

**ОСНОВИ БІОМЕДИЧНОГО
РАДІОЕЛЕКТРОННОГО
АПАРАТОБУДУВАННЯ**

Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України
Вінницький національний технічний університет

**ОСНОВИ БІОМЕДИЧНОГО
РАДІОЕЛЕКТРОННОГО
АПАРАТОБУДУВАННЯ**

Навчальний посібник

Вінниця
ВНТУ
2011

УДК [615.471.03:616.1-072.7](075)

ББК (34.7:51)я73

075

Автори:

С. М. Злепко, С. В. Павлов, Л. Г. Коваль, І. С. Тимчик

Рекомендовано Міністерством освіти і науки України як навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів, які навчаються за напрямом підготовки «Радіоелектронні апарати». Лист № 1/11-895 від 02.02.2011 р.

Рецензенти:

Г. І. Чурюмов, доктор фізико-математичних наук, професор

І. І. Хаїмзон, доктор технічних наук, професор

В. Д. Кузовик, доктор технічних наук, професор

Основи біомедичного радіоелектронного апаратобудування :
075 навчальний посібник / [Злепко С. М., Павлов С. В., Коваль Л. Г.
та ін.] – Вінниця : ВНТУ, 2011. – 133 с.

ISBN

В навчальному посібнику розглянуті теоретичні основи та практичні аспекти біомедичного апаратобудування. Посібник розроблений відповідно до плану кафедри та програми дисципліни "Основи біомедичного радіоелектронного апаратобудування".

УДК [615.471.03:616.1-072.7](075)

ББК (34.7:51)я73

ISBN

© С. Злепко, С. Павлов, Л. Коваль, І. Тимчик, 2011

ЗМІСТ

Перелік умовних скорочень	5
Вступ.....	6
1 Історія, шляхи становлення і розвитку біомедичної апаратури.....	7
2 Людина як джерело біоелектричної інформації	15
2.1 Поняття біопотенціалів. Сигнали серцево-судинної системи	
БМА.....	15
2.1.1 Електрокардіограма	15
2.1.2 Фонокардіограма	20
2.1.3 Реограма	21
2.1.4 Реокардіограма	22
2.1.5 Реогепатограма	22
2.1.6 Реовазограма.....	23
2.1.7 Механокардіограма	23
2.1.8 Езофагокардіограма	23
2.1.9 Балістокардіограма.....	24
2.1.10 Динамокардіограма	25
2.1.11 Ехокардіограма	25
2.1.12 Сфігмограма.....	26
2.2 Сигнали головного мозку	27
2.2.1 Спонтанна електроенцефалограма	27
2.2.2 Викликані потенціали	28
2.2.3 Реоенцефалограма	28
2.3 Сигнали м'язової системи	29
2.4 Спірографія	29
3 Організація і подання біосигналів в біомедичних комп'ютерних системах.....	31
4 Сучасні вимоги до біомедичної апаратури.....	34
5 Методи конструювання БМА	38
6 Математичні моделі: означення, характеристики, етапи побудови	41
7 Базова конфігурація біомедичної системи	47
8 Психологічна сумісність людини і БМА	53
9 Технічне обслуговування біомедичної апаратури.....	56
10 Медична апаратура індивідуального користування	61
10.1 Прилади для вимірювання артеріального тиску	62
10.2 Електронні термометри для вимірювання температури тіла	68
11 Біомедична апаратура високої інтелектуальної складності.....	74
11.1 Магніторезонансна томографія	81
11.2 Спіральна комп'ютерна томографія.....	82
11.3 Ультразвукові сканери.....	84
11.4 Ендоскопічна ультрасонографія	87
12 Біомедична апаратура для нетрадиційної медицини.....	91

12.1 Фізичні основи електропунктурної діагностики	91
12.2 Електропунктурна (ЕП)-терапія на постійному струмі	93
12.3 ЕП-терапія низькочастотними сигналами	93
12.4 ЕП-діагностика	95
13 Сучасні телемедичні системи	100
13.1 Структура телемедичної системи	101
13.2 Телемедичні апаратно-програмні комплекси.....	102
13.3 Мобільні телемедичні комплекси.....	103
14 Поліграфи або "детектори брехні"	106
14.1 Поліграфи: історія, сучасний стан, перспективи розвитку.....	106
14.2 Базовий опитувальник для перевірок на поліграфі	111
15 Лазерні біомедичні системи	113
15.1 Принципи лазерної діагностики	113
15.2 Лазерна літотріпсія	115
15.3 Лазери в хірургії.....	117
15.4 Лазерно-люмінесцентна діагностика	117
15.5 Техніка безпеки при роботі з лазерами.....	119
Післямова	121
Глосарій	122
Перелік літератури	126
Додатки – А – Перелік керівників кафедр та інших структурних підрозділів ВНЗ України, які здійснюють підготовку фахівців зі спеціальностей БТМАС, фізична та біомедична електроніка, медичне приладобудування і напрямку «Біомедична інженерія»	129

Перелік умовних скорочень

АПЗ – апаратно-програмні засоби
АТ – артеріальний тиск
БД – база даних
БКГ – балістокардіограма
БМА – біомедична апаратура
БТМАС – біотехнічні та медичні апарати та системи
ВООЗ – Всесвітня організація охорони здоров'я
ВП – викликані потенціали
ДКГ – динамокардіограма
ДО – дихальний об'єм
ЕЕГ – електроенцефалограма
ЕКГ – електрокардіограма
ЕКС – електрокардіосигнал
ЕМГ – електроміограма
ЕП – електропунктура
ЕФГ – езофагокардіограма
ЕхоКГ – ехокардіограма
ЖЄЛ – життєва ємність легенів
ЗВН – зорові викликані потенціали
КВЕД – класифікатор виробів екологічної діяльності
КД – конструкторська документація
МЕГ – магнітоенцефалограма
МІС – медична інформаційна система
ММС – медична мікрокомп'ютерна система
МРТ – магніто-резонансна терапія
МТВ – медико-технічні вимоги
НДУ – науково-дослідна установа
РВГ – реовазограма
РГ – реограма
РГТ – реогепатограма
РКГ – реокардіограма
РОВд (вид) – резервний об'єм вдиху (видиху)
СВП – слухові викликані потенціали
ССВП – соматосенсорні викликані потенціали
СФГ – сфігмограма
ТА – точка акупунктури
ТЗЕНД – товарна номенклатура зовнішньої економічної діяльності
УЗП – ультразвукове перетворення
ФКГ – фонокардіограма
ШГР – шкірно-гальванічна реакція
ЯМР – ядерно-магнітний резонанс

ВСТУП

Ефективність сучасних методів діагностики і лікування захворювань може бути суттєво поліпшена за рахунок більш широкого використання сучасної біомедичної апаратури.

З розвитком медицини росте і вдосконалюється кваліфікація лікарів, розробляються нові методи лікування, з'являються нові медикаменти. Зросли вимоги до догляду за хворими в палатах інтенсивної терапії та реанімаційних відділеннях, особливо за тими, що перенесли інфаркт міокарда або інсульт і потребують безперервного контролю медикофізіологічної життєдіяльності.

Проте ріст числа кваліфікованого персоналу відстає від наявних потреб і догляд за станом важкохворих ускладнюється. Під час нагляду за пацієнтом сестра з часом стомлюється, що призводить до небажаних наслідків: уповільнення її реакції, підвищення роздратованості і т. д. Підвищити якість і ефективність нагляду за хворими можна застосувавши спеціальне обладнання, яке дозволяє аналізувати об'єктивну інформацію про стан пацієнта, що подається лікарю у вигляді довідкових (або фактичних) даних або поради, які включають в себе запропонований діагноз і декілька варіантів методик лікування.

Навчальний посібник “Основи біомедичного радіоелектронного апаратобудування” призначений для забезпечення необхідної початкової підготовки, яку інакше можна назвати “Вступ до спеціальності” для студентів спеціальності “Біотехнічні та медичні апарати і системи”. Він також може бути корисним для студентів напряму “Біомедична інженерія”.

1 ІСТОРІЯ, ШЛЯХИ СТАНОВЛЕННЯ ТА РОЗВИТКУ БІОМЕДИЧНОЇ АПАРАТУРИ

Історія біомедичної радіоелектронної апаратури бере свій початок із 1954 року, коли В. Зворикін заснував і став першим президентом Міжнародної федерації медичної та біомедичної техніки (США).

В 1962 р. видатний радянський вчений Аксель Іванович Берг створює першу в СРСР кафедру електронно-медичної апаратури в Ленінградському електротехнічному інституті. Він же стає автором і першої спеціальності – „Електронно-медична апаратура”.

Протягом 1962 – 1965 років аналогічні кафедри створюються в ВНЗах Москви, Томська, Тбілісі, Фергани, Ленінграда.

1980 рік – проф. В. М. Ахутін ініціює трансформацію спеціальності в БТМАС (біотехнічні та медичні апарати і системи).

1982 рік – проф. М. М. Биков відкриває вперше на Україні спеціальність БТМАС в Харківському інституті радіоелектроніки.

1993 рік – проф. С. М. Злепко відкриває спеціальність БТМАС у Вінницькому політехнічному інституті.

Сьогодні на Україні фахівців із спеціальності БТМАС готують в Києві, Харкові, Вінниці, Львові, Луцьку, Маріуполі, Тернополі, Херсоні та інших містах.

Цікавим є той факт, що видатний російський хірург Микола Іванович Пирогов також був причетний до медичного приладобудування, працюючи на посаді технічного директора Петербурзького заводу медичних інструментів, нині відомого, як об'єднання “Красногвардеец”.

На початку 1836 р. 25-річний Пирогов стає професором кафедри теоретичної і практичної хірургії в Дерптському університеті. З початком професорської діяльності Микола Іванович з надзвичайною захопленістю і енергією займається вдосконаленням оперативних методів в різних областях хірургії, багато уваги приділяє науковій роботі.

В 1838 р. він видає велику працю "Хірургічна анатомія артеріальних стовбурів і фасцій". В той час це був абсолютно новий напрямок в медичній науці. Робота принесла Пирогову заслужену славу і визнання в нашій країні і в Європі. За час роботи в Дерпті ним самим і під його керівництвом було виконано ряд експериментальних робіт, які висунули М. І. Пирогова в області хірургії і медичної науки на перше місце. На початку 1841 р. він отримує запрошення перейти в найбільший в той час навчально-науковий заклад Росії – Петербурзьку медико-хірургічну академію (нині Військово-медична академія ім. С. М Кірова).

З призначенням Н. І. Пирогова на цю посаду технічного директора заводу медичних інструментів "для нагляду за обробкою інструментів відносно їх форми, покращення і введення нових" діяльність заводу значно покращилась. Він безпосередньо керував великою роботою з нагляду і

покращення хірургічних інструментів, які випускались. В часи Пирогова операції проводились без знеболюючого. Крайня болючість операцій примусила хірургів робити їх якнайшвидше. Щоб цього досягти, необхідна була максимальна пристосованість інструментів до даної операції і майстерне володіння ними.

Вдосконаленню виробництва хірургічних інструментів в країні М. І. Пирогов приділяв велику увагу і віддав цій справі 15 років. Познайомившись зі станом робіт на заводі, він уже через 2 місяці вніс пропозицію докорінно змінити в першу чергу кишенькові набори лікарських і фельдшерських інструментів, яких в той час дуже потребувала російська медицина і особливо військова. Оскільки російська армія забезпечувалась різними медичними інструментами в громіздких ящиках то, як вважав Пирогов, в них були непотрібні і зайві інструменти, а деяких потрібних не вистачало. Він вважав, що "краще мати про запас окремі набори інструментів для кожної операції, наприклад ампутаційної, резекційної, трепанаційної та ін. набори, кожен в окремому сундучку. Це для використання і збереження, і для перевозки інструментів зручніше". Подібний опис портативних універсальних наборів вчений склав уже в 1842 р.

Великий хірург звертає увагу на кожну деталь, на основі свого великого досвіду переконливо пояснюючи переваги нової конструкції кожного інструмента. Приступаючи до створення хірургічних наборів, М. І. Пирогов керувався ним же розробленими такими вимогами: "При складанні лікарського кишеньковою набору я маю на увазі особливо те, щоб в невеликому просторі помістити, по-перше, інструменти, які використовуються для так званих малих операцій, як-от: для кровопускання, розтину нарізів, проведення заволок, зшивання ран, вилучення сторонніх тіл і т. п. і, по-друге – інструменти, необхідні для проведення таких операцій, які не можуть відкладатись, як-от: для операції защемленої грижі, перев'язки артерій, розтин дихального горла, катетеризма і т. д."

В 1841 – 1842 рр. були розроблені такі нові хірургічні набори, як фельдшерський кишеньковий, лікарський кишеньковий, ординаторський кишеньковий, госпітальний, а також апарат для викачування ядів із шлунку. По розробленими М. І. Пироговим зразками завод випускав хірургічні інструменти більше 20-ти років, постачаючи ними армію і флот, госпіталі і лікарні країни. Вони знаходились на оснащені армії і флоту всю другу половину XIX ст., майже не змінюючись.

Цими інструментами користувався і сам М. І. Пирогов, брав участь як хірург і організатор медичного обслуговування поранених на Кавказі (в 1847 р.) і під час Кримської війни (1854 – 1855 рр.). В Військово-медичному музеї Міністерства оборони Росії (Санкт-Петербург) в фонді М. І. Пирогова зберігається цілий ряд особистих речей великого російського хірурга:

набори хірургічних інструментів – кишеньковий лікарський, хірургічний, ординаторський та ін.

Роки роботи М. І. Пирогова на заводі залишили незгладний слід на всій подальшій його діяльності. Колектив об'єднання "Красногвардеец" і досі зберігає в пам'яті великого російського вченого. Його бюстом і портретами прикрашений заводський музей, в якому зберігаються деякі набори хірургічних інструментів, виготовлених за вимогами і під контролем М. І. Пирогова.

Проектування БТМАС можна розглядати із різних точок зору: інженерної, конструкторської, філософської. Загальна схема цього процесу досить проста (рис. 1):



Рисунок 1 – Процес проектування БТМАС

За означенням (Buchanan P. Project Management, 1993) – *проект* (як система) – це сукупність певних елементів (об'єктів матеріального і нематеріального характерів) і зв'язків між ними, що забезпечує досягнення певної мети.

В свою чергу, *система* – це об'єднання множини взаємопов'язаних елементів, які є частиною системи вищого порядку.

Елемент – частина системи, яка має відносну самостійність або автономність як підсистема.

Властивості системи – належні системні відношення (зв'язки) між її елементами, які відрізняють її від інших систем.

Структура системи – множина важливих властивостей, які визначають її стан і поведінку.

Поведінка системи – сукупність множини її станів за певний період часу.

Зовнішнє середовище системи – множина елементів з їх властивостями, які не входять в дану систему, але їх вплив може викликати зміни в стані системи, яка вивчається.

Найпростіша модель біотехнічної системи „зовнішнє середовище – біооб'єкт – реакція” має такий вигляд:

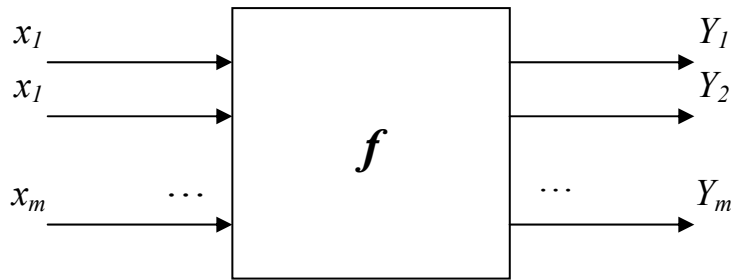


Рисунок 2 – Модель біотехнічної системи:

f – множина внутрішніх зв'язків біооб'єкта; x – багатофакторні зовнішні впливи (x_1 – контрольовані та керовані; x_2 – контрольовані та некеровані і т. д.); Y – власна реакція біооб'єкта, яка характеризує стан і поведінку системи

На основі цієї моделі можна побудувати базову класифікацію біомедичних апаратів і систем, яка буде мати такий вигляд.

1. **Системи і апарати локального контролю** за станом пацієнта – автономні прилади, які забезпечують реєстрацію, підсилення, оброблення та відображення параметрів життєдіяльності людини.

2. **Системи дистанційного контролю** за станом пацієнта з можливістю документування інформації – це інформаційно-вимірювальні комплекси, які забезпечують реєстрацію, підсилення, оброблення, передавання по каналу зв'язку, відображення та документування параметрів життєдіяльності людини. При проектуванні систем цього класу необхідно правильно вибрати спосіб передавання даних (канал зв'язку). На сьогодні використовуються два основні способи: провідний та безпроводний (по радіоканалу).

3. **Комп'ютерні системи оброблення та діагностування** стану пацієнта.

Дослідження БТМАС здійснюється на принципі системного підходу, який є сукупністю прийомів та методик, направлених на вивчення складних об'єктів, що називаються складними узагальненими динамічними системами, і включає такі етапи [6].

1. **Постановка задач.** На цьому етапі визначається об'єкт дослідження, ставиться мета, визначаються та задаються критерії для вивчення об'єкта і керування його функціонуванням.

2. **Визначаються межі системи, яка вивчається, розробляються її структурна та функціональна схеми; визначаються якісні та кількісні характеристики апаратно-програмного забезпечення.**

3. **Складається математична модель системи, яка вивчається.** При цьому, по-перше, необхідно описати виділені елементи системи і елементарні впливи на неї за допомогою тих чи інших параметрів, тобто провести параметризацію системи. По-друге, необхідно встановити існуючі взаємозалежності між параметрами, що забезпечують оптимізацію структури системи, роблять її гнучкішою в керуванні та використанні.

