$H_S$  – спин-гамільтоніан, що описує спінову систему ядер,

$H_{SP}$  – гамільтоніан, що описує спин-гратковий вплив,

$H_P$  – гамільтоніан, що описує “гратку” (фононну систему).

Якщо магнітна система взаємодіє із змінними магнітними полями, то в (1.30) треба додати член  $\xi(I, t)$ , що описує цю взаємодію, тобто

$$H_{\Sigma} = \xi_1(I, t) + H_S + H_{SP}(I, q) + H_P(q). \quad (1.31)$$

З умови магніторозбавленості випливає [12], що рівняння релаксації, які містять спінові змінні для кожного ядра, можуть бути відділені так, що результат для всього зразка є сумою результатів для кожного ядра.

Розглянемо рівняння, що визначає релаксацію будь-якої фізичної величини  $Q(t)$ , що залежить від спінових змінних. Скористаємося для цього теорією Хаббарда [12]. Нехай  $\rho(t)$  – повна матриця щільності магнітної системи,  $\rho_s(t)$  – спінова матриця щільності,  $\rho_p^o$  – рівноважна матриця щільності гратки. Тоді, для  $\rho_s(t)$  одержуємо рівняння

$$\frac{\partial \rho_s}{\partial t} + i[\xi_1 + H_S + N, \rho_s] = R(\rho_s), \quad (1.32)$$

де  $N, R$  – релаксаційні оператори.

Припустимо, що  $\rho_s(t)$  знайдена з рішення відповідної задачі для (1.32). Тоді [12]

$$\langle Q(t) \rangle = Sp\{\rho_s(t)Q\}, \quad (1.33)$$

де  $\langle Q(t) \rangle$  – середнє значення величини  $Q(t)$ , що характеризує квантову

систему,  $Sp$  – слід матриці.

Звідси видно, що для того, щоб знайти середнє значення спостережуваної фізичної величини треба знайти  $\rho_s(t)$ . Однак ця задача є досить складною.

Тому, залишаючись у рамках тих же припущень, побудуємо іншу, спрощену модель. Нехай  $\eta(I_j)$  ( $j=1, 2, \dots$ ) – спостережувані фізичні величини для  $j$ -го ядерного спіна,  $Q$  – спостережувана фізична величина для всієї спінової ядерної системи. Тоді з умови магніторозбавленості зразка випливає, що

$$Q(I_\Sigma) = \sum_j \eta(I_j). \quad (1.34)$$

Іншими словами, якщо  $\eta(I_j) \in$  ЯМР-спектр  $j$ -го ядерного спіна, то спектр спінової системи запишемо у вигляді суми спектрів складових її спінів. Це співвідношення основний наслідок умови магніторозбавленості зразка, який і буде використаний в подальших міркуваннях.

Відомо, що коли спектр простий, то застосовна теорія Блоха-Редфілда [12], відповідно до якої можна знайти форму лінії поглинання  $K(\omega, \xi)$ , де  $\omega$  – частота,  $\xi$  – півширина лінії. Наприклад, якщо  $K(\omega, \xi) = \frac{\pi}{8} (\omega^2 + \xi^2)^{-1}$ , то маємо лоренцеву лінію. Різні фізичні наближення, використовувані для знаходження  $K(\omega, \xi)$ , подані, наприклад, у [12]. Будемо вважати, що функція  $K(\omega, \xi)$  визначена (її вид і властивості відомі).

Розглянемо тепер процеси релаксації магнітної системи. Затухання поперечної складової її магнітного моменту можна пояснити впливом двох груп процесів: 1) однорідного ущільнення; 2) неоднорідного ущільнення. До процесів, відповідальних за однорідне ущільнення, відносяться такі, які призводять до виникнення флуктуючих локальних магнітних полів поблизу кожного ядерного спіна. До процесів, що відповідають за неоднорідне ущільнення, відносяться такі, які призводять до виникнення статичних локальних магнітних полів поблизу кожного центра релаксації.

Будемо вважати, що кожен ядерний спін у процесі релаксації утворює сукупність  $\delta$ -подібних ліній, кожна з яких має ту ж форму  $K(\omega, \xi)$ , але з різними значеннями  $\xi$ . При цьому сама функція  $K(\omega, \xi)$  визначається тільки процесами однорідного ущільнення.

У процесі спін-спінової і спін-граткової взаємодії всі  $\delta$ -подібні лінії поєднуються в лінії скінченної ширини. Результатом цього є обвідна сім'я всіх  $\delta$ -подібних ліній. Нехай  $\varphi(\xi)$  – функція щільності розподілу півширин усіх  $\delta$ -подібних ліній у спектрі, утворених магнітною системою при релаксації.

Зауважимо, що хоча при одержанні цього співвідношення ми не враховували явний вплив процесів неоднорідного ущільнення, вони проте

можуть бути враховані ним. Наприклад, отриману обвідну  $S_0(\omega)$  для складної системи спектрів можна проінтерпретувати як спектр хімічно нееквівалентних ядер, що належать одній і тій же або різним молекулам. У цьому випадку рівняння (1.35) визначає спектр хімічного зсуву.

$$\int_0^{\infty} K(\omega, \xi) \phi(\xi) d\xi = S_0(\omega). \quad (1.35)$$

Перейдемо до аналізу впливу інших процесів, що приводять до неоднорідного ущільнення. Відмітимо відразу, що конкретний механізм процесу неоднорідного ущільнення визначається характером задачі, що розглядається. Наприклад, якщо постійне магнітне поле  $B_0$  просторово неоднорідне, то це призводить до виникнення відмінних одне від одного локальних магнітних полів поблизу кожного ядерного спіна. У цьому випадку механізм процесу неоднорідного ущільнення обумовлений просторовою неоднорідністю магнітного поля  $B_0$ .

Спектр ЯМР, визначений рівнянням (1.35), враховує взаємодії ядерних спінів один з одним і з ґраткою. Тому надалі можна вважати, що у випадку просторово однорідного магнітного поля  $B_0$  магнітна система характеризується спектром (1.35) і цей спектр можна описати однорідною формою сигналу спінів, що мають однакову резонансну частоту  $\omega$ . Введемо функцію  $G(\omega)$ , що характеризує розподіл ядерних спінів за резонансними частотами (обумовлене неоднорідним ущільненням). Вона являє собою щільність імовірності того, що ядерний спін має резонансну частоту  $\omega$ .

Нехай  $\hat{S}(\omega)$ -спектр ЯМР, спотворений неоднорідним ущільненням. Встановимо зв'язок між величинами  $\hat{S}(\omega)$  і  $S_0(\omega)$ . Припустимо, що спінова система лінійна. Це припущення виправдане принаймні для магніторозбавлених зразків. Сигнал  $S_0(\omega)$  будемо називати вхідним сигналом системи, а  $\hat{S}(\omega)$  – вихідним. Наша ціль полягає у побудові оператора системи, що ставить у відповідність вхідному сигналу  $S_0$  вихідний сигнал  $\hat{S}$ .

Нехай формальний зв'язок між  $\hat{S}(\omega)$  і  $S_0(\omega)$  задається лінійним диференціальним рівнянням  $n$ -го порядку відносно  $\hat{S}(\omega)$  з неперервними коефіцієнтами:

$$A\hat{S} \equiv p_0(\omega) \frac{d^{n-1}\hat{S}}{d\omega^{n-1}} + p_1(\omega) \frac{d^{n-2}\hat{S}}{d\omega^{n-2}} + \dots + p_n(\omega)\hat{S} = S_0(\omega). \quad (1.36)$$

Тоді якщо однорідне рівняння  $A\hat{S}=0$  з відповідними крайовими умовами має тільки тривіальний розв'язок, то для будь-якої неперервної функції  $S_0(\omega)$  має місце співвідношення

$$\hat{S}(\omega) = \int G(\omega, \omega') S_0(\omega') d\omega', \quad (1.37)$$

де  $G(\omega, \omega')$  – функція Гріна оператора, породженого рівнянням (1.36) з відповідними граничними умовами.

Співвідношення (1.37) можна розглядати як рівняння відносно  $S_0(\omega)$ . При цьому функція розподілу резонансних частот є функцією Гріна. У магніторозбавлених зразках кожен ядерний спін “поводиться” незалежно від інших [12]. Це дозволяє вважати спінову систему просторово інваріантною. Тому функція Гріна  $G$  залежить лише від різниці змінних  $\omega - \omega'$ , отже, співвідношення (1.37) буде мати вигляд

$$\hat{S}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} G(\omega - \omega') S_0(\omega') d\omega'. \quad (1.38)$$

На практиці функція  $G$  може бути приблизно визначена з результатів вимірювань сигналу ЯМР від хімічно однорідного зразка (тобто такого, усі ядра якого хімічно еквівалентні). Точність такого способу знаходження  $G(\omega)$  тим вища, чим краще спектр  $S_0$  еталонного зразка апроксимує  $\delta$ -подібну лінію. На практиці, враховуючи кінцеву роздільну здатність спектрометрів ЯМР, досить підібрати еталонний зразок, ширина спектральної лінії якого не більша роздільної здатності за частотою. В протилежному випадку потрібно теоретично розрахувати спектр  $S_0(\omega)$  від еталонного зразка і розв’язувати рівняння (1.38) відносно функції  $G(\omega)$ .

Нехай  $g(r)$  – розподіл концентрації хімічного елемента (сполуки), ядра атомів якого піддаються впливу в процесі ЯМР-томографії, а  $\hat{g}(\rho)$  – інтеграл від  $g(r)$  по сімейству різноманітностей  $\{\Gamma(\rho)\}$ . Позначимо  $f = g(r)$ ,  $p = \hat{g}(\rho)$ . Тоді основне рівняння ЯМР-томографії в цьому випадку має вигляд

$$Tf \equiv US^{-1}f \equiv \int_{\Gamma(\rho)} f(r) d\sigma = p(\rho), \quad (1.39)$$

де  $S^{-1}f \equiv \int_{\Gamma(\rho)} f(r) d\sigma$ ,  $U$  – тотожний оператор.

### Контрольні запитання

1. Поясніть роботу рентгенодіагностичного апарата?
2. Чим категорія кіл АД відрізняється від категорії ВД?
3. В чому полягає суть принципів ALARA і ALATA?
4. Поясніть схему взаємодії елементів цифрової рентгенографічної системи.
5. В чому полягає принцип утворення пошарових зображень?
6. Перерахуйте основні етапи отримання томограми.
7. В чому полягає принцип рентгенівської томографії?
8. Поясніть суть процесу формування томографічного зрізу.
9. Поясніть принцип роботи комп’ютерного томографа.
10. Що таке ЕПТ?

## 2 УЛЬТРАЗВУКОВА ДІАГНОСТИЧНА АПАРАТУРА

### 2.1 Фізичні та математичні основи ультразвукової діагностики

Ультразвук – це досить широка область механічних коливань, що лежать за межею порогу чутливості людського вуха (вище 16 кГц).

Графічно він зображається в вигляді синусоїди, додатні півхвилі якої відповідають згущенню в середовищі, а від’ємні – розрідженню, це можна побачити на рис. 2.1.

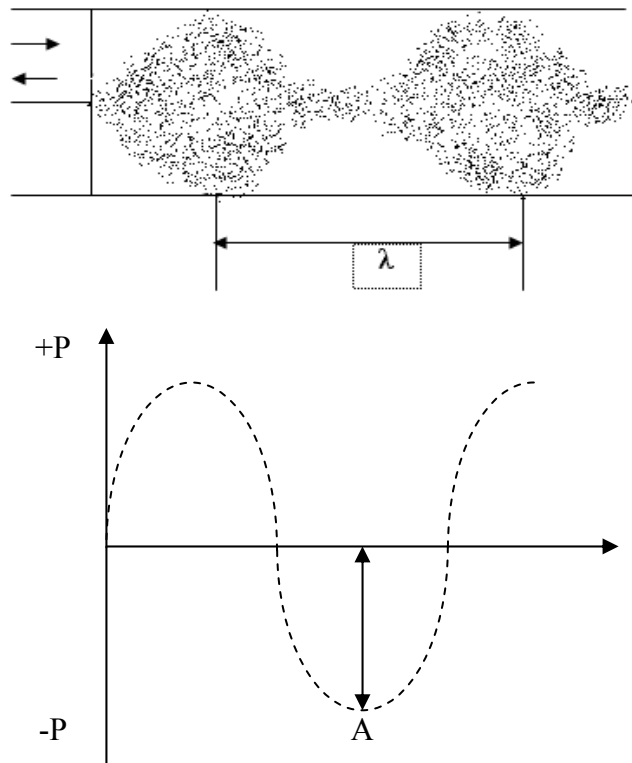


Рисунок 2.1 – Згущення і розрідження, графічне зображення хвиль:  $\lambda$  – довжина хвилі;  $A$  – амплітуда;  $P$  – акустичний тиск

Ультразвук отримують за допомогою зворотного п'єзоелектричного ефекту *ПЕЕ (PE)*, фізична суть якого полягає у тому, що при прикладенні до торцевої поверхні пластини з кварцу чи титанату барію (тибару) змінної електричної напруги пластини буде періодично змінювати свою товщину (стиск - розтяг). В свою чергу це призведе до того, що в прилягаючих до пластини шарах зовнішнього середовища виникає то розрідження, то згущення частинок середовища, тобто виникають механічні коливання ультразвукової частоти. Ультразвукові хвилі здатні відбиватися від границь різнорідних середовищ, мають властивості фокусування, дифракції і інтерференції. Якщо акустичний опір середовищ відрізняється різко, то відбивання ультразвуку сильно зростає. Так відбувається на границі біологічних тканин з повітрям. До того ж повітря сильно поглинає ультразвук. Звідси витікає основна і найважливіша вимога до методики ультразвукової діагностики – забезпечення безповітряного контакту ультразвукового випромінювача з ділянкою тіла. Для цього

використовують так звані контактні середовища: вазелін, гліцерин, ланолін, дегазовану воду. Відбивання ультразвукових хвиль залежить і від кута їх падіння на зону дії. Чим більше цей кут відхиляється від перпендикуляра, проведеного до поверхні середовища, тим більший коефіцієнт відбивання. Тому при проведенні процедури ультразвуковий випромінювач повинен дотикатися до шкіри всією своєю поверхнею, оскільки тільки в цьому випадку можлива ефективна передача енергії тканинам. Ультразвук поглинається тканинами нерівномірно: чим вища акустична густина, тим менше поглинання. Поглинання ультразвуку зумовлено внутрішнім гальмуванням, тертям, і співударями частинок середовища, що коливаються.



Рисунок 2.2 – Процедура УЗ дослідження

Глибина проникнення ультразвуку залежить від його частоти і від особливостей самих тканин. Прийнято вважати, що в умовах цілісного організму ультразвук частотою 800-1000 кГц розповсюджується на глибину 8-10 см, а при частоті 2500-3000 кГц – на 1-3см.

Частота коливань пов'язана з довжиною хвилі  $\lambda$  простим співвідношенням:

$$\lambda = \frac{c}{f}, \quad (2.1)$$

де  $c$  – швидкість розповсюдження ультразвукових хвиль в даному середовищі, м/с;

$f$  – частота коливань, кГц.

Швидкість, з якою частинки середовища коливаються навколо середнього положення, називається коливальною. Коливальна швидкість  $V$  визначається виразом:

$$V = \omega A \cos \omega \left( t - \frac{x}{c} \right), \quad (2.2)$$

де  $\omega$  – кутова частота, кГц;

$A$  – амплітуда зміщення частинок середовища, м;

$t$  – час, с;

$x$  – відстань частинки, що коливається від джерела коливань, м;

$c$  – швидкість розповсюдження коливань в середовищі, м/с;

$\omega \left( t - \frac{x}{c} \right)$  – фаза коливань.

В енергетичному співвідношенні реальні коливальні системи характеризуються зміною енергії внаслідок часткової її затрати на роботу проти непотенціальних сил тертя і випромінювання в зовнішнє середовище. В пружному середовищі коливання постійно затухають. Для характеристики затухаючих коливань використовують коефіцієнт затухання ( $S$ ), логарифмічний декремент ( $\theta$ ) і добротність ( $Q$ ).

Коефіцієнт затухання відображає швидкість зменшення амплітуди з плином часу. Якщо позначити час, протягом якого амплітуда зменшується в  $e=2,718$  раз, через  $\tau$ , то:

$$S = \frac{1}{\tau}. \quad (2.3)$$

Зменшення амплітуди за один цикл характеризується логарифмічним декрементом, рівним натуральному логарифму відношення двох амплітуд, що розділені періодом. Розв'язок такого рівняння показує, що логарифмічний декремент дорівнює відношенню періоду коливань до часу затухання:

$$\theta = \frac{T}{\tau}. \quad (2.4)$$

Добротність системи – це величина, яка дорівнює числу повних коливань, що відповідають зменшенню амплітуди в  $e$  раз. Число періодів, що вкладається в цей проміжок часу, чи добротність  $Q$ , виражається формулою

$$Q = \frac{\tau \pi}{T}. \quad (2.5)$$



Слід взяти до уваги, що добротність кварцової пластинки, що застосовується як випромінювач ультразвукових коливань, дорівнює 100000.

Користуючись поняттям добротності механічної системи, можна вивести формулу власної частоти затухаючих коливань:

$$\omega = \omega_0 \sqrt{1 - \left(\frac{1}{2}Q\right)^2}. \quad (2.6)$$

Властивість середовища проводити акустичну енергію, в тому числі і ультразвукову, характеризується акустичним опором. Чисельно питомий акустичний опір  $Z$  знаходиться як добуток густини середовища  $\rho$  на швидкість  $c$  розповсюдження в ній ультразвукової хвилі:

$$Z = \rho c. \quad (2.7)$$

Питомий акустичний опір вимірюється в Па·с/м (СІ).

Максимальне значення змінного акустичного тиску (амплітуда тиску) може бути розраховано через амплітуду коливання частинок:

$$P = 2\pi f \rho c A, \quad (2.8)$$

де  $P$  – максимальний акустичний тиск (амплітуда тиску), Па;

$f$  – частота, кГц;

$c$  – швидкість розповсюдження ультразвуку, м/с;

$\rho$  – густина середовища, кг/м<sup>3</sup>.

В результаті дії пружних і інерційних сил виникає прискорення, що змінює напрямком протягом періоду. Амплітудне значення прискорення  $a$  визначається виразом:

$$a = (2\pi f)^2 A. \quad (2.9)$$

Біофізична дія ультразвуку тісно пов'язана зі змінним акустичним тиском, а особливо з силами, що розвиваються внаслідок великих прискорень частинок в досліджуваних тканинах.

#### *Енергетичні параметри ультразвуку*

Ультразвукова енергія є сумою кінетичної енергії коливальних частинок і потенційної енергії пружної деформації середовища, вимірюється в джоулях (Дж) (СІ). Акустична потужність являє собою енергію, що переноситься за одиницю часу через поверхню, перпендикулярну до напрямку розповсюдження звукової хвилі, вимірюється в ватах (Вт).

Розглянемо такий енергетичний параметр ультразвуку як інтенсивність, і визначається формулою:

$$I = \frac{W}{S \times t}, \quad (2.10)$$

де  $W$  – енергія потоку ультразвуку, що проходить через площину  $S$  за час  $t$ , Дж.

Інтенсивність ультразвуку пов'язана з коливальною швидкістю частинок середовища виразом:

$$I = \rho \frac{V^2}{2}, \quad (2.11)$$

де  $V$  – коливальна швидкість частинок середовища.

Інтенсивність ультразвуку вимірюється в  $\text{Вт/м}^2$  (СІ), але у фізіотерапії затвердилась розмірність  $\text{Вт/см}^2$ .

В медицині прийнято виділяти три діапазони інтенсивностей:

- 1) 0,05-0,6  $\text{Вт/см}^2$  – низький рівень інтенсивності;
- 2) 0,6-1,2  $\text{Вт/см}^2$  – середній рівень інтенсивності;
- 3) вище 1,2  $\text{Вт/см}^2$  – надтерапевтичний, високий рівень інтенсивності.

*Механізм фізіологічної і лікувальної дії ультразвуку*

В механізмі дії ультразвуку виключна роль належить впливу його на біоструктуру, перш за все на воду. Чутливі до ультразвуку і білки. Під його впливом виникає конформаційний ефект, що викликається або розривом бічних зв'язків між ділянками поліпептидного ланцюга або зсувом гідратаційних і сольватаційних процесів. Під впливом ультразвуку відбувається конформаційна перебудова мембран, при цьому підвищується проникливість гістогематичних бар'єрів і здійснюється зсув рН в лужну сторону.

Взагалі при впливі ультразвуку на організм виникає ряд процесів, які в схематичному вигляді зображено на рис. 2.3.

Однією із основних вимог, що висуваються до ультразвукових діагностичних ехотомоскопів, є необхідність забезпечити високу якість ехозображення внутрішніх органів. Виконання цієї вимоги, насамперед, залежить від характеристик ультразвукового перетворювача, який випромінює і приймає акустичні коливання в області дослідження, а також перетворює акустичні коливання в електричні і навпаки. Для формування двовимірного ехозображення перетворювач повинен здійснювати сканування, тобто послідовне переміщення акустичного променя в області дослідження.

Особливістю роботи ультразвукового перетворювача в медичних діагностичних приладах є необхідність фокусування акустичного променя.

Методи динамічного фокусування *МДФ (ДФ)* основані на використанні багатоелементних решіток перетворювачів і потребують досить високого технологічного рівня для їх реалізації. Додаткових

труднощів додають пристрої керування фокусуванням, які повинні забезпечувати роботу в реальному масштабі часу. Похибки виготовлення ґратки, дискретність і помилки керування фокусуванням можуть призводити до спотворення форми променя і погіршення якості ехозображення.

В багатоелементних перетворювачах з електронним керуванням сканування, як правило, один і той же пристрій здійснює керування скануванням і фокусуванням, тому ці дві задачі доцільно розглядати разом.

В ультразвукових зондах з механічним скануванням задача фокусування вирішується незалежно на основі використання кільцевої ґратки перетворювачів з електронним керуванням.

#### *Характеристики акустичного поля перетворювача*

Якість і точність формування ехозображень визначаються роздільною здатністю по глибині і поперечною роздільною здатністю, що залежить від характеристик полів випромінювання і прийому перетворювача. Поле випромінювання визначається тиском або інтенсивністю, що створюються перетворювачем у режимі випромінювання в довільній точці простору. Просторовий розподіл поля у відносних одиницях називається діаграмою випромінювання. Діаграма випромінювання за тиском являє собою залежність тиску випромінювання від координат точки, у якій визначається цей тиск. Як правило, розглядаються перерізи діаграми випромінювання площиною, що проходить через вісь випромінювача. При цьому будується залежність тиску від лінійної координати, вісь якої перпендикулярна до осі випромінювання. Слід зазначити, що в загальному випадку характер перерізу діаграми випромінювання залежить від глибини, тобто відстані від випромінювача до осі координат, вздовж якої розглядається зміна інтенсивності [14].

Іноді будується залежність тиску від кутової координати, і відлік починається від осі випромінювання. У цьому випадку прийнято говорити про діаграму спрямованості випромінювача. При досить великих глибинах, у так званій "далекій зоні" випромінювання, нормована діаграма спрямованості не залежить від глибини.

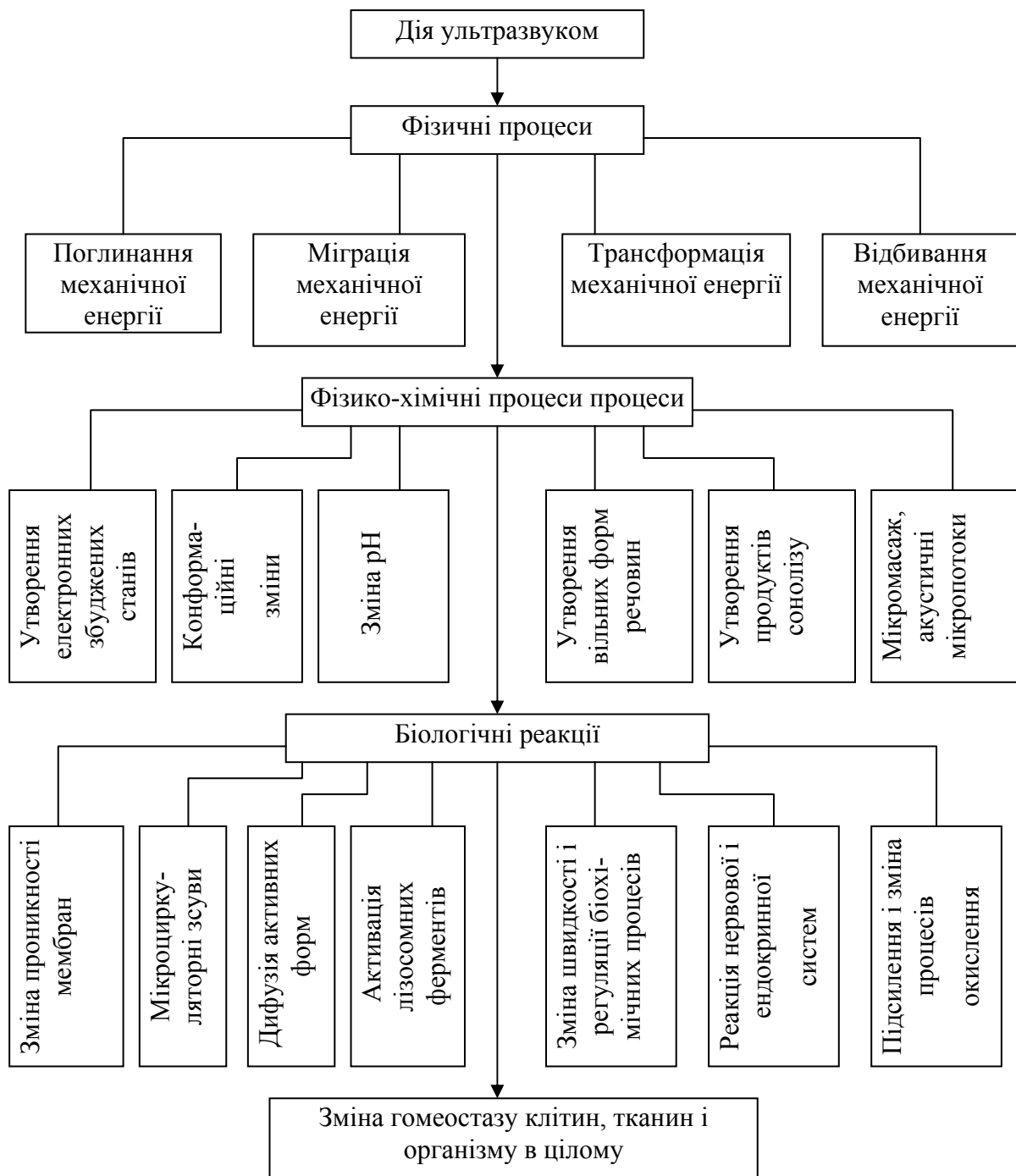


Рисунок 2.3 – Схема взаємодії ультраакустичної енергії з біологічним середовищем і реакції організму

Центральна частина діаграми випромінювання, в межах якої зосереджена основна енергія випромінювання, називається головним променем чи основною пелюсткою. На практиці за нижнє значення тиску випромінювання, що визначає ширину діаграми, беруть рівень (-10) чи (-20) дБ від максимального значення. Іноді говорять про ширину діаграми за рівнем половинної потужності (-6 дБ). У ряді випадків, коли має місце зменшення рівня до 0, як оцінки ширини основної пелюстки використовують відстань між найближчими до максимуму нулями.

Крім основної пелюстки діаграма може мати бічні пелюстки, відносний рівень яких визначає небажане бічне випромінювання.

В тому випадку, коли випромінювання є неперервним, діаграма випромінювання постійна в часі. При імпульсному випромінюванні діаграма є функцією часу, досягаючи максимального значення в даній точці простору до часу приходу в цю точку максимуму імпульсу випромінювання.

Поле прийому визначається тиском чи інтенсивністю, що виникають на поверхні приймального перетворювача в результаті впливу на нього ультразвукового випромінювання, зокрема, розсіяного випромінювання, створеного сукупністю відбивачів внаслідок опромінення зондувальним сигналом. Природно характеризувати приймальні можливості перетворювача за допомогою діаграми на прийом, яка визначається як результат впливу на приймальний перетворювач точкового випромінювача, що переміщується в просторі. Так само, як у випадку діаграми випромінювання, звичайно розглядаються перерізи приймальної діаграми площиною, що проходить через вісь (напрямок) прийому. Усе вищесказане про діаграми випромінювання поширюється і на приймальні діаграми.

В режимі випромінювання-прийому просторова вибірковість системи характеризується добутком діаграм випромінювання і прийому.

В загальному випадку, коли маємо випромінювальний перетворювач чи систему перетворювачів з амплітудним розподілом тиску на розвороті (апертурі)  $P(u, v)$ , просторове поле випромінювання для амплітуди неперервного синусоїдального сигналу може бути знайдене за допомогою інтегрального перетворення Гріна [14]:

$$F(r) = K \int_S P(u, v) \frac{e^{-jk|R-r_{uv}|}}{|R-r_{uv}|} dudv, \quad (2.12)$$

де  $K$  – нормувальний множник;

$k = \frac{2 \cdot \pi}{\lambda} = \frac{\omega_0}{c}$  – хвильовий коефіцієнт ( $\lambda$  – довжина хвилі в середовищі,

що відповідає частоті випромінювання  $\omega_0$ );

$R$  – радіус-вектор, що визначає положення точки  $A$  в просторі, для якої обчислюється поле випромінювання;

$r_{uv}$  – радіус-вектор, що визначає положення елементарного випромінювача площею  $dudv$  на поверхні перетворювача (рис. 2.4);

$S$  – площа інтегрування, що збігається з площею випромінювача.

Для того, щоб врахувати залежність характеристик поля від часу, використовується вираз, що описує просторово-часове поле випромінювання синусоїдального сигналу (рис. 2.5):

$$F(r, t) = K \int_S P(u, v) \frac{e^{-jk|R-r_{uv}|}}{|R-r_{uv}|} e^{-j\omega_0 t} dudv . \quad (2.13)$$

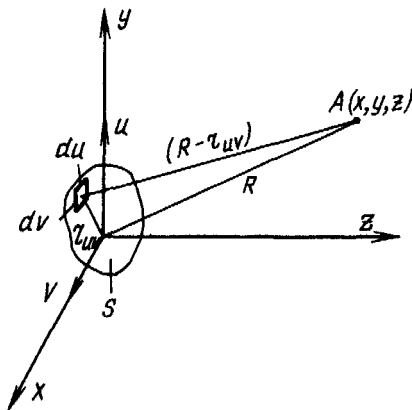


Рисунок 2.4 - Просторове поле випромінювання

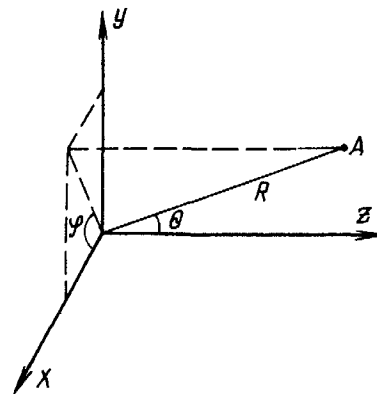


Рисунок 2.5- Поле випромінювання в сферичних координатах

Для імпульсного сигналу з комплексною обвідною  $U(t)$  цей інтеграл має вигляд

$$F(r, t) = K \int_S P(u, v) U\left(t - \frac{|R - r_{uv}|}{e}\right) \frac{e^{-j\omega_0 t}}{|R - r_{uv}|} dudv . \quad (2.14)$$

Наведені інтегральні співвідношення отримані при умовах, що напрямок випромінювання збігається з напрямком осі  $Z$ , розміри випромінювача істотно більші за довжину хвилі випромінювання, поле випромінювання обчислюється на порівняно невеликих кутових відстанях від осі  $Z$ , при цьому на глибинах, що перевищують розмір апертури.

#### Фокусовані випромінювачі

Як впливає із результатів аналізування поля випромінювання плоских випромінювачів, на інтервалі глибин від площини випромінювача до фокуса ширина основної пелюстки значно більша за її ширину в фокусі. Для типових значень діаметра круглої апертури  $2a=13\text{мм}$  і частоти  $f_0=3,5\text{МГц}$  фокусна відстань  $F = F_h \frac{a^2 \cdot f_0}{c} = 130\text{ мм}$ . Цей інтервал складає суттєву частину максимальної глибини зондування  $180\text{...}240\text{ мм}$ , що прийнята для частоти  $3,5\text{ МГц}$ . Тому для підвищення роздільної здатності в поперечному напрямку на малих глибинах необхідно використовувати різні способи фокусування випромінювачів.

На рис. 2.7 схематично зображені типи випромінювачів, які найбільш часто використовуються.

Перші шість типів фокусувальних випромінювачів мають фіксовану фокусну відстань. Останні чотири типи випромінювачів дозволяють

забезпечити зміну фокусної відстані за допомогою спеціальних електронних схем керування фокусуванням.

Характеристики поля випромінювання для сфокусованих випромінювачів доцільно досліджувати на прикладі перетворювача сферичної форми, оскільки основні співвідношення, що визначають ці характеристики, є спільними для всіх типів фокусувальних випромінювачів.

На рис. 2.6 та 2.8 наведені перерізи поля випромінювання сферичних випромінювачів з діаметром  $2a$  і різним нормованим радіусом сфери  $A = R_c / (a^2 / \lambda)$  ( $R_c$  – радіус кривизни сфери):  $A=0,53$  (рис. 2.7) та  $A=0,27$  (рис. 2.8). Поля розраховувалися тим же методом математичного моделювання, що і розглянуті вище поля плоских випромінювачів, для діаметра  $2a=15$  мм, частоти  $f_0=2$  МГц і кількості періодів імпульсів  $n=2$ . Перерізи подані для рівнів  $-3$ ;  $-6$ ;  $-10$  дБ.

При збільшенні радіуса кривизни фокусна відстань і максимум інтенсивності на осі випромінювання віддаляється від випромінювача і наближається до точки  $a^2/\lambda$ . Кутова ширина головної пелюстки в зонах фокуса для кожного радіуса кривизни випромінювача близька до величини, що визначається співвідношенням

$$\Delta\theta_F = K \frac{\lambda}{2a}, \quad (2.15)$$

де коефіцієнт  $K$  залежить від рівня (відносно максимуму), за яким визначається ширина головної пелюстки. Так, для рівня половинної потужності ( $-6$  дБ) величина  $K \approx 1,12$ , а для рівня, що відповідає першим нулям діаграми направленості,  $K \approx 1,22$ , так само, як для плоского випромінювача.

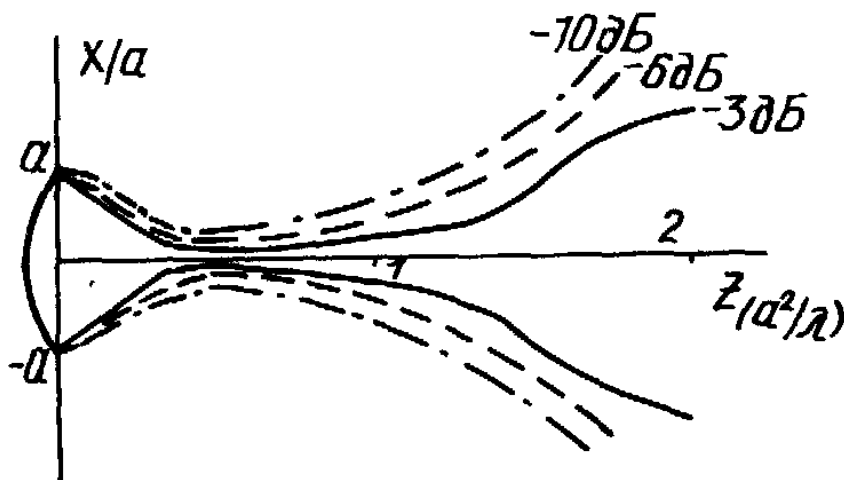


Рисунок 2.6 – Поле випромінювання круглого сферичного випромінювача з відносним радіусом кривизни  $A=0,53$

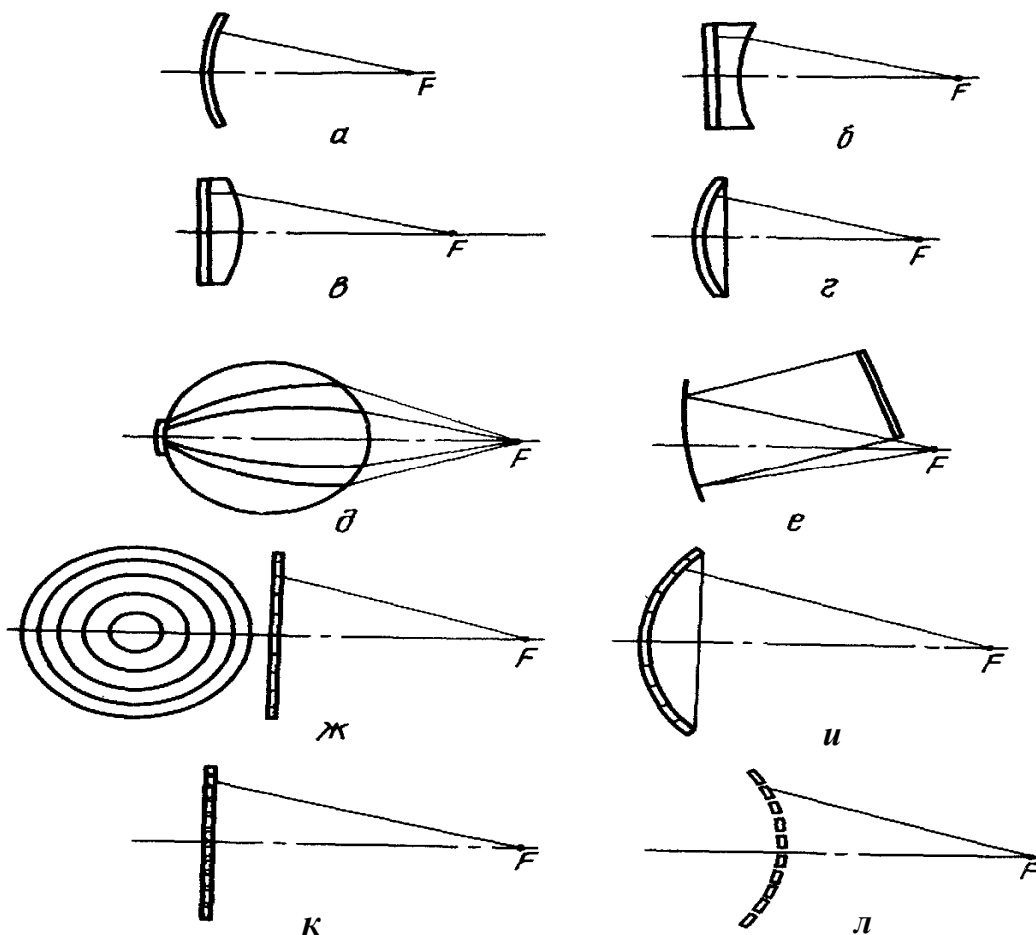


Рисунок 2.7 – Типи фокусувальних випромінювачів:

а – перетворювач сферичної форми; б – плоский перетворювач з плоско-ввігнутою “прискорювальною” лінзою з матеріалу зі швидкістю звуку, що перевищує швидкість звуку в середовищі розповсюдження; в – плоский перетворювач з плоско-випуклою “уповільнювальною” лінзою з матеріалу зі швидкістю звуку, що менша швидкості звуку в середовищі розповсюдження; г – сполучення перетворювачів ввігнутої форми з одним із типів лінз; д – перетворювач з неоднорідною лінзою, в якій показник заломлення матеріалу змінюється за певним законом (наприклад, лінза Люнеберга); е – перетворювач із дзеркальним відбивачем; ж – плоска кільцева антенна ґратка (annular array), в якій кожне із концентричних кілець збуджується незалежно з певною затримкою для того, щоб сформувати фронт хвилі потрібної форми; и – сферична кільцева антенна ґратка; к – лінійна антенна ґратка; л – випукла (конвексна) антенна ґратка.

Таким чином сімейство перерізів головної пелюстки поля випромінювання (за певним рівнем) для круглих випромінювачів одного діаметра, але сфокусованих на різні глибини, має обвідну у вигляді конічної поверхні з кутом при вершині.



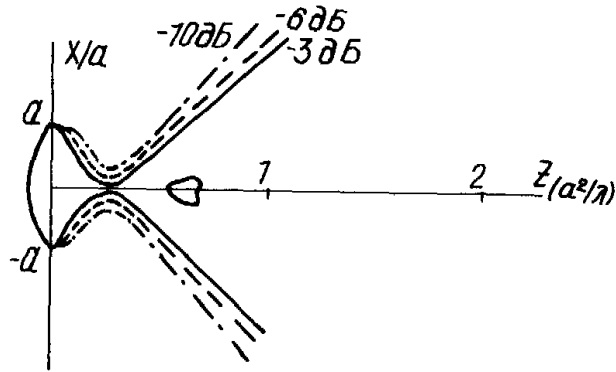


Рисунок 2.8 – Поле випромінювання круглого сферичного випромінювача з радіусом кривизни  $A=0,27$

### *Кільцеві антенні ґратки*

Для суттєвого збільшення розміру зони фокусування круглих випромінювачів використовується кільцева антенна ґратка з незалежним збудженням кожного з концентричних кілець зондувальними імпульсами (рис. 2.9). Зондувальні імпульси за допомогою спеціальної схеми керування подаються на кільця з такими взаємними затримками, що збуджувані ними акустичні імпульси утворюють фронт випромінювання, близький до сферичного, для отримання фокуса випромінювання в точці  $F$ . Радіуси кілець, як правило, вибираються таким чином, щоб площі кожного з них (за виключенням зазорів між кільцями) були близькі один до одного. Нееквідистантність ширини кілець дозволяє дещо зменшити рівень бокових пелюсток, які виникають внаслідок змін апертури.

На рис. 2.9 показана кільцева ґратка з п'яти кілець, на які подаються імпульси з обвідними, зсунутими один відносно одного, щоб сформувати сферичний фронт випромінюючої хвилі. Залежно від зміни радіуса цього сферичного фронту змінюється положення фокуса  $F$  по глибині, а також положення зони фокусування [14].

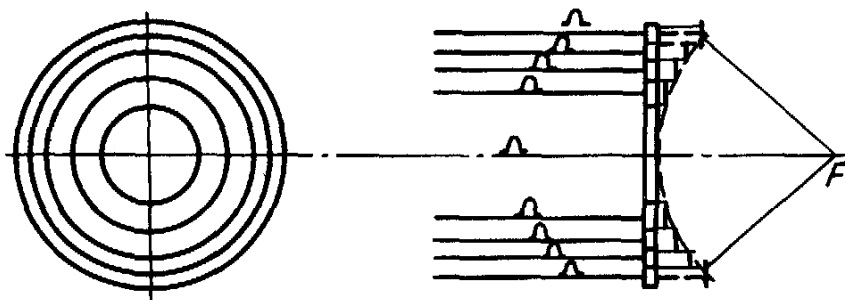


Рисунок 2.9 – Кільцева антенна ґратка

В режимі випромінювання встановлюється те положення фокуса, яке потрібне для забезпечення найкращої роздільної здатності в заданому інтервалі глибин.

В режимі прийому використовується динамічне фокусування, при якому в процесі прийому ехосигналів із збільшенням глибини, на якій знаходяться відбивальні структури, здійснюється переключення фокуса для того, щоб отримати хорошу поперечну пропускну здатність на потрібному діапазоні глибин.

#### *Типи ґраток і способи сканування*

Некогерентна ґратка *НГ (IG)* з окремим скануванням *РС (SC)*. В некогерентній ґратці кожен елемент здійснює сканування заданої області окремо від інших, після чого інформація, яка отримана елементами, об'єднується. Метод сканування кожного елемента – механічний чи електронний. В останньому випадку кожний з елементів сам є ґраткою. Об'єднання інформації реалізується шляхом використання відомих алгоритмів відбору максимального значення сигналу для кожної точки досліджуваної області чи додавання (з відповідними масами) сигналів від елементів ґратки в кожній точці. Така некогерентна обробка сигналів при різниці ракурсів спостереження дозволяє покращити кутову пропускну здатність порівняно з одним елементом і покращити можливість спостереження внутрішніх структур за рахунок того, що межі цих структур краще спостерігаються тими елементами, вісь випромінювання яких направлена перпендикулярно до межі (рис. 2.10).

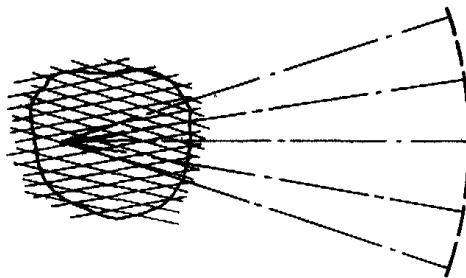


Рисунок 2.10 – Некогерентна ґратка з окремим скануванням

В відомих системах з некогерентними ґратками використовується механічне сканування елементів, заглиблених в акустично прозору рідину, тому такі системи називаються імерсійними. В системі „Octoson” фірми Ausonics (Австралія) є вісім окремих сканувальних випромінювачів, кожен з апертурою діаметром приблизно 10 см, що дозволяє отримати хорошу кутову пропускну здатність і високу чутливість.

Час отримання кадру зображення  $n$  елементами дорівнює

$$T_K = \frac{m2z_M}{c} \cdot n, \quad (2.16)$$

де  $m$  – число акустичних рядків;

$z_m$  – максимальна відстань від випромінювача до задньої межі області огляду.

При  $m=100$ ,  $z_m = 40$  см і  $C = 1540$  м/с час отримання кадру в 8-елементній системі  $T_K = 0,4$  с. Звичайно в некогерентній системі важко спостерігати структури, що рухаються. І навіть дихання в ряді випадків може погіршувати зображення, що спонукає обмежувати кількість елементів в ґратці для зменшення часу отримання кадру.

#### *Лінійно-сканувальні ґратки*

Ґратки цього типу складаються з  $N$  елементів, розміщених на одній осі. Для отримання зображення в кожному зондуванні *діаграма направленості ДН (diagram of orientation)* формується тільки частиною елементів, що дорівнює  $n$  [14].

Типові параметри лінійно-сканувальних ґраток: число комутувальних елементів 64...256; число елементів, які формують ДН, 4...16; крок ґратки (залежно від частоти) 0,2...0,4 мм; загальна довжина апертури 45...120 мм; зазор між елементами 0,05...0,09 мм.

Сканування в ґратці проводиться шляхом переключення елементів. Для отримання інформації в одному напрямку (по одному акустичному рядку) збуджувальні імпульси подаються на підґратку з  $n$  елементів, після чого ці ж  $n$  елементів переключаються на прийом. В результаті формується діаграма випромінювання, яка показана штрих-пунктирною лінією на рис. 2.11, поз.1, діаграма на прийом (штрихова лінія) і результувальна діаграма, яка дорівнює перетворенню приймальної і передавальної діаграм (зображена суцільною лінією). При необхідності в процесі прийому може використовуватися режим динамічного фокусування. Напрямок акустичного рядка, як правило, перпендикулярний до осі розміщення елементів.

Для отримання наступного акустичного рядка відключається один з елементів на початку підґратки з  $n$  елементів і підключається додатково елемент в кінці, тобто вся підґратка пересувається в просторі на величину, яка дорівнює кроку ґратки  $d$ . Відповідно на крок переміщається в просторі паралельно попередньому напрямку акустичний рядок (рис. 2.11, поз. 2). В тому випадку, коли потрібно перемістити акустичний рядок на половину кроку ґратки, то на випромінювання підключаються перші  $n$  елементів (як в поз. 1), а на прийом ґратка переміщається на крок. Положення діаграм на прийом і передачу, а також результувальної діаграми показані на рис. 2.11, поз.3. Меншу дискретність переміщення акустичного рядка можна отримати, якщо при формуванні ґратки на прийом елемент на початку не відключається, а елемент в кінці підключається, так що приймальна апертура складається з  $(n+1)$  елементів. В результаті забезпечується переміщення акустичного рядка на чверть кроку ґратки (рис. 2.11, поз. 4) [14].

### Формування підгратки

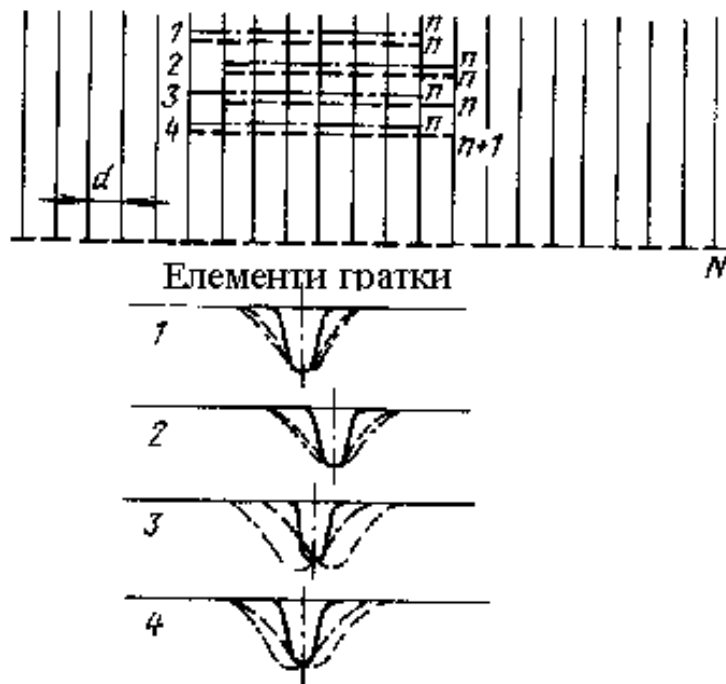


Рисунок 2.11 – Комутація елементів при скануванні в лінійній ґратці

На рис. 2.12 показана схема пристрою керування скануванням лінійної ґратки ЛГ (LG).

Комутатор  $n$  з  $N$  забезпечує підключення як на передачу, так і на прийом елементів ґратки в необхідній кількості. В режимі передачі ці елементи збуджуються сигналами від генераторів, які запускаються з потрібними взаємними затримками за сигналами від контролера керування скануванням. В режимі прийому ехосигнали надходять на попередні підсилювачі і після підсилення – на комутувальні лінії затримки, які також керуються контролером. З виходу ліній затримки сигнали додаються і подаються в приймач.

#### *Випукла (конвексна) ґратка*

*Випукла ґратка (protuberant grate)* відрізняється від лінійної тим, що елементи розміщуються на поверхні, яка являє собою частину циліндра. В ній так само, як і в лінійній ґратці, діаграма несправності ДН (FF) формується тільки частиною елементів і сканування здійснюється переключенням групи елементів. Осі формувальних променів вже не паралельні один відносно одного. Розходячись в площині сканування (рис. 2.13), вони утворюють віяло променів. Глибина перетину сусідніх променів тим більша, чим менший радіус кривизни поверхні ґратки. Тому для випуклої ґратки більш важливо, ніж для лінійної, зменшувати дискретність переключення променя чи використовувати підкачку променя.

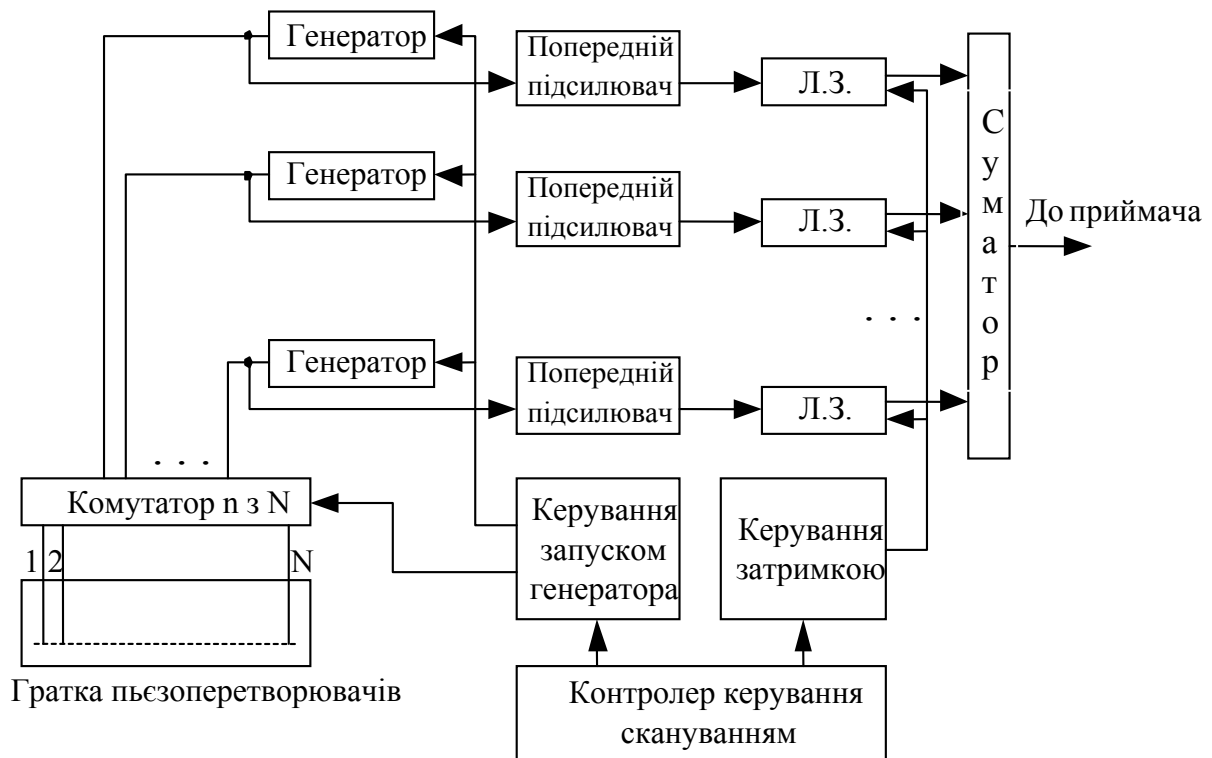


Рисунок 2.12 – Пристрій керування скануванням



Рисунок 2.13 – Конвексна гратка

Схема керування скануванням випуклої гратки аналогічна схемі керування лінійної гратки. Випукла гратка поєднує перевагу лінійного сканування – широка зона огляду структур, близько розташованих до поверхні зонда, і перевагу секторного сканування – широка зона огляду глибоко розташованих структур.

З цієї причини випуклі гратки знаходять все більш широке застосування в сучасних ехотомоскопах, не дивлячись на більшу складність у виготовленні, керуванні скануванням і фокусуванні, ніж лінійні гратки.

Методи ультразвукової ехо-імпульсної візуалізації знайшли широке застосування в медицині, хоча закладені в їх основу наукові принципи

поки що не до кінця зрозумілі. Існуючі екосистеми нараховують багато видів. Досить умовно можна уявити, що всі вони складаються з шести основних взаємопов'язаних частин відповідно до рис. 2.14.

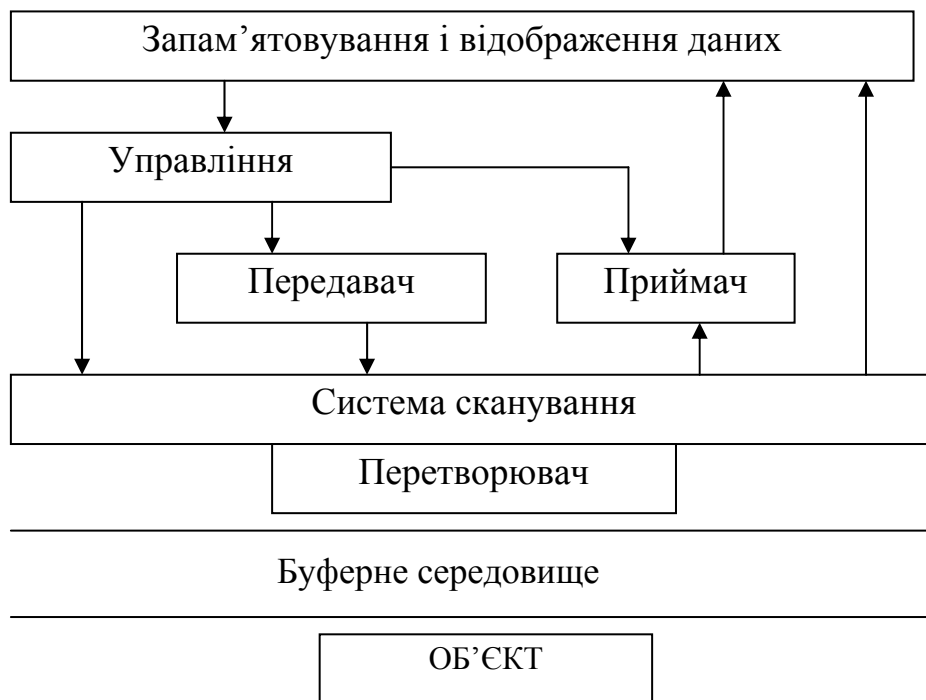


Рисунок 2.14 – Блок-схема, що показує зв'язок між основними вузлами ехо-імпульсних діагностичних систем



Рисунок 2.15 – Апарат для УЗ діагностики ALOKA SSD-2000 (АЛОКА)

## 2.2 Методи сканування і фокусування в ультразвукових діагностичних системах

В сучасній ультразвуковій діагностичній апаратурі використовуються датчики  $D$  ( $S$ ) трьох типів: механічні секторні, електронні секторні та лінійні, які залежно від технології виготовлення і технічних характеристик забезпечують практично всю гаму УЗ функціональних досліджень.

1. Механічне секторне сканування  $MCC$  ( $MSS$ ) забезпечує перевагу малої площини контакту з тілом пацієнта у поєднанні з широким оглядовим полем у дальній зоні, тому ідеально відповідає тим варіантам застосування апаратури, де є обмежений доступ до досліджуваної частини тіла.

Застосовується для формування УЗ-зображень голови новонародженого, серця, кісткового сканування та гінекологічних досліджень.

Схема механічного секторного сканера наведена на рис. 2.16

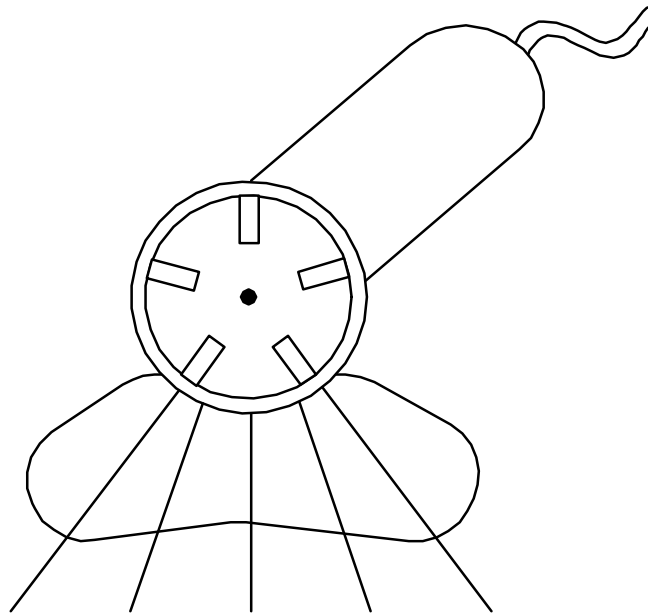


Рисунок 2.16 – Схема механічного секторного сканера

У ротаційних сканерів кілька окремих ультразвукових випромінювачів обертаються навколо загальної осі, а у коливальних сканерів один ультразвуковий випромінювач здійснює коливальні рухи відносно свого нульового положення.

Оскільки механічні секторні сканери працюють з одним або декількома УЗ випромінювачами, то вони забезпечують таку ж високу роздільну здатність, як і комбіновані сканери.

Одним із небагатьох їх недоліків є обмежена ширина зображення в ближньому полі УЗ випромінювача.

2. Електронне секторне сканування  $ECC$  ( $ESS$ ).

Аналогічно до механічних сканерів в медичній практиці

застосовуються і електронні секторні сканери, схема одного із них наведена на рис. 2.17.

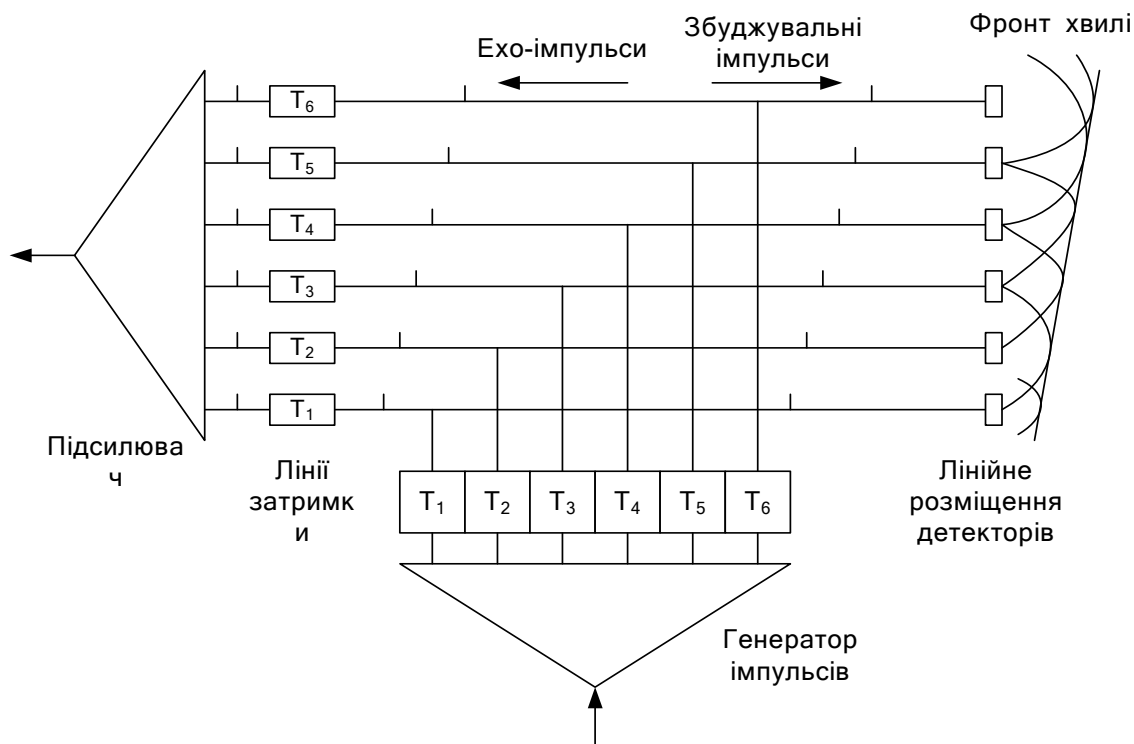


Рисунок 2.17 – Схема електронного секторного сканера

Лінії розходження зображення формуються завдяки збудженню окремих елементів (об'єднаних в лінійну детекторну схему). При цьому для кожної лінії зображення ця затримка протягом часу постійно змінюється. На практиці сканери такого типу називаються випукло-секторними сканерами і забезпечують високу якість зображення, широке оглядове поле в дальній зоні, зберігаючи при цьому добре оглядове поле у ближній зоні. Ще однією перевагою таких сканерів є те, що вони забезпечують значно вищий рівень завадо- та артефактостійкості порівняно із звичайними фазованими матрицями.

Слід відзначити, що секторне сканування порівняно із лінійним перевершує його, тому що забезпечує вищу якість зображення і дозволяє дивитись більші розміри розрізів.

### 3. Лінійне сканування (ЛС).

При лінійному скануванні 64 або більше елементарних УЗ перетворювачів розміщені в ряд один біля одного. Замість механічного або електронного сканування тут використовується підключення поряд розміщених перетворювачів в певний час (із зсувом по фазі) за допомогою електронного керування.

Завдяки тому, що декілька елементів об'єднані в одну групу, досягається висока роздільна здатність в боковому напрямку, що забезпечує високу якість зображення. З кожним імпульсом група



перетворювачів переключасться на один елемент далі, що означає зсув наступної лінії зображення на один елемент (рис. 2.18).

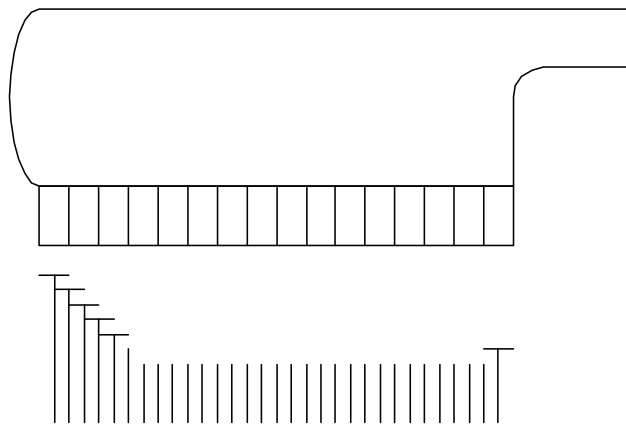


Рисунок 2.18 – Схема лінійного сканування

В схемі із 64 елементами формується УЗ зображення приблизно із 120 ліній. Основним недоліком лінійного сканера є необхідність в значно більшій поверхні контакту датчика із тілом і гірша роздільна здатність, ніж у секторних сканерах.

В 1977 році японська фірма АЛОКА вперше в світі випустила прилад із динамічним фокусуванням ДФ (*DF*) власної розробки SSD-200В.

З того часу динамічне фокусування отримало широке розповсюдження в мультикристалічних сканерах. Єдиний суттєвий недолік, який має динамічне фокусування, полягає в тому, що із збільшенням кількості фокальних точок зменшується частота кадрів так, що для отримання одного зображення необхідно декілька разів здійснювати сканування, встановлюючи для кожного іншу фокусну відстань.



Рисунок 2.19 – УЗД апарат СОНОЛАЙН-СФ (СІМЕНС)

На практиці це призвело до того, що для збереження прийнятого рівня частоти кадрів доводилось обмежувати кількість можливих фокальних точок, як правило кількістю 4 або менше.

В сучасних сканерах використовується модифіковане повнодіапазонне динамічне фокусування, яке не здійснює негативного впливу на частоту кадрів. Остання залишається незмінною незалежно від кількості фокальних точок. Фокусування в цьому випадку здійснюється за допомогою керуючих комп'ютером багатофокусних ланцюгів. Ультразвуковий промінь, який формується в реальному часі, дуже тонкий і нагадує шовкову нитку.

Одним із різновидів динамічного фокусування є електронне фокусування  $E\Phi$  ( $EF$ ), яке покладено в основу побудови багат шарових датчиків надвисокої щільності. В цьому випадку використовуються полікристалічні структури, які дозволяють простим шляхом змінювати фокусну відстань і забезпечують динамічне фокусування в реальному масштабі часу.

До недоліків такого виду фокусування слід віднести те, що передня частина променя відрізняється від ідеальної, оскільки має форму, яка нагадує квадрат.

Для виправлення цього недоліку використовуються менші за розміром кристали (половинного розміру), кількість яких значно збільшена. Це дозволяє сформувати ввігнуту поверхню і зменшити спотворення зображень, що в свою чергу, допомагає здійснити повнодіапазонне динамічне фокусування більш ефективно.

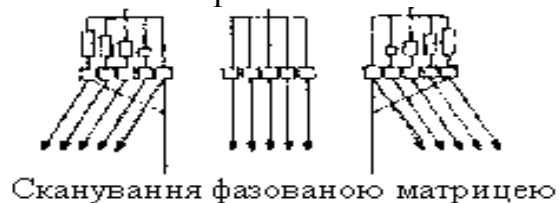


Рисунок 2.20 – Багат шарові датчики надвисокої щільності

На рис. 2.20 наведені три типи секторного сканування, кожний із яких має свої переваги в певних варіантах застосування. До них відносяться: сканування за допомогою фазованої матриці, сканування за допомогою випуклої структури і механічне сканування.

Перевага фазованої матриці полягає в тому, що вона має максимальну контактну поверхню стискання із тілом пацієнта забезпечує можливість фокусування на різні глибини, що ідеально підходить для датчиків, призначених для сканування серця.

Недоліком такого датчика є те, що відбитий зворотний сигнал не завжди надходить на датчик під кутом  $90^\circ$ , тому деякі відбиті зворотні сигнали, а з ними і відповідна діагностична інформація, втрачаються.

Цього недоліку позбавлені механічні секторні датчики та випукло-секторні датчики, оскільки напрямок випромінюючого і зворотного променів завжди проходить під кутом  $90^\circ$  відносно поверхні датчика. За рахунок цього досягається більш висока якість зображення, ніж при використанні фазової матриці (особливо на краях зображення). Однак для механічного секторного сканування неможливо побудувати датчик з високою щільністю кристалів, внаслідок чого зображення має тенденцію до спотворень, а сам датчик не може бути використаний для повнодіапазонного динамічного фокусування в реальному часі.

До недавнього часу необхідно було замінювати датчик при переході від сканування ближньої зони високочастотним датчиком до сканування дальньої зони низькочастотним, що призводило до суттєвих незручностей при проведенні УЗ досліджень (УЗД). Для вирішення цієї проблеми була розроблена система динамічного частотного сканування. Вона забезпечує сканування близької зони сигналом високої частоти, необхідної для високої роздільної здатності, і дальньої зони сигналом низької частоти для значної глибини при роботі з одним і тим же первинним перетворювачем. Динамічне частотне сканування досягається за рахунок мультичастотної і одночастотної передачі, використаної у поєднанні з фільтрацією на змінній смузі пропускання вхідного сигналу, що веде до зміни певної приймальної частоти відповідно до глибини частини тіла, яка досліджується.

Динамічне частотне сканування збільшує роздільну здатність в ближній зоні і глибину проникнення в дальній, порівняно з одночастотними традиційними датчиками.

В типових випадках формування зображень відбувається в частотних діапазонах від 2,5 МГц до 6 МГц або від 5 МГц до 10 МГц.

Електронне фокусування із застосуванням полікристалічних датчиків широко відоме. Воно зручне, оскільки дозволяє простим шляхом змінювати фокусну відстань та забезпечує динамічне фокусування в реальному масштабі часу. Однак існують певні недоліки, пов'язані з тим, що передня частина променя відмінна від ідеальної, оскільки має форму,

яка нагадує квадрат замість бездоганної ввігнутої форми, що викликає певні викривлення зображення.

За рахунок використання менших за розміром кристалів (половинного розміру) та їх більшої кількості пристрій SSD-650 забезпечує можливість формування ввігнутої поверхні та зниження викривлень, що, в свою чергу, допомагає здійснити повнодіапазонне динамічне фокусування в реальному масштабі часу ще більш ефективно.

З таких причин фірма “АЛОКА” обрала саме випуклий зонд як стандартний секторний датчик для пристрою SSD-650.

На рис. 2.21 наведена структурна схема типового ультразвукового діагностичного пристрою, який використовує будь-який із трьох типів датчиків.



Рисунок 2.21 – Структурна схема типового ультразвукового діагностичного пристрою

### 2.3 Датчики для ультразвукової діагностики

Ультразвукові *датчики (sensors)*, які використовуються в ехокардіографії розділяються на три основні групи: транскутанні, внутрішньопорожнинні та інтраопераційні.

Транскутанні датчики, які призначені для сканування об'єктів в режимі реального часу, бувають двох видів – механічні й електронні. Механічні датчики підрозділяються на ротаційні – випромінювальна пластина змонтована на обертовому валу; хитні – одноелементний датчик, скануючий по сектору під дією механічної чи магнітної сили; стаціонарні – сканування забезпечується рухливим дзеркалом, закріпленим напроти нерухомого датчика. Системи електронного сканування підрозділяються

на фазовані секторні, лінійні і комбіновані. Механічні стаціонарні й електронні лінійні системи не знайшли широкого застосування в ехокардіографії.