З інженерно-філософської точки зору процес проектування БТМАС

може бути поданий таким чином (рис. 3):

Епіграфом до схеми процесу проектування БТМАС може бути фраза Н. Паркінсона: „Верблюд – це колективно спроектований кінь”, а сама його схема має такий вигляд (рис. 4).

“Для забезпечення своєї безпеки і розвитку кожна незалежна держава повинна забезпечувати потреби охорони здоров’я в ліках, медичній техніці й устаткуванні не менше ніж на 60-75% за рахунок власного виробництва” (концепція Всесвітньої організації охорони здоров’я).

Вироби медичної техніки можна класифікувати залежно від призначення:

- апарати та прилади для лікування;
- апарати та прилади для діагностики;
- апарати, прилади та пристрої і обладнання для лабораторних досліджень.

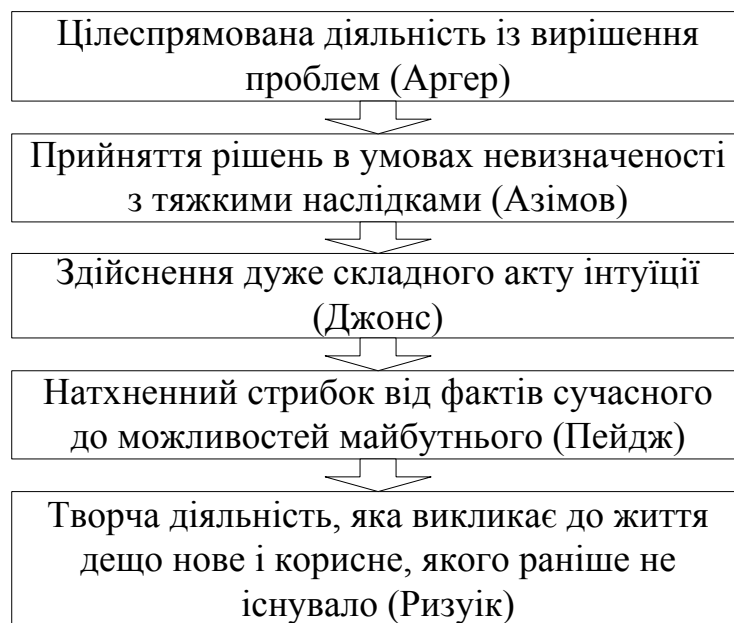


Рисунок 3 – Інженерно-філософська модель процесу проектування БТМАС

Лікувальна апаратура є у переважній більшості генеруючою і забезпечує на своєму виході необхідні лікувальні параметри: частоту, напругу, струм, потужність, тривалість імпульсів тощо.

Діагностична апаратура являє собою, як правило, складні вимірювальні системи, побудовані на основі комп’ютерної техніки, що призначені для реєстрації, вимірювання та аналізу відповідних фізіологічних показників життєдіяльності людини.

Номенклатура виробів медичної техніки, в т.ч. і радіоелектронних, встановлюється переліком “Товарна номенклатура зовнішньої екологічної діяльності” (ТНЗЕД), який затверджується міністром охорони здоров’я України.

Кожному напрямку апаратури присвоюється свій код. Так, код групи 94300 об'єднує різноманітні медичні інструменти, код групи 94400 – прилади та апарати медичні (наприклад, код групи 94450 об'єднує прилади та апарати терапевтичні, рентгенотерапевтичні та ультразвукові), код групи 94500 – медичне обладнання.

Крім того, вироби медичної техніки за своїм призначенням поділяються на такі шість груп:

- стаціонарні, які позначаються відповідно до ГОСТ 20790-82 цифрою 1;

- носимі, переносні та пересувні, такі, що не призначені для роботи в процесі перенесення та руху – 2;

- носимі, переносні та пересувні, такі, що призначені для роботи в процесі перенесення та руху – 3;

- вироби, які перевозяться, а також встановлюються на рухомих медичних установках і не призначені для роботи в процесі руху – 4;

- вироби, які перевозяться, а також встановлюються на рухомих медичних установках і призначені для роботи в процесі руху – 5;

- рухомі медичні установки, комплекси – 6.

За електробезпекою медичні вироби, які живляться від мережі електричного струму, поділяються на класи та типи згідно з ГОСТ 12.2.025–76.

Залежно від можливих наслідків відмови прилади поділяються на класи А, Б, В, Г за ГОСТ 23256-78.

Минуле ХХ століття створило основу для виділення медичної інженерії в окрему спеціальність, яка в нашій країні звучить як „Біотехнічні і медичні апарати і системи”. На жаль, ця ємнісна назва спеціальності не до кінця відображає її суть – ємність нової професії об'єднує не тільки апарати і прилади, що обслуговують діагностику, лікування і процеси реабілітації, але і створення сучасних інструментів, устаткування (у тому числі і лабораторного) і навіть медичного текстилю, без якого сучасна медицина вже існувати не може.

Тому крім періоду загальнотехнічної (фізика, математика, інформатика) і загальномедичної підготовки (анатомія, фізіологія, медична і навіть технічна термінологія латинською і іноземними мовами) на чільне місце повинні вийти апаратура та інструментарій, що застосовуються в основних галузях хірургії, терапії, оториноларингології, офтальмології, ортопедії з травматологією, анестезіології і реанімації, багатьох медичних, так званих, „вузьких” спеціальностях і навіть таких областях, як трансплантологія і т. д.

Верблюд – це колективно
спроєктований кінь

Н. Паркіносон

Потрібні результати

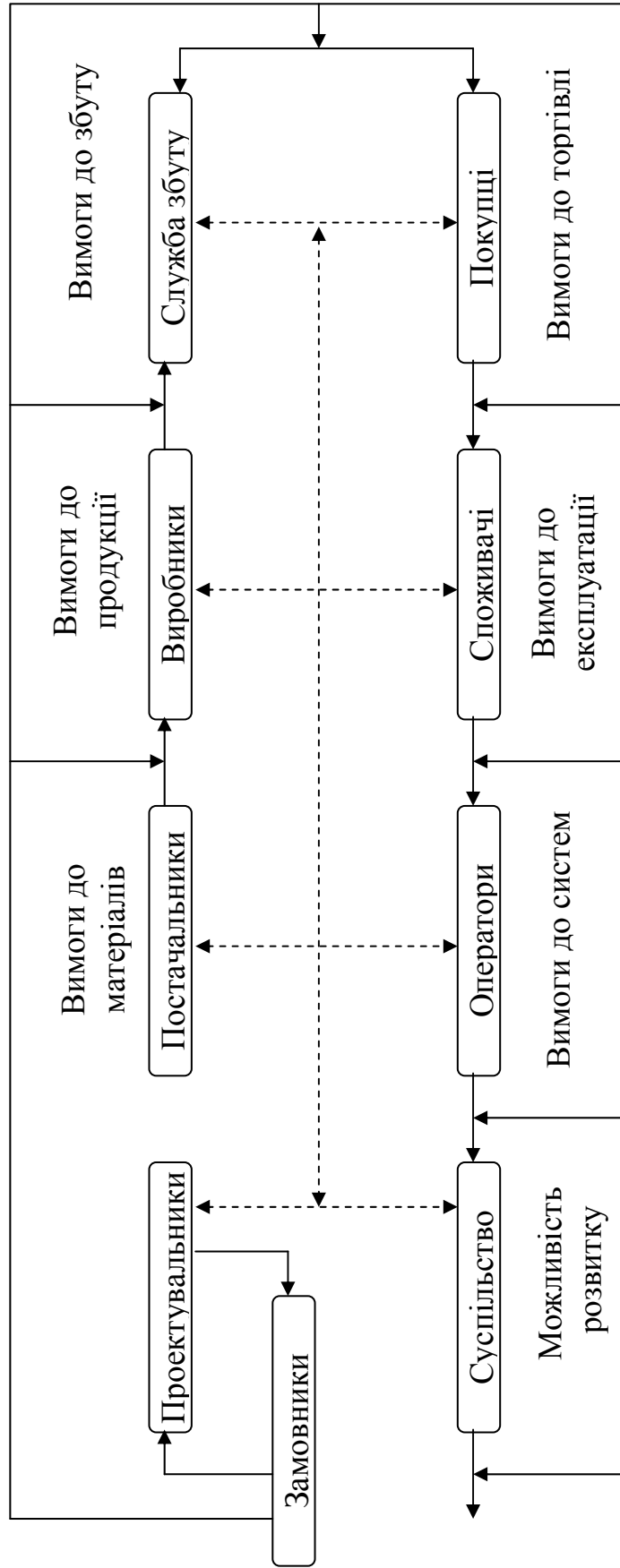


Рисунок 4 – Схема процесу проектування

Сьогодні в арсеналі медичних спеціальностей з'являються все нові складні електронні і механічні прилади – лазери, плазмотрони, лапароскопічні апарати і інструменти, рентгенохірургічна техніка, діагностичні комп'ютери. Немає сумнівів, що їхній арсенал буде збагачуватися протезними матеріалами, у тому числі і з біологічно активними властивостями спрямованої дії, новими способами шовного і безшовного з'єднання тканин, медичними клеями і т. д. Величезні перспективи розвитку біотехнологій у створенні лікувальних засобів і т. д.

Вдосконалюються технології виготовлення штучних кришталіків ока, слухових апаратів, стоматологічної техніки усіх видів, з'являються нові дихальні апарати, апарати штучного кровообігу, механічні насоси, стимулятори, замінники функції нирок, печінки, підшлункової залози і т. д.

Без знань у цих нових областях, медичних і технічних, ми не зможемо повноцінно працювати в ХХІ столітті, виховувати справжніх професіоналів в області медичної техніки.

Контрольні запитання

1. В чому полягає суть системного підходу?
2. Які вироби медичної техніки включає в себе клас “біотехнічні та медичні апарати і системи”?
3. Який критерій покладено в основу класифікації БМА?
4. В чому різниця між лікувальною і діагностичною апаратурою?
5. Наведіть приклади носимої, переносної, стаціонарної і пересувної біомедичної апаратури.

2 ЛЮДИНА ЯК ДЖЕРЕЛО БІОЕЛЕКТРИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЇ

Серед усіх біологічних сигналів можна виділити великий клас сигналів, для яких важлива інформація міститься в структурних елементах форми сигналу. Це кардіосигнали: електрокардіограма, фонокардіограма, реограма, сфігмограма та інші; сигнали, що циклічно повторюються: пневмограма, гастрограма, шкірно-гальванічна реакція; а також особливі форми „шумоподібних” біологічних сигналів: спонтанна енцефалограма, викликані потенціали, електроміограма, електроністагмограма. Навіть для фонових записів останніх та подібних їм процесів можна виділити деякі елементарні часові цикли (хвили) та описувати зміни в сигналі як зміни структури або форми цих хвиль.

З усіх вищеперерахованих найхарактернішим є електрокардіограма (ЕКГ) – сигнал, який має такі властивості: він відображає електричну активність одного з найважливіших органів людини – серця; він найбільше вивчений з точки зору залежностей між виглядом сигналу і станом людини; його структурний опис має найбільшу індивідуальну і часову змінність, особливо при патологічних станах організму. Ця властивість робить його найціннішим і широковживаним з метою оперативного контролю стану людини.

Електричні потенціали деяких фізіологічних сигналів досить малі за величиною (10 – 100 мкВ), тому вони підпадають під вплив численних, потужних зовнішніх завад, які називаються артефактами, що за своїм походженням поділяються на фізичні і фізіологічні.

Найчастішими фізичними артефактами є впливи мережі живлення частотою 50 Гц, що виникають при:

- наявності потужних джерел електромагнітних полів: трансформаторів, центрифуг, рентгенівських установок, фотостимуляторів та ін.;
- відсутності якісного заземлення медичної апаратури;
- поганому контакті електродів зі шкірою.

Фізіологічні артефакти визначаються впливом сторонньої електричної активності організму. Всі сигнали підпадають під вплив шкірно-гармонічного рефлексу.

2.1 Сигнали серцево-судинної системи

2.1.1 Електрокардіограма

Електрокардіографія (ЕКГ) – засіб реєстрації електричних процесів, що виникають при діяльності серця.

Відведення ЕКГ

Традиційна система реєстрації має 12 відведень: 3 стандартних (I, II, III), три посилені однополюсних відведення від кінцівок (aVR, aVL, aVF)

і 6 грудних однополюсних відведень (V1 – V6).

Така система ЕКГ-реєстрації може бути забезпечена 8-канальною біполярною реєстрацією з накладанням 4 електродів на кінцівки і 6 грудних електродів, які мають стандартне маркування:

R – права рука;

L – ліва рука;

F – ліва нога (нейтраль);

G – права нога (загальна земля для реєструвальної апаратури. В випадку двопровідної схеми побудови біопідсилювачів відведення від правої ноги не вимагаються);

C_i – грудні електроди, $i = 1 \dots 6$.

Під'єднання до біопідсилювача здійснюється в такій послідовності (в дужках вказана полярність відповідного електрода):

- відведення I = L (+), R (-),

- відведення III = R (-), F (+),

- відведення $CF_i = C_i (+), F (-); i = 1 \dots 6$

та з наступним перетворенням по 12 відведенням за такими формулами [4]:

$II = I + III;$

$aVR = I + 0,5 \cdot III;$

$aVL = 0,5 \cdot I - 0,5 \cdot III;$

$aVF = 0,5 \cdot I + III;$

$V_i = CF_i + 1/3 I + 2/3 \cdot III; i = 1 \dots 6.$

На рис. 5 зображені всі схеми відведень, які використовуються в клінічній практиці: а) за Ейнтгофеном і Гольдбергером; б) за Вільсоном; в) за Небом; г) за Франком.

Форма сигналу ЕКГ при синхронному записі з різних ділянок тіла буде різною. Зубці та хвилі ЕКГ характеризують величину, напрямок та локалізацію потенціалів серця. Відрізки ЕКГ, що знаходяться між зубцями, називаються сегментами, а відрізки, які складаються з сегмента та наступного за ним зубця – інтервалами.

Горизонтальні ділянки сегментів вказують на відсутність різниці потенціалів на поверхні тіла і називаються ізоелектричною лінією.

Зубці та хвилі, які мають напрямок вершиною вгору від ізоелектричної лінії, називають позитивними, а вниз – негативними. Вершина кожного зубця утворена висхідними та низхідними комплексами.

ЕКГ-запис складається з зубців (латинськими літерами P, Q, R, S, T, U), сегментів і інтервалів (рис. 6). Амплітуда зубців вимірюється від нульової лінії (ізолінії) в мілівольтах, а тривалість – в секундах.