В даний час вартість електронних секторних датчиків з фазованою ґраткою вища за вартість механічних датчиків. Електронна схема механічного датчика значно простіша, а основу обертової частини складає мініатюрний мотор. Відмінністю фазованих датчиків є досить складна електронна схема керування, а сама випромінювальна частина являє собою твердотільний блок. Площа, необхідна для контакту механічному датчику, трохи більша, ніж для електронного датчика. Розміри механічного ротаційного датчика більші, ніж розміри хитного датчика і обмежуються розмірами мотора і обертового вала. При досить досконалій технології розміри електронного датчика можуть бути менші за розміри механічного датчика.



Рисунок 2.22 – УЗД апарат СОНОЛАЙН-АЦ (Сименс)

Визначальними параметрами при оцінці якості зображень, отриманих на механічних і електронних датчиках є аксіальна і азимутальна пропускні здатності, динамічний діапазон, просторове квантування та ін. Аксіальна пропускна здатність і динамічний діапазон практично не залежать від типу сканування. В механічних сканерах використовуються кільцеві випромінюючі елементи, що дозволяє одержати результувальний профіль ультразвукового променя симетричним відносно осі обертання, при цьому відношення головної пелюстки до бічних визначається функцією Бесселя. Фокусування променя досягається застосуванням лінз з

фіксованим фокусом чи ввігнутою поверхнею елемента. Конструкція ротаційного датчика дозволяє використовувати одночасно кілька випромінювачів з різними фокусними відстанями, в результаті чого може бути створена система з зонним фокусуванням. Загальним для всіх механічних систем є сталість пропускної здатності і чутливості для різних кутів сканування. Профіль ультразвукового променя в електронних секторних сканерах є несиметричним, а кутова пропускна здатність контролюється електронними елементами, розміщеними у певній послідовності в матриці. Час для формування нового електронного променя складає кілька мікросекунд, що дозволяє досягти високих значень частоти кадрів сканування і щільності рядків, які обмежуються тільки швидкістю поширення ультразвуку в середовищі. В електронних системах пропускна здатність і чутливість змінюються залежно від кута і при максимальних кутах відхилення досягають найгіршого значення.

Одним з недоліків конструкції механічних датчиків є ревербераційні ефекти, які виникають в узгоджувальній рідині. В електронних системах джерелами таких перешкод є узгоджувальна лінза і демпфувальний шар. При відповідному підборі параметрів цих середовищ артефакти можуть бути зведені до мінімуму. Механічні сканери не мають обмежень за частотою ультразвуку, що використовується, у той же час для електронного сканування виготовлення датчиків на частоті більше 5 МГц пов'язано з деякими технологічними труднощами, викликаними гранично малими розмірами окремих елементів матриці.

Перевагою систем електронного сканування є більш широкі можливості для одержання одночасно з двовимірною інформацією даних в *M*-режимі сканування за обраним рядком і доплерівської інформації. Відзначається ряд експлуатаційних обмежень механічних систем, в яких згодом необхідно виконувати дегазацію узгоджувальної рідини і замінювати деталі двигуна.

Результатом порівняльного аналізу є висновок про деяку перевагу систем механічного сканування порівняно з електронними фазованими матрицями *ФМ (FA)*, передусім за параметрами ціни, технологічності виготовлення, якості зображення.

При оптимізації конструкції ультразвукових перетворювачів найчастіше використовують так звану *KLM*-модель, яка полягає у виборі характеристик для оптимізації і визначенні їх відносної ваги в оптимізаційному критерії. Стратегія оптимізації базується на евристичному методі, що складається в систематичній зміні конструктивних параметрів датчика з подальшим розрахунком експлуатаційних параметрів, обраних як функціональний критерій. Ці параметри підбираються з урахуванням зручності автоматичної оптимізації на *ЕОМ*, тобто їхні функції повинні бути неперервними при зміні вхідних параметрів. З урахуванням даної обставини експлуатаційні

характеристики розбиті на дві групи: традиційні, що використовуються при звичайному аналізі, і нетрадиційні, введені спеціально для автоматичного аналізу. У першу групу ввійшли такі: фракційна смуга частот, втрати енергії при подвійному проходженні відстані до об'єкта, тривалість обвідної ехо-сигналу на рівні – 20 дБ, центральна частота, що відповідає максимуму потужності, динамічний діапазон. Основними параметрами в другій групі є: центроїдна частота амплітудного спектру ехо-сигналу, енергетичний коефіцієнт подвійного переходу, визначений на всьому спектрі ехо-сигналу.

Як вхідні параметри оптимізації використовуються: акустичний опір демпфувального матеріалу, товщина PZT кераміки, опір і товщина внутрішнього чвертьхвильового узгоджувального шару.

Коефіцієнти маси при оптимізації повинні підбиратися з урахуванням відповідної області застосування ультразвукового датчика - наприклад неруйнуючий контроль, медична візуалізація, ехографічне дослідження тканин. При використанні ультразвукових датчиків у медичній діагностиці основною задачею є одержання двовимірних напівтонових зображень. Для одержання високоякісних зображень анатомічних структур потрібні висока пропускна здатність, великий динамічний діапазон і висока чутливість. Осьова пропускна здатність визначається тривалістю зондувального акустичного імпульсу, тобто амплітудним і фазовим спектром сигналу. Враховуючи можливі обмеження при визначенні міри лінійності фазового спектра, функціональний критерій, як правило, визначають у тимчасовій області. Центроїдна частота при даному дослідженні підтримувалася в досить обмежених межах ( $7,0 \pm 0,5$  МГц).

Для ультразвукової характеристики тканин потрібні відмінні від попереднього випадку умови: широкосмуговий перетворювач, висока чутливість, менш жорсткі вимоги до тривалості імпульсу. З урахуванням цього фазовий спектр і динамічний діапазон менш важливі при виконанні оптимізаційної процедури. Як експлуатаційні характеристики вибираються – мінімальна смуга частот, що охоплює 99,76% площі спектра імпульсу, енергетичний коефіцієнт подвійного переходу, мінімальна тривалість часової обвідної, фракційна смуга частот.

На рис. 2.23 показані основні датчики, що використовуються в УЗД системі SDL-310 (ШИМАДЗУ, Японія).

## **2.4 Безпека при ультразвукових дослідженнях**

Хоча ультразвукові дослідження є практично безпечними порівняно з іншими аналогічними методами дослідження, деякі країни світу і нині продовжують пошук показників для інформування медперсоналу про безпеку досліджень. В зв'язку з цим Американський Інститут Ультразвуку в медицині (AIUM) та Національна Асоціація виробників

електрообладнання США (NEMA) розробили “Стандарт відображення в реальному масштабі часу температурного та механічного індексів в діагностичному УЗ обладнанні”.

Температурний індекс  $TI$  ( $TI$ ) визначається як відношення реальної потужності УЗ променя до потужності, необхідної для підвищення температури досліджуваної частини тіла на  $1^{\circ}\text{C}$ . Тобто його числове значення приблизно відповідає величині можливого підйому температури при найбільш негативних обставинах. Розроблені три різновиди індексів:  $TIS$  – для м'яких тканин;  $TIB$  – для кісткових структур, розміщених біля фокусу УЗ променя;  $TIC$  – для черепної кістки.

Механічний індекс  $MI$  ( $MI$ ) – призначається для оцінки потенційного ризику виникнення кавітації (тобто утворення і зростання кількості газових міхурців в тканинах за рахунок розрідження середовища).  $MI$  – це відношення  $P$  до квадратного кореня частоти перетворювача  $i$ , як і  $TI$ , не має фізичної розмірності. Тут  $P$  – максимальний тиск розрідження УЗ хвилі УЗХ ( $USV$ ).

Безпека застосування ультразвукових медичних датчиків розглядається в двох аспектах. По-перше, датчик має безпосередній контакт із поверхнею тіла пацієнта чи поверхнею його внутрішніх органів, що вимагає забезпечення електричної безпеки. По-друге, датчик є генератором ультразвукової енергії, що поширюється в тіло пацієнта, тому акустична безпека значною мірою залежить від характеристик датчика і його електричного генератора. В даний час в обох напрямках проводиться велика кількість наукових досліджень і в цілому ряді країн вже опубліковані практичні посібники.

В питаннях електричної безпеки фірми-виробники ультразвукової медичної апаратури в основному керуються такими документами:

МЕК 601-1. Безпека медичної електронної апаратури (Міжнародна електротехнічна комісія, Швейцарія);

UL 544. Стандарт на медичну і стоматологічну апаратуру (Underwriter Laboratories, США);

MTFA 768. Безпечне застосування електрики в госпіталях (Національна протипожежна асоціація, США);

CSA 22.2. Електромедичне устаткування (Канадська асоціація стандартів, Канада).

В ехокардіографії ультразвуковий сканувальний датчик являє собою "робочу частину", що має безпосередній контакт із пацієнтом. В цьому випадку максимальний струм витоку при нормальних умовах не повинен перевищувати  $0,5\text{ мА}$ . Максимальна густина струму не повинна перевищувати  $5\text{ мА}\cdot\text{мм}^{-2}$  для того, щоб уникнути опіків шкіри. З тієї ж причини температура робочої частини перетворювача повинна бути нижче  $41^{\circ}\text{C}$ . У випадку обстежень, що передбачають безпосередній контакт із серцем пацієнта, струм витоку не повинен перевищувати  $10\text{ мкА}$  при



відсутності замикання або 50 мкА при одноразовому замиканні (одноразове замикання визначається як вихід з ладу первинних засобів захисту від короткого замикання).

Питання акустичної безпеки відзначені в цілому ряді національних і міжнародних документів:

80-ЕНД-59, Код-23. Керівництво з безпечного застосування ультразвуку. Ч. I: Медичні і парамедичні застосування (Охорона здоров'я і добробут, Канада);

ULI-I8I. Стандарт з безпечного застосування ультразвукової діагностичної апаратури (публікація AIUM/NEHA, 1983);

МЭК 29Д/ЦБ/16. Методи виміру характеристик ультразвукового ехоімпульсного діагностичного устаткування (Міжнародна електротехнічна комісія, проект 1982 р.).

NF G74-335. Застосування ультразвукової медичної діагностичної апаратури (стандарт Франції, 1982).

Незважаючи на той факт, що всі ці документи присвячені проблемі безпеки, а не питанням встановлення і вимірювання певних параметрів ультразвукового устаткування, вони обмежуються в основному посиланнями на відповідні означення стандарту Американського інституту із застосування ультразвуку в медицині (AIUM) і закликають керуватися інтересами пацієнта при вирішенні питання про доцільність проведення ультразвукового діагностичного обстеження.

При застосуванні ультразвуку біологічні ефекти, деякі з яких можуть становити небезпеку, викликані тепловими, механічними або іншими механізмами впливу. Механічні ефекти включають мікропотоки, стабільну чи перехідну кавітацію. Доза випромінюваного ультразвуку визначається параметрами ультразвукового поля. У діагностичних застосуваннях визначення ультразвукової дози ґрунтується на вимірюванні розмірів ультразвукового променя й імпульсу при випромінюванні у воді. Як правило, вимірюється значення інтенсивності ультразвуку  $I_{SPTA}$  (пікове значення в просторі, розподілене за часом). Американський інститут із застосування ультразвуку в медицині опублікував висновок, що значення інтенсивностей  $I_{SPTA}$  100 мВт·см<sup>-2</sup> є безпечними. Більшість сучасних приладів, призначених для ехокардіографії, працюють з дозами випромінювання нижче даного рівня [15].

Відзначимо, що прийнятий безпечний рівень 100 мВт·см<sup>-2</sup> є довільно встановленим, оскільки з наукової точки зору не можна стверджувати, що при інтенсивності вище цього рівня неминуче ураження тканин, а при інтенсивності нижче цього рівня є повністю безпечними. Протягом останніх років Американський інститут із застосування ультразвуку в медицині опублікував декілька заяв з приводу безпечного застосування діагностичного ультразвуку. Перше з них було опубліковано в серпні 1976 р., підтверджено в жовтні 1978 р. і стосувалося вже відомого

рівня  $100 \text{ мВт}\cdot\text{см}^{-2}$ . Оpubлікований документ мав назву “Встановлені біологічні ефекти при дії ультразвуку на живі тканини”. Другий документ був вперше опублікований в жовтні 1982 р. і підтверджений в березні і жовтні 1983 р. Він називався “Заява АІУМ щодо клінічної безпеки”, і рівень  $100 \text{ мВт}\cdot\text{см}^{-2}$  був замінений в ньому на таблицю рівнів інтенсивностей, типових для сучасних ультразвукових діагностичних приладів.

### Контрольні запитання

1. Поясніть, як використовується принцип застосування ультразвуку при побудові ультразвукової діагностичної апаратури.
2. Які основні електричні, фізичні та енергетичні характеристики ультразвуку Ви знаєте?
3. В чому полягає механізм лікувальної дії ультразвуку?
4. Що являє собою акустичне поле УЗ перетворювача?
5. Які основні типи фокусувальних випромінювачів Вам відомі?
6. В чому полягає різниця між кільцевою антеною і лінійно сканувальною ґраткою?
7. Поясніть принцип роботи пристрою керування скануванням.
8. Наведіть рівняння А-ехограми.
9. В чому полягає принцип механічного секторного сканування?
10. Чим електронне секторне сканування відрізняється від механічного?
11. Сформулюйте принцип лінійного сканування.
12. Що являє собою повнодіапазонне динамічне фокусування?
13. Наведіть структурну схему апарата для УЗД і поясніть принцип його роботи.
14. Наведіть класифікацію датчиків для ультразвукової діагностики.
15. Для дослідження яких органів людини використовуються датчики з частотами 3,5 МГц; 5 МГц; 7,5 МГц?
16. Які матеріали використовуються для виготовлення ультразвукових датчиків?
17. Як визначаються температурний і механічний індекси?
18. Природа біологічних ефектів, що становлять небезпеку здоров'ю людини при проведенні УЗ досліджень.

## **3 КОМП'ЮТЕРНА ОБРОБКА ІНТРОСКОПІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ**

### **3.1 Автоматичний аналіз зображень**

В медичній рентгенології існує ряд діагностичних методик, заснованих на вимірюваннях відносних розмірів зображень органів (рентгеноскопія). Рентгенометричні методи широко застосовуються при рентгенівських дослідженнях вагітних, деяких кісткових патологій в педіатрії і в інших випадках. Застосування ЕОМ для рентгенометричних методів у багато разів скорочує трудові витрати персоналу і підвищує точність вимірювань. Задача автоматичного аналізування медичних зображень є особливо актуальною в умовах проведення обов'язкового диспансерного обстеження населення. Її вирішення повинно відповідним чином трансформувати весь процес «скрінінгу» (масового профілактичного обстеження).

- Попередня обробка, що полягає в максимальному наближенні досліджуваного зображення до еталонного або нормованого. Найчастіше для медичних зображень це просторово-інваріантні операції, зсув, зміна яскравості, зміна контрасту, квантування і геометричні перетворення (зміна масштабу, поворот осі). Теорія цих перетворень добре розроблена і як правило, не викликає труднощів при використуванні сучасних ЕОМ.

- Виділення ознак, при яких функція, що описує оброблене зображення, піддається функціональному перетворенню, яке виділяє ряд найбільш істотних ознак, що кодуються дійсними числами. Виділення ознак полягає в математичних перетвореннях зображення залежно від задачі аналізу. Це може бути віднімання від еталона, диференціювання або автокореляція для виділення контуру, частотна фільтрація і багато інших. Правильний вибір алгоритму обробки має вирішальне значення для наступного етапу перетворення.

- Класифікація ознак. Отримані в результаті попередньої операції набори дійсних чисел, що описують виділені ознаки, порівнюються з еталонними числами, закладеними в пам'ять машини. ЕОМ на підставі такого порівняння класифікує зображення, тобто відносить його до одного з відомих типів, наприклад норма або патологія. набір дійсних чисел, що характеризують виділені ознаки, при цьому можна розглядати як точку в  $n$ -вимірному просторі. Якщо в цей простір заздалегідь введені області, що відповідають тому чи іншому класу в просторі ознак із заданою щільністю вірогідності для кожного класу, з'являється можливість класифікувати дане зображення відповідним чином.

Медичні зображення, що отримані в процесі рентгенівської, томографічної або ультразвукової діагностики різні як за характером їх складності, так і за видом закладеної в них інформації, що визначається механізмом взаємодії виду випромінювання з органами і тканинами. Проте вони мають загальні ознаки, необхідні для автоматичної класифікації; такими як 1) еталон норми через індивідуальні особливості кожного

організму; 2) еталон патології при величезній різноманітності її форм. Вказані дві обставини надзвичайно ускладнюють два останніх етапи автоматичної класифікації і часом роблять взагалі неможливим вирішення поставленої задачі за допомогою сучасної техніки.

Повна автоматична класифікація при диференціальній діагностиці поки що неможлива. Може бути здійснений тільки попередній відбір за принципом норма-патологія, економічно обґрунтованим лише для тих випадків, коли проводиться масове диспансерне обстеження. Вирішувати задачу автоматичного аналізу звичних для діагноста зображень в більшості випадків не має сенсу. Необхідно створювати спеціальні умови формування зображення, які б полегшували перш за все виконання другого етапу аналізу. Нижче сформульовані деякі принципові шляхи організації автоматичного аналізу медичних зображень.

- Функціональна діагностика *ФД (FD)*. В першу чергу необхідно використовувати таку важливу особливість більшості органів, як функціональна рухливість. Можливість реєстрації органу в декількох фазах дозволяє отримати еталон. Віднімаючи зображення двох фаз, можна позбутися фону, в багато раз зменшити кількість аналізованої інформації і перейти від дослідження зображення органу до дослідження його функції, що у багато разів простіше, оскільки дозволяє безпосередньо звернутися до виділення ознак дійсними числами. При профілактичному дослідженні легенів принципи функціональної діагностики детально розроблені професором І. С. Амосовим. Запропоновані ним рентгенополіграфічні ґратки дозволяють на одній рентгенограмі отримати зображення двох фаз легенів і тим самим здійснити квазісубтракцію зображень.

- Штучне контрастування. Існує ще одна форма еталона – штучне контрастування. Широко відомі динамічні субстрактори, що вживають при церебральній і кардіологічній ангіографії. Для всіх цих методів на основі субстракції може бути розроблений алгоритм автоматичного аналізу за допомогою існуючих ЕОМ тієї або іншої складності.

- Аналіз контуру. Ще однією доступною для сучасного рівня обчислювальної технології формою виділення ознак може бути група патологій, пов'язана із зміною контуру досліджуваного органу. Відомі методики діагностики за контуром серця. Для вельми обмеженої групи патологій потрібні методики можна використовувати при отриманні контрастового контуру стравоходу в шлунку.

- Кількісне визначення патології. В деяких випадках патологія органу може бути однозначно виділена на зображенні кількісно. Але таких випадків небагато.

### **3.2 Методи комп'ютерної обробки томографічних зображень**

Комп'ютерна томографія має ряд переваг перед звичайним рентгенівським обстеженням: а) передусім висока чутливість, що дозволяє

віддиференціювати окремі тканини один від одної за щільністю в межах 1-2%; на звичайних рентгенограмах цей показник складає 10-20%; б) на відміну від звичайної томографії, де на так званому трансмісійному зображенні органу (звичайний рентгенівський знімок) сумарно передані всі структури, що опинилися на шляху променів, комп'ютерна томографія дозволяє отримати зображення органів і патологічних осередків тільки в площині досліджуваного зрізу, що дає чітке зображення органів і патологічних осередків тільки в площині досліджуваного зрізу, без нашарування вище і нижче розташованих утворень; в) КТ дає можливість отримати точну кількісну інформацію про розміри і щільність окремих органів тканин та патологічних утворень, що дозволяє робити важливі висновки відносно характеру ураження; г) КТ дозволяє не тільки робити висновок про стан органу, що вивчається, але і про взаємовідношення патологічного процесу з оточуючими органами і тканинами, наприклад інвазії пухлин і сусідніх органів, наявності інших патологічних змін; д) КТ дозволяє отримати томограми, тобто поздовжні зображення досліджуваної області на зразок рентгенівського знімку шляхом переміщення хворого вздовж нерухомої трубки. Томограми використовуються для встановлення довжини патологічного осередка і визначення кількості зрізів.

Дані КТ можуть бути використані для проведення діагностичної пункції, і, що особливо важливо, вона може з успіхом застосовуватись не тільки для виявлення патологічних змін, але і для оцінювання ефективності лікування, зокрема протипухлинної терапії, а також визначення рецидивів і супутніх ускладнень. Діагностика з допомогою КТ заснована на прямих рентгенологічних симптомах, тобто визначенні точної локалізації, форми, розмірів окремих органів та патологічного осередку, і, що особливо суттєво, на показниках щільності чи абсорбції. Показник абсорбції заснований на ступені поглинання чи послаблення пучка рентгенівського випромінювання при проходженні через тіло людини. Кожна тканина залежно від щільності, атомної маси, по-різному поглинає випромінювання, тому в даний час для кожної тканини і органу в нормі розроблений коефіцієнт абсорбції  $KA$  ( $AK$ ) за шкалою Хаунсфільда. Згідно з цією шкалою,  $KA$  води прийнятий за 0;  $KA$  кістки, яка має найбільшу густину – за плюс 1000; повітря, яке має найменшу густину – за мінус 1000. Виходячи з цього, для кожного органу вибраний середній показний  $KA$  весь діапазон шкали, в якому подані зображення томограм на екрані відеомонітора, складає від (-1024) до (+1024), але може варіюватися за допомогою так званого регулювання вікна аж до 0. Роздільна здатність КТ залежить від ряду факторів: локалізації, форми, величини густини патологічного осередка; добре виявляються пухлини і інші патологічні зміни в органах з природною контрастністю – голова і шия, легені, кістки, а також органи, оточені жировою клітковиною. Не викликає труднощів діагностика кістозних утворень, іноридних тіл, камінців, обвалюваних

ділянок. Мінімальна величина пухлини чи іншого патологічного середовища, що визначається з допомогою КТ коливається від 0,5 до 1см при умові, що КА ураженої тканини відрізняється від КА здорової тканини на 10-15 HU.

Для збільшення роздільної здатності КТ була запропонована методика «посилення» зображення. Вона заснована на внутрішньому введенні рентгеноконтрастних препаратів, в результаті якого відбувається підвищення денситометричної різниці між здоровою тканиною і патологічним утворенням через їх різне кровонаповнення. Збільшення контрастності може бути здійснене введенням в порожнинні органи газу. Методику «посилення» використовують для диференціальної діагностики злоякісних і доброякісних утворень, коли різниця в їх густині відсутня чи незначна, що не дозволяє відмежувати патологічний осередок від здорової тканини. Контрастування також використовується при динамічних дослідженнях для оцінювання характеру і ступеня функціональних порушень окремих органів і систем. Найбільш часто «посилення» використовують для виявлення пухлин і метастазів у печінці, нирках і неорганних утвореннях, де ефективність методики досягає 25% - 30%. Використання посилення необхідно для діагностики гемангіом в зв'язку з специфічністю контрастування тканин пухлин, що дозволяє практично виключити необхідність агіографічного дослідження. Методика «посилення» дає гарні результати також при діагностиці патологічних утворень в головному мозку, середостінні і органах малого тазу. Методика «посилення» здійснюється перфузійним чи інфузійним введенням контрастної речовини, іноді контрастні препарати вводяться в довколишні органи для створення штучної контрастності, сприяючої диференціації патологічних утворень і сусідніх ділянок непошкодженої тканини і органів. При використанні методики перфузійного контрастування препарат з концентрацією йоду 60-70% вводиться одномоментно з розрахунку 0,8-1,0 мл/кг маси тіла впродовж 10-20 секунд. Сканування проводиться до і після «посилення». Оптимальний час сканування 10-20 секунд після введення препарату. При інфузійному «посиленні» комп'ютерна томографія проводиться впродовж крапельного введення 100-200 мл 30% розчину верографіну. Оптимальний час сканування 8-10 хвилин. При діагностичних дослідженнях окремих органів, великих судин і серця використовується болюсне внутрішнє введення 30-40 мл 60% розчину верографіну чи урографіну в ліктьову вену впродовж 10-12 секунд з допомогою автоматичного ін'єктора з одночасним скануванням. Для сканування серця застосовується приставка «серіокард», спеціальна програма дозволяє проводити динамічне дослідження серця синхронно з електрокардіограмою *ЕКГ (ECG)*. Для динамічного дослідження серця і великих судин використовується послідовне сканування на різних рівнях томографування з одержанням на кожному з них 2-3 зрізів з швидкістю 7

скенів в 1 хв. Після досягнення піку контрастування і комп'ютерної обробки (складання скенів) отримують інформацію про стан органів середостіння. Для комп'ютерної ангіографії печінки і інших органів черевної порожнини і малого тазу використовується болісне внутрішнє введення 20-30 мл 50% розчину урографіну зі швидкістю 5-8 мл/с.

З допомогою КТ не завжди виходить встановити природу патологічного утворення, але сукупність комп'ютерно-томографічних ознак і даних інших інструментальних методів діагностики (радіонуклідної, агіографічної, ультразвукової) в поєднанні з клінічною картиною надає можливість говорити про природу такого утворення.

### **3.3 Методи комп'ютерної обробки рентгенодіагностичних зображень**

Стандартні рентгенівські системи здійснюють формування і відображення інформації аналоговим шляхом. Аналогові системи зазвичай мають дуже жорсткі обмеження на експозицію через малий динамічний діапазон, а також скромні можливості щодо обробки зображень. На відміну від аналогових цифрові рентгенографічні системи дозволяють отримувати зображення при будь-якому необхідному рівні дози, при чому ці зображення можна обробляти і відображати самими різноманітними способами. Такі системи є більш дорогими, ніж звичайні рентгенівські системи, але із розвитком комп'ютерної техніки і систем візуалізації знаходять все більш широке застосування.

Цифрова рентгенодіагностика забезпечується комп'ютерною технологією. Рентгенівська трубка і приймач зв'язані з комп'ютером і керуються ним; а отримане зображення запам'ятовується, обробляється (в цифровій формі) і відображається на екрані монітора, який складає частину пульта керування (або пристрою виведення даних) оператора рентгенолога. Аналогічні пульти керування застосовуються і в інших цифрових системах отримання зображення – комп'ютерній томографії, магнітно-резонансній томографії.

Формування цифрового рентгенівського зображення має ряд переваг. Цифрове зображення можна записати на магнітний носій, оптичний диск або ж вивести зображення на плівку в аналоговій формі за допомогою лазерного принтера, тобто перевести зображення у тверду копію.

В цифровій рентгенології можуть знайти застосування два класи приймачів зображення: приймачі з безпосереднім формуванням зображення і приймачі з частковою реєстрацією зображення, в яких повне зображення формується шляхом сканування або рентгенівським пучком, або приймальним пристроєм (сканувальна проекційна рентгенографія).

До приймачів з безпосереднім формуванням цифрового зображення відносять: 1) підсилювач рентгенівського зображення з аналогово-цифровим перетворювачем; 2) пристрій з вимушеною люмінесценцією

(рентгенографія на запам'ятовувальних люмінофорах). Ці приймачі можуть безпосередньо формувати цифрове зображення без проміжної реєстрації і зберігання.

Формування цифрового зображення здійснюється оцифровуванням параметра, що аналізується (інтенсивності світіння екрану, величини струму детектору і т. д.) в процесі реєстрації. Рідше оцифровування проводиться з вже записаних в аналоговій формі зображень, тобто з твердих копій зображення об'єкта, наприклад з рентгенограм. В першому випадку кажуть про інтерактивну (взаємодіючу) обробку інформації. Без сумнівів, інтерактивний спосіб має більше переваг, оскільки будь-яке попереднє формування зображення призводить до втрати частини первинної інформації внаслідок недосконалості приймального пристрою (в нашому прикладі малої динамічної широти рентгеновської плівки).

Оскільки сам принцип растрового характера зображення в першому і другому випадку ідентичний, то розглянемо для наочності процес оцифровування аналогового зображення – рентгенограми. Якщо рівень затемнення вздовж лінії, що проходить поперек аналогового зображення, вимірювати денситометром, то результатом буде крива лінія. Якщо отриману криву розділити на однакові частини, для кожної частини можна розрахувати середню щільність і поставити відповідне числове значення. Після того як вся поверхня рентгенограми буде розбита на лінії і виміряна денситометром, аналогове зображення можна перетворити в так зване цифрове (дигітальне) зображення, яке являє собою матрицю (двовимірну карту) цифрових величин.

Відстань між лініями і розмір формуючих кожену лінію однакових частин визначають дозвіл цифрового зображення. Чотирикутник з висотою, яка дорівнює відстані між двома лініями, і шириною, яка дорівнює одному кроку вздовж лінії, називають елементом зображення, або пікселем (скорочення від picture element). Кожен піксел має в матриці свої просторові координати (ряд і колонку), аналогічні розташованому в тілі пацієнта відповідному йому елементарному об'єму, який називається воксел (volume element). Таким чином, пацієнт складається з вокселів, а цифрове зображення – з пікселів.

Цифрове зображення за своєю природою адаптоване до комп'ютерної техніки. В ній інформація про параметри виражається в цифровій, двійковій, бінарній (від лат. Binaries – подвійний) системі. Бінарну одиницю називають біт (bit [bit] - шматочок). Біт має тільки два значення – нуль і одиниця, що відображає наявність електричного сигналу в системі тільки в двох станах: «є-немає» або двох станів напруги: «низька-висока».

Вся інформація в двійковій цифровій системі кодується комбінацією нулів і одиниць. При перекладі цифр десяткової системи числення, якою ми користуємося, в двійкову систему, яка застосовується в ЕОМ, тобто в



систему, в якій кожне число виражається за допомогою лише двох цифр 0 і 1, буде потрібна велика кількість розрядів (цифромісць). Так представлено 16 рівнів затемнення. В двійковій цифровій системі це може бути передане чотирма бітами, чотирма знакомісцями, комбінацією чотирьох знаків з нулів і одиниць, тобто основою два в четвертій степені ( $2^4 = 2 \cdot 2 \cdot 2 \cdot 2 = 16$ ).

Вісім бітів (двійкових одиниць) використовується як одиниця кількості інформації і носить назву байт (від англ. byte [bait] - шматок). В більшості випадків байт формує один символ (букву, цифру, спеціальний символ, включаючи всі знаки клавіатури, з якої вводиться інформація оператором). Застосовно до задачі, що розглядається – передача рівнів затемнення, 8-бітовий піксел (байтова система формування піксела) передає  $2^8 = 256$  варіантів відтінків, тобто рівнів сірої шкали між чорним і білим.

### **3.4 АРМ для аналізу рентгено і томографічних зображень**

Рентгенорадіологічні і томографічні зображення є важливим джерелом інформації про стан здоров'я пацієнта. В наш час поряд з рентгенівськими і ультразвуковими зображеннями, що широко використовуються при діагностиці багатьох захворювань, в щоденну практику ввійшли нові технології отримання зображень, такі як комп'ютерна томографія (КТ), магнітно-резонансна томографія (МРТ), цифрова субстракційна ангиографія ЦСА (DSA), позитронно-емісійна томографія (ПЕТ), цифрова флюорографія ЦФ (ДФ), цифрова рентгенографія ЦР (GR), і ряд інших методів, в яких зображення поданому в цифровому вигляді.

Ці зображення відображаються потім на екрані монітора, який передає отримані цифрові відліки сигналу за допомогою відповідних градацій сірого (або в кольоровій палітрі) для наступного аналізу зображень лікарем. Керувати процесом отримання зображень, проглядати їх, аналізувати і т. д. можна інтерактивно (за допомогою, наприклад, клавіатури, мишки, трекбола). В сучасному діагностичному обладнанні, як правило, передбачена діагностична консоль, що являє собою комп'ютер із спеціалізованим програмним забезпеченням для автоматизованого аналізу отриманих зображень. Наприклад, така консоль дозволяє інтерактивно (за допомогою миші) окреслити на зображенні, що виведене на екран монітора, області і структури, які нас цікавлять, а комп'ютер проведе необхідні виміри (густин, кутів, площ об'єктів, їх лінійних розмірів, об'ємів). Лікар може задати зміну контрасту та яскравості зображення, збільшити окремі ділянки, розфарбувати їх в різні кольори залежно від значень сигналу і задати множини інших перетворень, які допоможуть йому виявити чи посилити діагностично важливі особливості зображення. Така консоль являє собою один з багатьох варіантів автоматизованого робочого місця (робочої станції - АРМ) лікаря-радіолога. В англійській

літературі використовується термін “workstation”, який може перекладатись також як робоча станція [13].

Хоча, приблизно 80% зображень, що використовуються в наш час в медичній практиці, отримують традиційним способом на рентгенівській плівці (аналогові зображення), ті зручності і унікальні можливості, які надає таке автоматизоване робоче місце лікарю, роблять його досить привабливим та ефективним інструментом для аналізування зображень. Використання аналого-цифрових перетворювачів (механічних чи лазерних сканерів, пристроїв захоплення відео і ТВ камери та ін.) дозволяють провести оцифровування аналогового зображення і отримати його цифрове уявлення. Зараз швидко розвивається новий напрям в техніці отримання медичних зображень – цифрова рентгенографія, що дозволяє отримати цифрові зображення напряму, минаючи проміжний носій (плівку). Як приклади таких технологій можна назвати використання лінійок і матриць детекторів, фосфорних пластин (пластин Фуджі), селенових пластин.

Все це робить доступним перехід від аналогового до цифрового уявлення зображень, а це означає, що необмежено розширюється область використання АРМ в повсякденній практиці рентгенорадіологічних відділів [13].

#### *Призначення АРМ*

Призначення АРМ – візуалізація зображень на екрані монітора, забезпечення користувача інструментарієм для ефективного аналізу і інтерпретації медичних зображень.

#### *Сучасні АРМ:*

- зберігають звичайну для лікаря можливість аналізу серій зображень і дозволяють при цьому одночасно аналізувати зображення, отримані на різному діагностичному обладнанні (УЗД, рентгенограми, комп'ютерні томограми, магніто-резонансні зображення та ін.);

- надають користувачу засоби для внесення заміток, складання описів та анотацій, а також засоби для автоматизації описів (наприклад, дозволяють скласти і використовувати шаблони описів);

- підтримують роботу в режимі мультимедіа, що дозволяє лікарю одночасно аналізувати зображення, динамічну послідовність зображень (фільм), текстову, графічну, звукову та іншу інформацію;

- подають зображення у вигляді, яке зручне для їх наступного аналізу і інтерпретації лікарем. Так, наприклад, спеціальне тривимірне подання серії зображень дозволяє заглянути всередину органа або побачити його поверхню;

- здійснюють цифрову обробку зображень для вимірювання або кращого подання лікарю діагностично важливих особливостей зображення. Це дозволяє в багатьох складних випадках запобігти повторних досліджень, і, звідси, знизити ризик опромінення, зменшити

час, затрачений на аналізування зображення і діагностику захворювання.

#### *Вимоги до АРМ*

До АРМ висувають ряд вимог, виконання яких створює умови для ефективної роботи лікаря з медичними зображеннями в такій системі:

- робота на АРМ повинна бути зручна для користувача, який не має досвіду використання комп'ютера;
- в АРМ необхідно використовувати високоякісне відображення медичних зображень на екрані телевізійного монітора, що забезпечує вирішення поставлених перед лікарем задач;
- мати високу пропускну здатність, що дозволяє проводити аналіз та інтерпретацію зображень за той же самий час (чи скоріше), що і аналіз зображень на плівці;
- зберігати звичайну для лікаря можливість одночасного аналізування серії зображень;
- надавати засоби для опису та анотації зображень, внесення до нього заміток;
- здійснювати обробку зображень для полегшення їх аналізування і інтерпретації.

Сучасні тенденції розвитку інформаційних медичних систем (інтеграція систем PACS, інформаційної системи лікарні - HIS і інформаційної системи рентгенодіагностичного відділення - RIS), а також міжнародні стандарти на подання даних в таких системах диктують ряд додаткових вимог до АРМ [13]:

- програмне і технічне оснащення АРМ повинно забезпечувати доступ до інформаційної системи лікарні (для отримання інформації, що міститься в медичній карті пацієнта) і до інформаційної системи рентгенодіагностичного відділення (для доступу до даних про рентгенодіагностичні обстеження пацієнта). Це дає лікарю допоміжну інформацію, яка може бути корисна при аналізі і інтерпретації зображень;
- АРМ повинно відповідати міжнародним стандартам подання зображень і супутньої інформації, дозволяючи лікарю працювати із зображеннями і даними, отриманими при різних обстеженнях на різному діагностичному обладнанні;
- використовувати контекстно-залежні подання зображень і супутньої інформації (дані про пацієнта, текстові та звукові описи зображень, анотації, графічні мітки, графіки, таблиці режимів отримання зображень і ін.), щоб забезпечити користувачу швидкий доступ до необхідних зображень і даних.

#### *Технічне забезпечення АРМ*

До складу технічних засобів АРМ входить персональний комп'ютер, монітор, інтерактивні пристрої для зв'язку користувача з самим комп'ютером (клавіатура, миша, трекбол і ін.), а також спеціалізоване програмне забезпечення для проведення автоматизованого аналізування

медичних зображень.

Всі пристрої з'єднані через загальну інтерфейсну шину. В сучасних робочих станціях використовуються декілька шин, які дозволяють під'єднати таке робоче місце одночасно до мережі PACS і до інформаційних мереж радіологічного відділення (RIS) і лікарні (HIS).

Для АРМ зазвичай використовується комп'ютер з пам'яттю, достатньою для зберігання зображень хоча б для одного діагностичного сеансу (табл. 2). Зокрема, в персональному комп'ютері з 1 Гбайт пам'яті "вміщається" приблизно 1000 цифрових флюороскопічних зображень, об'ємом 1 Мбайт кожне. Використання зовнішніх запам'ятовувальних пристроїв, таких, наприклад, як магнітні і магнітооптичні диски, дозволяє необмежено збільшити число зображень, доступних для користувача. Такі пристрої можуть бути безпосередньо під'єднані до АРМ чи з'єднані з ним через мережу PACS системи.

Таблиця 2 – Сучасні стандарти форматів цифрових зображень, що використовуються в АРМ

Вид досліджень	Розмір зображення	Кількість бітів на елемент	Кількість Мбайт на зображ.	Кількість зобр. за сеанс
Цифрова рентгенографія (для патологій легень) (для молочної залози)	2048×2048 (4096×4096) (від 4096×4096 до 6144×6144)	12 12 12	6.29 від 25.16 до 56.60	2-4
Цифрова субстракційна томографія	1024×1024	12	1.57	до 20
Цифрова флюорографія	1024×1024	8	1.048	1-2
Комп'ютерна томографія	512×512	12	0.393	до 30
Магнітно-резонансна томографія	512×512	12	0.393	до 50
Ультразвук	512×512	8	0.262	до 30
Ядерна медицина	25×256	8	0.066	до 20
Позитронно-емісійна томографія	128×128	8	0.016	більше 20

Залежно від призначення АРМ можуть змінюватися вимоги до його програмного забезпечення, архітектури і технічних засобів [13]:

1. АРМ для візуалізації зображень в процесі їх отримання на діагностичному обладнанні чи при аналого-цифровому перетворенні зображень використовується для оперативного контролю за якістю отриманих цифрових зображень і служить каналом зворотного зв'язку. Звичайно його технічні і програмні засоби є складовою частиною відповідного устаткування;

2. АРМ для первинного перегляду зображень лікарем-радіологом використовується для імітації роботи лікаря з рентгенівськими плівками на епідіаскопі. Ці станції повинні давати зображення на високоякісному моніторі не гірші за діагностичними якостями, ніж аналогові (на рентгенівській плівці). Для цих робочих місць звичайно використовують високопотужні графічні станції і кілька моніторів з надвисокою роздільною здатністю близько  $2048 \times 2048 \times 12$  бітів, з високою (більше 72 Гц) частотою розгортки і з розміром екрана більше 46 см по діагоналі;

3. АРМ для візуалізації зображень поза радіологічним відділенням (в операційній, реанімаційному відділенні і т.д.) служить для надання лікуючому лікарю необхідної діагностичної інформації. Для цих станцій звичайно використовують персональні комп'ютери і монітори високої роздільної здатності близько  $1024 \times 1024 \times (8-10)$  бітів.

4. АРМ для тривимірного подання серії зображень. Використовуються високопотужні графічні станції з графічними прискорювачами і моніторами високої роздільної здатності;

5. Інтелектуальне АРМ забезпечує користувача знаннями, що допомагають йому на стадії аналізування зображень, інтерпретації даних і при постановці діагнозу. Комп'ютер з високою тактовою частотою, що забезпечує швидку обробку даних, а також монітор високої роздільної здатності  $1024 \times 1024 \times (8 - 12)$  бітів.

#### *Програмне забезпечення АРМ*

Програмне забезпечення АРМ виконує операції, що забезпечують ефективно подання зображень і супутньої інформації для їхнього аналізування й інтерпретації лікарем. Як приклади можна назвати такі операції, як:

1. Попередня обробка зображень і файлів для більш зручного подання наявних даних:

- переформатування файлів (наприклад, об'єднання декількох зображень в одне чи поділ наявного у файлі зображення на кілька частин, що будуть зберігатися потім в окремих файлах);

- зміна масштабу зображення і його окремих ділянок (стиснення, розтягування зображення з інтерполяцією);

- зміна орієнтації зображення і його окремих ділянок (поворот на заданий кут, дзеркальне відображення, транспонування і т. д.);

- оптимізація яскравого подання зображення з використанням LUT-таблиці, що задає яскравість елементів зображення при виведенні на екран дисплея, і ряд інших операцій;

2. Вибір пацієнтів і зображень:

- вибір пацієнта зі списку пацієнтів;

- вибір одного чи декількох зображень з бібліотеки зображень для проведення порівняльного аналізу;

- вибір наступного за номером пацієнта з робочого списку лікаря й

інші операції;

3. Подання даних у вигляді, зручному для їхнього розуміння й аналізування:

- одночасне подання зображень і супутньої текстової інформації про пацієнта (паспортних даних, анамнезу, даних про наявні дослідження і попередні діагностичні висновки, даних про обробку і кількісний аналіз зображень і т. д.);

- редагування текстової інформації про пацієнта;
- перегляд (одночасний, послідовний, динамічний) зображень, отриманих при інших обстеженнях пацієнта; зображень, зроблених раніше, зображень з мітками і коментарями до них, зроблених лікарем на попередніх діагностичних сеансах, і ряд інших операцій;

4. Обробка і кількісний аналіз зображень:

- маніпулювання зображеннями (вирізання ділянки й об'єднання декількох ділянок, зміна масштабу й ін.);

- обробка зображень для посилення чи виділення діагностично важливих особливостей зображення, що полегшують правильну інтерпретацію даних; фільтрація для згладжування зображень, посилення контрастів, підкреслення контурів об'єктів; обробка, спрямована на виділення діагностично важливих деталей, об'єктів і структур зображення і т. д.;

- кількісні виміри на зображенні, що полегшують інтерпретацію даних (вимір лінійних розмірів, площ, щільностей, порівняльний кількісний аналіз даних, вимір об'ємів, поверхонь, статистичних характеристик (зокрема, аналіз гістограми), аналіз текстур і інші операції);

5. Документація результатів аналізу зображень для передачі їх лікуючому лікарю чи для призначення додаткових обстежень:

- одержання зображень із графічними мітками, що вказують на області, які потребують особливої уваги, з текстовими чи звуковими коментарями до них (тут можливе використання диктофона для докладного опису особливостей зображення і їх інтерпретації);

6. Подання діагнозу:

- первинний діагноз на основі отриманих даних;
- докладний опис результатів усіх консультацій, що дозволили поставити остаточний діагноз обстежуваному пацієнту;

- заключний діагноз лікаря-радіолога й інші дані;

7. Спеціальні методи візуалізації зображень і даних:

- побудова псевдорельєфа зображення;
- тривимірна (об'ємна) і чотиривимірна (об'ємна динамічна) візуалізація серії зображень;

- подання зображення з зафарбуванням в кольоровій палітрі, візуалізація поверхонь анатомічних об'єктів, а також об'єктів, що знаходяться в глибині з напівпрозорим відображенням навколишніх

тканин, і багато інших операцій.

#### *Інтерфейс користувача в АРМ*

Організація діалогу з користувачем – одна з важливих характеристик АРМ незалежно від його призначення. Необхідність організувати роботу в інтерактивному режимі в зручній і природній для користувача манері потребує використання в АРМ спеціального інтерфейсу користувача.

Інтерфейс користувача *ІК (UI)* повинний бути змістовним, зручним і забезпечувати оперативну взаємодію користувача з комп'ютером. Користувачу повинна бути надана можливість для оперативного переривання і зміни послідовності виконуваних на АРМ операцій, відповідно до його оцінки отриманих проміжних результатів.

Звичайно в АРМ використовується багаторівнева організація інтерфейсу.

1. Фізичний рівень – включає програми для роботи з периферійними пристроями. Сюди ж у майбутньому можуть увійти пристрої для розпізнавання мови, рухів, відеофільмів, сконструйованих зображень.

2. Програми, що організують роботу з бібліотекою програм (організація віконного інтерфейсу, вибір операції, одержання і передача повідомлень і т. д.).

3. Елементи інтерфейсу користувача – програми, що підтримують графічні об'єкти для інтерактивного спілкування з користувачем, включаючи графічне зображення меню, кнопок для вибору операцій, рухомих курсорів, ліній і т. д.

4. Власне інтерфейс користувача – програми, що організують взаємодію користувача з усіма ресурсами, необхідними для успішної роботи лікаря із зображеннями і супутньою інформацією на даному робочому місці.

Така організація інтерфейсу користувача має ряд незаперечних переваг: має більшу гнучкість і легко перебудовується; дозволяє дуже просто створювати нові елементи інтерактивної взаємодії, що легко засвоюються користувачем; дозволяє легко вводити нові периферійні пристрої, нові програми в бібліотеку програм користувача.

#### **Контрольні запитання**

1. Наведіть узагальнену структурну схему АРМ.
2. В чому полягає специфіка АРМ рентгенолога?
3. Сформулюйте основні вимоги до АРМ.
4. Які, на Вашу думку, необхідні додаткові вимоги до АРМ, обумовлені розвитком комп'ютерної техніки?
5. В чому полягають особливості вибору або побудови інтерфейсу користувача для АРМ?

#### 4 МЕТОД ГАЗОРОЗРЯДНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ БІОЕЛЕКТРОГРАФІЇ (ГРВ ДІАГНОСТИКА)

Російськими винахідниками – подружжям Кірліан в 50-і роки минулого сторіччя був відкритий ефект, який дозволяє у високочастотному електромагнітному полі бачити світіння навколо живих і неживих об'єктів.

В ході багаторічних досліджень і численних експериментів з фотографування об'єктів в такому електромагнітному полі, було помічено, що здорові і хворі організми, при їх експонуванні в однакових умовах, світяться по-різному. Змінюється яскравість, форма світіння.

ГРВ КАМЕРА – програмно-апаратний комплекс, що базується на візуалізації і комп'ютерній обробці викликаного газорозрядного світіння. Комплекс складається з апаратної частини (“ВЕО GDV Camera”), призначеної для ініціалізації і захоплення газорозрядних зображень з подальшою передачею одержаної інформації на жорсткий диск комп'ютера, і пакета спеціалізованих програм ГРВ (GDV Software). ГРВ КАМЕРА дозволяє спостерігати на екрані комп'ютера, в реальному масштабі часу, зміни світіння навколо пальців людини у високочастотному електромагнітному полі, параметри якого абсолютно безпечні для здоров'я людини.

За характером світіння, так званою аурую, проводиться діагностика стану функціональних систем організму. Комплекс абсолютно унікальний для проведення моніторингу стану пацієнта в процесі лікування.

Метод ГРВ – це комп'ютерна реєстрація і аналіз світіннь, індукованих об'єктами, в тому числі і біологічними, при стимуляції їх електромагнітним полем з посиленням в газовому розряді.

Параметри газорозрядного зображення залежать від властивостей досліджуваного об'єкта і, таким чином, аналізуючи характер світіння, індукованого об'єктами, з'являється можливість робити висновок про енергетичний стан об'єкта в конкретний момент. При цьому основна відмінність методу ГРВ від Кірліанівської фотографії полягає в комп'ютерній обробці, що базується на сучасних математичних методах і концепціях, та отриманні конкретного висновку для подальшого аналізування або експертних оцінок. Методи, які використовуються для математичного аналізу, постійно розширюються, а сам напрям знаходить все нові і нові області застосування.

Метод ГРВ успішно апробований багаторічною практикою застосування програмно-апаратного комплексу ГРВ КАМЕРА в різних установах, і на сьогоднішній день одержав визнання у всьому світі.

Останніми роками поновився інтерес до вивчення альтернативних методів діагностики і лікування людини, зокрема дослідження біологічних полів, які визначаються різними приладами. Широко використовувані в медицині методи біоелектрографії, такі як електроенцефалографія, електрокардіографія (*electrocardiography*), реографія, міографія,



доповнюються сьогодні сучасними технологіями. До них відноситься і метод ГРВ, за допомогою якого було показано, що інтенсивність, характер і структура свічення багато в чому залежать від початкового стану об'єкта, рівня його життєвих процесів, функціонального стану окремих органів і тканин, а також специфіки патологічних процесів при тих або інших захворюваннях. Ефект Кірліана (*Effect of Kirlian*) становить величезний теоретичний і практичний інтерес та за допомогою методу ГРВ може бути використаний для спостереження тих процесів, які в даний час не можуть отримати об'єктивну оцінку ніякими іншими способами. Метод ГРВ, відображаючи особливості енергоінформаційного забезпечення життєдіяльності організму людини, дає можливість оцінити структурно-функціональний стан організму з отриманням стабільних результатів в реальному масштабі часу.

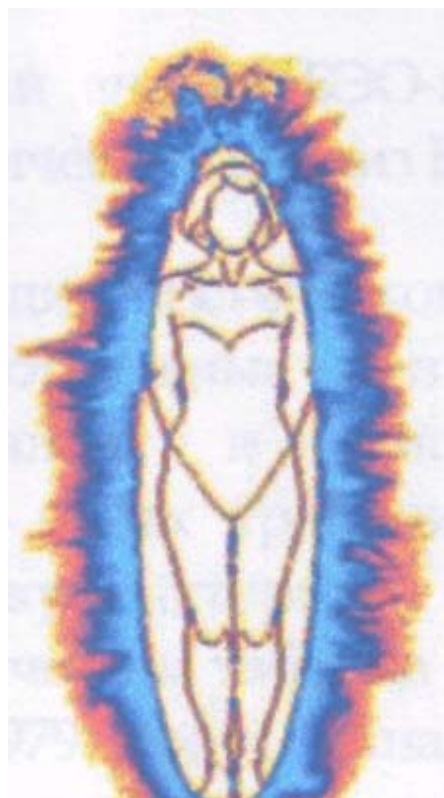
Застосування методу ГРВ ефективно для вирішення таких задач: масова скринінг-діагностика захворювань (превентивна експрес-діагностика). Таку діагностику можна проводити серед здорового контингенту населення в рамках профілактичних оглядів в школах, на підприємствах і т. д. Це дозволить методом скринінгу виявити найбільш вразливі органи і системи на момент обстеження, а також потенційно небезпечні зони організму. Експрес-метод синдромної оцінки стану хворих в стаціонарах, поліклініках, диспансерах, санаторіях дозволяє суттєво обмежити коло діагностичного пошуку. Передбачені також дослідження дії на організм людини алопатичних, гомеопатичних препаратів, психотерапії, фізіотерапії і т.д.

Первинна профілактика захворювань. Оцінюючи ступінь функціональної напруги органів, за допомогою методу ГРВ, можна виявити порушення на стадії "передхвороби" і підібравши індивідуальні методи корекції (зміна роботи, житла, способу життя, харчування і т.д.) запобігти розвитку захворювань.

Контроль стану пацієнта в процесі лікування (моніторинг стану хворих) і оцінка ефективності лікування, що проводиться, забезпечує динамічну оцінку БЕО-грам в процесі лікування і тривалого контролю за станом пацієнта. Тим самим з'являється можливість запобігання загостренню хронічних захворювань (вторинна профілактика).



Стан пацієнта до лікування



Стан пацієнта після лікування

#### *Методика проведення дослідження людини*

1. Отримання знімків газорозрядних зображень з десяти пальців рук (БЕО-грами).

2. Проведення автоматизованого комп'ютерного аналізу БЕО-грам.

Автоматизований комп'ютерний аналіз БЕО-грам включає секторну діагностику і параметричний аналіз БЕО-грам.

Секторна діагностика базується на діагностичній таблиці, яка пов'язує характеристики світіння окремих зон пальців рук з функціональним станом органів і систем організму. Діагностична таблиця базується на ідеях традиційної китайської медицини, системі меридіанів і акупунктурних точок, а також накопиченому емпіричному досвіді (перша діагностична таблиця була розроблена проф. П. Манделем в Німеччині в 1979 році). Аналіз враховує використання уявлень про чакри і аюрведичну медицину. На основі БЕО-грам десяти пальців рук будується модель розподілу поля навколо тіла людини. Дослідження в різних країнах виявили велику діагностичну цінність даного підходу.

Оцінка стану організму методом ГРВ здійснюється на підставі аналізу одержаних зображень ГРВ-грам, оброблених стандартним пакетом програм. Висновок із проведеного дослідження робить лікар.

Після проведеного обстеження є можливість роздрукувати на принтері такі зображення і дані:

- ГРВ-грами пальців рук людини з секторним аналізом і визначенням проблемних зон ("GDV Processor");
- діаграми енергетичного стану головних органів і систем людини ("GDV Diagram") - норма, гіпо-, гіперфункція;
- розподіл ГРВ-світінь навколо тіла людини ("GDV Aura");
- графічне відображення стану енергетичних центрів тіла людини - чакр ("GDV Chakras");
- числові характеристики ГРВ-грам ("GDV Processor").

Результати обстеження хворих зберігаються в пам'яті комп'ютера, на дискетах, лазерних дисках і інших носіях інформації. Це дає можливість порівнювати їх як в процесі лікування, так і при динамічному спостереженні. Створені бази даних можна використовувати в практичній діяльності і при наукових дослідженнях.

#### *Переваги методу ГРВ:*

- можливість скринінгу  $C(S)$  і моніторингу ентропійно-енергетичного гомеостазу всього організму і його окремих систем; об'єктивність інформації: незалежність від бажання і досвіду конкретного користувача; неінвазивність, безпека і повна стерильність, зняття інформації тільки з кінцівок пацієнта; можливість стеження за розвитком процесів в часі, зіставлення структурних, функціональних і часових процесів в організмі;
- методична простота і зручність: відсутність яких-небудь особливих вимог до приміщення, умов навколишнього середовища, кваліфікації лікаря;
- використання сучасних методів нелінійної математики для обробки фрактальних зображень і інформації про стан пацієнта;
- наочність і інтерпретація одержаних результатів, зручність їх зберігання і обробки;
- низька собівартість самого обстеження.

#### *Області застосування методу ГРВ*

Застосування методу ГРВ в психології є одним з найперспективніших напрямів, який при цьому дуже швидко розвивається. Дослідницькі роботи стали приносити свої перші плоди, і, як наслідок, з'явився величезний інтерес фахівців з різних областей. Орієнтація людства на технологічний прогрес без усвідомлення людини як складової навколишнього світу, обліку особливостей людської психіки і впливу тих або інших соціально-технічних моделей, що створюються, призводять до загальносвітової кризи. Знання і розуміння законів мотивацій людських вчинків - основа безпеки суспільства і кожної людини окремо. Для цього необхідне створення нової методологічної бази для вивчення людини. Однією з компонент подібної нової системи стане метод ГРВ.

### *Оцінка психоемоційного стану*

Розвивається система багатопараметричної оцінки психічного стану людини і вплив психологічного типу особи людини на його фізичний стан. Весною 2001 року були проведені роботи в Москві і Санкт-Петербурзі із зіставлення зміни параметрів БЕО-грам з тим або іншим психоемоційним станом людини. Були визначені різні групи хворих пацієнтів з найбільш вираженими психічними відхиленнями. Дослідження, проведені в Санкт-Петербурзі на групі наркозалежних підлітків з кримінальною поведінкою дозволили не тільки виявити ряд характерних ознак, що відповідають їх психофізіологічному стану, але і сформуванати новий напрям науково-дослідницьких робіт із визначення ступеня і характеру наркологічної залежності.

На підставі досліджень останніх років і проведених робіт із вивчення психічного стану була розроблена програма "GDV Stress". Результатом обчислень в даному програмному забезпеченні є визначення рівня тривожності (Stress Factor) шляхом параметричного аналізування БЕО-грам, одержаних при різних режимах ГРВ-зйомки.

### *Діагностика психофізичного потенціалу людини в спорті*

В рамках міжнародного науково-технічного проекту із розробки технології скринінгової біоелектрографічної діагностики психофізіологічного потенціалу людини в 1998-2001 роках проведений великий об'єм робіт під керівництвом д. м. н. професора П. В. Бундзена на базі училищ Олімпійського Резерву №1, №2 і Академії Фізичної Культури ім. П. Ф. Лесгафта. В результаті зібрана база даних приблизно 200 висококваліфікованих спортсменів, яка містить дані, одержані методом ГРВ, і верифіковані показники (параметри серцевої діяльності і психологічного тестування, генотипну витривалість і под.). В результаті був виявлений зв'язок характеристик енергоємісійних процесів (ГРВ) з психофізичним потенціалом спортсменів. Розроблена автоматизована система скринінг-діагностики психофізичного потенціалу спортсменів, яка дозволяє здійснювати як індивідуальну експрес-діагностику, так і ранжирування спортсменів всередині групи.

### *Професійний відбір*

Одним з найважливіших напрямів розвитку методу ГРВ є розробка методики і впровадження методу ГРВ у область професійного відбору. Це одна з найактуальніших проблем, з якою мають справу всі без виключення організації. Визначення здатності співробітника справитися з тими або іншими задачами, як під час вступу на роботу, так і вже працюючого в Вашій організації, необхідне для раціонального використання людської праці і забезпечення якості і надійності роботи будь-якої організації. Звичайно, метод ГРВ ніколи не замінить повного анкетування (як і в інших

областях), але дозволить одержати додаткову об'єктивну інформацію про співробітника.

Одним з найважливіших питань є професійний відбір і здійснення контролю діяльності операторів складних систем – пілотів, космонавтів, операторів АЕС, і т. д. Визначення меж психофізіологічних можливостей людини при здійсненні діяльності в умовах підвищеної небезпеки може дати метод ГРВ.

Таким чином, ГРВ-метод при професійному відборі застосовується:

- для скринінгової оцінки в рекрутингових агенствах і у відділах із підбору кадрів;
- для експрес-оцінки стану людини перед виконанням певної задачі.

#### *Сімейне консультування*

На сьогоднішній день найцікавіший, найзатребуваніший і найменше опрацьований напрям.

#### *Змінені Стани Свідомості*

На сучасному етапі ЗСС розуміються як стани свідомості, якісно відмінні за характером поведінки людини і енергоінформаційними механізмами від звичних станів свідомості, наприклад, такі, що виникають в екстремальних умовах, під дією психоактивних речовин або психоактивних процедур і под. Використовуючи комплексну методику, що включала ЕЕГ картування мозку, електроакупунктуру, квазіпостійні потенціали мозку і метод ГРВ, було розроблено спосіб реєстрації біоелектрографічних корелятивів ЗСС. Це дозволило створити оригінальний метод спостереження за станом людини під час гіпнозу, ментального тренінгу, медитації, психічної регуляції і інших видів комплексної діяльності.

ГРВ КАМЕРА – програмно-апаратний комплекс, заснований на комп'ютерному обробленні викликаних газорозрядних світіннь. Комплекс складається з апаратної частини ("BEO GDV Camera", "GDV Contract", "Корона ТВ"), призначеної для ініціалізації і захоплення газорозрядних зображень з подальшою передачею одержаної інформації на жорсткий диск ПК, і пакета спеціалізованих програм ГРВ (GDV Software). ГРВ КАМЕРА дозволяє спостерігати на екрані монітора в реальному масштабі часу зміни фізичних полів людини, проводити експрес-діагностику і моніторинг стану людини, досліджувати різні об'єкти (біологічні рідини, каміння, мінерали, продукти харчування, рослини і т. д.). На даний час створені також додаткові пристрої ГРВ, що дають нові можливості в застосуванні методу ГРВ.

Комплекс складається з приладу "BEO GDV Camera" і стандартного пакету програм GDV Software, який включає такі програми: GDV Capture, GDV Aura, GDV Diagram, GDV Processor, GDV Chakra, GDV Printing Box.

Основні властивості: цифрова відеокамера, підключення до комп'ютера через USB-порт, прозоре скло, корпус пластмасовий, вибір режиму експозиції і зупинка здійснюється з приладу, запуск розряду - з комп'ютера, можлива робота від акумулятора, сучасна елементна база провідних зарубіжних фірм, SMD монтаж, висока заводо захищеність і надійність. Має додатковий роз'єм для підключення зовнішніх пристроїв.



Рисунок 4.1 – ГРВ КАМЕРА КОМПАКТ

### **Контрольні запитання**

1. В чому полягає ефект Кірліана?
2. Що являє собою метод ГРВ-діагностики?
3. Поясніть принцип секторної діагностики.
4. Поясніть, як за допомогою ГРВ-діагностики здійснюється оцінювання психоемоційного стану людини?

## **5 ТЕПЛОВІЗІЙНА АПАРАТУРА. ПРИНЦИПИ ПОБУДОВИ**

### **5.1 Термографія та температурна топографія тіла людини**

До числа інтенсивно розвинутих в нинішній час безконтактних методів дослідження відноситься термографія, суть якої зводиться до вимірювання на відстані з допомогою спеціальної інфрачервоної оптики випромінювання людського тіла, перетворення його в електричні сигнали, які або дають зображення на екрані електронно-променевої трубки, або фіксуються на спеціальному папері. Таким способом одержується температурний рельєф поверхні тіла людини зі всіма основними його особливостями і відтінками, які обумовлені фізіологічними і патологічними процесами, що відбуваються в глибині тіла людини.

*Термографія* (тепlobачення) дозволяє по-новому вимірювати температуру шкіри людини, її реакцію на будь-який патологічний процес. Для діагностичних цілей важливо отримати не стільки абсолютне значення температури тіла, скільки інформацію про порівняльну оцінку рівня температури шкіри над парними органами і на кінцівках.

Температура тіла є одним з основних «свідків» життєдіяльності організму, і прилади для її вимірювання є важливим інструментом в руках діагностиків, клініцистів та експериментаторів.

Дослідженням змін температури шкіри людини лікарі займалися з моменту зародження медицини. Віками досліджувана температурна реакція людського організму на будь-який хвороботворний процес отримує зараз новий якісний і кількісний розвиток.

У більшості людей температура в паховій впадині складає 36,6-36,8°C. Температура внутрішніх органів більш висока і досягає максимуму в печінці і нирках (38-39°C).

Постійність температури тіла – результат реакцій, які безперервно відбуваються в організмі людини і підтримують незмінним його тепловий баланс. Як утворення, так і віддача тепла знаходиться в прямій залежності від температури навколишнього середовища і регулюється дуже чутливими механізмами, якими керує центральна нервова система.

Найкращу термостабільність має людина. При зміні температури навколишнього середовища на 10°C температура її тіла змінюється приблизно на 0,2°C. Для людини споживання кисню із зростанням температури тіла на кожен градус збільшується приблизно на 7%.

Терморегуляція організму є складним і ще не до кінця вивченим процесом. Незрозумілий фізіологічний сенс високої чутливості терморецепторів, що реагують на соті частки градуса, в той час як температура шкіри змінюється в межах 10-15°C.

Просте, здавалося б, питання – чому у людини температура саме 36,6°C, а не 34 або 40°C – не має ще задовільної і однозначної відповіді. Щодо цього поки що є ряд гіпотез. Відповідно одній з них тіло теплокровних тварин підігріте до 37°C, для того, щоб створити найкращі

умови для роботи біологічно важливих ферментів. Інша гіпотеза: еволюція вибрала 37°C тому, що це відповідало середньорічним температурам тих районів планети, де йшов перехід від холонокровних до теплокровних форм живих організмів. Ця температура нібито була найкращою для тепловіддачі.

Запропонована Я. В. Фрайдіним і В. Г. Бочковим гіпотеза заснована на тому, що основною ланкою, тепловим еталоном служить структурний стан води – незмінного компонента всього живого. Аналіз рівняння для питомої теплоємності чистої води як функції температури показав, що мінімальна теплоємність спостерігається при 36,8°C. Енергетичну доцільність підтримання температури тіла поблизу мінімуму теплоємності можна пояснити економією енергії при терморегуляції. Біологічна доцільність підтримання температури тіла біля 37°C пояснюється мікрофазовими перетвореннями в системі рідина-кристал.

Стан комфорту оголена людина відчуває при 28 – 30°C, а легко одягнена - при 22 – 25°C.

В діапазоні нормальної зовнішньої температури (до 35°C) є оптимальний температурний перепад від внутрішньої частини тіла до поверхні шкіри (звичайно розрізняють внутрішню і зовнішню частини тіла, причому внутрішня частина має приблизно постійну температуру, тоді як зовнішня має коливання температури різних периферійних ділянок залежно від зовнішніх умов).

*Температурна топографія тіла людини.* Найбільш доступні вимірювання температури в прямій кишці, у паховій впадині і в порожнині роту під язиком. Хоча жодне з цих вимірювань адекватно не відображає температуру внутрішніх органів. Найчастіше за показник функціонального стану організму прийнято вважати температуру глибоких зон тіла (пахова впадина), потім в прямій кишці і в порожнині роту. Ректальна температура вища, ніж пахова на 0,3-0,5°C.

Основний носій температурної константи в організмі — артеріальна кров в лівому шлуночку і великих магістральних судинах. Напевно, правильним (об'єктивним) методом визначення температури було б вимірювання температури артеріальної крові. Однак поки що застосовуються лише непрямі методи.

Частини людського організму мають різну температуру. Значення середніх температур тіла наведені в таблиці 5.1.

Енергія, яка випромінюється предметом, розподіляється у всьому електромагнітному спектрі. В той час як форма розподілу залишається досить постійною, кількість і спектральний розподіл енергії залежать значною мірою від температури. Для будь-якого предмета з певною температурою є лише одна довжина хвилі, для якої випромінююча енергія є максимальною. Біля 75% енергії предмета припадає на довгі хвилі і 25% - на короткі хвилі для цієї максимальної точки.



Таблиця 5.1

Вушна раковина	23° – 28,2°С
Підошви	30° – 32°С
Середина гомілки	32,2° – 33°С
Тил руки	31,5° – 32,5°С
Долоні	33,4° – 34,6°С
Спина, груди, живіт	34,2° – 34,6°С
Пахова впадина	36,2° – 37,4°С
Порожнина роту	37,2° – 37,6°С
Пряма кишка	36,6° – 37,9°С
Колінна ямка	35°С
Середина стегна	34,4°С
Кінчик носу	22,2°С

Як відомо, всі предмети, що мають температуру вищу за абсолютний нуль, випромінюють електромагнітну енергію. Кількість енергії, що випромінюється, залежить від температури предмета і стану його поверхні та випромінювальної здатності. Чим вища температура, тим більше енергії випромінюється (рис. 5.1):

$$\text{Вт} \cdot \text{м}^{-2} \cdot \text{МК}^{-1}$$

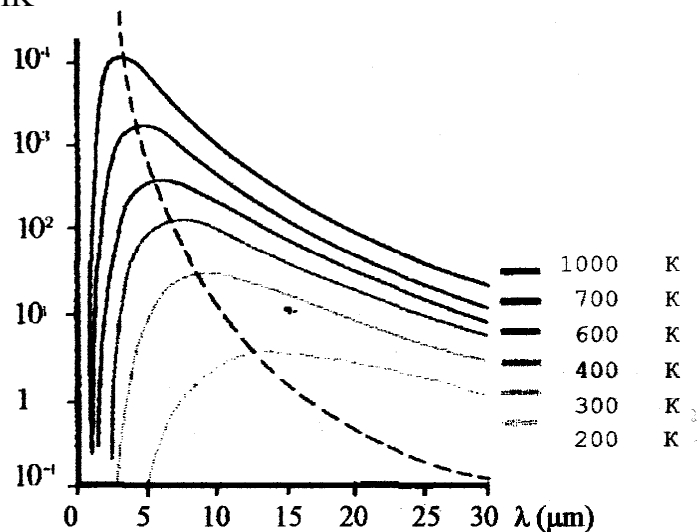


Рисунок 5.1 – Графік випромінювання

Енергія, що випромінюється предметом, повинна проходити через атмосферу. Оскільки сама атмосфера поглинає і випромінює енергію, то є природні обмеження, які визначають, в якому місці спектра можуть здійснюватися виміри.

Звичайно розрізняють два атмосферних "вікна": одне між 3-5 мікронами (короткі хвилі), а друге між 8-14 мікронами (довгі хвилі). Між цими "вікнами" кількість енергії, яка поглинається і випромінюється атмосферою залежить в основному від кількості наявних водяних парів.

Коли невидима інфрачервона енергія перетворена в електричний

сигнал детектором, цей сигнал може використовуватися по-різному.

Самим простим способом є отримання чорно-білого зображення. Для отримання кількісного відображення використовуються кольорові або сірі відтінки для того, щоб показати дискретні рівні теплової енергії.

Інші способи обробки включають аналогову і цифрову реєстрацію і техніку для аналізування даних.

З появою в теплобаченні вимог до кількісних вимірів радіаційних температур були прийняті заходи для створення інформаційно-вимірювального каналу, поліпшення його основних параметрів і функціональних можливостей. У результаті був зменшений час сканування по кадру при одночасному збільшенні числа рядків; знижений і нормований дрейф сигналу, що дозволило реалізувати можливість прямих вимірів радіаційних температур; забезпечено переорієнтацію напрямку кута зору в будь-яку точку простору, виключена необхідність одержання пробних термограм, збільшений діапазон перефокусувань, підвищена точність наведення на різкість і збільшена верхня межа температур, що реєструються. На термограму почали наносити у вигляді цифр чотири параметри термографування: рівень відліку і діапазон температур, що реєструються, ширину ізотерми, номер кадру, а також вертикальний термопрофіль і лінію його вибірки, ізотермічні зони, шкалу напівтонів, що дозволило за виглядом термограми визначати температуру в будь-якій її точці.

## 5.2 Функціональна схема тепловізора та його складових

На рис. 5.2 подана функціональна схема тепловізора «Рубін-3» («Факел») [16].

Інфрачервоне випромінювання (*ІЧВ*) від сканувального дзеркала 1 через об'єктив 3, дзеркало 2 і конденсор 4 потрапляє на приймач 5, звідки відеосигнал надходить на попередній підсилювач 7, до другого входу якого через інтегрувальне коло *RIC1* підключено слідкувальний підсилювач 8. На виході попереднього підсилювача 7 середнє значення напруги  $U_I$  за час рядка близьке до нуля, оскільки другий вхід слідкувального підсилювача 8 має нульовий потенціал. Для запобігання завалу амплітудно-частотної характеристики попереднього підсилювача 7 на низьких частотах і, щоб уникнути спотворення відеосигналу постійна часу *RIC1* визначається з умови

$$\tau \approx (f_n \ln \frac{E_n}{E_n - S\Phi_{nor}})^{-1}, \quad (5.1)$$

де  $E$  - напруга живлення попереднього підсилювача;

$f_n$  - нижня частота відеосигналу;

$S$  - вольтова чутливість приймача;

$\Phi_{пор}$  - пороговий потік.

Через велике значення  $\tau$  потрібно застосовувати електролітичні конденсатори і мегаомні резистори, внаслідок чого в момент включення тепловізора опір стікання конденсатора  $C1$  співрозмірний з  $R1$ , заряд на конденсаторі не формується, і система може не входити в режим. Щоб уникнути цього, введено ключ  $K1$ , який замикають у момент включення тепловізора на час приблизно 10 с, що забезпечує прискорене формування заряду конденсатора  $C1$  і вихід системи на режим, після чого ключ  $K1$  розмикають.