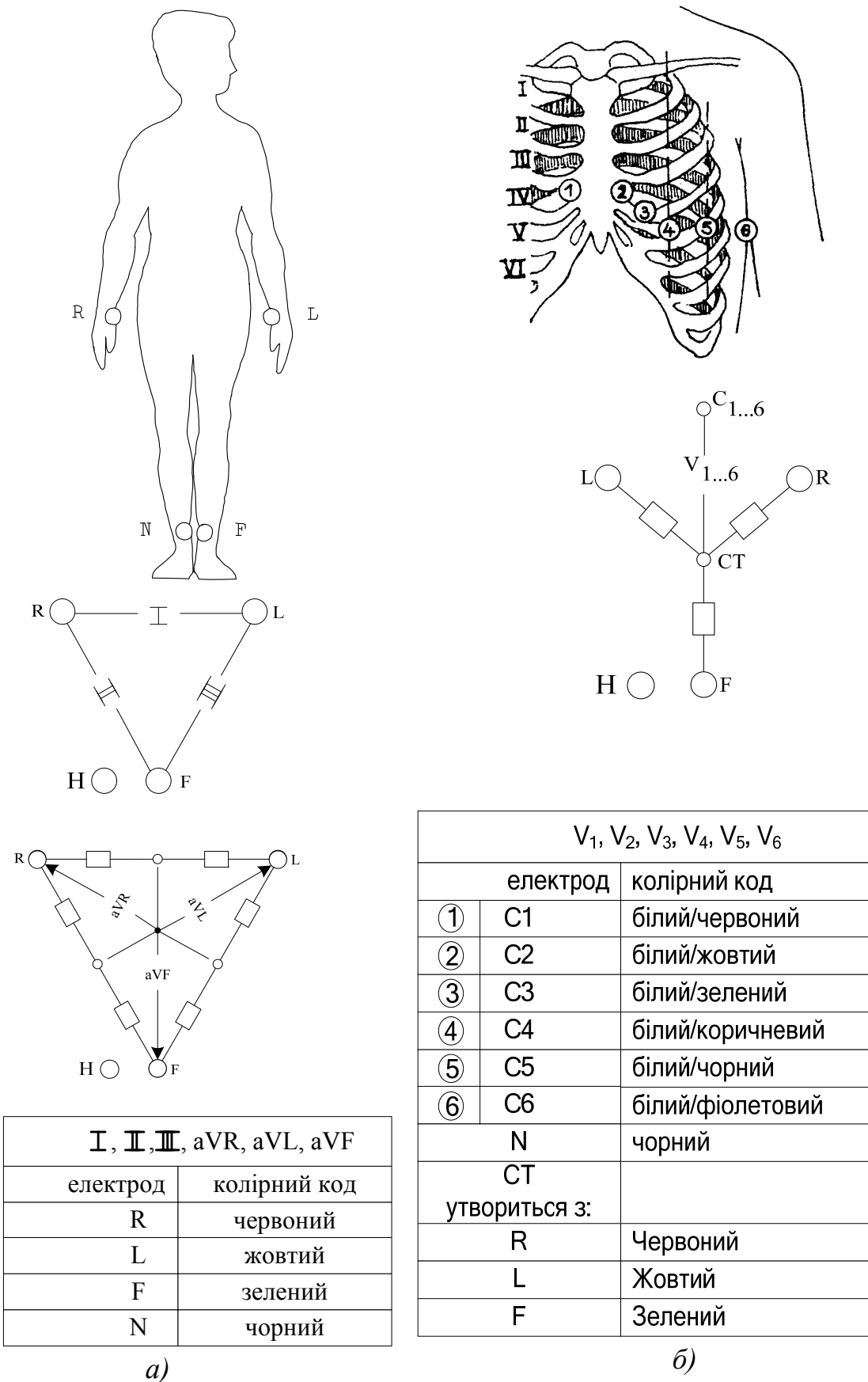
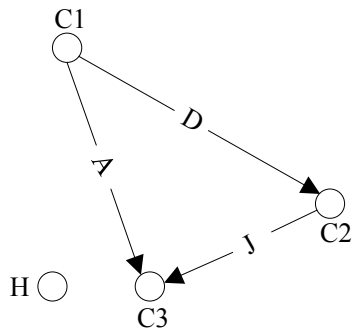
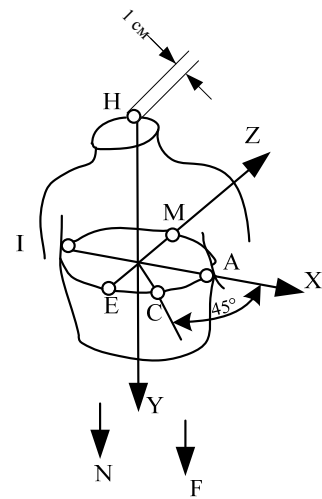
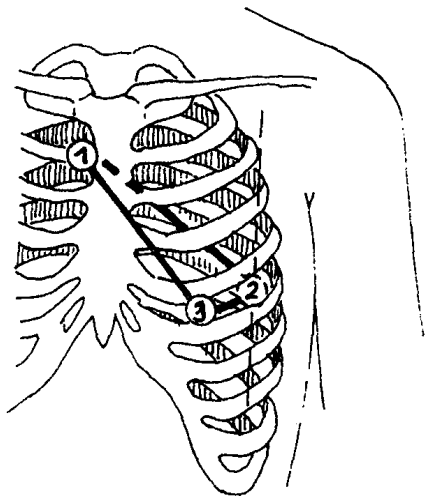


Рисунок 5 – Схеми відведень ЕКГ: а) за Ейнтгофеном і Гольдбергером, б) за Вільсоном, в) за Небом, г) за Франком



колірний код	положення електродів на тілі пацієнта
білий/фіолетовий	на потилиці
білий/червоний	середня акселярна лінія срава
білий/жовтий	передня середня лінія
білий/зелений	під кутом 45° між E і A
білий/коричневий	середня акселярна лінія
білий/чорний	задання середня лінія
зелений	ліва нога
чорний	права нога

D, A, J		
	електрод	колірний код
①	C1	білий/червоний
②	C2	білий/жовтий
③	C3	білий/зелений
		чорний

г)

в)

Площина прикладання при лежачому положенні пацієнта: площина парастернально в 4-му міжреберному просторі

Площина прикладання при сидячому положенні пацієнта: площина парастернально в 5-му міжреберному просторі.

Рисунок 5 – аркуш 2 – Схеми відведень ЕКГ: а) за Ейнтгофеном і Гольдбергером, б) за Вільсоном, в) за Небом, г) за Франком

P-зубець

Зубець P відбиває збудження (деполяризацію) передсердя: в перші 0,02-0,03 секунди збуджується тільки праве передсердя (висхідне коліно зубця P), в наступні 0,02-0,03 секунди – праве передсердя, міжпередсердна перегородка, ліве передсердя (вершина зубця P), в останні 0,02-0,03 секунди - тільки ліве передсердя (низхідне коліно зубця P). Загальна тривалість зубця P складає 0,06-0,11 секунди. Зубець P може бути додатним, від'ємним, двофазним, ізоелектричним.

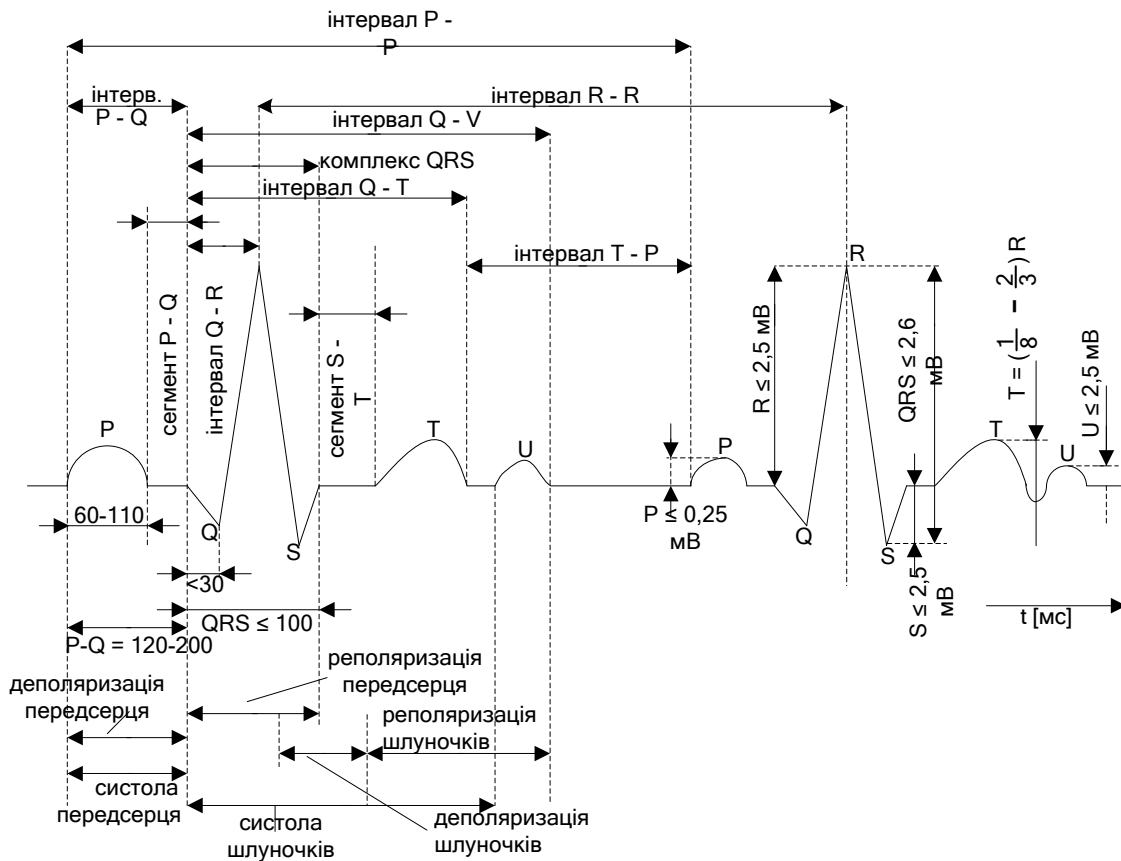


Рисунок 6 – Стандартна ЕКГ

PQ-сегмент

Сегмент PQ – час передсердно-шлуночкової провідності, що вимірюється від початку зубця P до початку першої відповіді, і відповідає діастолі серця. Він складається з зубця P і сегмента PQ, який розміщений на нульовій лінії і відображає поширення хвилі збудження по провідній системі. Нормальна тривалість інтервалу PQ – від 0,12 до 0,20 секунди і залежить від частоти серцевих скорочень.

QRS-комплекс

Зубці Q, R, S, T складають шлуночковий комплекс. Інтервал QRS характеризує поширення збудження по міокарду шлуночків, вимірюється від початку зубця Q до кінця зубця S, тривалість його коливається від 0,06 до 0,10 секунди. Всякий додатний зубець цього комплексу позначають як зубець R, за ним йде від'ємний зубець S.

ST-сегмент

Сегмент ST-відрізок від кінця комплексу QRS до початку зубця T вказує на те, що міокард шлуночків повністю охоплений збудженням. Сегмент ST у відведеннях від кінцівок звичайно розміщений на ізоелектричній лінії. Допустиме зміщення ST донизу до 5 мкВ і догори до 10 мкВ.

T-зубець

Зубець T відповідає процесам припинення збудження шлуночків. Він може бути додатним, від'ємним і двофазним. За формою зубець T нагадує трикутник з пологим підйомом, закругленою вершиною та крутим спуском.

Сегмент QRST, що називається електричною систолою, вимірюється від початку зубця Q до кінця T. Тривалість цього інтервалу залежить від статі, віку та частоти серцевих скорочень.

U-зубець

Інколи за зубцем T через 0,02 – 0,04 секунди після його закінчення йде зубець U – змінюваний і невеликий. Визначається здебільшого в відведеннях V2-V4.

2.1.2 Фонокардіограма

Фонокардіографія (ФКГ) – засіб реєстрації звукових процесів, що виникають при діяльності серця. Реєстрація ФКГ проводиться в тих самих точках грудної клітини, де і аускультация серця.

Тони серця

У дорослої людини на ФКГ реєструється 2 тони – I і II; у дітей і молодих осіб нерідко записуються фізіологічні III і IV тони; поява цих тонів у літніх людей завжди свідчить про важку патологію серця. Амплітуди тонів істотно залежать від внутрішньо-серцевих і зовнішньо-серцевих чинників: поганий стан міокарда, руйнування клапанів серця або значне відкладення в них вапна і деякі інші причини, які ведуть до ослаблення тонів.

I тон

I тон серця виникає на початку систоли шлуночків і тому він іноді називається систолічним. В його утворенні беруть участь звуки, пов'язані з відкриттям клапанів аорти та легеневої артерії, а можливо і звуки, обумовлені коливанням стінок цих судин в момент попадання в них крові,

а також звуки, пов'язані з закінченням систоли передсердь.

II тон

II тон серця виникає на початку діастоли шлуночків і тому він іноді називається діастолічним. Він утворюється в результаті закриття та напруження клапанів аорти та легеневої артерії. На якість реєстрації тону впливають: шуми дихання (тертя плеври, спайки у легенях, відбиття звуку), шуми перистальтики.

2.1.3 Реограма

Реографія (імпедансна плетизмографія) – це безкровний засіб дослідження загального кровообігу органів, оснований на реєстрації коливань опору живої тканини організму змінному струму високої частоти (до 500 кГц і силою не більш 10 мА). Зміна електропровідності тканин зумовлена пульсуючим артеріальним кровотоком на фоні майже постійного кровотоку в артеріолах, малих венах та капілярах. Застосування змінного струму певної частоти дає можливість виділити з загального електричного опору змінний компонент (дуже малий за величиною, що складає 0,5-1%), пов'язаний з пульсовими коливаннями кровонаповнення.

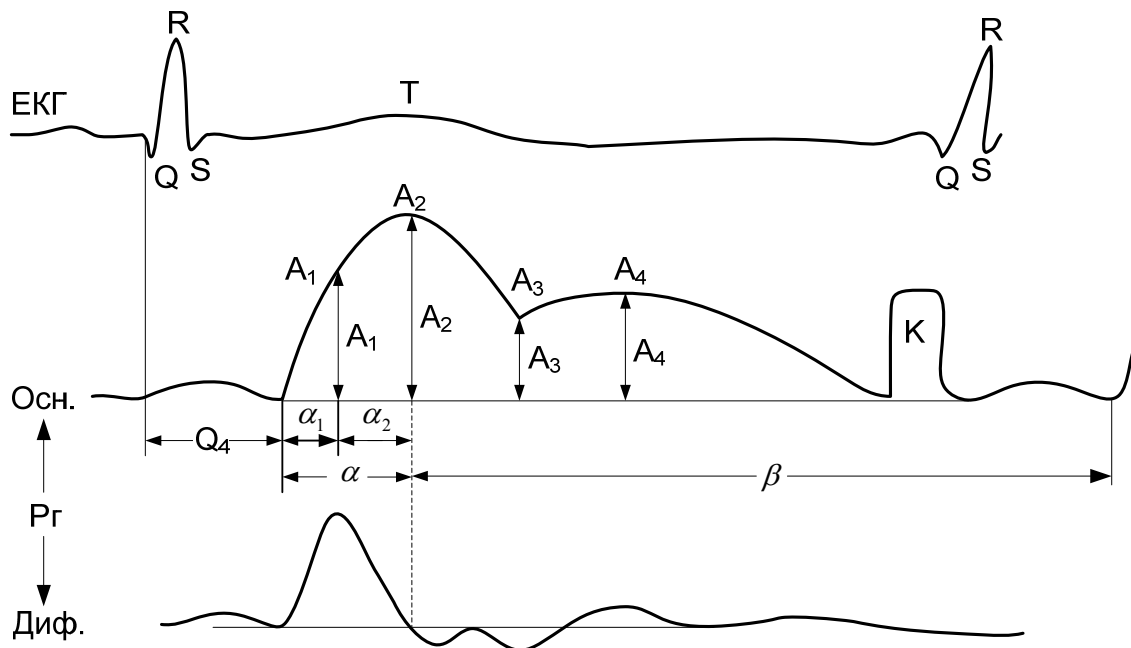


Рисунок 7 – Нормальна та диференційна реограма:

A_1 – максимальна крутизна висхідного коліна систолічної хвилі реограми;
 A_2 – максимальна амплітуда систолічної хвилі реограми; A_3 – нижня точка інцизури реограми; A_4 – максимальна амплітуда діастолічної хвилі реограми;
 K – калібровочний сигнал; Q_a – час поширення реографічної хвилі на ділянці серце – досліджуваній орган; α – час максимального систолічного наповнення судин; β – тривалість низхідної частини реограми

Типи кривих РГ. Залежно від стану малого кола розрізняють три типи кривих РГ.

Гіповолемічний тип РГ характеризується зниженою амплітудою РГ, наявністю зазубрин на анакроті, плоскою вершиною, нечітко наведеною інцизурою та діастолічною хвилею, подовженим часом максимального систолічного наповнення.

Гіперволемічний тип РГ проявляється високою амплітудою систолічної хвилі, крутою анакротою, погано визначеною інцизурою і діастолічною хвилею.

Гіпертонічний тип РГ відзначається при синдромі гіперкінетичної гіпертонії і характеризується збільшенням амплітуди систолічної хвилі, заокругленою вершиною, високим розташуванням інцизури, а діастолічна хвиля з пологим спуском нерідко досягає висоти систолічної.

2.1.4 Реокардіограма

Реокардіографія (РКГ) (інша назва прекардіальна реографія) – методика реєстрації зміни кровонаповнення камер серця. При зменшенні кровонаповнення шлуночків (в систолі) крива РКГ орієнтована вниз, а при збільшенні кровонаповнення (в діастолі) – вгору. Головний зубець РКГ направлений вниз. РКГ складається з низхідної систолічної частини і висхідної – довшої діастолічної. Діастолічний підйом пов'язаний з відтоком крові на периферію та підвищенням опору, викликаним скороченням шлуночків серця. РКГ відображає динаміку серцевого скорочення і на ній є розпізнавальні точки, за якими визначається тривалість фаз серцевої систоли. Часові показники РКГ є відтворенням фазової структури серцевого скорочення.

2.1.5 Реогепаатограма

Реогепаатограма (РГТ) дозволяє реєструвати кровонаповнення в басейні печінкової артерії і ворітної вени.

В нормі РГТ складається з невеликої передсистолічної хвилі з крутим висхідним і пологим низхідним коліном, в середній точці якого розташовується діастолічна хвиля. Вершина РГТ заокруглена і відповідає Т-зубцю ЕКГ. Систолична хвиля РГТ пов'язана з надходженням крові в печінку з печінкової артерії і ворітної вени, але амплітуда і конфігурація вершини зумовлені пульсовими змінами, головним чином, кровотоку печінкової артерії. Діастолічна хвиля відображає портальний кровотік і відтік крові по печінкових венах.

2.1.6 Реовазограма

Реовазографія (РВГ) – метод дослідження кровообігу в кінцівках. Поширені дві методики: повздовжня та поперечна. Найчастіше використовується перша.

2.1.7 Механокардіограма

У 1935 р. М. М. Савицький запропонував метод графічної реєстрації артеріального тиску і назвав його механокардіографією, а одержувані при цьому криві – тахоосцілограмами (від грец. tachys – швидкий, oscillatio – коливання).

Звуковий метод визначення артеріального тиску Н. С. Короткова (1905 р.) є простим, доступним і надійним. Він дозволяє визначити систолічний і діастолічний тиск. Механокардіографія, крім цього, дозволяє визначати боковий, середній, ударний, пульсовий тиск, а також розраховувати ударний, хвилинний об'єм і величину периферійного опору кровотоку. Метод є безкровним, точним, необтяжливим для пацієнта і дозволяє досить повно оцінити стан системи кровообігу.

Реєстрація тахоосцілограм здійснюється за допомогою механокардіографа. Апарат оснащений трьома високочутливими диференціальними манометрами і одним манометром, який відображає зміни наростання тиску в манжету під час реєстрації тахоосцілограм. Запис здійснюється на фотопапері. Швидкість руху фотопаперу при реєстрації тахоосцілограм повинна становити 10 мм/с. Запис механокардіограм повинен проводитися вранці, натще, після 30 – 40-хвилинного відпочинку пацієнта. Для отримання якісного запису потрібно ретельно накласти манжету та пульсовий датчик. Реєстрація тахоосцілограм повинна проводитися двічі, що дає змогу в подальшому більш точно розрахувати рівень артеріального тиску.

Тахоосцілограма відтворює швидкість зміни об'єму тканини під манжетою, який обумовлений припливом і відтоком крові в артеріях при різних рівнях зростаючого (компресійного) тиску. Для реєстрації тахоосцілограм на середню третину плеча накладають манжету, а на променеву артерію – приймач пульсу. Потім у режимі компресії синхронно записуються тахоосцілограма, крива компресійного тиску і сфігмограма променевої артерії.

2.1.8 Езофагокардіограма

Езофагокардіографією (ЕФГ) називається метод графічної реєстрації руху серця і, зокрема, лівого передсердя через стравохід (oesophagus – стравохід). Стравохід розташовується впритул до задньої поверхні лівого

передсердя на рівні між VI і IX грудним хребцями довжиною 4 – 6 см. Нижче до стравоходу розташований лівий шлуночок, вище – аорта. Форма ЕФГ збігається з манометричною кривою лівого передсердя.

ЕФГ дозволяє вивчати ті ж часові параметри, що й манометрична крива, але не дає можливості судити про рівень тиску в лівому передсердя.

Реєстрація ЕФГ здійснюється за допомогою гумового балона, який вводиться в стравохід, розміром приблизно $2,5 \times 2,5$ см, прикріпленого до порожнистого металевого циліндра розміром 1×1 см, який з'єднаний з гумовою трубкою (дуоденальним зондом). Перед введенням зонда балон у складеному вигляді вводиться всередину циліндра, а в стравоході виводиться з нього за допомогою сфігмоманометра при тиску 15 – 20 мм рт. ст. Металевий циліндр з прикріпленою до нього тонким гнучким дротом використовується як електрод для запису стравохідних відведень ЕКГ. Гумова трубка з'єднується з датчиком, який перетворює коливання тиску повітряного стовпа в електричні або оптичні сигнали, які разом з ЕКГ і ФКГ реєструються осцилографом.

ЕФГ проводиться натще або через 3 – 4 години після приймання їжі в горизонтальному положенні пацієнта на спині. Запис ЕФГ проводиться при затриманому на видиху подиху. Зонд особам середнього зросту вводиться в стравохід на глибину 38 – 40 см від зубів і реєстрація ЕФГ здійснюється через 1 – 2 см в міру витягування зонда. ЕФГ від лівого передсердя в більшості випадків реєструється на рівні між 33 і 27 см, вище – аорта, нижче – лівий шлуночок. Розташування балона щодо відділів серця легко контролюється за допомогою стравохідних відведень ЕКГ. На рівні лівого шлуночка і аорти ЕФГ схожа на форму сфігмограми центрального пульсу.

ЕФГ дозволяє оцінювати гемодинаміку при різних порушеннях ритму. Особливо велике значення ЕФГ має в діагностиці мітральних пороків серця.

2.1.9 Балістокардіограма

Балістокардіографією (БКГ) називається методика, яка реєструє рухи тіла, що зумовлені роботою серця (від грец. ballo – кидаю). Вона використовується для оцінювання скоротливої функції міокарда. Паррі в 1786 р. вперше відзначив механічні рухи тіла під час скорочень серця: він описав тремтіння ліжка в такт з пульсом пацієнта. Старр в 1939 р. сконструював спеціальний стіл для запису БКГ, дав назву методу та пояснення фізичної і фізіологічної суті хвиль БКГ. Під час роботи серця відбувається переміщення тіла в напрямку, протилежному руху крові. Викид крові в аорту (вперед) супроводжується рухом тіла в протилежному напрямку. Кров, пройшовши дугу аорти, змінює свій напрям на

протилежний, і тіло з цього моменту рухається вперед. Вважають, що величина зміщення тіла пропорційна викинутій під час систоли крові.

2.1.10 Динамокардіограма

Динамокардіографією (ДКГ) називається метод графічної реєстрації переміщення центра ваги грудної клітки людини. Метод запропонований у 1952 р. Е. Б. Бабським. Пацієнт лежить на спеціальному столі і пристрій у вигляді чутливих датчиків розташовується під грудною клітиною пацієнта. Реєструється, на відміну від БКГ, зміщення не всього тіла, а тільки центра ваги грудної клітки. Метод дозволяє визначати тривалість окремих фаз серцевого циклу і тому використовується для оцінювання скоротливих властивостей міокарда.

2.1.11 Ехокардіограма

Ехокардіографією називається метод вивчення будови і руху структур серця за допомогою відбитого ультразвуку. Зображення серця, яке одержують при реєстрації, називається ехокардіограмою (ЕхоКГ). Вперше ЕхоКГ була зареєстрована в 1954 р. шведськими вченими Едлером і Херцем; свою сучасну назву метод одержав у 1965 р. за пропозицією Американського інституту ультразвуку в медицині.

Фізичні принципи методу засновані на тому, що ультразвукові хвилі проникають в тканину і частково у вигляді ехосигналу відбиваються від меж різної щільності. Хвилі ультразвукової частоти генеруються п'єзоелектричним датчиком, який встановлюється над областю серця, відбиваються від його структур і знову перетворюються датчиком в електричний імпульс, який посилюється, реєструється та аналізується на екрані відеомонітора. Одночасно отримані результати можуть фіксуватися на фотоплівці, спеціально обробленому папері або за допомогою поляроїдної камери у вигляді фотозображень. Частота ультразвукових хвиль, які використовуються в ехокардіографії, коливається від 2 до 5 МГц, довжина – 0,7 – 1,4 мм; вони проникають у тіло на глибину 20 – 25 см. Датчик працює в імпульсному режимі: 0,1 % часу – як випромінювач, 99,9 % – як приймач імпульсів. Таке співвідношення часу передавання і приймання імпульсів дозволяє вести безперервне спостереження на екрані відеомонітора. Для виділення окремих фаз серцевого циклу синхронно з ЕхоКГ реєструються ЕКГ, ФКГ або сфільмограма.

В наш час крім одновимірної ехокардіографії, що дозволяє аналізувати будову і рух структур серця – М-режим (від лат. motio – рух), використовується двовимірна в реальному масштабі часу і тривимірна об'ємна ехокардіографія.

Протипоказань до використання ехокардіографії практично немає. Труднощі ЕхоКГ спостерігаються у осіб з вузькими міжреберними проміжками і при різних деформаціях грудної клітки, тому що кісткова тканина у дорослих повністю відбиває і поглинає ультразвукові хвилі. Аналогічні труднощі спостерігаються при емфіземі легень: підвищена повітряність легень і прикриття ними серця унеможливають проникнення ультразвуку в серце. Можуть спостерігатися труднощі, пов'язані не тільки з реєстрацією, але і з аналізом ЕхоКГ через явища реверберації (від лат. *reverberate* – відображати), тобто повторного відображення однієї і тієї ж хвилі ультразвуковим датчиком і появи помилкових ехосигналів.

Дослідження проводиться в затемненому приміщенні з метою кращого спостереження за екраном відеомонітора. Пацієнт знаходиться в горизонтальному положенні на спині зі злегка піднятим головним кінцем ліжка.

2.1.12 Сфігмограма

Сфігмографія – неінвазивний механокардіографічний метод, спрямований на вивчення коливань артеріальної стінки, зумовлених викидом ударного об'єму крові в артеріальне русло. З кожним скороченням серця збільшується тиск в артеріях і має місце приріст їх поперечного перетину, потім відбувається відновлення початкового стану. Весь цей цикл перетворень і отримав назву артеріального пульсу, а запис його в динаміці – сфігмограми. Розрізняють сфігмограми центрального пульсу (запис проводиться на великих артеріях, близько розташованих до серця: підключичній, сонній) і периферичного пульсу (реєстрація здійснюється з малих артеріальних судин).

В останні роки для реєстрації сфігмограми використовують п'єзоелектричні датчики, що дозволяє не тільки досить точно відтворити криву пульсу, але й виміряти швидкість розповсюдження пульсової хвилі.

Сфігмограма (СФГ) має певні характеристичні точки і при синхронному запису з ЕКГ і ФКГ дозволяє аналізувати фази серцевого циклу окремо для правого і лівого шлуночків. Технічно записати сфігмограму нескладно. Зазвичай одночасно накладають два і більше п'єзодатчиків або здійснюють синхронний запис з електро- і фонокардіограмами. У першому випадку дослідження направлено на визначення швидкості розповсюдження пульсової хвилі по судинах еластичного і м'язового типів (датчики накладають над областю сонної, стегнової і променевої артерій). Для отримання кривих, здатних до розшифрування, датчики слід розташовувати на передньошийній борозні на рівні верхнього краю щитовидного хряща (сонна артерія), на середині пупартової зв'язки (стегнова артерія) і в зоні максимальної пульсації

променевої артерії. Записується сфїгмограма при швидкості руху механізму руху стрічки 50 – 100 мм/с. Морфологія кривих, які записані з великих і периферійних судин, неоднакова. Більш складну структуру має крива сонної артерії. Вона починається маленькою хвилею (передсistolічна хвиля), за якою розташований крутий підйом (анакрота), що відповідає періоду швидкого вигнання крові з лівого шлуночка в аорту. В подальшому крива різко опускається донизу (дікротична хвиля). Ця частина кривої відображає період повільного надходження крові в судинне русло (під меншим тиском). У кінці цієї частини кривої, що відповідає закінченню систоли, чітко реєструється виїмка (інцізура) – кінець фази вигнання. У ній можна відміряти коротке підняття, яке викликане захопленням півмісячних клапанів аорти, що відповідає моменту вирівнювання тиску в аорті і шлуночку (за М. М. Савицьким), і який чітко збігається з II тоном синхронно записаної фонокардіограми. Потім крива поступово спадає (пологий спуск). Ця частина кривої відображає діастолічний період серцевої діяльності.

2.2 Сигнали головного мозку

2.2.1 Електроенцефалограма

Електроенцефалографія (ЕЕГ) – засіб реєстрації електричних процесів, що виникають при діяльності головного мозку людини.

Під поняттям „*ритм*” на ЕЕГ розуміється певний тип електричної активності, що відповідає деякому певному стану мозку і пов’язаний з певними церебральними механізмами. В клінічних дослідженнях звичайно виділяють чотири типи ритмів послідовно зростаючої частоти: дельта-, тета-, альфа- і бета-ритми.

Альфа-ритм (α -*ритм*) – ритм з частотою 8 – 13 Гц і амплітудою до 100 мкВ є основним для попереднього виявлення відхилень від норми і реєструється у 85 – 95 % здорових дорослих в спокійному розслабленому стані з закритими очима. Найкраще виражений в потиличних (зорових) відділах, у напрямку до лоба амплітуда його поступово зменшується і комбінується з β -ритмом. В лобних відділах реєструється дуже слабо виражений α -ритм і β -коливання однакової з ним амплітуди.

Бета-ритм (β -*ритм*) – ритм з частотою 14 – 40 Гц і амплітудою до 15 мкВ є провідним ритмом активного безсоння і краще всього реєструється в області передніх центральних звивин, однак поширюється і на задні центральні та лобні звивини. β -ритм пов’язаний з соматичними, сенсорними, руховими корковими механізмами і дає реакцію на рухову активацію або тактильну стимуляцію. При виконанні або навіть розумовому поданні руху β -ритм зникає в зоні відповідної коркової проекції. Нерідко розрізняють два діапазони β -ритму: β_1 з частотою 14 –

18 Гц і β_2 з частотою 18 – 40 Гц. Звичайно β -ритм виражений достатньо слабо (3-7 мкВ) і може маскуватися шумами ЕМГ.

Повільні ритми (дельта-, тета- (δ -ритм, θ -ритм) – тета-ритм з частотою 4-6 Гц і дельта-ритм з частотою 0,5 – 3 Гц мають амплітуду 40 – 300 мкВ і в нормальному стані характерні для деяких стадій сну.

δ - і θ - коливання можуть в невеликій кількості і при амплітуді, яка дещо перевищує амплітуду α -ритму, зустрічатися на ЕЕГ дорослої людини, що не спить. В цьому випадку вони вказують на певне зниження рівня функціональної активності мозку. Патологічними вважають ЕЕГ, що містять δ - і θ -коливання, які перевищують за амплітудою 40 мкВ і що займають більше 15 % від загального часу реєстрації.

Спайк – це різкий сплеск гострої форми, тривалістю 5 – 50 мс і амплітудою до сотень або навіть тисяч мікрвольт. Спайки можуть мати і менші амплітуди, що залежить від розміру і глибини залягання джерела цих коливань і орієнтації цього джерела відносно реєструючих електродів. Спайки мають поверхнево-негативну фазу, тобто під електродом, під'єднаним до інвертуючого входу підсилувача, джерело цього типу потенціалів дасть на записі пік з загостреною вершиною, направленою ввверх. Спайки найчастіше групуються в короткі або довші пачки, утворюючи феномен, що носить назву „множинні спайки”.

2.2.2 Викликані потенціали

Викликаними потенціалами (ВП) називають фонові відповіді нервової системи на різного роду зовнішні стимули. Фоновість цих відповідей визначається їхнім проявом на фоні звичайної нервової активності у вигляді порівняно малоамплітудних, але детермінованих змін її середнього рівня. Тому дослідження ВП відрізняються необхідністю виконання багатьох послідовних записів нервової активності у відповідь на подання стимулу з наступним когерентним опосередкуванням цих записів відносно часу включення стимулу.

Залежно від типу стимулу найширше застосовуються на практиці дослідження таких *типів ВП*:

- зорові (ЗВП) – відповідь на світлову стимуляцію;
- соматосенсорні (ССВП) – відповідь на електричну стимуляцію;
- слухові (СВП) – відповідь на звукову стимуляцію.

2.2.3 Реоенцефалограма

Реоенцефалографія (РЕГ) – один із варіантів реографічного методу дослідження, що вивчає гемодинаміку головного мозку в нормі та патології. Зазвичай використовують такі відведення: фронтотастодальне, що відображає міжпівкульну асиметрію і порушення кровообігу в басейні

внутрішньої сонної артерії; лобні та лобно-скроневі (визначають порушення в системі передньої мозкової артерії); скронево-скроневі та інші.

2.3 Сигнали м'язової системи

Електроміограма

Електроміографія (ЕМГ) – засіб реєстрації нейро-м'язової активності, пов'язаної зі скороченням м'язів, який є складним випадковим процесом.

Реєстрація ЕМГ проводиться у двох випадках: при подразненні нервів реєструється „відповідь” м'яза і при скороченні м'язів (рухах суб'єкта) реєструється керуючий сигнал нервової системи на м'яз.

Кількість точок реєстрації залежить від типу реєстрованого м'яза і має 2 або 3 електроди на м'яз.

В цілому електроміографічні методи можна поділити на три сукупності:

- нативна ЕМГ – це реєстрація ЕМГ при повному розслабленні м'яза, коли динамічний діапазон напруги становить від 100 до 300 мкВ;
- спонтанна ЕМГ – ЕМГ при функціональному навантаженні м'яза або при рухах кінцівок;
- стимуляційна ЕМГ – використовує електричне подразнення м'язів, при якому вимірюють швидкість поширення стимулу, що подається на м'яз [3].

2.4 Спірографія

Спірографія – метод графічної реєстрації змін об'єму легенів при диханні, який дозволяє отримати ряд показників, що характеризують діяльність дихальної системи людини. На рис. 9 показана нормальна спірограма, на якій:

DO (дихальний об'єм) – об'єм повітря, що надходить в легені за 1 вдих при спокійному диханні;

$PO_{\text{вд}}$ (резервний об'єм вдиху) – максимальний об'єм, який можна додатково вдихнути після спокійного вдиху;

$PO_{\text{вд}}$ (резервний об'єм видиху) – максимальний об'єм, який можна додатково видихнути після спокійного видиху;

$C_{\text{вд}}$ (ємність вдиху) – характеризує здатність легеневої тканини до розтягування;

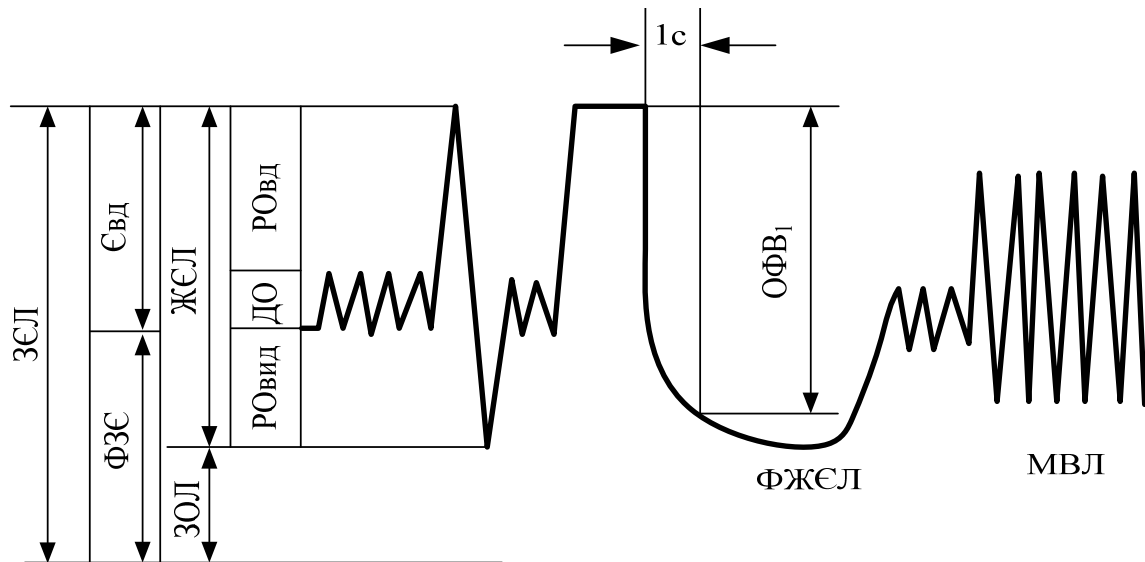


Рисунок 9 – Нормальна спірограма:

ЖЄЛ (життєва ємність легенів) – максимальний об'єм, який можна вдихнути після максимально глибокого вдиху;

ФЖЄЛ (форсована життєва ємність легенів) – об'єм повітря, який можна видихнути на форсованому видиху після максимального вдиху.