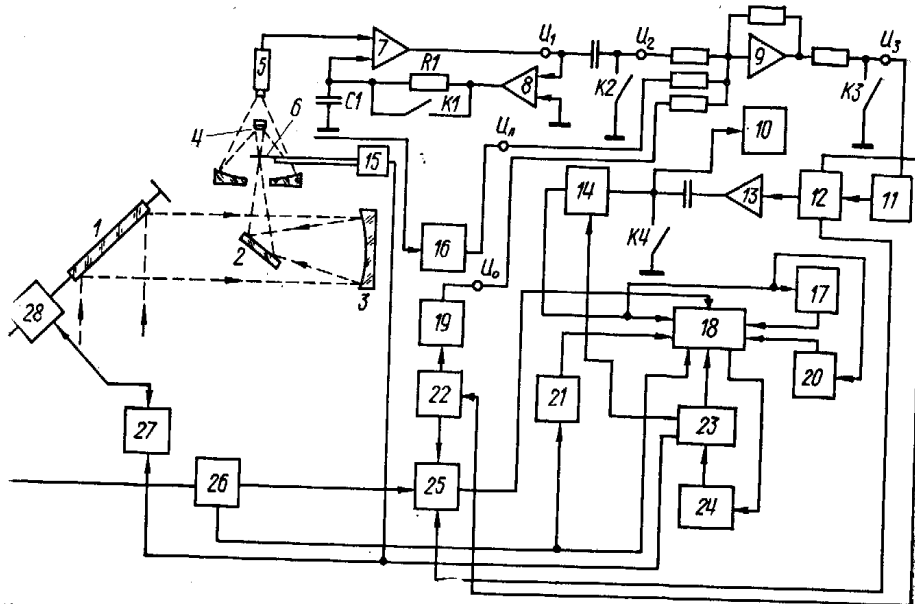


Рисунок 5.2 – Функціональна схема тепловізора “Рубін-3” (“Факел”)

У тепловізорі застосований спосіб синусоїдального сканування і реєстрації, причому в моменти неробочого ходу по рядку об'єктив  $\delta$  за допомогою електромагніта  $15$  перекриває вимірюваний потік  $\Phi_x$  від об'єкта і подає на приймач власний потік  $\Phi_0$  як опорний. Для зменшення неконтрольованих фонових засвіток приймача на зворотній стороні контрдзеркала об'єктива, перед приймачем  $5$ , встановлене невелике сферичне дзеркало, що відбиває на приймач його власне випромінювання. Використання випромінювання об'єктива як опорного потоку  $\Phi_0$  замість вбудованого інфрачервоного випромінювача обумовлене тим, що у високочутливих тепловізорах на стабільний опорний потік випромінювача в оптичному каналі накладається значний нестабільний і неконтрольований потік  $\Phi_n$  від елементів конструкції, що викликає дрейф сигналу. У моменти часу, коли на приймач подається потік  $\Phi_0$ , відеосигнал  $U_2$  після схеми прив'язки на конденсаторі і ключі  $K2$  дорівнює нулю ( $U_2=0$ ). Оскільки  $\Phi_0$  змінюється нелінійно від прогріву конструкції і температури навколишнього середовища, ця зміна враховується подачею на суматор  $9$  через функціональний підсилювач корекції  $16$  сигналу поправки  $U_n$  від датчика температури. На цей же суматор через

функціональний підсилювач рівня відліку 19 подається і сигнал  $U_0$  рівня відліку температур  $T_0$  від атенюатора рівня 22, внаслідок чого після ключа  $K3$  у розімкнутому стані сумарний сигнал  $U_3 = U_2 + U_1 + U_0$ .

Значення  $U_0$  вибирається атенюатором 22 «Рівень». При цьому відеосигнал на електронно-променевому індикаторі 10 спостерігається симетрично відносно середини масштабної сітки екрана, не виходячи по амплітуді за межі екрана, що досягається за допомогою регулятора фази 11 і атенюатора 12 («Діапазон»), який змінює коефіцієнт підсилення відеоканалу. Відеосигнал залежить від температури об'єкта нелінійно, внаслідок чого рівним приростам температури при різних рівнях її відліку відповідають нерівні прирости напруги відеосигналу. Тому коефіцієнт передачі атенюатора 12 залежить і від напруги  $U_0$ , що задається атенюатором 22.

Коефіцієнт передачі підсилювача 19 нелінійний і апроксимується лінійно-кусковою функцією при налагодженні тепловізора по виносних ІЧ випромінювачах. В тепловізорі коефіцієнти передачі всіх нелінійних підсилювачів задаються в лінійно-кусковому вигляді з достатньою точністю апроксимації, що дозволяє спростити процес налагодження вимірювального каналу.

Відсікаючи шуми на частотах вище верхньої частоти  $f_s$  спектра відеосигналу, фільтр верхніх частот на цій частоті зміщує фазу відеосигналу на  $\Delta f_s$ , що при використаному в тепловізорі способі двостороннього сканування і реєстрації викликало б подвоєння зображення на величину  $\Delta l$ . Для виключення подвоєння зображення регулятор фази 27 через сканер 28 зміщує фазу  $\Delta \varphi_c$  коливань дзеркала 1 відносно барабана електрохімічного реєстратора 24 такої величини, що  $\Delta l = 0$ . При цьому  $\Delta \varphi_c$  необхідно періодично корегувати, тому що привод реєстратора 24 синхронізується змінною (у невеликих межах) частотою мережі 50 Гц, що при високій добротності механічної коливальної системи сканера викликає значне відхилення його фази. Якщо не налаштувати фазу сканера, тобто  $\Delta \varphi_c = 0$ , величину  $\Delta l$  визначають з формули

$$\Delta l = \frac{\Delta \varphi_B}{\pi \cdot S_B} V_3, \quad (5.2)$$

де  $V_3$  - лінійна швидкість розгортки реєстратора.

У зв'язку з тим, що сканування в тепловізорі синусоїдальне, для виключення модуляції оптичної щільності термограми в напрямку рядка служить коректор яскравості 14, через який проходить сигнал з відеопідсилювача 13. Коректор яскравості керується синусоїдальною напругою, одержаною у рядковому синхронізаторі 23, який кінематично зв'язаний з реєстратором 24.

Процесор цифрової інформації 25 за сигналами атенюаторів 12 і 28 кадрового 26 і рядкового 23 синхронізаторів посиляє цифрову інформацію через комутатор 18 на реєстратор 24. У результаті на термограмі у

цифровому вигляді записуються рівень відліку, діапазон температур, що реєструються, ширину ізотерми і номер кадру. Під час неробочого ходу сканера по рядку на термограму наносяться: оптичний клин з допомогою генератора пилоподібної напруги 21, вертикальний термопрофіль – формувачем термопрофілю 20, ізотерми – формувачем ізотерм 17. В формувачі термопрофілю відбувається вибірка відеосигналу в заданий момент часу відносно початку рядка, запам'ятовування його амплітуди і перетворення в тривалість імпульсу. Ключі *K1-K4* синхронізуються рядковою частотою і забезпечують усунення дрейфу сигналу і прив'язку його до заданого рівня.

У процесі серійного виробництва до тепловізора «Рубін-3» («Факел») розроблена електронна схема, яка вбудовується і дозволяє одержувати термограми, квантовані на п'ять градацій яскравості.

В моделі АГА-680 (рис. 5.3) сканування по рядку і кадру виконується призми, що обертаються і пропускають випромінювання [16].

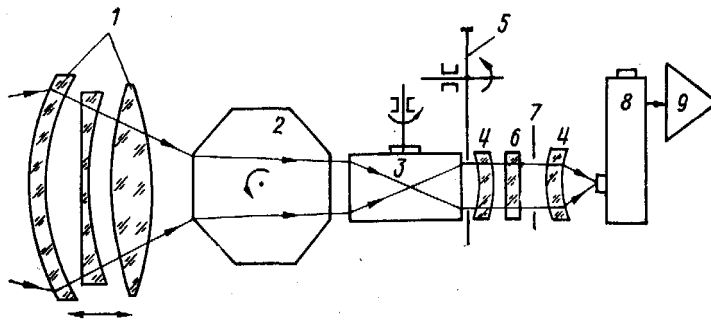


Рисунок 5.3 – Функціональна схема оптичної головки тепловізора *ОГТ (ОНТ)* АГА-680

Вхідний об'єктив 1 приймальної камери зі світлосилою 1:1,8, що складається з трьох кремнієвих лінз, фокусує випромінювання від елемента об'єкта з відстані від 0,95 м до нескінченності; при цьому глибина різкості на відстані 2,5 м складає 0,27 м. Від об'єктива ІЧ випромінювання надходить на оптико-механічний сканувальний пристрій, який складається з двох призм, що обертаються від окремих електродвигунів: кадрова 2 через прецизійний редуктор, рядкова 3 — безпосередньо через муфту. При обертанні призми і використанні стандартного об'єктива поля зору приладу  $10 \times 10^\circ$ , додаткові змінні об'єктиви забезпечують поле зору  $2 \times 2$ ,  $25 \times 25$  і  $40 \times 40^\circ$ . Миттєвий кут зору (кутовий дозвіл) для основного об'єктива 1,3 мрад. Розбіжний пучок випромінювання перетворюється за допомогою конденсорної лінзи 4 в паралельний і проходить ряд допоміжних пристроїв, що складають комплект переривача 5. Під час зворотного ходу по кадру прийняте випромінювання переривається алюмінієвим обтюратором з полірованими із задньої сторони лопастями. Обтюратор обертається синхронно зі сканувальною по кадру призмою. Під час перекриття випромінювання ІЧ приймач піддається впливу власного (відбитого від лопасті)

випромінювання, і цей сигнал використовується як опорний для підсилувача 9, що підтримується постійною складовою вихідного сигналу один раз за час кадру.

Для розширення діапазону температур об'єктів, що обстежуються, передбачено обмеження пучка променів за допомогою діафрагми 7. При повній світлосилі об'єктива можна обстежувати об'єкти з температурою від  $-30$  до  $+190^{\circ}\text{C}$ . При мінімальній діафрагмі світлосила об'єктива стає 1:14, що дозволяє досліджувати об'єкти з температурою до  $850^{\circ}\text{C}$ . Зменшення світлосили об'єктива супроводжується збільшенням різкості, що створює перевагу при спостереженні розподілу температури довгих об'єктів. В переривачі передбачено також встановлення світлофільтрів 6. При використанні поглинальних сірих фільтрів можна досліджувати об'єкти з температурою до  $2000^{\circ}\text{C}$ .

Конструкцією сканувального вузла камери не передбачена синхронізація вертикальної і горизонтальної сканувальних призм, тому рядки на екрані ЕПТ повільно зміщуються по екрану. Цим досягається неперервність заповнення екрана зображенням об'єкта, і темні проміжки між рядками не виділяються так різко, як при жорсткій синхронізації рядкової і кадрової розгортки, що особливо важливо при фотографуванні. Крім того, застосована вобуляція (розмиття) рядка від генератора сигналів частотою 600 кГц, що створює ілюзію безрядкового растра.

Подальше удосконалення тепловізорів зроблено на моделях: AGA-750, AGA-720, AGA-780 і AGA-782. Сканування випромінювання в усіх модифікаціях здійснюється двома призмами, що обертаються. Основні відмінності від тепловізора AGA-680 – менші габаритні розміри приймальної камери і сканувального пристрою, підвищення частоти кадрів до 25 Гц, ускладнення блоків підсилення й обробки сигналу для збільшення швидкості й обсягу одержуваної інформації, збільшення числа допоміжних пристроїв. Моделі AGA-750, AGA-720 і AGA-728 є малогабаритними варіантами основної моделі AGA-780. Блоки приймальної камери ідентичні для всіх моделей і розрізняються залежно від області застосування комплектом змінних об'єктивів. Використовується малогабаритний блок ВКП з найбільш простою обробкою сигналу: подання сигналу на чорно-білому екрані в позитивному і негативному відображеннях, дві ізотерми з відліком рівня, перемикач чутливості і регулювання «Рівень чорного».

Для моделі розроблено три варіанти приймальної камери: короткохвильова з приймачем випромінювання з InSb, довгохвильова з приймачем з HgCdTe і подвійна. Подвійна камера діє одночасно з двома чорно-білими індикаторами. Функціональна схема приймальної камери (рис. 11.4) аналогічна схемі приймальної камери моделі AGA-680 і містить фокусувальний трикомпонентний об'єктив, дві пропускні сканувальні призми і переривач, конденсор з двох лінз із проміжною регулювальною

діафрагмою і диск з фільтрами. Прийняте від об'єкта випромінювання фокусується на приймачі випромінювання 2. У довгохвильовій приймальній камері з фоторезистором з HgCdTe використовуються тільки германієві елементи оптичної системи. Додатково введено запобіжний пристрій контролю рівня рідкого азоту в сосуді Дьюара ПІ, який закриває підсилювальний канал при певному низькому рівні азоту, сигналізуючи про це оператору. Подвійна камера містить два взаємозалежних одиночних сканери, змонтованих разом в одному корпусі. Введено два додаткових пристрої регулювання: вертикального рівня і паралаксу, які механічно встановлюють вертикальні і горизонтальні положення сканувальних блоків так, щоб вони були спрямовані на ту саму ділянку об'єкта, що досліджується.

Особливою рисою тепловізорів моделі АГА-780 є висока стабільність сигналу, що забезпечує велику точність і повторюваність вимірів. Щоб зменшити рівень постійного дрейфу, викликаного зміною температури приймальної камери, застосовують комбіновану схему прив'язки рівня і компенсації. Для підвищення стабільності роботи приладу використана також імпульсна схема контролю швидкості черезрядкового сканування. Швидкістю і регулюванням фази двигуна кадрового сканування керує двигун рядкового сканування так, щоб виробити чотири черезрядкових поля.

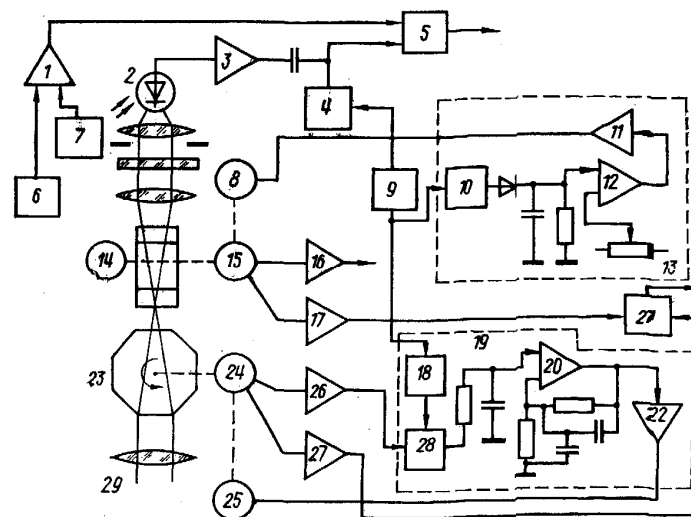


Рисунок 5.4 – Функціональна схема приймальної камери тепловізора АГА-780:

1 – підсилювач сигналу температурної компенсації; 2 – приймач випромінювання; 3 – передпідсилювач; 4 – електронний ключ; 5 – суматор; 6 – перемикач вибору апертури і фільтра; 7 – терморезистор температурної компенсації; 8, 25 – двигуни рядкової і кадрової сканувальних призм; 9, 10 – формувач імпульсів; 11, 22 – вихідні підсилювачі; 12, 20 – компенсатори; 13 – блок контролю швидкості рядкової призми; 14, 23 – призми рядкового і кадрового сканування; 15, 24 – магнітні датчики рядкової і кадрової синхронізації; 16, 27 – підсилювачі; 17, 26 – тригерні підсилювачі; 18, 21 – лічильники розподілу імпульсів; 19 – блок відстеження швидкості кадрової призми; 28 – цифровий фазовий детектор; 29 – об'єктив

Тепловізор АГА-780 у сімействі швидкодіючих приладів дозволяє отримати максимальну інформацію про об'єкт, відрізняється високою якістю зображення, наявністю великого числа допоміжних блоків.

Тепловізори з піріконом (рис. 5.5) призначені для спостереження на малих відстанях низькотемпературних рухомих і нерухомих об'єктів [16]. В передавальній камері використовується тимчасова модуляція потоку випромінювання об'єкта, яка здійснюється дисковим модулятором зі змінними прозорими і непрозорими секторами. Модулятор має схему стабілізації частоти обертання і забезпечує постійну частоту переривання потоку, яка дорівнює 12,5 Гц. Для цього в схему стабілізації подаються опорні імпульси синхрогенератора й імпульси від датчика частоти обертання модулятора. Електропривод модулятора керується напругою, що знімається зі схеми стабілізації.

Блок підготовки пірікона до дії здійснює поляризацію і розряд мішені, включення робочого режиму. Цей блок також формує імпульси, що подаються під час зворотнього ходу по рядках у катод пірікона і які служать для створення електронного п'єдесталу на мішені.

Блок розгортки і формування відеосигналу містить синхрогенератор, генератор кадрової і рядкової розгортки, підсилювач-формувавч і блок живлення.

Тепловізор може працювати в режимі спостереження об'єкта без обробки відеосигналу і в режимі накопичення відеосигналу з наступним проведенням міжкадрової різновидної обробки. В першому випадку відеосигнал з підсилювача-формувавча надходить на стандартний відеоконтрольний пристрій, а в другому – в блок пам'яті на базі запам'ятовувальної, електронно-променевої трубки. Призначення блока пам'яті – накопичувати корисний сигнал від об'єкта і, таким чином, згладжувати нерівномірність фону мішені та підвищувати відношення сигнал/шум при наступному зчитуванні мішені.

Після попереднього підсилення відбувається виділення інформаційної частини сигналу. Для одержання уніполярного відеосигналу при модуляції падаючого потоку випромінювання служить підсилювач-інвертор. Сигнал з підсилювача-інвертора надходить в підсилювач-формувавч, з виходу якого знімається відеосигнал позитивної полярності амплітудою не менше 1 В на навантаженні 75 Ом.



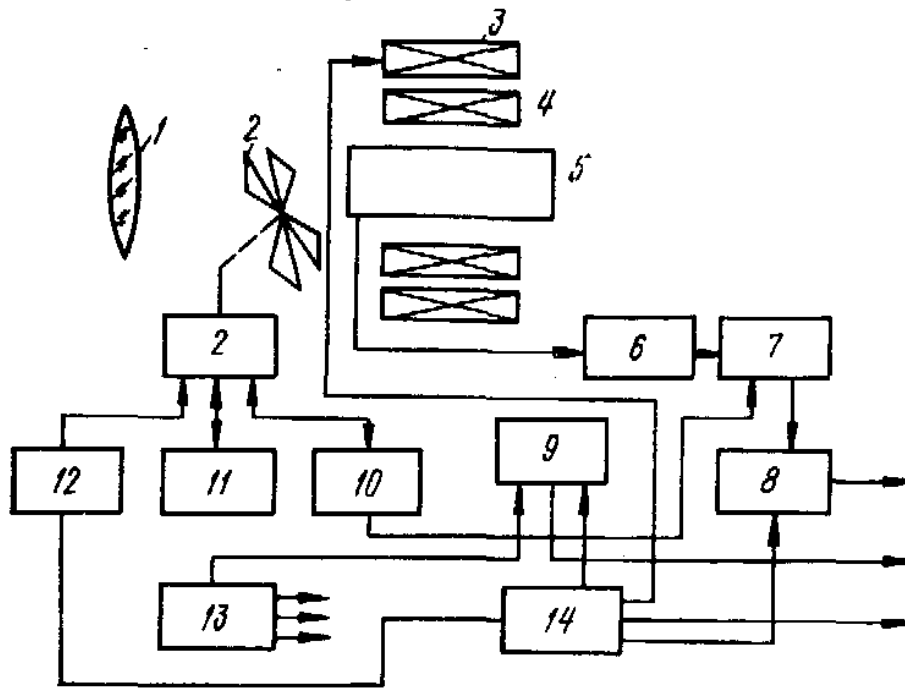


Рисунок 5.5 – Функціональна схема передавальної тепловізійної камери з піріконом:

1 – інфрачервоний об'єктив; 2 – модулятор із блоком керування; 3 – котушка розгортки; 4 – ФОС; 5 – пірікон; 6 – попередній підсилювач; 7 – підсилювач-інвертор; 8 – підсилювач-формував; 9 – блок підготовки і формування п'єдесталу; 10 – датчик положення модулятора; 11 – датчик частоти обертання модулятора; 12 – схема стабілізації частоти обертання модулятора; 13 – блок електроживлення; 14 – синхрогенератор

Інфрачервоне випромінювання об'єкта спостереження падає на об'єктив (див. рис. 5.5), що формує зображення в площині мішені пірікона. Вважаючи, що перекриття модулятором мішені відбувається миттєво, можна записати вираз для її опроміненості у такому вигляді:

$$L_M = \begin{cases} L_1 & \text{при } 0 < t \leq t_1 \\ L_0 & \text{при } t_1 < t \leq T \end{cases} \quad (5.3)$$

де  $T$  - період модуляції потоку випромінювання;

$L_0$  - опроміненість мішені, створювана випромінюванням об'єктива і модулятора передавальної камери.

Блок пам'яті (рис. 5.6) крім запам'ятовувальної трубки з ФОС містить синхрогенератор, блок розгортки, схеми керування режимами роботи трубки і комутації напруг на її електродах, підсилювач запису, попередній підсилювач, підсилювач-формував вихідного відеосигналу й автоматичної зміни інформації. Крім синхронізації блоку пам'яті у робочому режимі від синхронізатора передавальної камери передбачена автономна синхронізація при відтворенні записаного зображення.

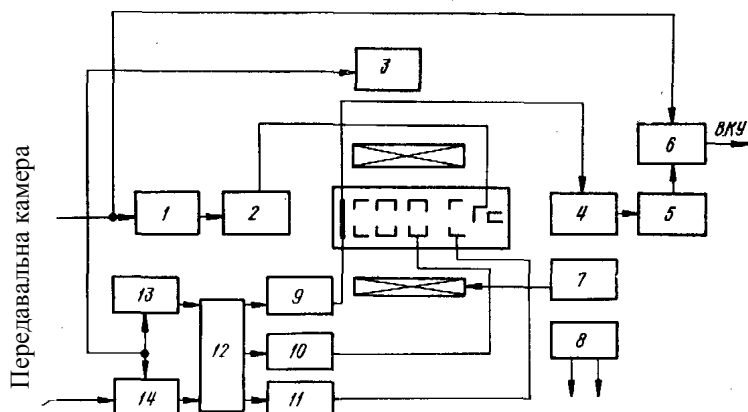


Рисунок 5.6 – Функціональна схема блоку пам'яті: 1 – підсилювач запису; 2 – комутатор за катодом; 3 – блок розгорток; 4 – попередній підсилювач; 5 – підсилювач формування; 6 – комутатор режимів роботи; 7 – автомат зміни інформації; 8 – стабілізатор фокусувального струму; 9, 10, 11 – відповідно комутатори за мішенню, другим і першим анодами; 12 – блок керування; 13 – автомат зміни інформації; 14 – синхрогенератор

Схема керування режимами робіт запам'ятовувальної трубки служить для переведення її в режим «Запис», «Стирання», «Цикл» і «Стоп-кадр». Підсилювач запису призначений для посилення і фіксації рівня відеосигналу, що подається на трубку. Він забезпечує амплітуду відеосигналу до 40 В при вхідному сигналі 1 В у смузі частот 50 Гц ... 2 МГц. В схемі підсилювача передбачена можливість зміни коефіцієнта підсилення залежно від обраної кількості кадрів запису. В режимі «Запис» вихідний сигнал підсилювача подається на запам'ятовувальну трубку. Відеосигнал останньої після попереднього підсилення подається в комутатор режиму роботи тепловізора разом з вихідним відеосигналом передавальної камери. Комутатор вибирає характер обробки відеосигналу, тобто режим роботи передавальної камери, і у випадку другого режиму підключає попередній відеопідсилювач блока пам'яті до підсилювача-формуваача, що забезпечує на виході відеосигнал з амплітудою не менше 1 В на навантаженні 675 Ом. Подальше підсилення відеосигналу відбувається у відеоконтрольному пристрої, що відповідає стандартній телевізійній системі типу ПТУ-27.

Функціональна схема японського тепловізора з піріконом, призначеного для аналізу теплових полів, показана на рис. 5.7. Мішень пірікона виготовлена з полівініліденфториду товщиною 9 мкм. Трубка, наповнена воднем під тиском приблизно  $1,3 \times 10^{-10}$  Па. Позитивні іони, що утворюються в результаті зіткнення електронного пучка з молекулами газу, попадають на мішень і створюють позитивний струм зміщення [16].

В трубку введений гетер, селективно абсорбуючий і випускаючий водень. При пропусканні електронного струму по гетеру вдається регулювати ступінь вакууму в трубці в діапазоні  $1,3 \times 10^{-12} \dots 1,3 \times 10^{-9}$  Па.

Передавальна камера оснащена механічним модулятором і об'єктивом

із просвітленого германію зі світлосилою 1:0,8. Теплове зображення об'єкта можна спостерігати на чорно-білому телевізійному моніторі. Крім того, сигнали з виходу передавальної камери перетворюються в цифровий код за допомогою спеціального перетворювача. Синхронізовані з модулятором сигнали, що запам'ятовуються блоком пам'яті на інтегральних схемах, за допомогою схеми перетворення перетворюються в сигнал восьми кольорів. Сама гаряча точка об'єкта відповідає білому кольору, а сама холодна – чорному. Перетворені чорно-білі сигнали подаються на стандартний кольоровий монітор, на якому в реальному масштабі часу зображаються закодовані кольором ізотерми чи інші картини теплових полів.

Процес перетворення чорно-білих сигналів у кольорові полягає в такому. Кожному з восьми кольорів відводиться тризначний двійковий код; чорна градація кодується 000, біла 111. Частота сигналів передавальної телевізійної камери 5 МГц, що дає 500 імпульсів на один телевізійний рядок. Коди, що відповідають кожному імпульсу, подаються на кольоровий монітор, де кожен розряд тризначного коду керує одним із трьох електронних прожекторів кольорової трубки. Так код 111 включає одночасно всі три прожектори (білий колір), у той час як при коді 000 не працює жоден прожектор (чорний колір). При комбінаціях 100, 010, 001 працює тільки один із прожекторів, відтворюючи на екрані основні кольори – червоний, зелений чи синій. При інших комбінаціях включаються які-небудь два прожектори, висвічуючи добре помітні змішані кольори.

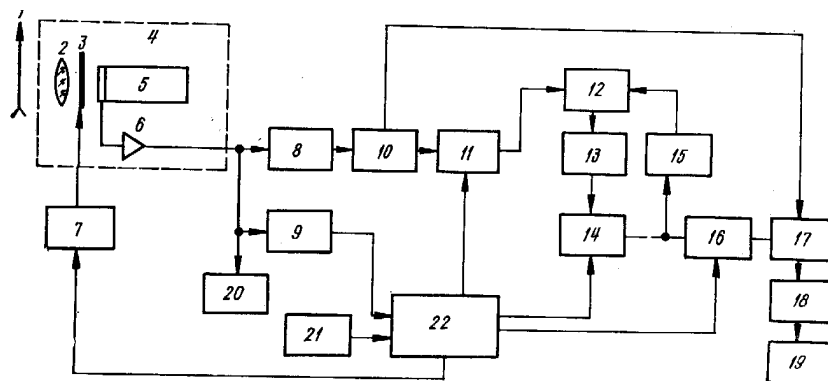


Рисунок 5.7 – Функціональна схема експериментальної тепловізійної установки з піріконом: 1 – об'єкт спостереження; 2 – об'єктив, що пропускає інфрачервоне випромінювання; 3 – модулятор; 4 – передавальна камера; 5 – пірікон; 6 – підсилювач; 7 – схема приводу модулятора; 8 – перетворювач неперервних сигналів у цифровий код; 9 – синхронізатор і подільник сигналів; 10, 17 – перемикач роботи в режимах нормальному і запам'ятовування; 11 – перетворювач послідовного коду в паралельний; 12 – суматор; 13 – вентиль пам'яті; 14 – блок пам'яті на інтегральних схемах (256×128×8 біт); 15 – регістр; 16 – перетворювач паралельного коду в послідовний; 18 – схема центрування; 19 – кольоровий телевізійний монітор; 20 – чорно-білий телевізійний монітор; 21 – генератор синхронізувальних імпульсів; 22 – схема регулювання

Застосування стандартних ЕОМ створює певні труднощі, пов'язані з узгодженням тепловізійної апаратури зі структурою таких машин. Тому розроблено універсальний поліпроцесор *ПП (P)*, призначений для узгодження тепловізійних (і інших телевізійних вимірювальних) систем з ЕОМ. Поліпроцесор являє собою цифровий обчислювальний відеоаналізатор, який в межах введеної програми обробляє відеосигнал і приводить його до вигляду, зручного для керування іншими пристроями.

Поліпроцесор (рис. 5.8) складається з декількох мікропроцесорів, що можуть виконувати за допомогою введених у запам'ятовувальний пристрій констант різні обчислювальні і керувальні функції. Кількість мікропроцесорів залежить від призначення даної системи і необхідної швидкодії. Мікропроцесори мають так звану вибірккову конструкцію, при якій усі дані, що підлягають обробці, вводяться по об'єднаному каналу передачі даних, а проведення операцій обчислення чи керування тими чи іншими обчислювальними модулями виконується відповідно до запрограмованих кодованих наказів.

Прикладом сучасної тепловізійної камери на піріконі є камера ТН 7506 фірми «Томсон ЦСФ» (рис. 5.9). В камері моделі ТН 7506А використовується пірікон ТН 9840 із залишковим газом, а в камері ТН 7506 В - високовакуумний пірікон ТН 9851; корисний діаметр мішені обох піріконів 17 мм.

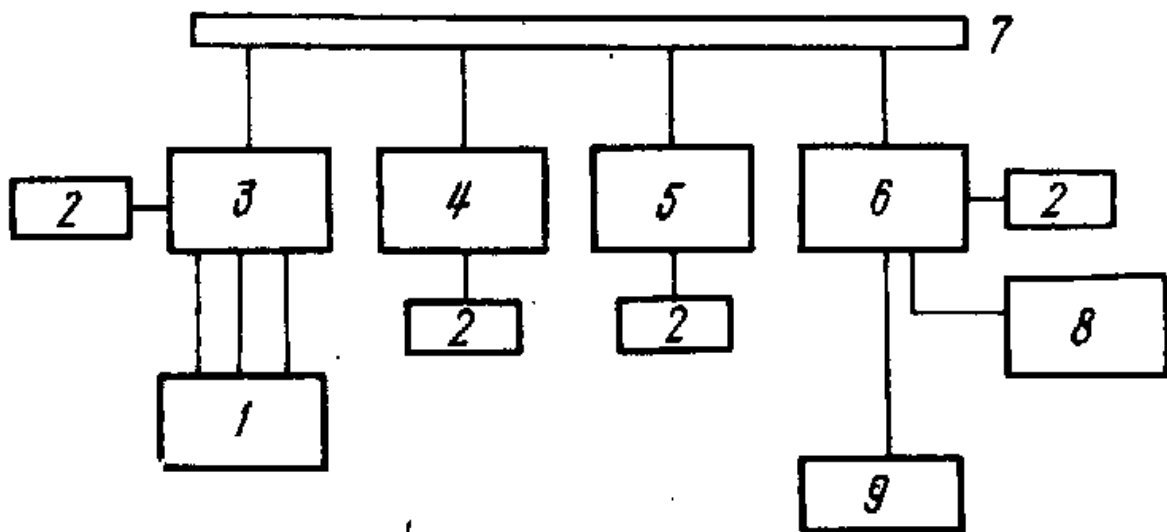


Рисунок 5.8 – Функціональна схема поліпроцесора:

1 – передавальна телевізійна камера; 2 – блоки пам'яті; 3 – процесор керування камерою; 4 – блок оперативної пам'яті; 5, 6 – головний і вихідний процесори; 7 – об'єднаний канал передачі даних; 8 – процесор керування; 9 – монітор

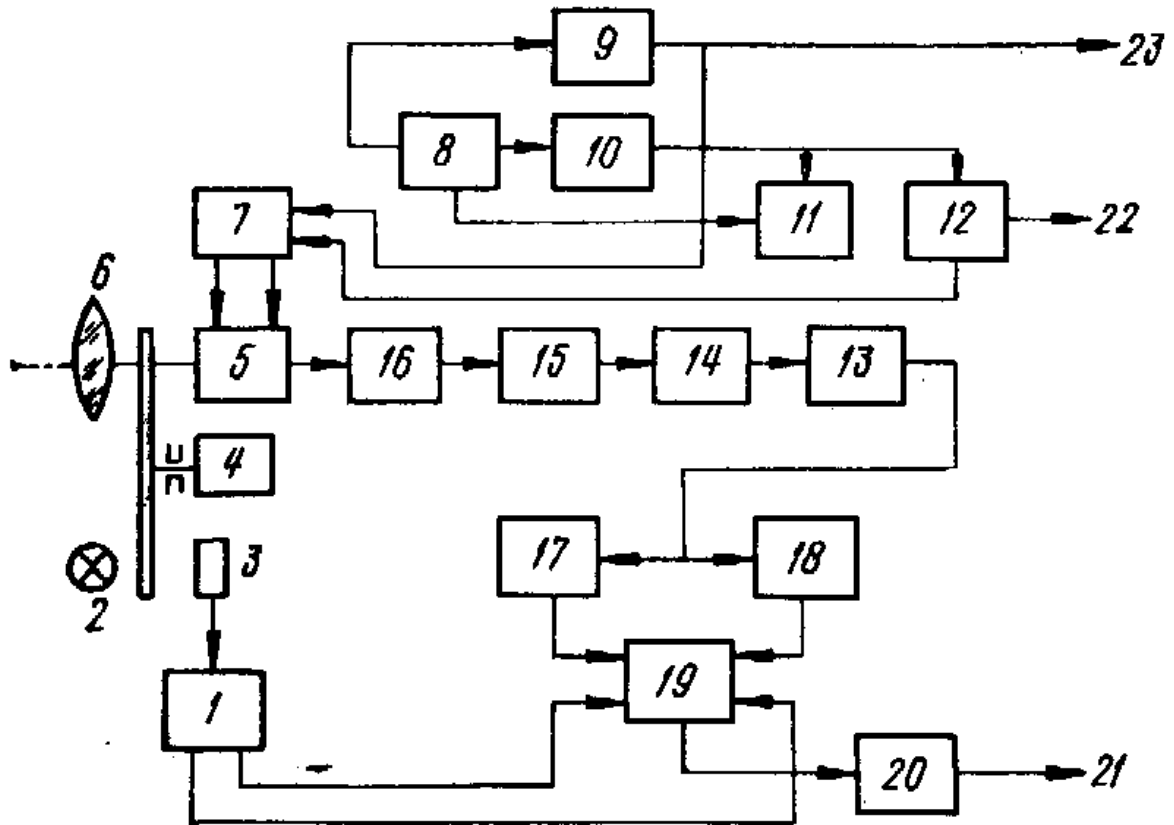


Рисунок 5.9 – Структурна схема тепловізійної камери фірми «Томсон ЦСФ»:  
 1 – синхронізувальний пристрій; 2 – лампа розжарювання; 3 – фотоприймач; 4 – синхронний серводвигун; 5 – блок відікона з піроелектричною мішенню; 6 – об'єктив; 7 – ФС; 8 – пристрій порівняння фаз; 9 – пристрій затримки сигналів; 10 – генератор синхронізувальних імпульсів (32 кГц) ; 11, 12 – подільник частоти; 13 – підсилювач; 14 – фільтр; 15 – процесор кадрів; 16 – передпідсилювач; 17, 18 – підсилювачі негативних і позитивних сигналів; 19 – комутатор; 20 – вихідне коло; 21 – відеосигнал; 22 – рядкові синхронізувальні імпульси; 23 – кадрові синхронізувальні імпульси

Тепловізійна комп'ютерна система "Інфрамед-01" – це комплекс апаратних і програмних засобів, що дозволяє реалізувати всі переваги і досягнення комп'ютерної обробки зображень для тепловізійної діагностики різноманітних захворювань. Вона реалізована на базі оптичної головки тепловізора типу "Радуга" і персонального комп'ютера типу IBM PC/AT. Поєднання оптичної головки, яка забезпечує високоточну калібровку тепловізійного сигналу і комп'ютера, оснащеного оригінальним програмним забезпеченням, дозволило створити винятково зручну і надійну в експлуатації тепловізійну систему, яка враховує особливості як початківця, так і досвідченого користувача.