Контрольні запитання

1. Дайте означення біопотенціала.
2. Поясніть природу походження ЕКС.
3. У яких відведеннях реєструється ЕКГ?
4. Що таке ФКГ?
5. Які основні ритми входять до ЕЕГ?
6. Як реєструються ВП?
7. Чим ЕМГ відрізняється від ЕЕГ?
8. Яка різниця між ЖЄЛ і ФЖЄЛ?
9. Які діагностичні ознаки можна визначити за допомогою сфігмограми і балістокардіограми?
10. Як реєструються реогепатограма і реовазограма?

3 ОРГАНІЗАЦІЯ І ПОДАННЯ СИГНАЛІВ В БІОМЕДИЧНИХ КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМАХ

Склад запису електрокардіосигналу (ЕКС):

- ЕКС записується тріадами (синхронно по 3 відведення). Довжина кожної тріади – не менше 6 с, для аналізу аритмії – не менше 18 с;
- вхідна частина системи повинна відповідати стандартам щодо електрокардіографії, в кожному каналі повинен бути один або декілька калібровочних імпульсів тривалістю не менше 100 мс;
- частота дискретизації при введенні в ЕОМ – не менше 250 Гц по кожному каналу ЕКС. Точність перетворення не менше 8 біт при постійному кроці квантування. Вага старшого розряду відповідає 2,5 мВ, приведенного до входу.

Логічна структура даних

Ідентифікатор пацієнта:

- а) прізвище – 20 символів;
- б) ім'я – 1 символ – перша буква імені;
- в) по батькові – 1 символ – перша буква по батькові;
- г) стать – 1 символ: 1 – чол., 2 – жін.;
- д) резерв – 1 символ;
- е) дата народження – рік – 4 символи, місяць – 2 символи, день – 2 символи, якщо даних немає, ставимо 0.

Код змісту файлу

Код змісту показує, які дані пацієнта записані в даному файлі – 4 символи. Для ЕКС код 0200. Резерв – 40 байт.

Додаткова інформація про пацієнта

1. Номер пацієнта або ЕКС – 5 символів.
2. Дата реєстрації: рік – 2 символи, дві останні цифри року народження; місяць – 2 символи; день – 2 символи; година – 2 символи; хвилина – 2 символи.
3. Пункт реєстрації.
4. Зріст – 3 символи. Три цифри зросту в см.
5. Вага – 3 символи. Три цифри маси в кг.
6. Конституція – 1 символ. Нормостенічна – 1, астенична – 2, гіперстенічна – 3. Даних немає – 0.
7. Ступінь фізичного розвитку – 1 символ. Висока – 1, низька – 2, нормальна – 3. Даних немає – 0.
8. Виражена деформація грудної клітини – 1 символ. Є – 1, немає – 2. Даних немає – 0.
9. Наявність штучного водія ритму – 1 символ. Є – 1, немає – 2. Даних немає – 0.
10. М'язове тремтіння в момент реєстрації – 1 символ. Є – 1, немає – 2. Даних немає – 0.

11. Медикаменти – 6 символів. Це код медикаментів, які використовують пацієнти.

12. АТ – 6 символів. 3 перших – систолічний тиск; 3 останніх – діастолічний тиск.

Зміст даних файла

Наявність зареєстрованих тріад – 30 символів, кодується двома символами.

Електрокардіосигнал

До складу кожного відведення ЕКС входять:

- порядковий номер блока відведення – 2 символи;
- загальний час запису в секундах – 2 символи, наприклад 6 с = 06;
- частота дискретизації, в Гц – 4 символи; наприклад 500 Гц = 0500;
- розрядність АЦП – 2 символи;
- нормовані відліки ЕКС. Один відлік – два байти.

Фізична структура даних

Дані про одного пацієнта, що містяться в одному файлі, записуються записами змінної довжини.

Кожний запис складається з трьох полів: показчик загальної довжини запису в байтах – чотири байти; ідентифікатор запису – чотири байти; дані від 8 до 3530 байт.

Перший запис файла (ідентифікатор IDTP) включає ідентифікатор пацієнта і код змісту файла. Другий запис файла (ідентифікатор AIAP) включає додаткові дані про пацієнта. Третій запис файла (ідентифікатор CNEL) включає інформацію про склад даних файла. В подальших записах файла розміщуються нормовані відліки ЕКС. При цьому кожне відведення починається з нового запису.

Ідентифікатор запису складається з:

- два перших символи – код тріади відведення ЕКС;
- наступні два символи – порядковий номер відведення в тріаді.

Далі йдуть записи:

- таблиці результатів вимірювань (ідентифікатор TMSR);
- комп'ютерного ЕКС висновку (ідентифікатор СОСО);
- лікарняного ЕКС висновку (ідентифікатор FICO);
- клінічного діагнозу (ідентифікатор СДСN).

Нормативи артеріального тиску

Формула ідеального тиску для кожного віку:

- максимальний АТ = $102 + 0,6 \times Ч$ (Ч – число років);
- мінімальний АТ = $63 + 0,5 \times Ч$ (Ч – число років).

Середній тиск для здорових людей: 17 – 18 років – 129/79 мм рт. ст.; 19 – 39 років – 134/84 мм рт. ст.; 40 – 49 років – 139/84 мм рт. ст.; 50 – 59 років – 149/89 мм рт. ст.

АТ на лівій руці зазвичай вище на $10 \div 15$ мм рт. ст., ніж на правій. Це прийнято за норму. ВООЗ пропонує такі показники (нормального) АТ:

100 – 139 мм рт. ст. – для систолічного АТ; не більше 89 мм рт. ст. – для діастолічного АТ.

Перехідна (небезпечна) зона: 140 – 159 мм рт. ст. – для систолічного АТ; 90 – 94 мм рт. ст. – для діастолічного АТ.

Критична зона: вище 160 мм рт. ст. – для систолічного АТ; вище 95 мм рт. ст. – для діастолічного АТ – $1 \text{ мм рт.ст.} = 133,322 \text{ Па}$.

Схематично процес вимірювання артеріального тиску зображений на рис.10.

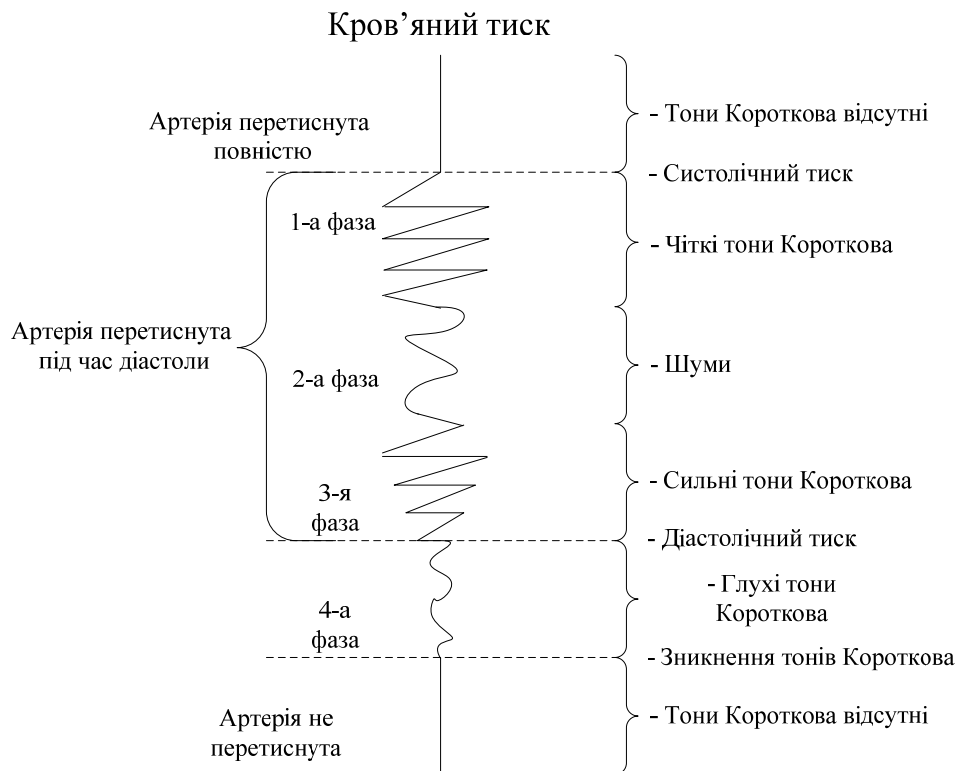


Рисунок 10 – Графічне зображення процесу вимірювання артеріального тиску

В останні роки в медичній техніці чітко просліджується тенденція – доручити самому пацієнту виконання частини діагностичних процедур для того, щоб максимально звільнити час лікаря для спілкування з пацієнтом і відповідно для збільшення кількості хворих, обстежених ним протягом робочого часу. Це висуває нові, достатньо складні вимоги до медичної техніки, які і повинні вирішувати фахівці з БТМАС та інших медико-технічних та інженерних напрямків.

Контрольні запитання

1. Для чого необхідна стандартизація в організації подання біосигналів?
2. Що включає в себе файл ЕКС?
3. Як сформувати сигнал калібрування?
4. Назвіть нормативи АТ і наведіть формули для їх визначення.

4 СУЧАСНІ ВИМОГИ ДО БІОМЕДИЧНОЇ АПАРАТУРИ

Біомедична апаратура (БМА) – це сукупність технічних систем, об'єднаних єдиною цільовою функцією і внутрішньою архітектурою, що забезпечують реалізацію заданих характеристик, визначених у технічному завданні або медико-технічних вимогах (МТВ).

Структура вимог, які висувують до БМА наведена на рисунку 11.



Рисунок 11 – Структура вимог до БМА

При проектуванні БМА, крім зазначених, необхідно враховувати також загальні, спеціальні, експлуатаційні та метрологічні вимоги.

Загальні вимоги:

- ефективно, відповідно до ТЗ (або МТВ), вирішення поставлених задач в автоматичному та автоматизованому режимах;
- надійність складових вузлів та блоків, а також загальна надійність БМА відповідно до ГОСТ 23.256-86;
- висока уніфікація і ремонтоздатність БМА;
- можливість послідовного нарощування апаратних засобів та збільшення їх продуктивності в процесі експлуатації та розвитку;
- можливість з'єднання з потужними обчислювальними комплексами;
- повна електробезпека пацієнта за ГОСТ 12.2.025-76.

Спеціальні вимоги включають в себе:

- вимоги до режиму оброблення даних;
- вимоги до амплітудних, часових та частотних характеристик вхідних засобів, їх чутливості, рівня шумів та ін.;
- допустимі похибки до кожного фізіологічного показника;
- вимоги до інтерфейсів;
- вимоги до мікрокомп'ютера, в тому числі – до продуктивності процесора, об'ємів внутрішньої та зовнішньої пам'яті; розрядності та швидкодії АЦП;
- вимоги до маси і габаритів;
- захист оперативної пам'яті від зникнення напруги живлення та несанкціонованого доступу;
- наявність самодіагностувальної функції.

Існуючі конструктиви медичної апаратури дозволяють визначити деякі тенденції в її проектуванні:

- введення сенсорних та псевдосенсорних органів керування, в тому числі клавіатур, що дозволяє підняти рівень комфортності приладів та забезпечити зручну дезінфекцію їх поверхні;
- зменшення числа оперативних органів керування, що, по-перше, підвищує надійність в цілому і, по-друге, забезпечує необхідну комфортність та зручність експлуатації;
- підвищення безпеки лікарів і пацієнтів за рахунок максимального використання пластмас та спеціальних схемотехнічних рішень.

Вимоги до метрологічного забезпечення включають в себе комплекс правил, положень і вимог технічного, економічного і правового характеру, що визначають організацію і порядок проведення робіт з перевірки засобів вимірювань, метрологічної ревізії та експертизи.

Кількісне оцінювання апаратних засобів повинно проводитись за рядом критеріїв, наприклад, за завадостійкістю, яка відображає здатність БМА працювати з заданою ефективністю в умовах дії перешкод та характеризується формулою [1]:

$$\Delta R^0 = R_{\text{норм}}^0 - R_{\text{пер}}^*$$

де $R_{\text{пер}}^*$ – ефективність дії перешкод,

Ступінь складності апаратних засобів визначається так [2]:

$$T = (1 + \nu \cdot \alpha) \sum_{i=1}^n T_i k_i,$$

де T – складність БМА;

k_i – кількість елементів i -го типу у БМА;

α – коефіцієнт, що характеризує відносне число реалізованих зв'язків;

ν – коефіцієнт, що враховує складність зв'язків порівняно зі складністю елементів системи.

Основною вимогою до програмних засобів є вимога колективного розроблення, яке передбачає обов'язкову участь та взаємодію в розробленні спеціальних алгоритмів та програм математиків, програмістів і медиків.

Тільки виконання цієї вимоги дозволяє:

- забезпечити повноцінну реалізацію мети та задач, сформульованих в ТЗ або МТВ;
- оптимізувати структуру апаратно-програмних засобів відповідно до конкретних умов їх функціонування;
- забезпечити потрібний рівень психологічної сумісності комплексу "лікар-ЕОМ-пацієнт".

З урахуванням цього деякі вимоги до програмного забезпечення можуть бути подані таким чином:

- вимоги перенесення – характеризують здатність розробленої програми бути перенесеною на різні процесори при умові використання однієї операційної системи та малих витратах;
- вимоги гнучкості – це ступінь відповідності розробленого програмного забезпечення таким критеріям: часу написання, часу виконання, обсягу пам'яті;
- ефективність роботи – характеризує можливість роботи програми при наявності обмежень на пам'ять;
- вимога перевірності – характеризує структуру програми і організацію введення-виведення, що дозволяє здійснювати оперативний контроль програми;
- складність програми – характеризує ступінь сприйняття програми іншим програмістом та можливість її вдосконалення в процесі роботи;
- вимоги функцій довжини програми, що передбачають таку її структуру, при якій вона забезпечує реалізацію зазначеної в ТЗ функції та займає при цьому мінімально можливий об'єм пам'яті;
- вимоги автономності, які визначають, що дана програма повинна бути пов'язана з іншою мінімальною кількістю вхідних та вихідних даних.

Бібліотеки програм за своїм значенням можуть бути класифіковані на бібліотеки вихідних програм, бібліотеки спеціальних програм, бібліотеки сервісних програм і т. д.

Кінцева точність роботи апаратно-програмних засобів (АПЗ) обумовлена точністю системи алгоритмів та елементів апаратури, що реалізує вибрану систему алгоритмів [2].

Ідеальною апаратурою будемо називати таку, що реалізує систему алгоритмів і працює без помилок в процесі контролю та управління при максимальній невизначеності стану оператора [2].

Реальною апаратурою будемо називати таку, що працює з кінцевою точністю за алгоритмом, вибраним із умови отримання максимуму інформації [2].

Природно, що реальні апаратно-програмні засоби мають в процесі роботи деякі втрати, сумарна кількість яких складає:

$$\Delta V(t_0, t_1) = \Delta V_{\text{алг}}(t_0, t_1) + \Delta V_{\text{ап}}(t_0, t_1) + \Delta V_{\text{інф}}(t_0, t_1) + \Delta V_{\text{арт}}(t_0, t_1),$$

де $\Delta V_{\text{алг}}$ – втрати, що обумовлені недосконалістю алгоритмів;

$\Delta V_{\text{ап}}$ – втрати, що обумовлені кінцевою точністю апаратури;

$\Delta V_{\text{інф}}$ – втрати, що обумовлені кінцевою точністю інформаційного забезпечення;

$\Delta V_{\text{арт}}$ – втрати, що обумовлені впливом артефактів в процесі функціонування АПЗ;

Сумарні втрати, в свою чергу, обумовлюють три види помилок: невиявлені відмови, помилкові відмови і реальні відмови, що впливають на загальну надійність і точність функціонування апаратно-програмних засобів.

Контрольні запитання

1. В чому різниця між ергономічними та естетичними вимогами до БМА?
2. Як маркується апаратура при транспортуванні до користувача?
3. Що таке показники призначення?
4. В чому різниця між поняттями уніфікація, стандартизація і технологічність БМА?
5. Які сучасні тенденції в конструюванні БМА ви можете назвати?
6. Які критерії використовуються для оцінювання БМА?
7. Чи пов'язані між собою вимоги перевірності та складності програм?