Тепловізійна комп'ютерна система "Інфрамед-01" складається з оптичної головки тепловізора типу "Радуга", блоку введення інформації (БВІ), персонального комп'ютера з ч/б матричним принтером.

## 6 АПАРАТУРА ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ І ЛІКУВАННЯ ЦУКРОВОГО ДІАБЕТУ

### 6.1 Біокібернетична концепція «Штучна бета-клітина»

Суть терапії при діабеті полягає в створенні штучного регулятора процесу зміни найважливішого показника метаболізму вуглеводів – концентрації глюкози в крові (глікемії). Справа в тім, що нормоглікемія в організмі забезпечується саморегуляцією, а при діабеті патологія виявляється в поломці власного регулятора організму і виражається в стійкій гіперглікемії. Одним з головних факторів розрегуляції глікемії може бути дефіцит в організмі гормону інсуліну, який у нормі виділяється бета-клітинами острівців Лангерганса підшлункової залози. Звідси випливає замісний характер терапії при діабеті, що виражається у введенні в організм екзогенного інсуліну, виготовленого з органів тварин. Далі розглядається тільки інсулінозалежна форма діабету, що обумовлює назву штучного регулятора як «Штучна бета-клітина» *РШБК (RABC)*, що являє собою комплекс медичної техніки для автоматичної і неперервної тривалої інфузії інсуліну за принципом зворотного зв'язку.

«Штучна бета-клітина» може бути ефективно використана в таких основних клінічних ситуаціях:

- виведення пацієнтів з діабетичної коми;
- забезпечення хірургічних операцій і післяопераційного періоду діабетичних пацієнтів,
- діаліз діабетичних пацієнтів з нефропатією;
- родопоміч діабетичним пацієнткам.

Найважливішою областю застосування «Штучної бета-клітини» є компенсація важких форм діабету, що характеризуються наявністю гіперглікемії  $G$  ( $H$ ) протягом тривалого часу. Важким формам діабету характерні супутні ускладнення у вигляді ангіопатій, нефропатій, нейропатій, що призводять до сліпоти, ураження нирок, гангрени кінцівок і т. д. Клінічний ефект застосування «Штучної бета-клітини» полягає в запобіганні й усуненні діабетичних ускладнень. Істотним ефектом «Штучної бета-клітини» є послаблення обмежень, пов'язаних із суворою і маловуглецевою дієтою, на яку змушені переходити діабетичні пацієнти.

Біокібернетична концепція «Штучної бета-клітини» проявляється в тому, що ця терапевтична апаратура являє собою технічний регулятор, заснований на фундаментальному кібернетичному принципі зворотнього зв'язку. Структура регулятора містить у собі три основних класичних (з погляду кібернетики) функціональних модуля, з'єднаних послідовно:

- модуль моніторингу глікемії *МГ (МН)*;
- модуль керування глікемією;
- модуль інфузії інсуліну *ІІ (ІІ)*.

Разом з організмом, як біологічним об'єктом керування, «Штучна бета-клітина» складає замкнуту біотехнічну систему. У варіанті

автоматичного керування технічний регулятор «Штучна бета-клітина» є терапевтичним автоматом, що утворює з організмом автоматичну систему. У випадках, коли деякі функції регулятора виконуються медичним персоналом, «Штучна бета-клітина» являє собою ерготехнічний регулятор, що утворює разом з організмом автоматизовану (за участю людини-оператора) систему. Ерготехнічний регулятор може бути названий також терапевтичним напівавтоматом, а замкнута система „організм-регулятор” є в цьому випадку ергобіотехнічною системою [18].

Сучасний стан розробок терапевтичних автоматів «Штучна бета-клітина» можна оцінити тим, що в основі концепції автомата «Штучна бета-клітина» лежать системні і біокібернетичні аспекти, які відобразилися в будові його як технічного регулятора зі зворотним зв'язком для забезпечення процесів зміни глікемії з необхідною якістю.

## 6.2 Математичні моделі процесу зміни глікемії

Специфіка керування глікемією за допомогою терапевтичного автомата «Штучна бета-клітина» полягає в тому, що воно істотно опирається на кількісний опис процесу зміни глікемії під дією інсуліну, аліментарних і фізичних навантажень. Ефективним засобом такого опису є математичні моделі.

Як математичний імітатор  $MI$  ( $MS$ ) процесу зміни глікемії може бути використана нелінійна математична модель, запропонована В.Больє. У цій математичній моделі передбачається, що всі процеси протікають у двох компартментах (об'ємах організму, що відрізняються своєю специфікою і взаємодіють між собою) – судинному і позасудинному.

Як вихідні змінні у нелінійній моделі прийнята глікемія  $y_1$  і позасудинна концентрація глюкози  $y_2$ , концентрація інсуліну в крові (інсулінемія)  $y_3$  і позасудинна інсулінемія  $y_4$ . Як вхідні змінні прийнята швидкість  $\dot{I}$  інфузії екзогенного інсуліну і швидкість  $\dot{G}$  надходження екзогенної глюкози в кров.

Швидкість  $V_B y_1$  зміни змісту глюкози визначається функцією  $\dot{G}$ , швидкістю  $(y_2 - y_1)P_G$  надходження глюкози з позасудинної рідини, швидкістю  $f_4(y_1)$  виділення глюкози нирками і швидкістю  $f_5(y_1, y_3)$  накопичення глюкози в печінці. Тут параметр  $V_B$  – об'єм крові, параметр  $P_G$  - транскапілярна проникність глюкози.

Швидкість  $V_G y_2$  зміни глюкози в позасудинній рідині визначається швидкістю  $(y_1 - y_2)P_G V_G$  надходження глюкози з крові і швидкістю  $f_6(y_2, y_4)$  утилізації глюкози тканинами. Тут параметр  $V_G$  – позасудинний глюкозний об'єм.

Швидкість  $V_B y_3$  зміни інсуліну в крові визначається функцією  $\dot{I}$ , швидкістю  $(y_4 - y_3)P_I$  надходження інсуліну з позасудинної рідини, швидкістю  $f_1(y_1)$  секреції інсуліну бета-клітинами і швидкістю  $f_2(y_3)$  інактивації інсуліну в крові. Тут параметр  $P_I$  – транскапілярна проникність

інсуліну.

Швидкість  $V_{Iy_4}$  зміни інсуліну в позасудинній рідині визначається швидкістю  $(y_3 - y_4)P_I$  надходження інсуліну з крові і швидкістю  $f_3(y_4)$  інактивації інсуліну у позасудинній рідині. Тут параметр  $V_I$  – позасудинний інсуліновий об'єм.

Зміна стану, що розглядається, з часом описується математичною моделлю у вигляді системи диференціальних рівнянь

$$\begin{cases} V_{By_1} = (y_2 - y_1)P_G - f_4(y_1) - f_5(y_1, y_3) + \dot{G}; \\ V_{Gy_2} = (y_1 - y_2)P_G V_G - f_6(y_2, y_4); \\ V_{By_3} = (y_4 - y_3)P_I + f_1(y_1) - f_2(y_3) + I; \\ V_{Iy_4} = (y_3 - y_4)P_I - f_3(y_4). \end{cases} \quad (6.1)$$

Для параметрів процесу наводяться такі значення:

$$\begin{aligned} V_B &= 5 \text{ л}, \\ V_G &= 17 \text{ л}, \\ V_I &= 9 \text{ л}, \\ P_G &= 6,2 \text{ л / год}, \\ P_I &= 6,2 \text{ л / год}. \end{aligned}$$

Розмірність концентрації глюкози прийнята в г/л, а концентрація інсуліну – в ЕД/л.

Тенденції в області розробки математичних моделей процесу зміни глікемії полягають у тому, що ці моделі розвиваються в напрямку відображення процесів усіх найважливіших показників метаболізму, основних гормонів і нелінійних ефектів їхньої взаємодії. Необхідно удосконалювати процедури ідентифікації параметрів математичних моделей за мінімальним числом клінічних даних і розробляти математичні індекси для кількісної оцінки важкості патологічних процесів метаболізму.

Модуль моніторингу глікемії виконує функцію неперервного і тривалого визначення поточної глікемії. На підставі інформації про глікемію в модулі алгоритму керування формується сигнал на інфузію інсуліну з умови забезпечення необхідних характеристик перехідних процесів. Модуль інфузії призначений для введення необхідної кількості інсуліну в організм пацієнта. Визначення результатів дії інсуліну на глікемію за допомогою модуля моніторингу замикає контур зворотного зв'язку.

Крім основних функціональних модулів, терапевтичний автомат оснащується пристроями реєстрації, відображення і збереження інформації про розрахункові і фактичні значення глікемії, швидкості інфузії інсуліну й інших препаратів, їхніх сумарних величин і поточний час.

Модуль моніторингу глікемії реалізується у вигляді глюкозного сенсора, що перетворює вимірювану величину, пов'язану з глікемією, в



електричний сигнал. Цей сигнал піддається необхідному підсиленню і перетворенню. Для доставки крові до сенсора використовується, у разі потреби, кровозабірна магістраль із пластикової трубки і катетера та спеціальний насос.

Модуль керування глікемією реалізується на стандартних засобах обчислювальної техніки, що включають центральний процесор, оперативну і зовнішню пам'ять, інтерфейс.

Модуль інфузії інсуліну реалізується у вигляді спеціального керованого насоса і інсулінонагнітальної магістралі з пластикової трубки, перехідника і канюлі. До перехідника приєднується магістраль для нагнітання фізіологічного розчину з мінімальною постійною швидкістю з метою кращого вимивання гормону в кровотік без істотної затримки.

Найбільш відомий апарат за назвою «Біостатор» чи під аббревіатурою GCIS (Glucose Controlled Insulin Infusion System). Основою модуля моніторингу глікемії є глюкозний сенсор, що визначає глікемію в цілісній крові за проточним методом. Принцип дії сенсора базується на електрохімічному визначенні перекису водню, який утворюється при каталітичному окислюванні глюкози крові розчинним киснем. Як спеціальний каталізатор застосовується фермент глюкозооксидаза, іммобілізований на напівпроникній мембрані. Час затримки між моментом забору крові і моментом визначення глікемії – не більше 90 с. Робочий діапазон сенсора 0-1000 мг/под. Втрата крові - 50 мл за добу. Термін роботи мембрани – дві доби. У модулі керування глікемією реалізований алгоритм «Біостатор-II».

Дослідження функціонування терапевтичного автомата «Біостатор» *ТАБ (TAB)* при тривалій терапії було проведено датськими фахівцями. Було встановлено, що з часом характеристики глюкозного сенсора знижуються, і тому рекомендовано проводити його калібрування за допомогою автономної апаратури через кожні три години роботи. Для зручності виконання цієї операції запропоновано сконструювати в автоматі пристрій для забору разових проб крові.

Було перевірено вплив параметрів алгоритму «Біостатор-II» на швидкість інфузії інсуліну. Варіювалися коефіцієнт пропорційності у виразі для диференціального фактора і коефіцієнт, що визначає нахил керувальної функції при незмінних інших параметрах. Зроблений висновок, що зменшення варіюваних параметрів нижче певних величин призводить до зростання потреби пацієнтів в інсуліні. Експерименти з використанням автомата «Біостатор» виявилися діючим засобом для визначення добової дози інсуліну, необхідної діабетичним пацієнтам

У 1983 р. японськими дослідниками створений експериментальний автомат «Штучна бета-клітина» переносного виконання. Габарити автомата 18×17,7×7,9 см, маса - 700 г.

Мініатюризація автомата була забезпечена за рахунок оригінальної

конструкції глюкозного сенсора в модулі моніторингу глікемії. Сенсор виконаний у формі голки діаметром 0,4-1 мм і призначений для введення в м'язову чи підшкірну тканину пацієнта. Конструктивно сенсор складається з двох електродів. Катод з нержавіючої сталі, покритої сріблом, виконаний у вигляді трубочки довжиною 2 см і діаметром 0,4-1 мм, у яку вставлений платиновий анод у вигляді дротика з кулькою діаметром 0,3-0,7 мм на кінці. Сам дрітик розміщується в тонкій скляній трубці. Кінець анода покритий глюкозооксидазою і захищений плівкою з поліуретану.

Автомат містить підсилювач струм-напруга, аналого-цифровий перетворювач, комп'ютер, п'ятиміліметровий шприц для інфузії інсуліну з електромеханізмом подачі і батарею електроживлення. У модулі керування глікемією реалізований алгоритм «Осака».

Цими ж дослідниками в 1984 р. створений експериментальний автомат «Штучна бета-клітина» переносного виконання, з габаритами 12×15×6 см, масою 400 г. Конструкція принципово аналогічна попередньому варіанту. Повідомляється, що при одноразовій заміні голкового глюкозного сенсора автомат, що переноситься, забезпечує керування глікемією в амбулаторних пацієнтів-діабетиків протягом 7 діб.

Таким чином, сучасний стан в області розробок терапевтичних автоматів «Штучна бета-клітина» характеризується створенням декількох експериментальних терапевтичних автоматів «Штучна бета-клітина», а також комерційного автомата за назвою «Біостатор» (фірма «Майлз», США). Конструктивне виконання автоматів є стаціонарним, і тому фізична активність і можливості пересування пацієнта поки обмежені. Результати клінічного застосування автомата «Біостатор» у багатьох країнах свідчать про значний терапевтичний ефект, принципово недосяжний традиційними методами інсулінотерапії. Потрібно відзначити зворотний ефект, коли за допомогою досліджень на терапевтичному автоматі «Штучна бета-клітина» розроблялися рекомендації з удосконалення традиційних методів інсулінотерапії.

Аналіз досліджень в області створення терапевтичних автоматів «Штучна бета-клітина» дозволяє вважати, що в майбутньому конструктивне виконання зробить автомат «Штучна бета-клітина» переносним за рахунок застосування мініатюрних голчастих глюкозних сенсорів і малогабаритних технічних засобів інформатики. Одержання інформації про поточну глікемію буде відбуватися практично без запізнювання і добору крові.

### **6.3 Інформаційна система інструментальної діагностики діабету**

Метою даної роботи була розробка трирівневої медичної автоматизованої системи для масових обстежень в області діабетології, що включає банк числових і клінічних даних, реляційну з ієрархічною побудовою систему управління базою даних (СУБД «Пальма»), пакет

статистичних програм для медичних і біологічних досліджень ВМДР.

Вирішенню задач впорядкування і автоматизації робіт зі збору і переробки діагностичної інформації в області клінічної діабетології підлягає структурна організація інформаційної системи інструментальної діагностики діабету (ІСІДДА) (рис. 6.1).



Рисунок 6.1 – Структурна організація ІСІДДА

Функціональна схема ІСІДДА передбачає тривірневу організацію технології обстеження (рис. 6.2).

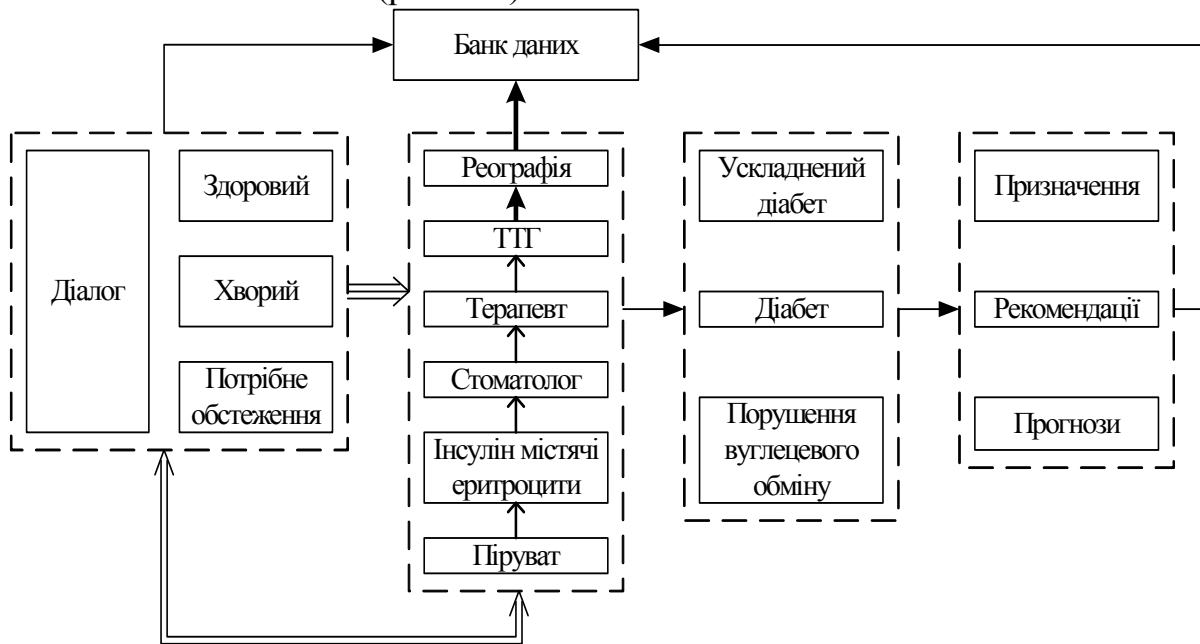


Рисунок 6.2 – Функціональна схема ІСІДДА

Перший рівень – контроль здоров'я в режимі інтерв'ювання в рамках методологічних можливостей кабінету долікарняного огляду для виявлення осіб з підвищеними факторами ризику (рис. 6.3).

Інтерв'юер			
Паспортні дані	Анамнестичні дані	Фактори ризику	Супутні хвороби

Рисунок 6.3 – Схема модуля “Діалог”

На цьому етапі дослідження відповідно до вагових коефіцієнтів об'єктів встановлюються критерії здоров'я. Кількісна оцінка отриманих відповідей розраховувалась за формулою:

$$I_0 = \sum_{i=1}^n a_i x_i, \quad (6.2)$$

де  $a_i$  – вагові коефіцієнти;

$x_i$  – значення прикмет, причому  $x_i \in \{0,1\}$ .

Другий рівень передбачає виявлення ступеню порушення вуглеводного обміну у обстежуваних шляхом повного біохімічного і реографічного обстеження в процесі тестових навантажень з прийняттям рішення про лікування чи видачу рекомендацій.

Третій рівень призначений для динамічного спостереження хворих цукровим діабетом і уточнення характеру лікування.

Структурно перший рівень складається з модуля “Діалог”, другий - з модуля “Дослідження”, “Оцінка станів”, “Прийняття рішень”, “Банк даних” (рис. 6.4).

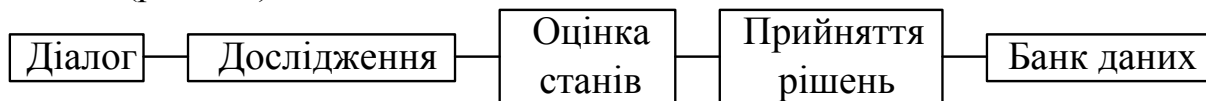


Рисунок 6.4 – Модульна архітектура ІСІДДА

Враховуючи, що обстеження хворих на третьому рівні проводиться для уточнення ступеня можливих ускладнень і не потребує повного обсягу тестових навантажень, воно проводиться в рамках структурної організації другого модуля “Дослідження”.

*Програмне забезпечення системи ІСІДДА.* Програмне забезпечення системи ІСІДДА складається з чотирьох компонентів.

1. Модуль інтерв'ювання “Діалог”.
2. База даних (БД).
3. Пакет прикладних програм статистичної обробки біомедичної інформації ВМДР.
4. Комплекс прикладних програм.

Пакет ВМДР являє собою сукупність незалежних, готових до виконання програм, кожна з яких орієнтована на певний вид статистичного аналізу. Пакет дозволяє вирішити такі задачі математичної статистики:

1. Визначення статистичних характеристик одновимірних і багатовимірних сукупностей;
2. Категоризація даних і порівняння груп;
3. Кластерний аналіз;
4. Факторний аналіз;
5. Канонічна кореляція;
6. Дискримінантний аналіз;
7. Регресивний аналіз;
8. Аналіз дисперсії і коваріацій;
9. Непараметричні критерії і оцінки.

Багато з цих задач є багатоваріантними. Користувачу надається можливість вибрати найбільш ефективний метод вирішення для підвищення достовірності результатів. Крім того, пакет ВМДР дозволяє реалізувати попередню вибірку і перетворення вхідних даних.

Комплекс прикладних програм *BMDP КПП BMDP (CA BMDP)* можна розділити на дві групи. Програми першої групи здійснюють пошук і зчитування даних з БД за довільними умовами вибору, запис даних в файл статистики для наступної обробки їх за допомогою пакета *BMDP*, друк вихідної форми. До другої групи відносяться програми налагодження пакета *BMDP* на конкретну статистичну задачу.

Зв'язок користувача з прикладними програмами, а також з програмами пакета *BMDP* здійснюється за допомогою процедур в інтерактивному режимі.

*Моделі бази даних.* Модель БД можна поділити на три рівні. Перший рівень поєднує рівень блоків, що зберігають дані, та рівень блоків даних, і рівень абстрактної пам'яті СУБД "Пальма". Цей рівень в СУБД "Пальма" підтримується автоматично. При організації БД адміністратор БД задає обсяги пам'яті на магнітному диску для кожного розділу БД, а також обсяги пам'яті, що відводяться під заголовки розділу, і деякі інші параметри.

Для бази даних ІСІДДА це такі параметри.

Розділ 0 (довідникова інформація з керування БД) займає 4 циліндри (1 - файл А, 3 - файл В) на магнітному диску, розмір фізичного блоку даних 3520 байтів.

Розділ F (робочі і тимчасові набори БД) займає 4 циліндри (3 - файл А, 1 - файл В) на магнітному диску, розмір фізичного блоку даних 3520 байтів.

Розділ D (власні БД) займає 25 циліндрів (20 - файл А, 5 - файл В) на магнітному диску, розмір фізичного блоку даних 3520 байтів.

Другим рівнем архітектури БД є рівень відношень "Пальма". Під відношенням розуміється таблиця даних, стовпці якої відповідають атрибутам відношення, а рядки – кортежам. На цьому рівні користувач здійснює введення даних в БД і їх корегування. Як додаткові об'єкти будуються образи відношень, що являють собою засіб первинної і вторинної індексації для реалізації прямого доступу до даних. Всі співвідношення і образи записані в третій нормальній формі.

База даних системи ІСІДДА включає п'ять співвідношень. Чотири співвідношення об'єднують дані пацієнта з медичного обстеження на цукровий діабет, п'яте відношення є довідником супутніх захворювань:

1. Відношення DCONST – паспортні дані пацієнта;
2. Відношення DDOLAB – долікарняні і лабораторні обстеження;
3. Відношення DSOPZB – супутні захворювання і фактори ризику;
4. Відношення DREOGR – реографія і термометрія;
5. Відношення DSPRAN – довідник захворювань.

Відношення DSOPZB і DREOGR є дворівневими. Для відношень DCONST, DDOLAB, DSOPZB, DREOGR побудовані образи типу 1 (ключ – реєстраційний номер пацієнта). Образ для відношення DSPRAN має як

ключ атрибут – код захворювання. Образи мають такі мнемокоди: DCONST, DDOLAB, DSOPZI, DREOGI, DSPRAI.

Третім рівнем БД є рівень інтегрованих даних, що оперують співвідношеннями, які утворені з атрибутів різних відношень низького рівня. Основними об'єктами цього рівня є інтегровані відношення як результат природного сполучення кортежей декількох базових відношень чи зразків за спільними атрибутами. Інтегровані відношення дозволяють реалізувати спільну обробку даних БД.

В БД системи ІСІДДА створені три інтегрованих співвідношення.

1. DSOPZN – об'єднує дані образів DSOPZI (супутне захворювання) і DSPRAI – довідник захворювань. Як приєднаний атрибут виступає основне захворювання.

2. DDDDDD – об'єднує дані одного пацієнта з образів (DCONSI, DDOLAI, DSOPZI) за реєстраційним номером.

3. CCCCCC – об'єднує дані інтегрованого відношення DDDDDD і назву захворювання з образів DSPRAI. В розпорядження користувача БД і адміністратора БД надається моніторна система СУБД “Пальма” - СПРУТ, що дозволяє за допомогою прикладних програм СУБД “Пальма” і мови реляційного інтерфейсу здійснювати завантаження БД, її реструктуризацію і ряд оперативних запитів на пошук і виведення даних.

### **Контрольні запитання**

1. В чому полягає концепція будови терапевтичного апарату «Штучна бета-клітина»?
2. Наведіть структурну схему модуля керування глікемією.
3. В чому полягає принцип роботи модуля інфузії інсуліну?
4. Призначення системи ІСІДДА.
5. Наведіть функціональну схему ІСІДДА.
6. Які моделі баз даних використовує система ІСІДДА?

## 7 ПСИХОФІЗІОЛОГІЧНІ АСПЕКТИ ПРОЕКТУВАННЯ АПАРАТУРИ ДЛЯ АВІАКОСМІЧНОЇ МЕДИЦИНИ

В основу космічної біології та медицини покладено багато медико-біологічних та соціально-психологічних дисциплін. Перше місце серед них зайняла авіаційна медицина, прямим нащадком якої є космічна медицина. З тих пір космічна біологія і медицина своїми дослідженнями допомагають в розвитку галузям знань, що взяли участь в її формуванні і надають їм унікальні умови для досліджень, що відкриває нові перспективи для важливих теоретичних узагальнень та нових ідей.

До теперішнього часу космічна біологія та медицина остаточно сформувалися в самостійну дисципліну, що має свій теоретичний фундамент, свої методичні прийоми, свою систему понять і термінів.

В період, що передував польоту людини, була здійснена серія біологічних експериментів на борту космічних кораблів-супутників, що повертаються на Землю. Дослідження виконували на собаках, інших тваринах і багатьох біологічних об'єктах, що стоять на різних рівнях і лініях еволюційного розвитку. У такий спосіб були відпрацьовані системи життєзабезпечення, безпечного польоту і повернення на Землю, методики відбору і підготовки живих істот до польоту, медичного контролю і реєстрації фізіологічних функцій, а також наступного спостереження й аналізу результатів. Проведені експерименти показали можливість і безпеку польоту людини в космос.

Біологічні експерименти в космосі проводилися і в подальшому - на собаках (Ветерок, Угольок), мавпах, різних біологічних об'єктах, що експонувалися на супутниках серії «Космос» – коли був потрібний фізіологічний аналіз проблем, що виникали. Однак питання працездатності людини в польоті, його адаптації до умов польоту, режимів праці і відпочинку, мір захисту від несприятливих факторів, підготовки і тренування, медичного контролю й обстеження в польоті, післяпольотного спостереження і реабілітації, а також космічної ергономіки й інженерної психології могли вирішуватися тільки в пілотованих польотах за участю космонавтів.

Слід зазначити, що й в подальшому медицина витримувала темп космічних досліджень, що задавався їй представниками техніки й іншими зацікавленими дисциплінами, забезпечувала оперативне рішення медико-біологічних проблем, що виникали. Використовуючи унікальні можливості, що відкриваються в зв'язку з дослідженням нових факторів, умов і підходів, космічна медицина поглиблювала пізнання фундаментальних основ біології і медицини, збагачувала клінічну медицину новими методичними прийомами, критеріями, цінними спостереженнями.

Варто зупинитися на деяких факторах і передумовах, що сприяли

оперативному й успішному включенню медицини в космічні дослідження. Одним з таких факторів був солідний теоретичний фундамент біологічної і медичної науки, що опиралася на передові вчення і принципи класиків - В. І. Вернадського, І. П. Павлова, Л. А. Орбелі і багатьох інших. Адже ще в 1934 р. на конференції із вивчення стратосфери Л. А. Орбелі разом з іншими фахівцями сформулював основні біологічні і медичні проблеми освоєння верхніх шарів атмосфери і космічного простору, а в 1935 р. був здійснений експеримент із мухами-дрозофілами, що здійснили політ на стратостаті СРСР-1-біс до висоти 15900 м. Другим фактором був успішний розвиток у СРСР авіації і ракетної техніки, що привертало увагу біологів і медиків. Співробітництво з фахівцями авіакосмічної техніки виявилось надзвичайно корисним для біології і медицини, оскільки збагачувало її арсенал методичних прийомів, апаратури, технічних знань і забезпечувало той зв'язок із практикою, що дає можливість працювати синхронно з прогресом техніки, бачити і перевіряти на практиці правильність своїх теоретичних напрацювань. Третій фактор – методичний арсенал і досвід, накопичений авіаційною медициною, що дозволили вже із самого початку 50-х років нашого сторіччя проводити систематичні експерименти із собаками на геофізичних ракетах.

Тільки космічні польоти відкрили можливість дослідження такої проблеми як вплив різних ступенів гравітації (від невагомості до підвищеної) на індивідуальний та еволюційний розвиток організмів, тобто роль гравітації як фактора еволюції. В теперішній час гравітаційна біологія отримала значний розвиток.

Нові, незвичайні, в багатьох випадках вкрай несприятливі для живих організмів фактори космічного середовища і космічного польоту послужили поштовхом для вивчення так званих екстремальних факторів.

Великий розвиток отримали виявлені космічною медициною проблеми гіподинамії і гіпокінезії, обумовлені невагомістю і обмеженими можливостями для активної м'язової діяльності і рухливості людей в умовах космічного польоту.

Динаміка процесу *адаптації організму (adaptation of organism)* людини (зокрема, серцево-судинної системи) до умов тривалої невагомості і, що ще складніше для організму, його реадаптації до земної гравітації після закінчення польоту потребувала довгого, інтенсивного і поглибленого вивчення спеціалістами космічної медицини в співпраці з провідними спеціалістами вітчизняної фізіології, патофізіології і клініки. Причому для вирішення цієї проблеми питання ставиться значно ширше. Що таке адаптація? Які її межі в різних системах організму? Якою ціною для організму вона досягається? На скільки кінцева і стабільна ця адаптація? Наскільки вона зворотна після повернення до земних умов? Які можливості повної реабілітації організму? Природно, що в такій загальномедичній і фізіологічній постановці проблема набуває особливої



актуальності.

Великий досвід накопичений космічною медициною в створенні автономних систем життєзабезпечення в герметично замкнених об'ємах. Причому залежно від типу і тривалості польотів в основу цих систем можуть бути покладені різні принципи.

При створенні космічної техніки прискіпливо враховувались психофізіологічні можливості людини та її фізіолого-гігієнічні потреби. В створенні космічних літальних апаратів, систем життєзабезпечення, органів керування і систем індикації поряд з інженерами-конструкторами брали участь медики, психологи і самі космонавти.

Цей прогресивний ергономічний принцип медичного і психологічного супроводу нової техніки створив позитивний вплив на розвиток космічної медицини і поставив її в становище одного з лідерів в прогресі ергономіки та інженерної психології. Так званий принцип інженерно-психологічного проектування обумовлює істотне підвищення адекватності кабіни, робочого місця і навколишнього середовища, а також систем індикації і керування психофізіологічними характеристиками і можливостями членів екіпажу, професійним задачам, що стоять перед ними.

Нові методи дослідження і досконала апаратура, що створюються в інтересах космічної медицини, знаходять широке застосування в охороні здоров'я, фізіології праці і спорту. Так, на основі сучасної радіоелектроніки створена портативна багатоканальна апаратура, що забезпечує одночасну реєстрацію ряду фізіологічних параметрів в зіставленому вигляді для інтегральної оцінки стану організму і окремих його органів і систем. Разом зі спеціальними пристроями ця апаратура дозволяє автоматично здійснювати реєстрацію стану обстежуваних людей на відстані в умовах трудової діяльності, не завдаючи їм суттєвих незручностей.

Розроблений космічною медициною спосіб накладання від'ємного тиску на нижню половину тіла (із застосуванням вакуумної ємності) отримав подальший розвиток як досить чутливий метод дозованого функціонального навантаження на серцево-судинну систему.

Вдосконалені методи об'ємної осцилографії, які дозволяють дослідити просвічування судин навіть в умовах перешкод, а також методи плетизмографії, балістокардіографії, сейсмокардіографії. Отримала розповсюдження діагностична ультразвукова доплер-кардіографія, яка дозволяє досліджувати м'язові структури і клапани серця, визначати функціональний стан і індивідуальні особливості коронарного кровообігу, оцінювати зміну серцевого викиду.

Перший рівень – предметно-функціональний, при якому медичні дослідження направлені на забезпечення безпеки людини в кабіні літального апарата. Однак в теперішній час авіаційна медицина повинна

прикласти більш цілеспрямовані зусилля з метою підвищення ефективності і надійності системи “людина – літальний апарат – середовище” і формування другого рівня забезпечення безпеки польотів – системно-цільового, на якому медичні дослідження направлені на забезпечення безпеки людини в процесі виконання польотного завдання. Методологічною основою медичних досліджень на цьому рівні є системний аналіз. Виходячи з цього, умови діяльності членів екіпажу або, як прийнято говорити, середовище мешкання набувають нового змісту, суть якого полягає в тому, що фізіолого-гігієнічні умови в кабіні літального апарата, життєдіяльність організму і, нарешті, працездатність людини включаються в загальну систему “льотчик – літак – середовище”. Таке ставлення до умов діяльності дає чітку орієнтацію, що надійність системи “льотчик – літак – середовище” визначається як імовірність досягнення заданого результату без шкоди для здоров’я і життя людини при збереженні літального апарата.

Очевидно, саме запізніла переорієнтація наукового мислення на системний аналіз людської діяльності при керуванні літальним апаратом привела до того, що технічний прогрес в авіації “узаконив” машиноцентричний підхід (від машини до людини). В результаті сформувався стійкий стереотип мислення.

Особливості другого рівня медичного забезпечення безпеки польоту в авіаційній медицині можна проілюструвати на прикладі використання концепції про особистий *ОФ (PF)* і людський фактори. Тут потрібно відмітити, що другий рівень, хоча він і обумовлений, швидше за все, впливом нових напрямків в авіаційній медицині (психофізіології, інженерної психології), передбачає насамперед збереження здоров’я з умовою, що категорія “здоров’я” об’єднується з категорією “діяльність” і обидві вони входять в інтегральний показник “надійності людського фактора”. Мова йде про здоров’я людини як про складову частину, що характеризує результативність праці. Така постановка питання потребує нової орієнтації не тільки щодо збереження здоров’я як такого, але і участі в формуванні інтегральної якості авіаторів – професійної надійності. Професійна надійність льотчика передбачає певний зв’язок між станом здоров’я і резервними можливостями організму. Звичайно зниження професійної надійності визначають поняттям “особистий фактор”, тобто коли відхилення в стані здоров’я чи відсутність необхідних здатностей пов’язували з причиною аварії.

Відомо, що поняття “особистий фактор” було введено в медичну практику як критерій, що визначає придатність людини (насамперед всього її здоров’я) до професійної діяльності – польоту. Спочатку поняття “особистий фактор” застосовували тільки в медицині, оскільки мова йшла про професійну придатність людини. Людина могла бути практично здоровою, але не мати здоров’я для опанування льотної професії. Далі

“особистий фактор” набув статусу пояснювального принципу причинності другого явища – аварійності, тобто помилок, наслідком яких були поломки, аварії і навіть катастрофи. І на цьому етапі в авіаційній медицині стали використовувати зміст поняття “особистий фактор” як методологічний напрямок в пошуку і встановленні тих нозологічних форм, індивідуально-психологічних рис особистості і функціональних станів, які являли загрозу для безпеки польоту.

Категорія “здоров’я” набула особливого значення в соціальній системі відповідальності за безпеку польоту. Звідси і виникла суворая, впорядкована, обґрунтована практикою медична система відбору, динамічного спостереження, експертизи і ті наукові напрямки, які забезпечували цю систему.