5 МЕТОДИ КОНСТРУЮВАННЯ БМА

Якість конструкції БМА, а також оптимальність процесу конструювання залежать не тільки від організації самого процесу, а і від методології його проведення. Зміна методів конструювання сучасної БМА порівняно з апаратурою перших поколінь характеризується:

а) більш широким використанням системного підходу, що підвищило роль конструктора і технолога на усіх етапах проектування виробу;

б) зменшенням тривалості циклу і трудомісткості конструкторських робіт завдяки широкому використанню засобів автоматизованого конструкторського проектування;

в) більш широким використанням стандартизації та уніфікації.

До змінних в процесі конструювання факторів відносяться, наприклад, марки використаних матеріалів, форма та розміри елементів конструкції, взаємне розміщення компонентів та вузлів і т.ін. Обмеженнями є фактори, які не змінюються конструктором: ресурсні, системо- та схемотехнічні, конструкторські, технологічні, експлуатаційні.

До ресурсних належать матеріальні, тимчасові, кадрові та енергетичні обмеження. Системотехнічні обмеження: тип БМА – аналогові або цифрові, наземні або бортові, з інформаційним або структурним резервуванням, або без нього, періодичного використання і под. Схемотехнічні обмеження: задаються електричною схемою і включають у себе: елементну базу, кількість та типи функціональних вузлів, вимоги до їх взаємного розташування і под. Конструкторські обмеження: вага та габарити; рекомендовані типи базових несучих конструкцій; засоби реалізації електричних зв'язків, вимоги до зовнішнього вигляду і под.

Технологічні обмеження – тип виробництва, вид технологічних процесів, час запуску у виробництво і под. Експлуатаційні обмеження: рівень дестабілізуючих факторів – механічних, кліматичних, радіаційних, теплових і т.д. Система показників якості Z визначає придатність конструкції для використання її за тим чи іншим призначенням, яке регламентується технічним завданням на розроблення конструкції. Кожний показник залежить від характеру конструкції та обмежень, тобто $Z = \varphi(F, X_i, Y_i)$.

Як зазначалося раніше, в основу проектування БМА покладено принцип системного підходу, який при пошуку оптимального варіанта конструкції приладу полягає в тому, що відшуковується оптимальне рішення при одночасному врахуванні різних груп факторів і обмежень, які раніше мали місце на окремих етапах проектування. При цьому структура БМА, її конструкція і технологія виробництва розглядаються з точки зору всієї системи. Ефективність використання системного підходу залежить від виду БМА. Цей підхід найефективніший при проектуванні цифрових пристроїв, які мають регулярну структуру і дозволяє проводити

моделювання при пошуку оптимальної конструкторської ієрархії з урахуванням різних обмежень. Для аналогових пристроїв системний підхід застосовувати значно важче, оскільки вони мають значно меншу регулярність структур внаслідок великої різноманітності виконуваних функцій. Пошук оптимального варіанта пов'язаний з визначенням екстремуму одного або декількох показників якості. Відрізняють локальний та глобальний екстремуми: при цьому слід знати, що локальних екстремумів може бути декілька, а глобальний – один. Досить часто виникає ситуація, при якій для того, щоб пристрій відповідав заданому показнику якості, достатньо знайти тільки один локальний екстремум. В цьому випадку маємо не оптимальне, а найбільш відповідне рішення і отримуємо скорочення строків прийняття рішення.

Робота конструктора має такі складові: творча – I (аналіз та синтез різних варіантів); технічна – II (розрахунки, розроблення КД); організаційна – III (керівництво виконавцями, перевірка та супроводження КД); виробнича – IV (супроводження виробу); корегувальна – V (внесення змін до КД). Аналіз варіантів конструкції можна виконати логіко-розрахунковим методом, евристичним методом і методом моделювання.

Евристичний метод – метод експертних оцінок – полягає в тому, що групі спеціалістів-експертів ставлять ряд запитань. Кожен з них, відповідно до своєї кваліфікації і рівня знань, дає відповіді на поставлені запитання, які потім усереднюються для кожного питання і таким чином отримується експертна оцінка. *Метод моделювання* характеризується тим, що аналіз проводять не на реальних об'єктах, а на їх моделях, в основному математичних, іноді – фізичних. В процесі конструювання використовується розумова діяльність та фізична праця конструктора. Розумова діяльність має місце на всіх етапах конструювання, але найбільшу вагу – в творчій частині роботи. Кожна нова конструкція використовує в своїй більшості компоненти вже існуючих конструкцій та нові компоненти.

На початкових етапах розроблення, коли необхідно синтезувати нові компоненти, найчастіше використовуються евристичні методи, які базуються на інтуїції конструктора і потребують перевірки. Такі методи дозволяють виконати розумову екстраполяцію за межами відомого.

Логіко-розрахункові методи базуються на використанні формалізованих процесів, повторне застосування яких дає порівнювані результати. В цьому випадку конструктор працює за певним алгоритмом.

Логіко-розрахунковий метод інтерполяції та екстраполяції базується на перенесенні динаміки та етапів, які мали місце у недалекому минулому, на сучасне та майбутнє. Цей метод застосовується у випадках, коли не очікується різних змін і не потрібен довгостроковий прогноз.

Логіко-розрахункові методи використовуються на завершальних етапах конструювання, коли завдання сформульоване і необхідно

прискорити детальні та багаторазово повторювані операції проектування або вибрати оптимальний варіант. Використання логіко-розрахункових методів на початкових етапах проектування є не вигідним внаслідок низької гнучкості прийняття рішень в умовах нечіткості вихідних даних.

Етапи розумової діяльності людини поділяються на такі: а) підготовка, накопичення знань з даного питання, формулювання завдання (аналіз та початковий етап синтезу); б) концентрація зусиль – кропітка робота з метою синтезу нового рішення (генерація ідей та їх оцінювання); в) перерва – період відпочинку; г) відкриття – винахід нової ідеї або зміна вже відомої, яка веде до необхідного рішення; д) доведення роботи до кінця, оцінювання отриманих результатів. Таким чином, весь комплекс завдань, що вирішуються конструктором, поділяється на дві групи: а) генерація можливих варіантів конструкції; б) аналіз та оцінювання кожного варіанта конструкції з метою вибору найкращого.

Нові методи генерації ідей базуються на використанні унікальних можливостей людини та посиленні спеціалізації і концентрації зусиль конструкторів. До них належать: діаграма ідей; матриця ідей; асоціація; інверсія; метод мозкової атаки; синектика. Використання діаграми ідей ґрунтується на тому, що досить важко думати одночасно над кількома проблемами. Це дозволяє зобразити можливі варіанти конструкції БМА у вигляді відповідної діаграми.

Матриця ідей – це засіб врахування різних варіантів конструкції шляхом їх упорядкованого перебору. *Метод асоціації* базується на здатності конструктора так перетворювати отримані раніше знання, щоб їх можна було використовувати для нових умов. *Метод інверсії* має на увазі розгляд завдання з протилежних позицій відносно загальноприйнятих, наприклад: порівняння параметрів конструкції починати не з нижнього значення, а з верхнього і под. *Метод мозкової атаки* ґрунтується на можливості отримання нових ідей та рішень завдяки творчому співробітництву членів організованої групи. Найкращі результати дає група у складі 5 – 10 чоловік, яка працює не більше години. Для проведення такої атаки потрібні керівник, лідер та магнітофон. Керівник не має права робити критичні зауваження. *Метод синектики* базується на збільшенні продуктивності розумової праці людини при використанні аналогій.

Контрольні запитання

1. Які обмеження вам відомі і яку роль вони відіграють в проектуванні БМА?
2. Які види робіт конструктора ви знаєте?
3. В чому відміна методу моделювання від логіко-розрахункових методів?
4. Що таке метод інверсії? Наведіть приклад.
5. Що являє собою діаграма ідей? Наведіть приклад.
6. Наведіть приклад застосування методу мозкової атаки при роботі БМА.

6 МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ: ОЗНАЧЕННЯ, ХАРАКТЕРИСТИКИ, ЕТАПИ ПОБУДОВИ

Математична модель – це наближений опис довільного класу явищ зовнішнього світу, поданий за допомогою математичної символіки. Математичне моделювання виступає як метод пізнання зовнішнього світу, а також прогнозування і управління. Аналіз математичних моделей дозволяє проникнути в сутність досліджуваних явищ.

Математичне моделювання проходить такі етапи:

- постановка задачі, тобто прийняття рішення про необхідність моделювання і його мету. На цьому етапі слід чітко визначити і сформулювати мету досліджень. З мети досліджень випливатиме сукупність властивостей об'єкта моделювання, які підлягатимуть відбиттю у моделі;
- побудова математичної моделі;
- дослідження системи на моделі, прогнозування й управління оригіналом за результатами цих досліджень.

Моделювання зводиться до дослідження властивостей певного об'єкта вивченням (дослідженням, аналізом) аналогічних властивостей іншого об'єкта, більш зручного для дослідження, який знаходиться з першим у певній відповідності. Перший об'єкт називається в цьому випадку *оригіналом*, а другий – *моделлю*. Як модель, так і оригінал можуть бути матеріальними тілами чи фізичними явищами, або описом цих тіл чи явищ за допомогою тих чи інших засобів. В ролі оригіналу може виступати, наприклад, певна проблема, моделлю якої буде задача меншого рівня складності. Скажімо, так звана *обчислювальна* модель є абстрактною чи конкретною задачею, яка відповідає проблемі чисельного розв'язання певного класу математичних чи прикладних задач. Якщо при переході від оригіналу до моделі використовується заміна оригіналу на матеріальне тіло чи явище, то така модель називається *фізичною*; якщо ж оригінал замінюється його описом, то модель може бути *вербальною*, *математичною* або *графічною*, залежно від використовуваних при описі символів. Реалізована у вигляді макета чи пристрою, чи зафіксована у вигляді словесного опису, рівняння, формули, графіка, креслення, модель є системою наших уявлень про оригінал, його властивості і взаємозв'язки на певному етапі пізнання оригіналу. Вибір об'єктів і методів моделювання визначається поставленою задачею [36].

До основних характеристик математичних моделей (ММ) належать: ступінь універсальності моделі; точність моделі; адекватність моделі; економічність моделі.

Ступінь універсальності ММ характеризує повноту відображення у моделі властивостей реального об'єкта; кількісно ступінь універсальності

може бути описаний співвідношенням потужності множини відображених властивостей до множини наявних властивостей системи.

Точність математичної моделі оцінюється за збіжністю значень параметрів реального об'єкта і значень тих же параметрів, отриманих за допомогою побудованої моделі; при цьому ступінь збіжності розраховують через відхилення цих параметрів.

Економічність математичної моделі характеризується витратами обчислювальних ресурсів на її реалізацію. Чим вони менші, тим модель економічніша. Останнім часом, для характеристики економічності моделі застосовують так звані комбіновані параметри: середня кількість операцій, яка виконується під час одного звертання до моделі, розмірність системи рівнянь, кількість внутрішніх параметрів моделі тощо.

Адекватність ММ – це її здатність відображати задані властивості об'єкта з похибкою, не більше заданої. При цьому адекватність моделі переважно спостерігається виключно в обмеженій області зміни зовнішніх параметрів, яка називається областю адекватності (ОА) математичної моделі. Подібність моделі та оригіналу є невід'ємною умовою адекватності моделювання.

За ступенем відповідності параметрів моделі і оригіналу розрізняють подібності абсолютну і практичну (неабсолютну). Остання, в свою чергу, буває повною, неповною і наближеною. За адекватністю фізичної природи аналогічних явищ подібність поділяють на *математичну* і *фізичну* (електричну, механічну, теплову тощо). *Фізична подібність* досягається за однакової фізичної природи явищ, *математична* – за відповідності схожих параметрів процесів різної фізичної природи. І перша, і друга подібності можуть бути повною, неповною і наближеною [36, 38].

При абсолютній подібності оригінал і модель структурно та фізично подібні; вони відрізняються лише значеннями параметрів, що характеризують елементи і зв'язки між ними. Процеси у моделі і оригіналі в цілому, так само як стани окремих елементів, описуються однаковими функціональними залежностями, що пропорційно відрізняються лише значеннями аргументів. Відтворення процесу на моделі здійснюється без жодних спотворень щодо оригіналу і відрізняється від нього лише масштабом.

Слід підкреслити, що якщо з абсолютної фізичної подібності процесів випливає реальна або потенційна ідентичність математичних співвідношень, що їх описують, то зворотне ствердження у загальному випадку неправильне: ідентичність форм запису математичних рівнянь ще не означає подібності процесів, оскільки характер перебігу процесу визначається не лише видом функціональної залежності між змінними, що беруть в них участь, але і співвідношенням їх конкретних значень.

Абсолютна подібність свідчить про тотожність явищ, яка є поняттям доволі абстрактним і реалізується на практиці виключно в геометричних

побудовах та в окремих видах математичної подібності. В переважній більшості випадків розв'язання конкретних задач дослідник не має змоги працювати з явищами, схожими абсолютно у всіх деталях. Тому виникає потреба введення поняття *практичної подібності*, в межах якої розрізняють *повну*, *неповну* і *наближену* подібності.

Повна подібність – це подібність перебігу у часі та просторі тих процесів, які є суттєвими для цього дослідження і з достатньою повнотою характеризують досліджуване явище стосовно конкретної постановки задачі дослідження.

Неповна подібність – це подібність перебігу процесів лише в просторі чи лише в часі (наприклад, при подібності перебігу перехідних процесів у двох електричних лініях розподіл електричного поля може бути різним внаслідок різної геометрії дроту). *Наближена подібність* характеризується існуванням спрощених допущень, які дозволяють вважати подібними відмінні процеси за рахунок свідомих спотворень деяких їх властивостей. Наближена подібність може бути і повною, і неповною. Так, наближеною можна вважати подібність двох генераторів, виявлену на основі їх спрощених рівнянь, що не враховують аперіодичну складову струму статора і періодичну складову струму ротора.

Стосовно фізичної природи розрізняють *фізичну* і *математичну* подібності. *Фізична подібність* передбачає однакову фізичну природу подібних явищ. За фізичної подібності механічним процесам у досліджуваній системі ставляться у відповідність механічні процеси у подібних їй системах, електричним – електричні тощо. Деколи виділяють *кінематичну* (подібність швидкостей і прискорень), *матеріальну* (подібність мас окремих елементів системи) і *динамічну* (подібність сил, що викликають рух) подібності. Системи, подібні кінематично, матеріально і динамічно, вважаються механічно подібними. *Електрична* подібність існує при подібності електричних і магнітних полів, напруг, струмів і потужностей окремих елементів. Аналогічно системи тіл, у яких подібні теплові потоки і температура мають *теплову* подібність тощо [36,38].

Фізична подібність може встановлюватися не лише для фізичних явищ, що підпорядковуються детермінованим законам, а і для стохастичних процесів; в цих випадках говорять про статистичну подібність.

Побудову математичної моделі, тобто вивчення явища за допомогою математичної моделі, можна умовно розбити на 4 етапи (рис. 12): етап змістовного опису; етап формалізації опису; етап остаточної побудови моделі (ідентифікації параметрів і перевірки адекватності моделі); етап перегляду і вдосконалення моделі за результатами узагальнення емпірично накопичених даних [36].

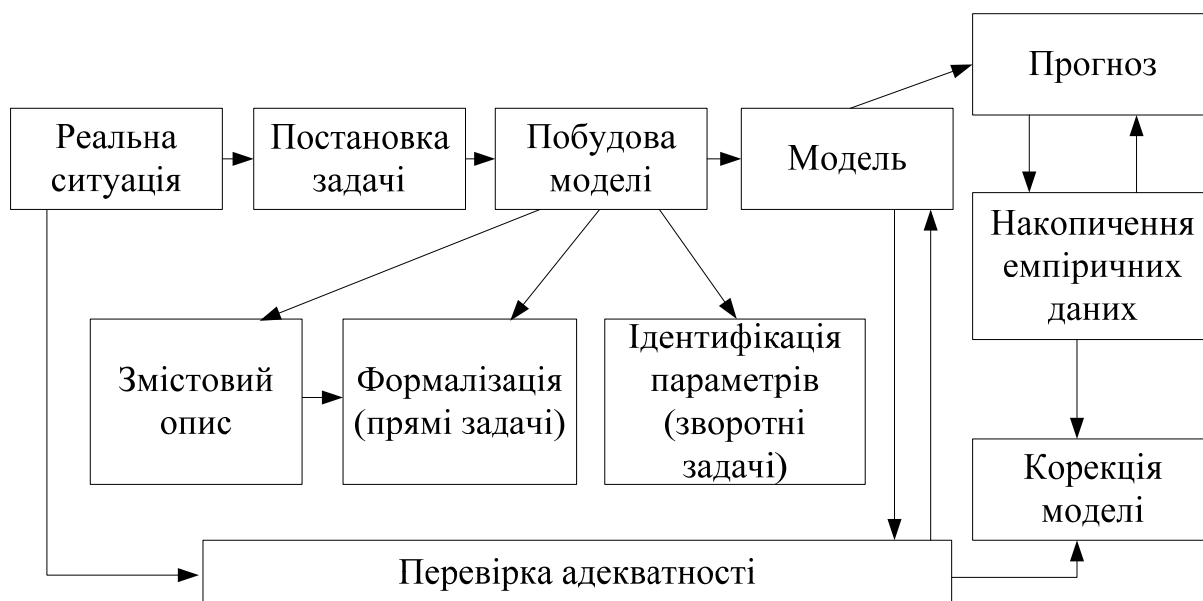


Рисунок 12 – Алгоритм побудови математичної моделі

1 етап – це формулювання законів, що пов'язують між собою об'єкти моделі. На цьому етапі визначаються об'єкти моделі і накопичуються факти, що стосуються досліджуваних явищ і дозволяють виявити їх взаємозв'язки. Цей етап закінчується записом в математичних термінах сформульованих якісних уявлень про зв'язки між об'єктами моделі з визначенням граничних умов. Визначення об'єктів моделі і їх взаємозв'язків є вихідними положеннями гіпотетичної моделі, тому можна сказати, що на етапі змістовного опису формується аксіоматика моделі і синтезується її структура; остання може бути подана як описово-аналітично, у вигляді опису зв'язків, так і графічно.

2 етап – це етап формалізації, суть якого – виявлення математичних співвідношень, що характеризують оригінал з точки зору мети моделювання, аксіоматики моделі. Ці співвідношення розробляються на основі матеріальних та енергетичних балансів, фізики процесів. На цьому етапі визначається форма подання математичної моделі і проводиться дослідження математичних задач, які впливають з математичних моделей. Серед них основним є розв'язання прямої задачі, тобто отримання в результаті аналізу моделі вихідних даних (у вигляді теоретичних наслідків) для подальшого їх зіставлення з результатами спостережень досліджуваних явищ. На цьому етапі важливого значення набувають математичний апарат, необхідний для аналізу математичної моделі, і обчислювальна техніка як засіб отримання кількісної вихідної інформації в результаті розв'язання складних математичних задач. Часто математичні задачі, що виникають на базі різних математичних моделей, бувають однаковими, що дає підставу розглядати такі типові математичні задачі як самостійний об'єкт, абстрагуючись від конкретних явищ, що вивчаються.

3 етап – це етап виявлення того чи задовольняє прийнята (гіпотетична) модель критерію практики, чи узгоджуються результати спостережень з теоретичними наслідками моделі в межах точності спостережень тощо. Якщо модель була повністю визначена, тобто всі її параметри були задані, то виявлення відхилень теоретичних наслідків від результатів спостережень дає розв'язок прямої задачі з наступною оцінкою відхилень. Якщо відхилення виходять за межі точності спостережень, то модель не може бути прийнята і потребує корегування. Досить часто при побудові моделі деякі її характеристики лишаються невизначеними. Якщо математична модель є такою, що при жодному наборі характеристик ці умови неможливо задовольнити, то модель є непридатною для дослідження явищ, що розглядаються. Застосування критерію практики до оцінювання математичних моделей дозволяє робити висновок про правильність положень, що лежать в основі гіпотетичної моделі, яка підлягає вивченню. Цей метод є єдино можливим для вивчення безпосередньо недоступних нам явищ макро- і мікросвіту.

4 етап – наступний аналіз моделі в процесі накопичення даних про досліджувані явища і модернізація моделі. В ході розвитку науки та техніки дані про об'єктивні явища уточнюються і доповнюються, і надходить момент, коли висновки, що отримуються на основі прийнятої моделі, не відповідають нашим знанням про явище. Таким чином, виникає потреба в побудові нової, більш досконалої моделі (рис. 13).

Метод математичного моделювання, який зводить дослідження явищ зовнішнього світу до математичних задач, посідає провідне місце серед інших методів досліджень, особливо завдяки наявності обчислювальної техніки. Він дозволяє проектувати нові технічні засоби, що працюють в оптимальних режимах, для розв'язання складних задач науки і техніки та передбачати нові явища. Математичні моделі зарекомендували себе важливим засобом управління. Вони застосовуються у різних галузях знань, стали необхідним апаратом економічного планування і важливим елементом автоматизованих систем управління [37].

Контрольні запитання

1. Дайте означення математичної моделі
2. В чому різниця між точністю і адекватністю математичної моделі?
3. Що являє собою математична і фізична подібності моделі та оригіналу?
4. Яким чином можливо визначити абсолютну подібність?
5. В чому різниця між абсолютною і повною подібностями?
6. Охарактеризуйте етапи побудови математичної моделі.



Рисунок 13 – Етапи побудови математичної моделі

7 БАЗОВА КОНФІГУРАЦІЯ БІМЕДИЧНОЇ СИСТЕМИ

На сьогодні відомо більше 40 різних означень поняття "системи". На погляд В. М. Ахутіна найзагальнішим і в той же час досить простим є таке: *система* – це сукупність елементів, певним чином пов'язаних і взаємодіючих між собою для виконання заданих цільових функцій. З точки зору теоретико-множинного підходу систему можна розглядати як деякий клас множин:

$$S = \{M_s^i, L_s^i, K_s^r\},$$

де M_s^i – підклас множин елементів системи S ;

L_s^i – підклас множин, утворених в результаті розподілу елементів системи S на піделементи;

K_s^r – підклас таких множин, в яких система, що розглядається, сама є елементом множини.

Тоді, загальну схему медичної мікрокомп'ютерної системи (ММС) можна подати таким чином (рис. 14).

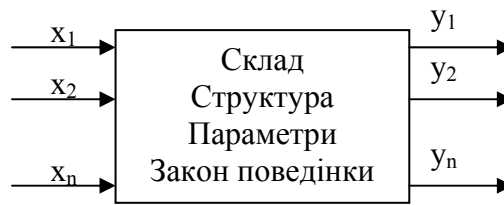


Рисунок 14 – Загальна схема ММС

Закон поведінки системи в загальному вигляді подано системою нелінійних рівнянь вигляду:

$$y_j = f_j\{x_1, x_2, \dots, x_n, U_1, U_2, \dots, U_r\},$$

де y_j – сигнал на j -ому виході системи; $j = 1, m$;

x_1, x_2, \dots, x_n – вхідні сигнали;

U_1, U_2, \dots, U_r – визначають параметри системи;

f_j – функціонал, зв'язуючий сигнал на j -ому виході з вхідними сигналами і визначальними параметрами.

До класу таких систем відносяться і медичні мікрокомп'ютерні системи. Основне відношення в гуманній медицині – зв'язок пацієнт – лікар (рис. 15) перетворювалось, розширювалось та розвивалось далі із розвитком спеціальних технічних засобів.

Між лікарем та пацієнтом в діагностичному, і терапевтичному напрямках виникає зв'язок і вплив, які можуть здійснюватися за допомогою технічних засобів (рис. 16). Більше того, між діагностичним та терапевтичним напрямками за допомогою засобів обчислювальної техніки виникає наступна, паралельна лікарю, ланка аналізу і прийняття рішення (рис. 17, П – пацієнт; Л – лікар; Д – діагностика; Т – терапія; САПР –

система аналізу та прийняття рішень).

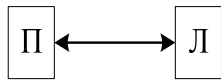


Рисунок 15 – Зв’язок пацієнт – лікар

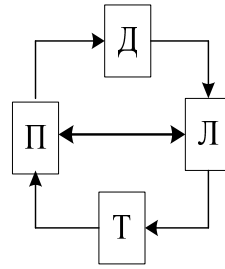


Рисунок 16 – Зв’язок пацієнт – лікар та вплив за допомогою технічних засобів

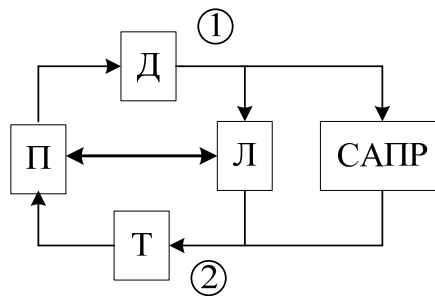


Рисунок 17 – Зв’язок пацієнт – лікар та вплив за допомогою технічних засобів з ланкою аналізу і прийняття рішення

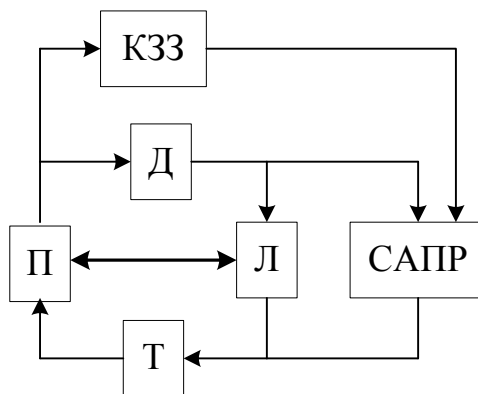


Рисунок 18 – Структура біотехнічної системи „Пацієнт – лікар”

ММС як один із класів БТС мають деякі особливі властивості, які відрізняють їх від інших класів медичної апаратури і дозволяють об’єднувати таким чином:

- в ММС людина як пацієнт є об’єктом дослідження, а як лікар – виконує роль його суб’єкта;

- технічні засоби для отримання інформації про пацієнта з одного боку і медична інтерпретація результатів дослідження з іншого, утворюють предмет дослідження різних, самостійних наукових галузей – технічних та медичних наук, які відрізняються не тільки предметом та науково-методичною точкою зору, але і подаються традиційно різними

методами мислення та рішення;

- оптимізація таких систем поєднана з вимогою вирішення обох основних принципів БТС: адекватного взаємного пристосування характеристик біологічних і технічних елементів системи, які знаходяться в одній ланці регулювання; а також – пристосування форм подання даних і баз даних із системою знань людини.

Структура біотехнічної системи "Пацієнт – лікар" буде неповною без ще однієї ланки, яка отримала назву КЗЗ – контур зворотного зв'язку (реакції), яка відслідковує реакцію організму пацієнта на терапію або інші впливи, які направлені на корекцію його стану (рис. 18).

Існує декілька різних принципів класифікації біотехнічних і медичних мікрокомп'ютерних систем, серед яких найчастіше застосовують такі [1]:

За складністю – визначають три класи систем:

- прості, які складаються з невеликої кількості елементів і характеризуються простою динамічною поведінкою;
- складні, структура яких відрізняється різноманітністю та великою кількістю гілок, але піддається такому опису;
- дуже складні, які неможливо описати точно і детально.

За характером поведінки розділяють детерміновані і стохастичні системи. Для детермінованих систем точно відомий закон поведінки, для стохастичних – можна лише визначити вірогідність того чи іншого їхнього стану, тієї чи іншої реакції.

Інший принцип класифікації базується на поняттях про інформаційні, енергетичні і речовинні входи та виходи. Згідно з цією класифікацією системи поділяються на:

- системи, які інформують і мають хоча б один інформаційний вхід;
- системи, які інформують і мають хоча б один інформаційний вихід;
- інформаційні системи, які мають деяку кількість інформаційних виходів і входів [1].

З рис. 17 видно, що ММС відображає чотири площини зв'язку між живим і неживим, в яких може здійснюватись передавання інформації про речовину чи енергію. Згідно з їхньою дією технічні засоби, які знаходяться в діагностичній та терапевтичній гілці можуть сприйматися як розширення сенсорних і пошукових властивостей лікаря. За допомогою цих засобів розкривається можливість дії і інформованості лікаря.

Проте, і це дуже суттєво, зображена на рис. 17 уявна паралельна лікарю гілка, яка проходить крізь систему аналізу прийняття рішення, не є збільшенням працездатності людини, а тільки передаванням потенційних алгоритмічних здібностей розумової праці лікаря за допомогою технічного засобу.

Площина зв'язку 1 направлена на дані про стан пацієнта, її кінцева мета полягає в отриманні інформації. Площина зв'язку 2, яка поєднує

техніку з лікарем, слугує для передавання отриманої інформації і дозволяє (лікарю) таким чином здійснити керування технічними засобами. Між інформаційним, речовим та енергетичним потоками в цій площині існують тісні зв'язки. Так, наприклад, речовий чи енергетичний потік в площині зв'язку приймає таку форму, що пацієнт повертається в передбачений лікарем індивідуальний, нормальний стан або так, що інформаційний потік, який з'являється в площині зв'язку, відображає стан пацієнта на основі параметрів, які спостерігаються.

Структурно-функціональну схему ММС подамо у вигляді 4-рівневої структури, в якій 1-й рівень – вимірювальний; 2-й – обчислювальний; 3-й – відображувально-реєструючий; 4-й – керуючий (рис. 19).

1-й рівень включає в себе датчики і електроди, попередні підсилювачі біопотенціалів, пристрої корекції артефактів і аналого-цифровий перетворювач.

До складу 2-го рівня, що є центральним або обчислювальним, входять блок мікропроцесора, клавіатура керування, системне і проблемно-орієнтоване ПЗП, нормативно-довідкове ПЗП.

3-й рівень включає в себе монітор, принтер, вихідний інтерфейс, накопичувач на жорсткому диску та забезпечує реєстрацію, візуалізацію та збереження даних.

4-й рівень забезпечує формування та подання на пацієнта керуючих впливів, які направлені на корекцію його стану.

Залежно від функціонально-цільової організації ММС поділяються на такі класи.

1. *Інформаційно-пошукові системи довідкового і фактографічного типу*, які оперують інформацією про людину, використовуючи стандартні історіями хвороби та епікризи, що накопичують дані про здорових та хворих.

2. *Інформаційні системи з функцією оброблення та перероблення інформації*: а) керуючі технологічні ММС автоматизації клініко-лабораторних досліджень, масових оглядів, визначення рівня здоров'я і вирішення інших діагностичних та прогностичних задач; б) науково-дослідні, що містять банки медичних даних та медичних знань, перетворюють дані, що вводяться, в медичні знання (висновок, діагноз, прогноз тощо).

3. *Інформаційні системи для керування станом людини*. Вони з'єднують перші і другі системи у єдине ціле за допомогою каналів зв'язку, систем передавання інформації та забезпечують через зворотний зв'язок формування і подання керуючих впливів на об'єкт керування (досліджуваного, хворого).

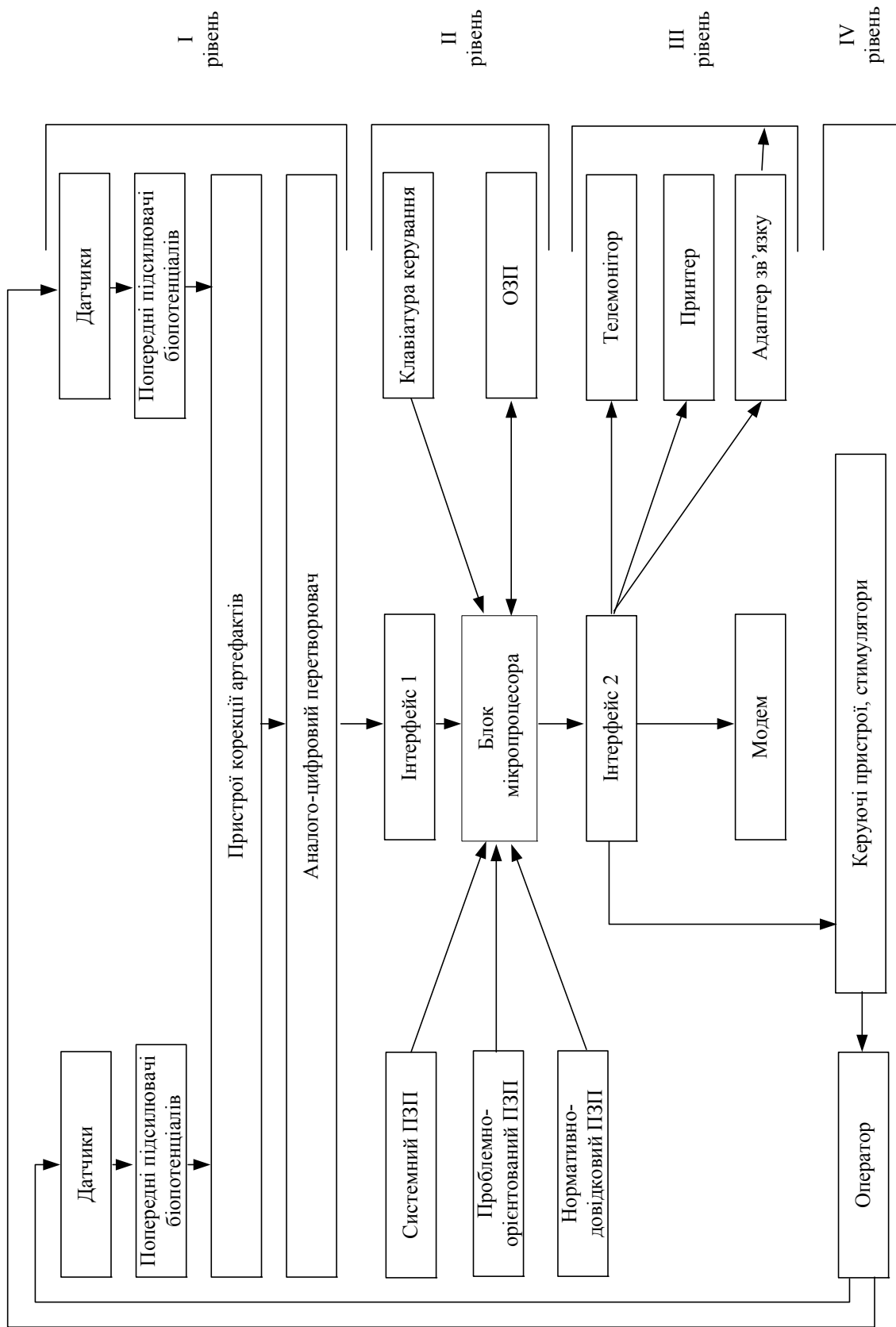


Рисунок 19 – Структурно-функціональна схема ММС

4. Інформаційні системи для керування медичними закладами:

- а) довідкового типу: кадри, аптечна справа, господарські служби;
- б) з функцією перероблення інформації: за статистичними звітами і звітністю, за дослідженням діяльності медичних закладів, за диспансеризацією.