Проте авіаційний лікар, забезпечуючи збереження і підтримання професійної надійності авіаторів, повинен пов’язувати поняття “особистий фактор” з *професійним здоров’ям (professional health)*. В цьому полягає суть вказаного вище першого положення. Необхідно конкретизувати поняття “професійне здоров’я” і ті науково-практичні дослідження, які з нього випливають.

Отже, професійне здоров’я – це властивість організму зберігати задані компенсаторні і захисні механізми, які забезпечують працездатність в усіх умовах, в яких протікає професійна діяльність.

Арсенал засобів авіаційної медицини поповнюється спеціальними моделювальними комплексами, що дозволяють проводити пошукові дослідження. Змодельовані нові умови праці сприяють розвитку нових методів клініко-фізіологічної оцінки працездатності, засобів психофізіологічної реабілітації. Але головним є можливість за допомогою моделювання (проектування) майбутньої діяльності створювати умови, що запобігають помилкам людини в системі керування. Є клас помилок, коли екіпаж виступає лише носієм загрози безпеки польоту, а безпосереднім джерелом є обставини, які далеко не завжди залежать від нього. Мова йде не про незручність чи антропометричний дискомфорт, а про те, що не завжди враховуються психофізіологічні закони психомоторної діяльності при взаємодії з технікою. До них можна віднести домінуючий стан, орієнтовно-дослідницький рефлекс, почуття часу, рефлекс мети, диференційне гальмування, зорово-вестибулярні ілюзії, пізні рефлекси і ряд інших. Усе перераховане вище є базовою еволюційною характеристикою людини. І якщо задача, яку вирішує екіпаж, вступає в протиріччя з цими законами, то з’являються передумови до ненадійних дій. Якщо, наприклад, під час керування літаком виникають кутові прискорення більше  $12 \text{ град/с}^2$ , то пізні рефлекси незалежно від волі і свідомості людини викликають рух тіла і кінцівок у протилежну від діючого прискорення сторону. У польоті це може виразитися в русі ручки керування убік, тоді як за інструкцією потрібен рух униз для зменшення

кута атаки, чи в мимовільному русі ногами, що призведе до ковзання літака і, отже, до помилки в пілотуванні.

Таким чином, концепція людського фактора дозволяє зробити висновки, що категорія помилки включена в систему діяльності людини. Отже, помилка виступає як інтегральна властивість, що характеризує взаємодію людино-машинної системи, і є початковою, а не кінцевою ланкою в причинно-наслідкових відносинах у розвитку льотної події. Концепція людського фактора націлює авіаційну медицину на встановлення зв'язків між фізіолого-гігієнічними умовами праці і працездатністю членів екіпажа. Вважається, що система впроваджень медичних рекомендацій буде більш оперативною й ефективною, якщо частина помилок буде відноситися до розділу людського фактора. Це означає, що на фоні професійної підготовленості, професійного здоров'я і дисциплінованості людина може помилятися через невиконання яких-небудь санітарних, гігієнічних, психофізіологічних вимог до умов і засобів професійної праці.

Така постановка питання вимагає доповнити існуючі системи об'єктивного контролю засобами, що реєструють величину і час впливу шуму, вібрації, температури, газового складу кабіни і т. д. Тільки в цьому випадку можна буде диференціювати причини помилок, що виникають унаслідок недостатньої професійної підготовленості чи через перевищення людських можливостей. Концепція людського фактора в авіаційній медицині дає деякою мірою нову орієнтацію на використання досягнень технічного прогресу в інтересах безпеки людини. Мова йде про те, що в сучасних бортових обчислювальних комплексах варто передбачити і «модуль людини», що буде являти собою біотехнічну систему регуляції середовища існування в кабіні літального апарата з автоматичним виходом на засоби захисту, а у випадку їхньої відсутності – на сигнальні пристрої.

Багаторічний досвід застосування професійного відбору в промисловості різних країн показав, що його ефективність є досить високою, а саме – відсів «непридатних» у процесі навчання зменшується з 30-40% до 5-8%, при цьому витрати на навчання знижуються на 30-40%. На ті ж 30-40% зменшується аварійність з вини персоналу [Решетников М. М., 1987].

Серед існуючої сьогодні апаратури і методів доцільно виділити такі: комплекс АПК-8 – для оцінки фізіологічного, психофізіологічного стану за методами кардіоінтервалографії, зорово-моторної реакції, тестами Спілберга і «Міні-Мульти»; комплекс АРМ психолога, що використовує 76 психологічних тестів, у т.ч. тест Люшера й інші; набір окремих приладів фірми «Структура» (Угорщина), що включають у себе треморометр, стабілограф, пристрій для координації рухів і інші. Даний перелік можна продовжувати досить довго, але і наведеного досить, щоб визначити їхні недоліки:

1. Для забезпечення повного циклу "відбір, контроль і оцінка, прогнозування, корекція і реабілітація стану льотчика" сьогодні не існує єдиного апаратно-програмного комплексу, а використовується набір окремих комплексів і приладів, кожний з яких функціонує у своєму інформаційному просторі, що істотно погіршує об'єктивність і своєчасність одержання оцінок і прогнозів; потребує значної кількості апаратури, значних витрат часу й обслуговуючого персоналу.

2. Відсутні єдині методологічні підходи для оцінки фізіологічного, психофізіологічного і психічного стану льотчиків, уніфіковані моделі й алгоритми.

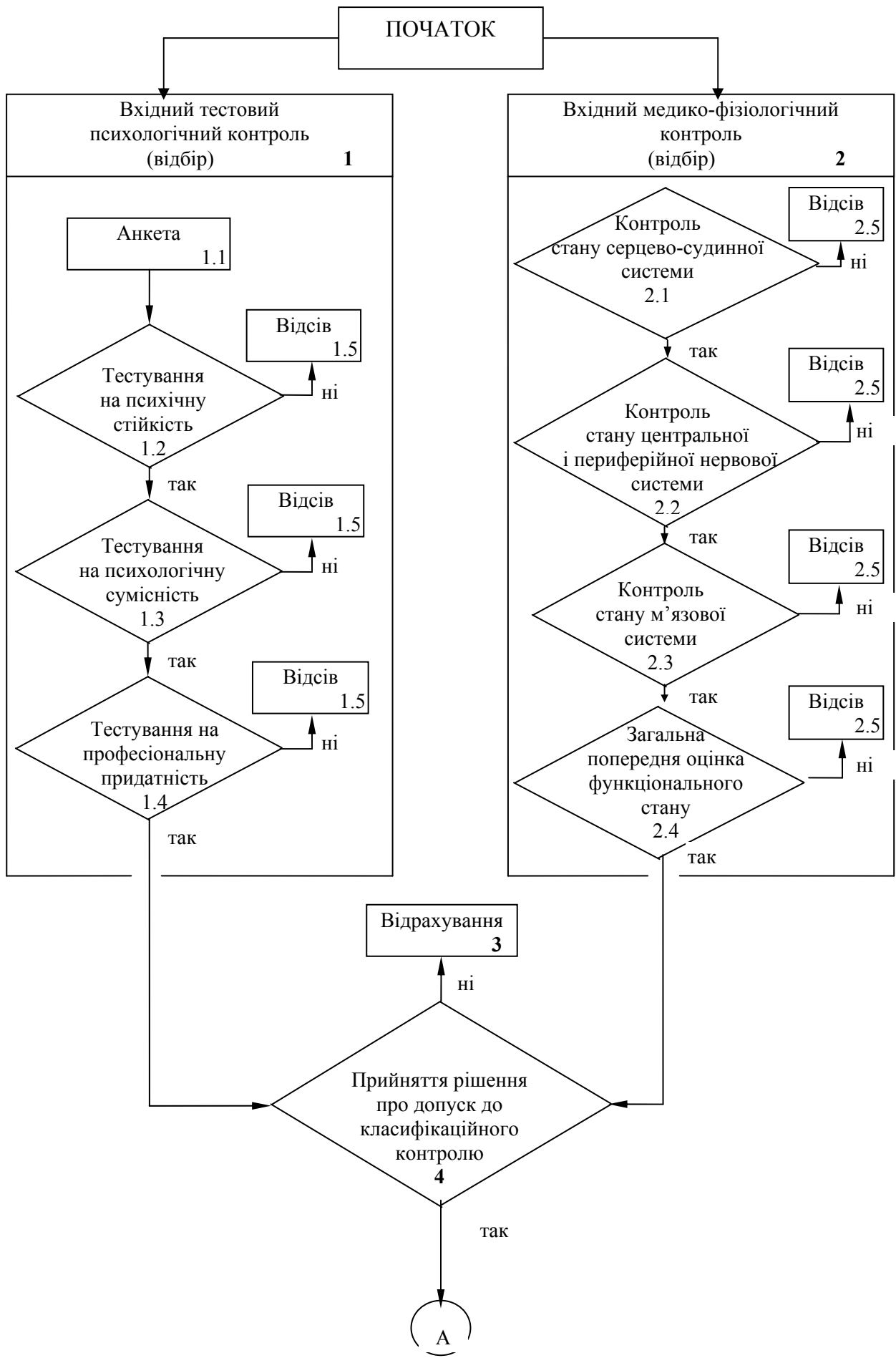
3. Застосовувані тести не завжди адаптовані до вирішення необхідного класу задач, що вносить серйозну похибку у кінцеву оцінку й ухвалення рішення і гальмує створення єдиного інтегрального критерію оцінки функціонального стану (індексу стану).

4. Практично відсутні чи відсутні на рівні дискусії питання формування індивідуального паспорта здоров'я льотчиків і членів їхніх родин.

Пропонований підхід до проблеми відбору, оцінки і прогнозування функціонально-професійної діяльності і створений на його основі *апаратно-програмний психофізіологічний комплекс АППФК (hardware-software complex physiological)* дозволяють практично усунути наведені недоліки і забезпечити адекватну оцінку стану льотчиків.

Пропонований підхід базується на визначенні типу особистості і розумінні особливих шляхів, якими вона взаємодіє на ключові сфери життя людини: взаємини з навколишніми (психологічна сумісність у команді); особисте життя; робота (професіоналізм і надійність); імідж (впевненість у собі); емоції (емоційна стійкість); самовладання (впевненість у собі); спонукання і схильності (самовіддача); почуття реальності і духовності (самооцінка і спрямованість на досягнення мети) [Дж. Олдхем та Л. Моррис, 1994 р.; С. М. Злепко, 2001 р.], на довідниках ДСМ-III, ДСМ-III-R, ДСМ-IV, ЕРЛ. Такий підхід дозволяє не тільки визначити психологічний тип особистості, але і виявити ймовірні розлади саме даного типу особистості. Введення в структуру фізіологічної компоненти підсилює мотивацію тестового, забезпечуючи об'єктивний контроль за достовірністю відповідей і підвищуючи загальну надійність і точність пропонованого підходу.

Запропонований підхід покладений в основу апаратно-програмного психофізіологічного комплексу, який містить у собі: блок керування, базовий тест, блок синхронізації, блок фізіологічного контролю, блок оцінки часу відповідних реакцій, блок обробки даних, блок прийняття рішень, блок аналізування відповідей, класифікатор типу особистості, блок виявлення розладів, бібліотеки додаткових тестів. Структурна схема АППФК наведена на рис. 7.2.



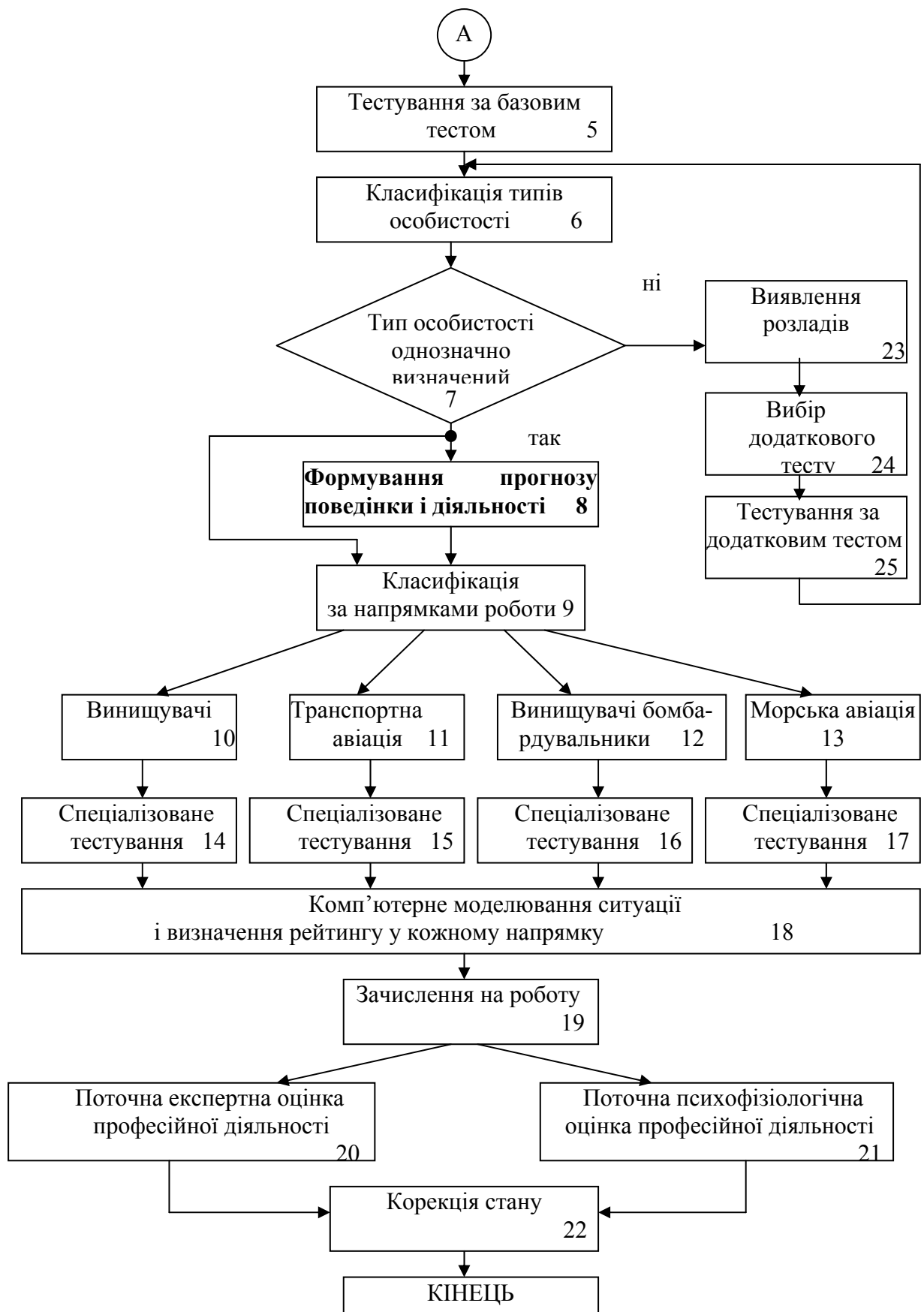


Рисунок 7.2 – Алгоритм відбору, контролю і оцінки функціонального стану

На рис. 7.2 подано алгоритм відбору, контролю і оцінки функціонального стану і класифікації льотчиків за напрямками професійної діяльності.

АППФК призначений для:

- психофізіологічного добору *ПФД (PS)* і тестування;
- визначення типу особистості з наступною класифікацією за напрямками роботи;
- оцінки рівня психологічної сумісності *ППС (M)* членів екіпажу;
- прогнозування поведінки льотчиків на різних рівнях функціонування (фізичного спокою, адаптивності, екстремальному і реабілітації) ;
- регулярного психофізіологічного контролю й оцінки функціонального стану;
- оптимізації процесу підготовки і розміщення кадрів та зниження фінансових витрат на нього;
- зменшень людських втрат у процесі професійної діяльності.

### **Контрольні запитання**

1. В чому відмінності медичної апаратури для авіакосмічної медицини від наземної?
2. Сформулюйте перший і другий рівні медичних досліджень, направлених на безпеку пілота або космонавта.
3. Що таке «особистий фактор»?
4. Поясніть роботу АППФК.
5. Наведіть алгоритм відбору і оцінки ФС льотчиків і космонавтів.



## 8 ЛІТОТРИПТОРИ

Ударні хвилі в літотрипторі створюються електродинамічним способом. При цьому пульсуюче (імпульсне) магнітне поле надає руху мембрані і її коливання в наповненій водою трубці породжують ударну хвилю. Фокусування цієї хвилі здійснюється за допомогою акустичної лінзи. Вплив на тіло пацієнта і настроювання на відповідну глибину проводять за допомогою надувного мішка (головка для генерації ударних хвиль, встановлювана під столом пацієнта).

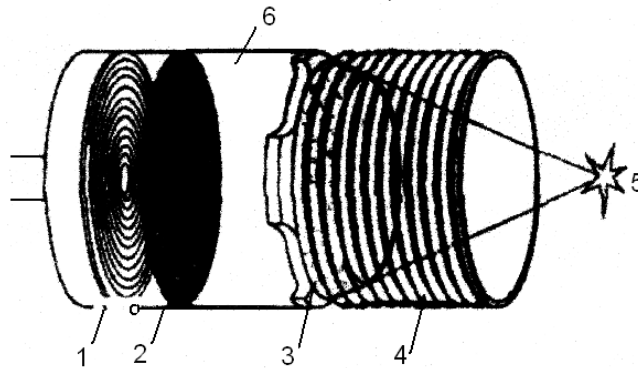


Рисунок 8.1 – Схема ударно-хвильового пристрою

1 – електрична котушка, 2 – мембрана, 3 – акустична лінза, 4 – надувний мішок, 5 – фокус ударних хвиль

Місце розташування каменя визначається за допомогою двоплощинного просвічування рентгенівськими променями. При цьому вертикально спрямоване випромінювання дає горизонтальне розташування каменю. За допомогою другого випромінювача, нахиленого на  $45^\circ$  (каудиокраніального), одержують вертикальні координати каменя.

Для зведення до мінімуму дози рентгенівського опромінення відповідні рентгенограми одержують, подаючи короткі імпульси, після чого ці зображення зберігають в електронній пам'яті.

У результаті дуже точної відповідності площин рентгенівського випромінювача фокусу ударних хвиль досягається висока взаємодія ударних хвиль із каменем. Позиціонування пацієнта, тобто суміщення положення каменю з фокусом, здійснюється вручну або за допомогою комп'ютера (суміщенням відповідних оцінок на моніторі).

Відеопідсилювач із йодисто-цезієвим відиконом гарантує високу роздільну здатність, підсилення і контрастність зображення. Змінюючи розміри вікна, можна "розтягувати" цікавлячі оператора деталі зображення, так що одержуване завдяки цьому додаткове збільшення контрастності дозволяє зафіксувати на рентгенівському знімку камені, що дають навіть слабе затінення плівки (рис. 8.2).

Головка для генерації ударних хвиль, що знаходяться на модулі верхнього столу, переміщується за допомогою карданного привода. Залежно від положення каменя її підводять до відповідної частини тіла пацієнта.

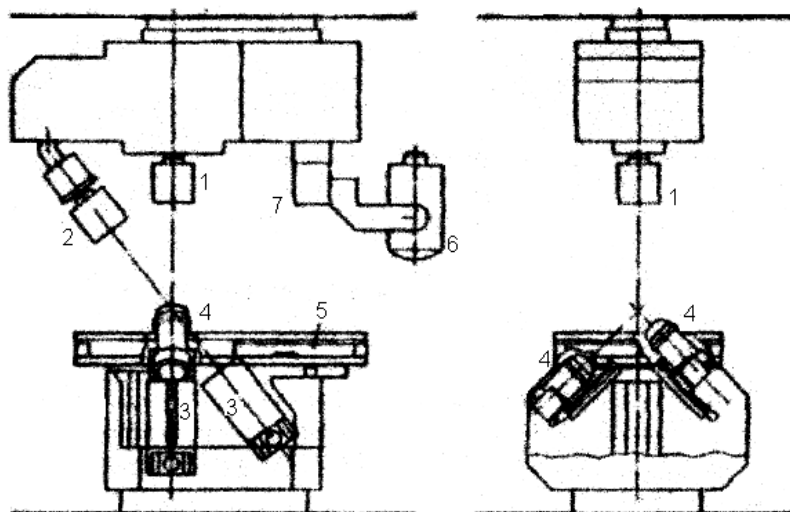


Рисунок 8.2 – Літотриптор (вид спереду і збоку)

1 – рентгенівський випромінювач, площина 1, 2 – рентгенівський випромінювач, площина 2 (під кутом 45 градусів), відеопідсилювач, ударнохвильова головка УХГ (PWH), 5 – касета з рентгенівською плівкою, 6 – верхній ударно-хвильовий модуль, 7 – штатив верхнього модуля

Для більш точного позиціонування усередині цієї головки встановлений перетворювач тиску (рис. 8.3).

У центрі головки, що генерує ударні хвилі, вмонтований УЗ секторний аплікатор УЗСА (USSA) I (локатор). Шляхом обертання аплікатора (за допомогою мотора) одержують просторове зображення поля, що обстежується. Залежно від положення каменя можна переміщати як аплікатор, так і систему генерації ударних хвиль (рис. 8.4).

Після грубого позиціонування можна проводити більш точну локацію. Для цього нахиляють відносно вертикалі пристрій для генерації ударних хвиль, який знаходиться в I головці, і в такий спосіб пересувають фокус по горизонталі. За допомогою УЗ зображення маркування напрямку випромінювання і положення фокуса визначають місцезнаходження каменя і контролюють процес каменедробіння.

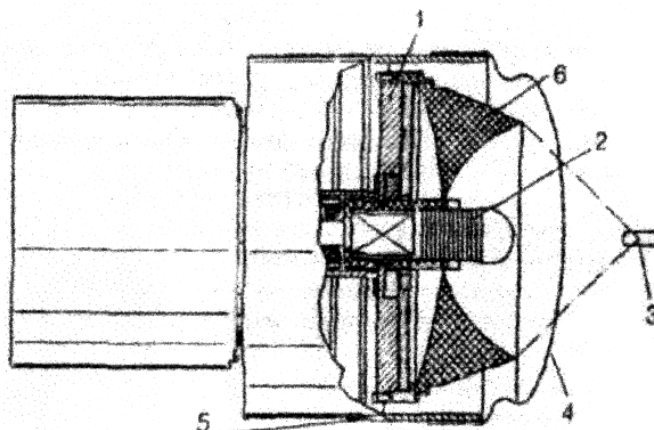
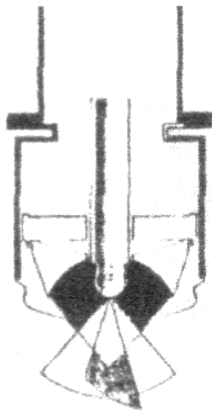


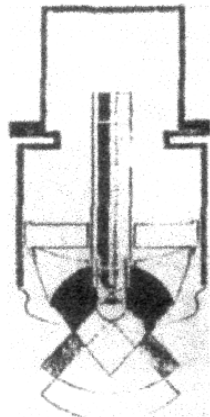
Рисунок 8.3 – Ударно-хвильова головка верхнього модуля

1 – перетворювач тиску, 2 – УЗ аплікатор, 3 – фокус, 4 – площа контакту з пацієнтом, 5 – корпус ударно-хвильової головки, 6 – фокусувальна лінза

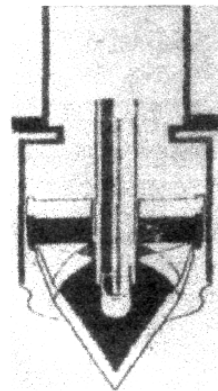
**Секторний ультразвуковий аплікатор**  
 обертотом мотора  
 навколо поздовжньої  
 осі



пересуванням  
 мотора вздовж  
 поздовжньої осі



**Ударнохвильова головка**  
 обертотом мотора  
 навколо поздовжньої  
 осі



коливання відносно  
 поздовжньої осі

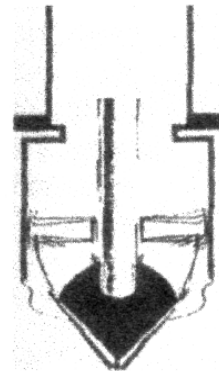


Рисунок 8.4 – Схема дії УЗ аплікатора і ударно-хвильової головки

### *Медичні особливості роботи літотриптора*

Локація каменів за допомогою УЗ або рентгенівських променів за медичними показаннями.

При урологічному застосуванні з використанням додаткової апаратури положення тіла пацієнта відповідає положенню при каменеперерізі.

Вільний доступ до пацієнта з усіх боків столу, у тому числі при перкуторній нефролітолапаксії обох нирок – без зміни положення тіла.

Однакове положення пацієнта при екстракорпоральній літотрипсії лівої або правої нирки, а також сечовода.

Рентгенологічне дослідження як перед, так і після операції на тому ж приладі.

Щадливий режим роботи реалізовано завдяки керуванню локатором і ударно-хвильовим впливом, здійснюваному відповідно до подиху пацієнта; це забезпечує високу надійність локалізації ударної хвилі і меншу її інтенсивність.

У систему входить пристрій для контролю за найважливішими фізіологічними параметрами пацієнта SIRECUST 404 фірми "Сименс" (регулює спрацьовування ударної хвилі залежно від подиху і частоти пульсу через тригер ЕКГ).

Малий час операції досягнуто завдяки високій частоті ударних хвиль, великій точності локації і відсутності необхідності в зміні положення або переміщенні пацієнта протягом усієї процедури.

Операція проводиться без знеболювання.

### *Технічні особливості роботи літотриптора.*

Стіл пацієнта переміщується за командами комп'ютера в трьох взаємно перпендикулярних напрямках для позиціонування каменя у фокусі

ударної хвилі. Пристрій для рентгенозйомки на касету з рухливим растром і автоматичною "зміною формату".

Просвічування каменя відбувається в двох площинах із застосуванням цифрового ЗП для накопичення зображень. Висока якість зображення досягнута завдяки розташуванню відеопідсилювача поблизу органа, що обстежується.

Додаткове підсилення контрастності зображень забезпечується завдяки їх цільовому опрацюванню. За допомогою електромотора механізовано переміщення обох рентгенівських випромінювачів у вихідне положення для зручності розміщення пацієнта на столі і вільному доступу до нього.

Головка для генерування ударних хвиль з вмонтованим у центрі УЗ секторним локатором (аплікатором).

УЗ прилад SONOLINE SL-1 із високою роздільною здатністю і можливостями різноманітних маніпуляцій із зображенням.

УЗ секторний локатор, що плавно пересувається по прямій, при цьому вісь зображення можна також плавно повертати.

Другий автономний УЗ аплікатор – для попередньої локації.

#### *Типи літотрипторів*

Літотриптор "Puleolith" фірми Technomed International SA з використанням імпульсного лазера на барвниках призначений для подрібнення каменів у нижніх сечовивідних шляхах в клінічних умовах. Завдяки фотоакустичному ефекту лазер розбиває камені, дрібні частинки яких повільно виводяться із сечею пацієнта. Лазерний промінь направляють короткими імпульсами по гнучкому скловолоконному світловоду. Для більш точного його націлення в область розташування каменя кінець світловода освітлюється. Забезпечується точне фокусування енергії в зону каменю, в результаті чого промінь не створює негативного впливу на навколишні тканини. При діапазоні тривалості імпульсу лазерного випромінювання 1,5-3 мкс і довжині хвилі 504 нм досягається оптимальна передача енергії через кварцовий світловод діаметром 200 мкм і селективне поглинання енергії каменями.

Головною перевагою такого літотриптора є можливість подрібнення каменів у нижніх сечовивідних шляхах, локалізація яких традиційними методами була утруднена, оскільки проходженню ударних екстракорпоральних хвиль заважали кістки тазу. Літотриптор може також застосовуватися для видалення жовчних каменів. В даний час ведуться роботи з використання імпульсних лазерів у кардіології для розбивання атероматозних бляшок.

Літотриптор оснащений контролером, що програмується і виконує тривале спостереження розміру енергії лазера; до пакета гнучких програм апарата входять самодіагностика, автоматичне калібрування і прецизійна

оптимізація процесу лікування. Діапазон частоти проходження імпульсів варіюється від 1 до 10 Гц, час експозиції програмується від 1 до 300 або від 1 до 3000 ударів, апарат пересувний, з вмонтованим цифровим калорифером, розмір імпульсів лазерного випромінювання і частоти їх проходження виводяться на дисплей у цифровій формі. В лазерному літотрипторі фірми Dornier Medizintechnik Gmb (Німеччина) застосовується новий метод інтракорпорального роздрібнення каменів. Кристал синтетичного александриту випромінює височастотний світловий сигнал. За допомогою оптичного волокна ці сигнали підводяться до каменя і генерують у ньому руйнуючі ударні хвилі. При такому принципі мініатюрність оптичних волокон, а також тонкі ендострументи дозволяють застосовувати цей літотриптор для роздрібнення каменів у жовчних протоках, шлунковій залозі і її протоках при ендоскопічному видаленні каменів.

Лазерний літотриптор типу «Caicuias SLS» фірми Kari Storz Gmb (Німеччина) має дві модифікації залежно від призначення. В моделі, призначеній для подрібнення каменів у сечових протоках, використовується принцип лазерної індукції інтракорпоральних ударних хвиль. Механічна ударна хвиля, необхідна для подрібнення, виникає в самому камені шляхом перетворення оптомеханічної енергії. Спеціальний прилад спрямовує енергію від лазера на алюмоітрієвому гранаті з неодимом у тонке оптичне волокно. Це волокно вводиться в сечовий тракт пацієнта за допомогою ендоскопа малого діаметра. У моделі, призначеній для подрібнення жовчних каменів, використовується дія імпульсів термічного лазера. Ці імпульси направляються безпосередньо на камінь також за допомогою тонкого оптичного волокна і ендоскопа.

Літотриптор типу «Modulith s110» фірми Storz Medical AGj (Швейцарія) здійснює роздрібнення слинних каменів за допомогою пульсуючого тиску. Каміні подрібнюються до такого ступеня, що виходять із слиною у вигляді піску. Коаксіальне складання ультразвукового пристрою і засоби позиціонування дозволяють застосовувати апарат для неінвазивного лікування сіалолітіазиса (sialolithiasis) великих слинних залоз. У апараті передбачене фокусування ударної хвилі і пересувне джерело енергії.

### **Контрольні запитання**

1. В чому полягає принцип літотрипсії?
2. Поясніть, як працює ударно-хвильовий пристрій?
3. З якою метою в літотрипторі використовуються два рентгенівські випромінювачі?
4. Призначення ударно-хвильової головки.
5. Які, на Вашу думку, медичні протипоказання до процедури літотрипсії?

## 9 ЛІКУВАЛЬНО-ДІАГНОСТИЧНА КВЧ АПАРАТУРА (HFE)

Одним з таких нових напрямків в охороні здоров'я є широке застосування медичних комп'ютерних технологій і інформаційних систем, нових методів діагностики, лікування і профілактики хвороб. Наприклад, у даний час існує цілий ряд пристроїв, де застосовуються електромагнітні поля (ЕМП) надвисокочастотного НВЧ (MR) і крайвисокочастотного КВЧ (KR) діапазонів для подразнення збудливих структур організму. Так, експериментальними і клінічними дослідженнями встановлено, що КВЧ терапія стимулює седативні, захисні системи організму, нормалізує імунний статус, захищає від факторів агресії, сприяє нормалізації місцевих репаративних процесів, тобто спостерігається досить стійкий лікувально-діагностичний ефект [17].

При всіх схемно-конструктивних варіаціях вже існуючої і нової лікувально-діагностичної КВЧ апаратури контроль фізіологічного стану фактично здійснюється двома методами. Один з них базується на дослідженні спектрів випромінювання живих клітин (зокрема, клітин крові) за фізичними ефектами взаємодії їх із зовнішньою електромагнітною хвилею (*Hertzian wave*) КВЧ діапазона на незмінному наборі використовуваних (фіксованих) довжин хвиль: 4,9; 5,6 і 7,1 мм. Оцінка впливу здійснюється за одним чи декількома функціональними параметрами клітинної суспензії. Для зразків крові це можуть бути її в'язкість, фібринолітична активність, механічна резистивність еритроцитів чи діелектрична проникність у КВЧ діапазоні. Основним недоліком, поряд з очевидними технологічними й організаційними складнощами, у цьому методі контролю функціонального стану організму є складність визначення кореляції між встановленим ефектом вимірювання і характером захворювання, тому що зміни крові можуть бути наслідком найрізноманітніших захворювань.

Другий метод оцінки фізіологічного стану організму базується на властивостях біологічно активних точок БАТ (*bioactive point*) випромінювати свої власні ЕМХ у інфранизькому, високочастотному і КВЧ діапазонах. Відзначені вище точки, зони й області є нелінійною (в електричному розумінні) системою, тому при впливі ЕМХ на зазначені області відбувається взаємодія ЕМХ із власним випромінюванням організму в рефлексогенних зонах. Одним з можливих наслідків такої взаємодії є модуляція падаючого КВЧ випромінювання на випромінюючій частоті БАТ. Виділення цієї частоти зі спектра модульованої відбитої хвилі, її аналізування, зокрема, вимірювання зміненої частоти чи амплітуди випромінюваного сигналу дозволяє одержати інформацію як про стан організму, так і оцінити відповідні реакції на зовнішні впливи на організм (фізичні поля, фармакологічні засоби, хімреагенти й ін.). Очевидно, що в цьому методі ефективно підсилення відбитого сигналу від біологічного об'єкта БО досягається на частотах, що незначно

відрізняються від зондуючої.

Наявність власного електромагнітного випромінювання БАТ, його інтенсивність є об'єктивним показником стану організму. Разом з тим, показані труднощі реєстрації цього випромінювання при прямому вимірюванні через його малість. За способом реалізації відбитих від БО сигналів другий метод має два варіанти: а) біооб'єкт опромінюється суворо монохроматичним сигналом, після взаємодії з БО сигнал збагачується, обробляється в перетворювачі частоти, а інформативний сигнал низької (різницевої) частоти на навантаженні перетворювача є сигналом БО; б) інформативний сигнал витягується на зондувальній терапевтичній частоті (4,9; 5,6 чи 7,1 мм) і з аналізу амплітудно-частотної характеристики перевідбитого сигналу визначають стан БО, ефективність і спрямованість терапевтичної процедури. Природньо, що в одному й іншому варіантах необхідно використовувати відповідне складне високочутливе радіоелектронне апаратне забезпечення у НВЧ і КВЧ діапазонах, що дозволяє реєструвати відгук БО на рівні зондуючих сигналів порядку  $10^{-14}$ – $10^{-10}$  Вт, що, як встановлено, є найбільш ефективними в діагностичному відношенні.

#### *Оцінка властивостей апаратної бази КВЧ терапії (НФТ)*

В даний час можна вважати завершеним початковий етап (1988-1996 рр.) дослідження, розробки і клінічного випробування апаратури КВЧ терапії першого покоління, що базувався на моночастотному і немодульованому електромагнітному випромінюванні (ЕМВ) нетеплової інтенсивності. Типовим прикладом схмотехнічного і конструктивного виконання даного типу апаратів I-го покоління КВЧ терапії можна назвати установки типу "Явь", "Електроніка КВЧ" і ін.

Перехід до функціонально більш гнучких апаратів КВЧ терапії другого покоління (її проектування і схмотехнічна реалізація з урахуванням поточної "відповіді" організму на опромінення за основними фізіологічними показниками) здійснюється вже через біотехнічну кібернетичну систему "пацієнт-апарат", де КВЧ апарат виступає важливою ланкою системи. Це припускає формування нових тенденцій концепції системного і схмотехнічного рішень апаратури КВЧ терапії. По-перше, необхідно з безлічі фізіологічних показників відгуку вибрати найбільш ефективний, наприклад, серцеві біоритми, зміни в крові чи ритми головного мозку (ГМ). По-друге, необхідно, щоб режим терапії в апараті був сумісний з режимом діагностики і функціонального контролю стану організму. Зокрема, в апаратах КВЧ терапії другого покоління вже реалізується широкодіапазонне переналагодження частоти ЕМВ з автоматичним пошуком специфічної резонансної частоти біооб'єкта за відповідними реакціями пацієнта і з наступним терапевтичним впливом на цій частоті. При цьому інтенсивність використовуваного ЕМВ складає  $3-10$  мВт/см<sup>2</sup>, діапазон терапевтичних частот (ДТЧ) дорівнює:

53,4...53,7 ГГц; 56...57 ГГц; 61...62 ГГц, а контроль відповідної реакції пацієнта найчастіше фіксують через появу в потиличних відведеннях високо-амплітудних альфа- чи бета-ритмів. Як правило, цей сигнал високоамплітудного альфа-ритму надходить у систему керування частотою генератора ЕМВ КВЧ.

Іншим варіантом конструктивного виконання апаратури КВЧ терапії II-го покоління є використання впливу на живий організм ЕМВ не частини, а всього міліметрового діапазону довжин хвиль, тобто ЕМВ з частотами коливань від 30 до 325 ГГц і вище (апарат "Мінітаг"), причому рівень випромінюваної потужності в кожній частотній точці міліметрового діапазону не перевищує 1 мкВт. Вище відзначалося, що вплив на точки акупунктури – біологічно активні точки – фізичними полями нетеплової (біоінформаційної) інтенсивності досить широко використовується у фізіотерапії. При цьому, як правило, використовується одна з варіацій ЕМП: а) поле змінного електричного струму з частотою до 15...20 ГГц; б) КВЧ ЕМВ; в) імпульсне магнітне поле, що звичайно модулює імпульсами з частотою заповнення пакетів до 50...100 МГц. Кожен з названих вище впливів досить добре відомий й окремо привносить терапевтичний ефект на своєму "ієрархічному" біологічному рівні. Природньо, виникає питання про сумісний вплив цих трьох факторів одночасно на БО з метою досягнення терапевтичного ефекту, його підсилення. Такий метод комплексного впливу варіацій ЕМП на БО одержав назву сполученої рефлексотерапії.

На базі методу сполученої рефлексотерапії в даний час реалізуються найбільш досконали в схемотехнічному і конструктивному плані пристрої КВЧ терапії II-го покоління. У цій апаратурі рефлексотерапії застосовується локальне опромінення тіла пацієнта модульованим ЕМВ (довжина хвилі 7...8,5 мм), постійним магнітним полем і змінним електричним полем зі спеціально підібраними режимами і параметрами. В цілому, що стосується механізму терапевтичного впливу при сполученому методі впливу на БО, то ЕМВ КВЧ, відповідно до існуючих концепцій (Н. Д. Дев'яткова, М. Б. Голанда й ін.), діє на організм на клітинному і субклітинному рівнях; низькочастотне електричне поле (струм) впливає на поляризаційному рівні, а вплив магнітного поля оцінюється на системному рівні. До того ж, ефективність сполученого впливу підсилюється при використанні в апараті ЕМВ КВЧ з електричним полем і застосуванні частоти модуляції, пропорційної частоті пульсації крові в кровоносних судинах. Основу схемо-конструкторського рішення апарата сполученої рефлексотерапії складає випромінювальна система, що містить хвилеводний рупор зі співвісним діелектричним стрижнем, що закінчується кільцевою магнітною насадкою.

Основні недоліки сполученого варіанта апаратури КВЧ II-го покоління проявляються в тому, що, по-перше, просторові



випромінювання БАТ, як з точки зору прийому сигналу КВЧ впливу, так і власного випромінювання, відрізняється широкополосністю, що значно ускладнює реєстрацію відгуку БО на сполучений вплив (потрібна складна високочутлива радіоелектронна апаратура, комбіновані методи обробки сигналу з переносом частот і ін.). По-друге, проведені експериментально-теоретичні дослідження при прямому опроміненні відкритого органа живого БО показали, що майже всі резонансні частоти клітинних структур відносяться до УФ і ІЧ діапазонів (соматична клітина, мітохондрії, нуклеосоми й ін.), а до НВЧ і КВЧ діапазонів відносяться частоти інтерфазної хромосоми, ДНК і ряд інших, тобто виявляються в основному на генному рівні.

Таким чином, апарати сполучної рефлексотерапії II-го покоління не повністю охоплюють весь широкий спектр резонансних частот клітин і субклітинних структур.

#### *Основні тенденції розвитку методу і апаратури для сполученої рефлексотерапії P (R)*

Відомо, що медична лазерна техніка *МЛТ (MLT)*, яка в останні 5-8 років отримала значний розвиток, має можливість випромінювати ЕМП як в УФ так і в ІЧ діапазонах. Численні експериментальні і клінічні дані свідчать про енергетичну активність клітинних мембран, активації ядерного апарату системи ДНК-РНК-білок, біосинтетичних процесів, збільшення поглинання тканинами кисню, активації окислювально-відновних процесів, збільшення біоенергетичного потенціалу клітини під дією лазерного випромінювання *ЛВ (IL)*.

Крім того, безпосередньо ЛВ і продукти, що з'являються в результаті описаних вище ефектів, впливають на нервові кінцівки і опосередковано – на нервову систему в цілому. Отже, в організмі виникають відповідні нервово-рефлекторні і нервово-гуморальні реакції, активується симпато-адреналінова і імунна системи, які ініціюють комплекс адаптаційних і компенсаторних реакцій у БО, спрямованих на відновлення гомеостазу. Таким чином, під дією ЛВ відбуваються зміни, що реалізуються на всіх рівнях організації живої матерії [17]:

1. Субклітинному: виникнення збуджених станів молекул, утворення вільних радикалів, збільшення швидкості синтезу білка, РНК, ДНК, зміна кисневого балансу й окислювально-відновних процесів;
2. Клітинному: змінюється заряд електричного поля клітини, змінюється потенціал мембрани клітини і т. д.;
3. Тканинному: змінюється рН міжклітинної рідини, змінюється мікроциркуляція;
4. Органному: нормалізується функція якого-небудь органа;
5. Системному: виникнення зворотних комплексних адаптивних нервово-рефлекторних і нервово-гуморальних реакцій з активацією

симпато-адреналінової і імунної систем.

Розглянуті вище механізми відповідних реакцій БО при впливі на нього ЛВ, дозволяють припустити, що об'єднавши апаратні засоби КВЧ-терапії і МЛТ у конструктивно єдиному пристрої, можна створити установку сполученої фізіорефлексотерапії з новими, більш розширеними функціональними властивостями порівняно з апаратами КВЧ терапії II-го покоління.

На рис. 9.1 подана структурна схема реалізації системи сполученої фізіорефлексотерапії, яку можна розглядати як один з можливих варіантів практичної реалізації апаратури резонансно-хвильової, інформаційно-польової терапії III-го покоління. Головними елементами запропонованої структури комплексу є об'єднання апаратних засобів за схемою КВЧ+ЛВ або ЛВ+КВЧ. Сполучення КВЧ+ЛВ істотно відрізняється від комбінації ЛВ+КВЧ тим, що в останній КВЧ випромінювання є модулюючим для ЛВ.

У з'єднанні типу КВЧ+ЛВ – модулюється КВЧ випромінювання й існує блок пошуку оптимальної частоти пацієнта *БПОЧ (SOF)*.

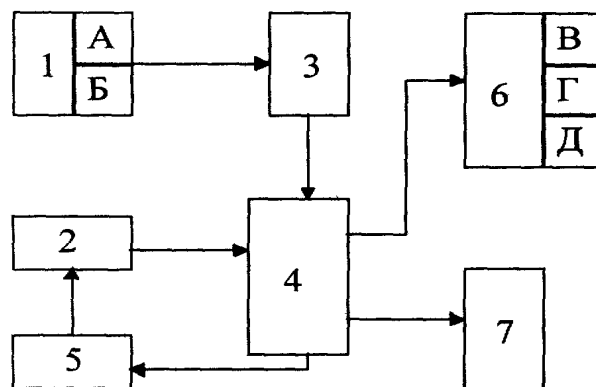


Рисунок 9.1 – Варіант реалізації структури типу КВЧ+ЛВ

*1А* – блок ЛВ діапазону УФ; *1Б* – блок ЛВ діапазону ІЧ; *2* – блок генератора КВЧ; *3* – комутатор ЛВ діапазонів; *4* – біооб'єкт; *5* – блок пошуку оптимальної частоти; *6* – блок реєстрації динамічного відгуку БО, (*6В* – реєстрація альфа-ритму); (*6Г* – реєстрація кардіограми); (*6Д* – реєстрація опору БАТ у зв'язаному меридіані); *7* – блок аналітичної реєстрації відгуку БО

Відмінні риси структури типу ЛВ+КВЧ ілюструються на рис. 9.2.

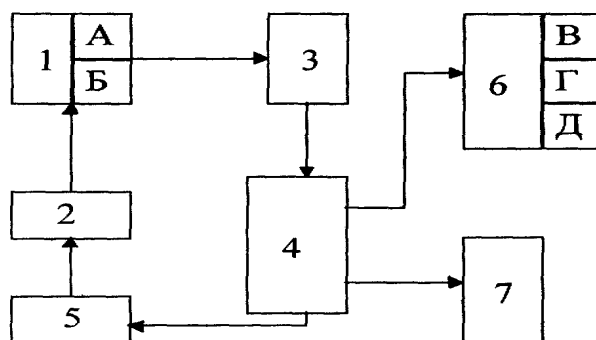


Рисунок 9.2 – Варіант реалізації структури ЛВ+КВЧ



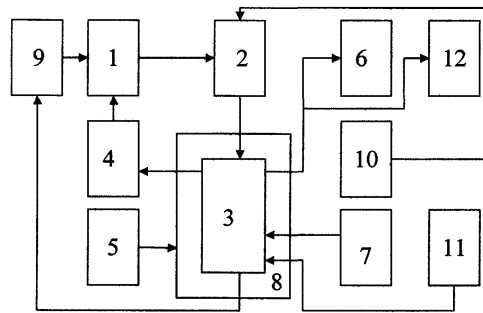


Рисунок 9.4 – Структурна схема пристрою сполученої багатопланової КВЧ терапії: 5 – блок формування біжучого електромагнітного поля; 6 – блок реєстрації динамічного відгуку у вигляді електрокардіограми; 11 – блок введення активного препарату речовинного характеру; 12 – реєстрація відгуку БО у вигляді електрогістограми

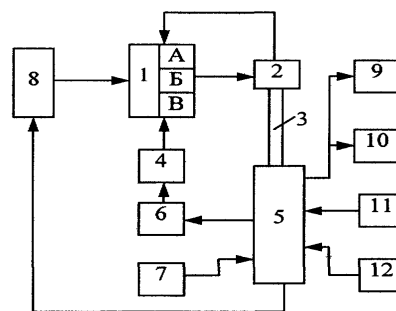


Рисунок 9.5 1 – світлодіодна матриця; 1А, Б – світлодіоди видимого світла; 1В – світлодіоди ІЧ діапазону; 2 – комутатор; 3 – Волоконно-оптична лінія зв'язку (*fibre optical flow line*); 4 – генератор КВЧ; 5 – біооб'єкт; 6 – блок БПОЧ пацієнта; 7 – блок постійного магнітного поля; 8 – блок керування частотою випромінювання матриці 1, пропорційною частоті пульсації крові пацієнта; 9 – блок реєстрації відгуку БО; 10 – блок реєстрації відгуку БО через параметр рН; 11 – блок введення активного "інформаційного" препарату; 12 – блок введення активного препарату "речовинного" характеру

*Функціональні і конструктивні особливості деяких блоків розглянутих схем.*

1. Сканувальний пристрій. Конструктивно виконується у вигляді електрично керованої конформної смужкової *антенної решітки AP (aerials grate)*, що дозволяє здійснювати вузьконаправлене сканування і реалізувати необхідний, за процедурою терапії чи умовами діагностування, об'ємний розподіл ЕМП в біооб'єкті.

2. Сполучення засобів КВЧ+ЛВ; ЛВ+КВЧ. Забезпечує значно "розширеніший" в частотному діапазоні варіант відомого в КВЧ терапії полічастотного опромінення біооб'єкта за допомогою одного переналаджуваного генератора КВЧ, ніж при використанні декількох генераторів КВЧ із різними частотами генерації.

3. Блок пошуку оптимальної частоти. Функціонально призначений визначити частоту електромагнітного випромінювання, при якій біооб'єкт максимально поглинає падаючу електромагнітну хвилю. Для кожного

пацієнта ця частота є індивідуальною і залежить від багатьох факторів – від стану шкіряного покриву, водного балансу в організмі, віку і т.д. Як правило, весь спектр індивідуальних частот пацієнтів укладений в інтервалі від 49,7 ГГц до 62,3 ГГц.

4. Динамічний відгук БО. Функціонально цей блок повинен виявити відповідну реакцію (відгук) БО на ЕМГ вплив, за допомогою спостереження за непрямими змінами параметрів тієї чи іншої фізіологічної системи через реєстрацію їх апаратними засобами (наприклад, електрокардіограми, енцефалограми і ін.).

5. Аналітичний блок реєстрації відгуку БО. Призначений визначити ступінь відгуку БО на ЕМВ вплив після певної кількості процедур, наприклад, після 10-20 сеансів сполученої КВЧ терапії. Найчастіше порівнюють результати аналізу крові до початку і після процедур, вимірювання рН в крові.

6. Активний інформаційний препарат. Спеціально оброблені гомеопатичні водні розчини великого ступеня концентрації, що мають власну "пам'ять". Прийнята пацієнтом доза такого водного розчину сприяє більш інтенсивному поглинанню ЕМВ, зокрема, через біологічно активні точки і через зони Подшиб'якіна і Захар'їна-Геда.

7. Світлодіодна матриця. Конструктивно містить світлодіоди видимого діапазону вимірів (червоний, жовтий, зелений) і 2 СВД інфрачервоного діапазону ( $\lambda_1=870$  нм,  $\lambda_2=930$  нм). Довжина хвилі 660 нм максимально наближена до діапазону випромінювання гелій-неонового лазера, випромінювання якого, як відомо, підвищує проникність лікарських препаратів. Довжина хвилі 590 нм наближена до випромінювання лазера на парах міді; жовте світло тонізуючи впливає на ШКТ. Довжина хвилі 567 нм наближена до випромінювання криптонового лазера; зелене світло седативно впливає на нервову систему. Почергове підключення СВД здійснюється через комутатор.

8. Багатопланова КВЧ-терапія. Функціонально найбільш повний варіант сполученої фізіорефлексотерапії III-го покоління, у якому на біооб'єкт одночасно на фоні польових випромінювань (КВЧ і лазерного) діють збурення інформаційного і речовинного характеру, а реєстрація відгуку БО на сумарний вплив ведеться як у масштабі реального часу, так і з циклічною часовою періодичністю.

### **Контрольні запитання.**

1. Особливості проектування КВЧ-апаратури.
2. Що являє собою метод сполученої рефлексотерапії?
3. Чим відрізняються одна від одної структури приладів (КВЧ+ЛВ) і (ЛВ+КВЧ)?
4. Поясніть роботу приладу сполученої багатопланової КВЧ терапії.
5. Що являє собою динамічний відгук біооб'єкта?

## ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРИ

1. Блинов Н. Н. и др. Пути и проблемы развития рентгенодиагностической аппаратуры // Медицинская техника. - 1991. - № 5. – С.7 – 11.
2. Терновой С. К., Сеницын В. Е. Развитие магнитно-резонансной томографии на рубеже 20 века // Компьютерные технологии в медицине. – 1998 - № 7. – С. 21 – 24.
3. Губский Л. В., Ярных В. Л. Перспективные технологии магнитно-резонансной томографии // Компьютерные технологии в медицине. – 1998. - № 7. – С. 25 – 29.
4. Кармазановский Г. Г. Новый этап компьютерной томографии: трехмерное изображение // Компьютерные технологии в медицине. – 1998. - № 7. – С. 30 – 31.
5. Кмоев В. В., Курозяев В. П., Вайнберг Э. И. Современное состояние и перспективы развития компьютерной аксиальной томографии: Обзор. – М.: Ин-т интроскопии, 1979. – 215 с.
6. Ршнок М. Р. Томография в России // Компьютерные технологии в медицине. – 1998 - № 7. – С. 32 – 34.
7. Dewaney A. J. A. Filtered back-propagation algorithm for diffraction tomography // Ultrason. Imag. -1982, V. 4.
8. Greenleaf J. F., Thomas P. G., Rajagopalan B. Effect of diffraction on ultrasonic computer – assisted tomography // Acoustical Holography. – N.-Y.; Planet Press, 1983.
9. Greenleaf J. F., Bahn R. C. Clinical imaging with transmissive ultrasonic computerized tomography // IEEE Trans Bioned. Eng. -1981 –V.BME –28.
10. Хиншо У. С., Лент А. Х. Основы ЯМП – визуализации // ТИИЭР. - 1983. – Т. 71, № 3.
11. Тихонов А. Н., Арсенин В. Я., Рубашов И. Б. и др. Первый советский компьютерный томограф // Природа. – 1984. - № 4.
12. Александров И. В. Теория магнитной релаксации. – М.: Наука, 1975. – 206 с.
13. Беликова Т. П. АРМ для анализа рентгенологических изображений // Компьютерные технологии в медицине. – 1998 -№7. – С. 35 – 47.
14. Карл Х Курц. Ультразвук в гинекологии при родовспоможении // ТНТП – 1989 -№2. С. 13 – 21.
15. Андреас Мартин. Новая технология в радиологии // ТНТП -1989. - № 2. – С. 22 – 29.
16. Криксунов В. Б. Тепловизоры : Справочник. К. : Высшая школа, 1986. – 190 с.
17. Ситоко С. П., Скипник Ю. А., Яненко А. Ф. Аппаратурное обеспечение современных технологий квантовой медицины. – К. : ФАДА, ЛТД, 1997. - 199 с.
18. Толочков В. И. Биокрибернетические аспекты «искусственной» бета-

клетки. - М., 1987. Т. 5 С. 3 – 65.

19. Clemens A. H. Feedback control dynamics for glucose controlled infusion system. – Med. Progr. Technol., 1979, - 6, № 3, p. 91 – 98.

20. Проценко Н. Л., Долгополов И. Н., Коваленко Л. А. Информационная система инструментальной диагностики диабета (ИСИДДА). Препринт 89 -23. ИК АН УССР, Киев, 1989.

## ГЛОСАРІЙ

**Автоматизоване робоче місце (АРМ) (*automated workplace*)** - програмно-технічний комплекс, призначений для автоматизації якої-небудь діяльності.

АРМ поєднує в собі програмно-апаратні засоби, що забезпечують взаємодію людини з комп'ютером, надає можливість введення інформації і її виведення на екран монітора, принтер інші пристрої. Як правило, АРМ є частиною АСУ.

**Адаптація організму (*adaptation of organism*)** (від лат. *adaptatio* - пристосування) - процес пристосування організму до зовнішніх умов у процесі еволюції, включаючи морфофізіологічну й поведінкову складові. Адаптація може забезпечувати виживаність в умовах конкретного місцеперебування, стійкість до впливу різних факторів.

**Антенна решітка (*aerials grate*)** - направлена антена, що складається із сукупності окремих слабонаправлених антен (випромінювальних елементів), розташованих у просторі і збуджених струмами високої частоти таким чином, щоб одержати необхідну діаграму направленості.

**АППФК (*hardware-software complex physiological*)** – апаратно-програмний психофізіологічний комплекс, призначений для дослідження психофізіологічних характеристик життєдіяльності і працездатності людини і оцінювання її функціонального стану.

**Біологічно активна точка (*bioactive point*)** - біологічно активними точками (БАТ) називають невеликі ділянки (2-10 мм) поверхні шкіри, в яких розміщується велика кількість нервових закінчень.

На сьогодні вченими й фахівцями описано близько 700 БАТ, з них найбільш часто використовуються 140-150.

**Випукла ґратка (*protuberant grate*)** – відрізняється від лінійної тим, що елементи розміщені на поверхні, яка являє собою частину циліндра.

**Волоконно-оптична лінія зв'язку (*fibre optical flow line*)** являє собою волоконно-оптичну систему, що складається з пасивних і активних елементів, призначених для передачі оптичного сигналу по оптоволоконному кабелю.



**Датчик, давач** (*sensor*) - первинний перетворювач, елемент вимірювального, сигнального, регулюючого або іншого реєструвального каналу, який забезпечує реєстрацію і при необхідності перетворення біофізіологічних сигналів і потенціалів в електричні сигнали.

**Діаграма направленості** (*diagram of orientation*) – це залежність амплітуди вектора напруженості  $\vec{E}$  поля антени в рівновіддалених точках віддаленої зони від кутових координат точки спостереження P.

**Глікемія** (*glikemiya*) (від греч. glykys - солодкий і haima - кров) - вміст глюкози в крові. Глікемія як показник життєдіяльності була запропонована французьким фізіологом Клодом Бернаром (1813-1878).

**ЕКГ** (*ECG*) — графічне подання різниці потенціалів, що виникають у результаті роботи серця і реєструються на поверхні тіла. На ЕКГ відбивається усереднення всіх векторів потенціалів дії, що виникають у певний момент роботи серця. Звичайно на ЕКГ можна виділити 5 зубців: P, Q, R, S, T. Іноді можна побачити малопомітну хвилю U. Зубець P відображає роботу передсердь, комплекс QRS - систолу шлуночків, а сегмент ST і зубець T - процес реполяризації міокарда.

**Електрокардіографія** (*electrocardiography*) - методика реєстрації й дослідження електричних потенціалів, що утворюються при роботі серця. Електрокардіографія являє собою недорогий, але інформативний метод електрофізіологічної інструментальної діагностики в кардіології.

**Електромагнітне поле** (*electromagnetic field*) - це фізичне поле, подане як сукупність електричних і магнітних полів, які можуть за певних умов породжувати один одного.

У сучасному формулюванні електромагнітне поле представлено тензором електромагнітного поля, компонентами якого є три компоненти напруженості електричного поля й три компоненти напруженості магнітного поля (або - магнітної індукції), а також чотиривимірним електромагнітним потенціалом.

**Електромагнітні хвилі** (*Hertzian waves*) - поперечні хвилі, у яких векторна напруженість електричного й магнітного полів коливаються перпендикулярно до напрямку поширення хвилі.

**Ендоскопія** (*endoskopiya*) — спосіб огляду деяких внутрішніх органів за допомогою ендоскопа. При ендоскопії ендоскоп вводиться в порожнину природним шляхом, наприклад, у шлунок - через рот і

стравохід, у бронхи й легені - через гортань, у сечовий міхур - через сечівник.

**Ефект Кірліана** (*Effect of Kirlian*), ефект Кірліан, Кірліанівське світіння - плазмове світіння електророзряду на поверхні предметів, які попередньо розміщуються в змінному електричному полі високої частоти 10-100 кГц, при якому виникає поверхнева напруга від 5 до 30 кВ між електродом і досліджуванним об'єктом. Ефект, подібний статичному розряду або блискавкам, спостерігається на будь-яких біологічних об'єктах, а також на неорганічних зразках різного характеру.

Відкритий в 1939 році (запатентований в 1949 р.) краснодарським фізіотерапевтом С. Д. Кірліаном (разом із дружиною В. Х. Кірліан).

**Здоров'я професійне** (*professional health*) – це властивість організму зберігати задані компенсаторні і захисні механізми, які забезпечують працездатність в усіх умовах, в яких протікає професійна діяльність.

**Інтерфейс користувача АРМ** (*Man-machine interface*) – забезпечує змістовну, зручну і оперативну взаємодію користувача з комп'ютером. Використовує, як правило, багаторівневу організацію структури.

**Інфрачервона термографія** (*Infra-red thermography*), теплове зображення або теплове відео — це спосіб одержання термограми — зображення в інфрачервоних променях, що показує картину розподілу температурних полів. Термографічні камери, або тепловізори, реєструють випромінювання в інфрачервоному діапазоні електромагнітного спектра і на цій основі створюють термографічні зображення.

**ІСІЦДА** (*informative system of instrumental diagnostics of diabetes*)— інформаційна система інструментальної діагностики діабету являє собою тривірневу медичну автоматизовану систему для масових обстежень в області діабетології і включає банк клінічних даних реакційну базу даних, пакет статистичних програм для медикобіологічних досліджень.

**Інфрачервоне випромінювання** (*infra-red radiation*) - електромагнітне випромінювання, що займає спектральну область між кінцем червоного видимого світла (з довжиною хвилі  $\lambda = 0,74$  мкм) і мікрохвильовим випромінюванням ( $\lambda \sim 1-2$  мм).

**КВЧ терапія** (*SWF-therapy*) - використовує КВЧ випромінювання низької інтенсивності, що не викликає нагрівання від тканин. Саме відсутність теплових ефектів при проведенні КВЧ терапії знімає цілий ряд обмежень, властивих, наприклад, більшості фізіотерапевтичних апаратів:

суворі протипоказання за наявності злоякісних новоутворень, доброякісних пухлин, деяких запальних захворювань, вагітності і под.

В результаті дії КВЧ випромінювання змінюються характеристики міжклітинних мембран. Ці зміни передаються у всі системи і структури організму, ініціюють і підтримують процеси мобілізації, нормалізації і одужання організму.

**Кільцева антенна решітка** (*Ring aerials grate*) – це кільцева решітка з незалежним збудженням кожного з концентричних кілець зондуючими імпульсами.

**Комп'ютерна томографічна ангиографія** (*Computer tomography angiography*) - дозволяє одержати детальне зображення кровоносних судин і характер кровотоку в них. При комп'ютерній томографії кровоносних судин за допомогою рентгенівських променів і комп'ютерної обробки створюється пошарове зображення кровоносних судин. Надалі з нього будується тривимірна модель кровоносної системи.

Ангиографія з метою дослідження вен називається флебографія, при дослідженні артерій - артеріографія.

**Лінійна сканувальна ґратка** (*line scan grate*) – складається з  $n$ - елементів, розміщених на одній вісі і для отримання зображення в кожному зондуванні діаграма направленості формується тільки частиною  $n$ - елементів ґратки.

**Літотриптор** (*litotripter*) – медико-технічний комплекс, який забезпечує ультразвукову або рентгенівську локацію та подрібнення за допомогою ультразвуку каменів у нирках, нижніх сечовивідних шляхах, дріблення слинних каменів.

**МАСП** (*MASS*) – медична апаратура спеціального призначення – клас біомедичної апаратури, до якого входить апаратура високої інтелектуальної складності, така як комп'ютерні томографи, ультразвукова і тепловізійна діагностична апаратура тощо.

**Модуль моніторингу глікемії** (*module of monitoring of glikemiy*) – виконує функцію неперервного і тривалого вираження поточної глікемії, коли на підставі інформації про її рівень отримується сигнал на інфузію інсуліну за умови забезпечення необхідних характеристик перехідних процесів.

**Модуль керування глікемією** (*module of management glikemiy*) – це стандартні засоби обчислювальної техніки, що включають центральний процесор, оперативну, зовнішню пам'ять, інтерфейс.

**Модуль інфузії інсуліну** (*module infusion of insulin*) – являє собою спеціальний керований насос та інсулінонагнітальну магістраль з пластикової трубки перехідника.

**Магнітно-резонансна томографія** (*Magnetically resonance tomography*) - томографічний метод дослідження внутрішніх органів і тканин з використанням фізичного явища ядерного магнітного резонансу, тобто вимірювання електромагнітного відгуку ядер атомів водню на збудження електромагнітних хвиль у постійному магнітному полі високої напруженості їхньою певною комбінацією.

**МРТ ангиографія** (*MRT angiography*) - метод одержання зображення судин за допомогою магніторезонансного томографа. Дозволяє оцінювати як анатомічні, так і функціональні порушення. Суть методу полягає в тому, що при опроміненні пацієнта радіохвилями в сильному магнітному полі вивільняється електромагнітна енергія, яка фіксується й обробляється за допомогою комп'ютера. Метод магніторезонансної ангиографії дозволяє одержувати зображення судин без використання рентгеноконтрастних засобів, хоча для одержання ще більш чіткого зображення можуть застосовуватися особливі контрастні речовини.

**Некогерентна решітка з роздільним скануванням** (*non-coherent grate is with a separate scan-out*) – решітка, в якій кожний елемент здійснює сканування заданої області окремо від інших, після чого інформація, яка отримана елементами, об'єднується .

**Особистісний фактор** (*Personality factor*) - це складова, органічна суб'єктивна частина людського фактора, коли йдеться про розвиток соціально-психологічних, фізіологічних і фізичних факторів, якими оцінюються особистості в конкретній професійній діяльності.

**П'єзоелектричний ефект** (*Piezoelectric effect*) - ефект виникнення поляризації діелектрика під дією механічних напруг (прямий п'єзоелектричний ефект). Існує й зворотний п'єзоелектричний ефект - виникнення механічних деформацій під дією електричного поля.

Прямий і зворотний п'єзоелектричні ефекти спостерігаються в тих самих кристалах - п'єзоелектриках. Обидва ефекти відкриті братами Жаком і П'єром Кюрі в 1880-1881 р.

**Позитронно-емісійна томографія** (*Positron-emission tomography*), вона ж двофотонна емісійна томографія - радіонуклідний томографічний метод дослідження внутрішніх органів людини або тварини. Метод заснований на реєстрації пари гамма-квантів, що виникають при анігіляції позитронів.

**Поліпроцесор** (*Poliprocessor*) – складається з декількох мікропроцесорів, що можуть виконувати різні обчислювальні і корегувальні функції за допомогою введених у запам'ятовуючий пристрій константа.

**Призначення АРМ** (*Setting AW*) – візуалізація зображень на екрані монітора, забезпечення користувача інструментарієм для ефективного аналізування та інтерпретації медичних зображень.

**Програмне забезпечення АРМ** (*Software AW*) – включає системне ПЗ, а також спеціалізоване програмне забезпечення проведення автоматизованого аналізування медичного зображення.

**Психологічна сумісність** (*Psychological compatibility*) - це здатність членів групи чи колективу до спільної продуктивної діяльності, що базується на їх оптимальному поєднанні.

**Психофізіологічний добір** (*Psychical-physiology selection*) кадрів дає змогу підвищити надійність і безпеку діяльність спеціалістів, їх професійний рівень, зменшити професійну захворюваність та плинність кадрів, створити умови для психологічної сумісності працівників у колективі.

**Рефлексотерапія** (*Reflex-therapy*) – сукупність методів, що використовують різні види впливу, у тому числі й фармакологічні, на певні ділянки тіла людини з відмінними фізичними та біохімічними характеристиками. Саме людина в цілісному психофізичному аспекті, а не окрема хвороба, перебуває в полі зору лікаря – рефлексотерапевта.

**Рентгенівська комп'ютерна томографія** (*X-ray photography computer tomography*) - метод неруйнівного пошарового дослідження внутрішньої структури об'єкта за допомогою його багаторазового просвічування в різних пересічних напрямках.

**Випромінюючі діоди** (*Light-emitting diode*) - світлодіод або світловипромінюючий діод - напівпровідниковий прилад, що випромінює некогерентне світло при проходженні через нього електричного струму.

Випромінюване світло лежить у вузькому діапазоні спектра, його колірні характеристики залежать від хімічного складу використаного в ньому напівпровідника. Вважається, що перший світлодіод, що випромінює світло у видимому діапазоні спектра, був виготовлений в 1962 році.

**Скринінг** (*screening*) - загальна назва методів спеціальних перевірок, обстежень у медицині, біохімії тощо.

У медицині під скринінгом розуміють проведення простих та інформативних обстежень великих груп населення з метою виділення груп ризику розвитку тієї чи іншої патології.

**Тепловізор** (*Warmlyvision*) – пристрій для спостереження за розподілом температури досліджуваної поверхні. Розподіл температури відображається на дисплеї (або в пам'яті) тепловізора як колірне поле, де певній температурі відповідає певний колір. Як правило, на дисплеї відображається діапазон температури видимої в об'єктив поверхні.

**Технічне забезпечення АРМ** (*Technical providing of AW*) – потребує персональний комп'ютер, монітор, друкуючий пристрій, інтерактивні засоби для зв'язку користувача з комп'ютером, зовнішні інтерфейси тощо.

**Ультразвук** (*Ultrasound*) - звукові коливання із частотами вище верхнього порога чутливості людини, який у більшості людей перебуває в діапазоні від 16 до 20 кГц.

Частота надвисокочастотних ультразвукових хвиль, застосовуваних у промисловості й біології, лежить у діапазоні декількох МГц. Фокусування таких пучків звичайно здійснюється за допомогою спеціальних звукових лінз і дзеркал. Ультразвуковий пучок з необхідними параметрами можна одержати за допомогою відповідного перетворювача. Найпоширеніші - керамічні перетворювачі з титанату барію.

**Ультразвукові дослідження** (*Ultrasonic researches*) - неінвазивне дослідження організму людини за допомогою ультразвукових хвиль.

**Ультрафіолетове випромінювання** (*Ultraviolet*) - електромагнітне випромінювання, яке займає діапазон між видимим і рентгенівським випромінюванням. Діапазон умовно ділять на ближній (380-200 нм) і дальній, або вакуумний, (200-10 нм) ультрафіолет.

**Фотоелектронний помножувач** (*Photoelectronic multiplier*) - електровакуумний прилад, у якому потік електронів, випромінюваний фотокатодом під дією оптичного випромінювання (фотострум), підсилюється в помножувальній системі в результаті вторинної

електронної емісії; струм в колі анода (колектора вторинних електронів) значно перевищує первинний фотострум (звичайно в 105 разів і вище). Уперше був запропонований і розроблений Л. А. Кубецьким в 1930 – 1934 р.р.

**Цифрова рентгенографія** (*Digital sciagraphy*) - вид дослідження внутрішньої структури біооб'єктів, зображення яких проектується за допомогою рентгенівських променів на спеціальну плівку або папір. Найчастіше застосовується в медицині для діагностики різних органів на наявність переломів, захворювань і т.д.

**Цифрова субстракційна ангіографія** (*Digital subtraction angiography*) - метод контрастного рентгенологічного дослідження кровоносних судин. Застосовується в рентгенографії, рентгеноскопії, комп'ютерній томографії. Ангіографія вивчає функціональний стан судин, об'ємного кровотоку й стан патологічного процесу.

**Цифрова флюорографія** (*X-ray pulmonate*) – вид дослідження біооб'єктів, результатом якого є зображення у вигляді масиву цифрових даних – файлу. Як світлочутливий матеріал застосовується електронний пристрій - матриця.

Зображення, подане в цифровому вигляді, призначене для подальшої обробки на комп'ютері (або на іншій цифровій техніці).

**Шлунково-кишковий тракт** (*Gastroenteric highway*) - система органів людини, яка призначена для переробки й виділення з їжі поживних речовин, всмоктування їх у кров і видалення з організму неперетравлених залишків.

**Штучна бета-клітина** (*Artificial  $\beta$ -cage*) - комплекс медичної техніки для автоматичної і неперервної тривалої інфузії інсуліну за принципом зворотного зв'язку.

**Ядерний магнітний резонанс** (*Nuclear magnetic resonance*) - резонансне поглинання електромагнітної енергії речовиною, що містить ядра з ненульовим спіном у зовнішньому магнітному полі, яке обумовлене переорієнтацією магнітних моментів ядер.

Явище магнітного резонансу було відкрито в 1945-1946 р.р. двома незалежними групами вчених Ф. Бліх і Е. Перселл .

*Навчальне видання*

**Злепко Сергій Макарович  
Коваль Леонід Григорович  
Гаврілова Наталя Михайлівна  
Тимчик Ірина Сергіївна**

**МЕДИЧНА АПАРАТУРА  
СПЕЦІАЛЬНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ**

Навчальний посібник

Редактор Т. Старічек

Оригінал-макет підготовлено Л. Ковалем

Підписано до друку  
Формат 29,7×42¼. Папір офсетний.  
Гарнітура Times New Roman  
Друк різнографічний. Ум. друк. арк.  
Наклад прим. Зам. №

Вінницький національний технічний університет,  
навчально-методичний відділ ВНТУ.  
21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,  
ВНТУ, к. 2201.  
Тел. (0432) 59-87-36.  
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи  
серія ДК №3516 від 01.07.2009 р.

Віддруковано у Вінницькому національному технічному університеті  
в комп'ютерному інформаційно-видавничому центрі.  
21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,  
ВНТУ, ГНК, к. 114.  
Тел. (0432) 59-85-32.  
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи  
серія ДК №3516 від 01.07.2009 р.