Наведені принципи є основою створення технічного завдання або МТВ і робочого проекту ММС. Однак в наш час для створення ММС в будь-якій предметній області необхідні також попередні дослідження у таких напрямках:

- розроблення формалізованих носіїв первинної медичної, технічної і адміністративно-управлінської інформації;
- стандартизація методів і методик збирання медичної інформації (МІ);
- алгоритмізація методів аналізу МІ;
- розроблення і створення автоматизованих місць для лікарів-дослідників і операторів ММС;
- розроблення діагностичних технологій;
- розроблення спеціального апарату математичного забезпечення ММС;
- розроблення спеціалізованих сенсорів для медичних систем, які забезпечують збирання медичних даних.

Контрольні запитання

1. Дайте означення ММС.
2. Яку функцію виконує ККЗ в схемі на рис. 16?
3. Що таке керуючий рівень ММС?
4. Що таке функціонально-цільова організація ММС?

8 ПСИХОЛОГІЧНА СУМІСНІСТЬ ЛЮДИНИ І БМА

Медичні інформаційні системи – це багатofункціональні комплекси «людина – машина», призначені для розв'язання задач діагностики і різних терапевтичних задач. При проектуванні МІС необхідно забезпечити узгодження інформаційних потоків з пропускнуою здатністю лікаря, що обслуговує систему. Цього можна досягти правильною організацією вказаних потоків інформації, вибором типу і розташуванням відеотерміналів, відповідним проектуванням біляліжкових моніторів і комплексу в цілому, чітким визначенням функції лікаря і ЕОМ, врахуванням характеристик їхньої взаємодії.

Процес інформаційної взаємодії лікаря і ЕОМ може бути поданий у вигляді такого алгоритму: отримання лікарем суб'єктивних даних про стан пацієнта (з його слів); введення в систему за допомогою клавіатури відповідного набору символів; вимірювання медикофізіологічних параметрів; введення їх в ЕОМ; машинне оброблення і аналіз; подання результатів на екрані монітора, контроль і прийняття кінцевого рішення щодо методу і засобів нормалізації стану пацієнта [3].

Розроблення інформаційної взаємодії між лікарем, пацієнтом і ЕОМ дозволяє проектувати різні медичні інформаційні системи враховуючи особливості психологічної сумісності людини і ЕОМ, яка припускає встановлення між людиною і системою таких взаємозв'язків, при яких сумарна ефективність комплексу “людина – машина” буде максимальною.

Зараз відомі два найбільш поширених підходи до дослідження систем “людина – машина” [5], в яких людина розглядається як ланка системи керування або як центр збирання інформації. Якщо в першому випадку задачі розв'язуються в обмеженому інтервалі часу і лікар-оператор користується при взаємодії з ЕОМ своєю “оперативною” пам'яттю, то в другому – для ухвалення рішення необхідна взаємодія “оперативною” пам'яті оператора і “постійною” пам'яті ЕОМ. Така різниця у видах діяльності висуває відповідні вимоги до структури взаємодії лікаря з ЕОМ і типу інформаційних моделей, які ним використовуються.

В обох випадках на діяльність людини і на весь процес оброблення інформації впливають ряд факторів, серед яких варто виділити такі:

- інформаційні фактори (тип задачі, характер сигналів, логічні можливості і т. д.);
- технічні фактори (здатність кодування, тип об'єкта, засіб передавання інформації);
- суб'єктивні фактори (індивідуальні особливості людини, стан організму і т. д.).

При використанні людини як ланки системи керування можливі помилки внаслідок її втоми, різних емоцій, захворювань та інших аналогічних явищ, що неприпустимо. Отже, необхідний контроль за діяльністю лікаря-оператора. Це приводить до розширення апаратно-

програмного забезпечення, що не завжди можна реалізувати. Внаслідок перерахованих вище причин використання людини як центра збирання інформації може призвести до помилок, пов'язаних з неправильним вибором інформації, з прийняттям неправильних рішень і т. д. В зв'язку з цим при розробленні системи бажано використовувати синтезований підхід до дослідження інформаційної взаємодії в системі "людина – машина", який полягає в тому, що лікар розглядається одночасно як ланка системи керування (виконує функції контролю результатів оброблення даних і прийнятих системою рішень) і як центр збору інформації, а пацієнт – тільки як об'єкт контролю і керування. Весь об'єктивний контроль медико-фізіологічного стану пацієнта, оброблення отриманих результатів, їх аналіз і ухвалення первинного рішення здійснює система. При цьому лікар, який виконує функцію контрольованої ланки, забезпечує прийняття остаточного рішення щодо вибору методики лікування. Такий розподіл функцій лікаря і ЕОМ істотно підвищує вірогідність оброблюваної інформації за рахунок того, що лікар зберігає значно менший об'єм даних і використовує свою оперативну пам'ять за її прямим призначенням – прийняттям остаточного рішення.

Ефективність такого підходу до аналізу діяльності лікаря і ЕОМ можна підвищити, якщо у певні часові інтервали розглядати лікаря-оператора не як ланку системи керування, а як об'єкт контролю. Це досягається, наприклад, введенням режиму "Самоконтроль стану лікаря", який відрізняється тим, що в систему додається ще один контур регулювання – контур нормалізації стану лікаря (контур самоконтролю стану лікаря).

У режимі "Самоконтроль" здійснюється контроль стану лікаря-оператора. Залежно від отриманих результатів контролю в системі формуються такі сигнали: "Норма", "Втома", "Небезпечний стан", "Тривога". Відповідно до одного із сигналів лікар продовжує роботу або відсторонюється від неї.

Однією з основних причин того, що медичні прилади не завжди ефективно використовуються при проведенні різних медикобіологічних досліджень, особливо на периферії, є відсутність спеціальної технічної освіти медперсоналу, особливо в середнього, і висока складність керування радіоелектронними комплексами. Наявність складного керування роботою МІС і спеціалізованих приладів викликає появу в медперсоналу елементів недовіри і боязні та є однією з основних причин поганої психологічної сумісності комплексу "лікар – ЕОМ".

Однак апаратура повинна бути досить складною, щоб бути ефективною і вирішувати широке коло поставлених задач, для яких вона призначена. Виникає дилема, як погодити дві суперечливі вимоги – забезпечити широкі функціональні можливості системи (за рахунок апаратно-програмного забезпечення) і зробити керування такою системою

зручним, простим і легкодоступним. На наш погляд – і це підтверджують результати клінічних випробовувань розробленої автоматизованої системи інтенсивної терапії – визначальною умовою при розробленні БМА повинно бути забезпечення максимальної психологічної сумісності лікаря і ЕОМ з однієї сторони, і ЕОМ та пацієнта – з іншої. При цьому не повинні скорочуватися функціональні можливості системи. Це досягається за рахунок деякого ускладнення структури апаратно-програмного забезпечення, однак керування системою стає простим, зручним і не потребує спеціальних знань медперсоналу.

Враховуючи це, можна сформулювати деякі вимоги до медичних інформаційних систем, які дозволяють забезпечити високий рівень психологічної сумісності комплексу “лікар – ЕОМ – пацієнт”:

- пристрій тривоги повинен розміщуватися поза зоною сприйняття хворого з метою усунення негативного впливу сигналів медичної тривоги на стан пацієнтів;

- розроблювана апаратура повинна мати мінімальну кількість органів керування. Вони повинні мати конкретні написи, які дають чітке уявлення про їхнє призначення.

Таким чином, використовуючи комплексний підхід до дослідження психологічної сумісності системи “лікар – ЕОМ – пацієнт”, необхідно прагнути до збільшення коефіцієнта її корисної дії та до забезпечення максимального рівня психологічної сумісності.

Контрольні запитання

1. Які підходи до дослідження систем “людина – ЕОМ” ви знаєте?
2. Як забезпечується надійність роботи медперсоналу?
3. Яким чином досягається необхідний рівень психологічної сумісності в системі “людина – ЕОМ”?
4. Що таке режим “Самоконтроль”?

9 ТЕХНІЧНЕ ОБСЛУГОВУВАННЯ БІОМЕДИЧНОЇ АПАРАТУРИ

Біомедична апаратура експлуатується, як правило, протягом багатьох років до виходу її з ладу або повного фізичного зносу. Природно, що згодом надійність окремих вузлів і деталей, у тому числі тих, які впливають на електробезпеку, знижується. Ізоляційні матеріали органічного походження втрачають свої первісні властивості, стають крихкими, ламкими, покриваються тріщинами, їхній електричний опір і електрична міцність знижуються. Старіють і можуть поступово виходити з ладу елементи автоматики, схеми захисту, слабшає кріплення деталей і вузлів: пил і бруд, проникаючи в апаратуру, зменшують шляхи струму витoku і повітряні зазори, тобто рівень електробезпеки апаратури знижується.

Не менше значення для безпеки пацієнта мають і виникаючі згодом в апаратурі порушення нормальної роботи, зміни її характеристик, параметрів. В результаті цього можуть з'явитися помилки в діагностиці або дозуванні терапевтичних процедур. Не виключений і вихід з ладу приладів і апаратів у небезпечній для пацієнта ситуації [29].

Перевірка чотирьох видів виробів (кардіомонітори, електрокардіографи, електрокардіостимулятори, дефібрилятори) була проведена в 2 американських лікарнях з числом ліжок від 100 до 700. З 95 кардіомоніторів (виробництва 10 фірм), у 52 верхня границя амплітудно-частотної характеристики була нижчою 50 Гц (за стандартом США – 50 Гц), у 5 моніторів – нижчою 20 Гц. У 25 моніторів калібрований сигнал відрізнявся від 1 мВ більше ніж на 10%. Струм витoku на пацієнта в 45 моніторів перевищував 10 мкА, а в 10 – був більшим 50 мкА. У 20 кардіомоніторів були несправні окремі компоненти або монтаж. Верхня гранична частота у всіх перевірених електрокардіографів (всього 51 прилад виробництва 7 фірм) була нижчою 100 Гц, необхідних у США; у 75% – нижчою 50 Гц, у 3 приладів – нижчою 20 Гц. Відхилення від номінальної величини каліброваного сигналу в 7 приладів перевищило 10% при нормі 2%. У 6% електрокардіографів жила, що під'єднується до заземлення у мережному шнурі, була обірвана. У 43% приладів струм витoku на корпус перевищив 50 мкА. Відзначено, що більшість електрокардіографів мають перемикачі для зміни полярності мережних проводів. При їхньому перемиканні струм витoku збільшувався вдвічі. Було перевірено 57 зовнішніх ЕКС виробництва 6 фірм. Один із стимуляторів мав п'ятижильний кабель пацієнта (2 жили – для стимулюючих електродів, 3 жили – для діагностичних електродів вмонтованого в стимулятор кардіомонітора). При вмиканні і вимиканні ЕКС між проводом електрода правої руки і проводом стимулюючого електрода проходив короткочасний струм 400 мкА. В усіх стимуляторах

контактні пристрої для приєднання проводів електродів мали доступні для дотику металеві частини. При випадковому торканні цих частин персоналом існує небезпека проходження через серце пацієнта неприпустимо великого струму витікання розташованої поруч апаратури [23].

У деяких дефібриляторів (41 апарат виробництва 5 фірм) один електрод з'єднаний із шасі, а отже, і з землею. У випадку поганого заземлення виникає небезпека для персоналу, при дотику до корпусу. Крім того, при наявності діагностичних електродів для імпульсу струму дефібрилятора виникає інший шлях, що обминає область серця, і, якщо площа контакту мала, можливий опік.

Один апарат з режимом повторної дефібриляції мав тепловий автоматичний вимикач, який спрацьовує після декількох слідуєчих один за одним розрядів. У результаті апарат не міг бути використаний протягом трьох хвилин, необхідних для повернення автомата у початковий стан [23].

За кордоном поширені спеціальні групи, що обстежують невеликі медичні установи (із числом ліжок до 300) і дають рекомендації із підвищення рівня електробезпеки. Робота такої групи проходить у кілька етапів.

Перший етап – знайомство з персоналом, огляд електроустаткування й апаратури. Система заземлення перевіряється в кожній розетці пропусканням значного струму від низьковольтного джерела між контактом розетки, що заземлює, і найближчою трубою водопроводу. Опір визначається за спадом напруги між зазначеними точками. Перевіряється чи правильна полярність гнізда кожної мережної розетки, наявність у них несправностей, тріщин ізоляції, а також, якість монтажу і роботоздатність пристроїв контролю ізоляції систем ізольованого живлення. При контролі апаратури вимірюється опір між контактом заземлювальної мережної вилки і корпусом. Визначається також струм протікання на корпус і на пацієнта. Кожен прилад і апарат маркується і нумерується.

Усі пацієнти медичної установи (і відповідно апаратура) поділяються на три групи. До першої групи відносяться пацієнти, що потребують нормального рівня електробезпеки. Вони мають тільки випадковий контакт з апаратурою. Апаратура, що задовольняє мінімальні вимоги, може застосовуватися для діагностики і лікування хворих тільки першої групи і маркується червоним кружком. Друга група – пацієнти з підвищеною чутливістю, що мають безпосереднє зовнішнє електричне з'єднання з апаратурою. Відповідна апаратура задовольняє підвищені вимоги і маркується жовтим кружком. Третя група – пацієнти, у яких є безпосереднє електричне з'єднання із серцем. Апаратура, що може використовуватися при діагностиці і лікуванні цих хворих, має найвищий ступінь захисту і маркується зеленим кружком.

В розмовах з медичним персоналом встановлюється рівень його підготовки і необхідність підвищення знань з питань електробезпеки.

Другий етап – складання звіту про результати огляду. У звіті для кожного виробу вказується конкретна робота, яка повинна бути виконана, у порядку її терміновості і важливості з погляду електробезпеки.

Третій етап – навчання персоналу, що проводиться окремо для адміністрації, лікарів і медичних сестер.

Четвертий етап – повторний огляд медичної установи з метою аналізу результатів роботи, проведеної для підвищення рівня електробезпеки [21].

Питання технічного обслуговування і ремонту повинні ретельно розглядатися при проектуванні приладів і апаратів. Відзначимо дві крайні тенденції в проектуванні електромедичної і будь-якої іншої апаратури. Перша полягає в необхідності створити вироби, якомога простіші в керуванні й експлуатації. З метою спростити функції медичного персоналу широко застосовуються автоматичні пристрої для підтримки нормального режиму роботи вузлів і блоків, для програмованого функціонування. Такі вироби мають вбудовані калібратори й індикатори необхідності контрольних перевірок. Інша тенденція полягає в проектуванні виробів, які мають багато ручних регулювань, що вимагають калібрування перед кожним використанням. Необхідність контролю і перевірки таких виробів у кожному випадку вирішується медичним персоналом або вони проводяться в плановий термін.

При оцінюванні розглянутих напрямків у проектуванні апаратури вибір очевидний: перевага повинна бути віддана першому як прогресивнішому, такому, що максимально полегшує працю медичного персоналу. Однак у цього питання є і зворотна сторона. Автоматизована апаратура, як правило, значно складніша, вона вимагає високої кваліфікації технічного персоналу, що забезпечує її контроль і ремонт; відповідно вищі і витрати на її експлуатацію. У зв'язку з цим виникає необхідність максимального спрощення процедури обслуговування особливо складних приладів і апаратів. Достатньо суттєвим буде виключення при цьому механічного розбирання апаратури, що само по собі може бути причиною різних порушень. З цією метою повинні бути доступні зовнішні контрольні роз'єми, що дозволяють спростити перевірку окремих вузлів приладів і апаратів. Контрольні точки і всі елементи електричної частини виробу повинні бути чітко позначені і легкодоступні. Значно полегшує ремонт апаратури модульна конструкція, що допускає швидко заміну несправного модуля.

Основне питання, що виникає при організації і плануванні технічного обслуговування, полягає у встановленні необхідного обсягу і періодичності перевірки апаратури. Вони залежать від задачі конкретної перевірки, складності апаратури, частоти її застосування, небезпек, що

можуть виникнути для пацієнта, та інших причин. Відповідні вказівки, включаючи методи і засоби контролю, повинні бути в супровідній (експлуатаційній) документації на вироби, але, на жаль, вони зазвичай відсутні. У зв'язку з цим у багатьох випадках контроль і випробування апаратури проводяться від випадку до випадку, в основному в зв'язку з виникаючими порушеннями і відмовами в роботі. При цьому втрачається попереджувальний зміст контролю і знижується його ефективність. Відсутність чіткої програми контролю в багатьох випадках приводить до того, що оцінювання стану апаратури відбувається за принципом «Так» або «Ні», тобто працює виріб або не працює. Поки індикатори світяться, чути шум вентилятора, стрілки приладів відхиляються, а показання не суперечать здоровому глузду, прилад або апарат вважається нормально працюючим. Однак навіть такий примітивний контроль несправності апаратури часто відсутній, якщо це стосується приладу, що довго не використовувався.

Прикладом небезпеки, що при цьому виникає, служить один з найвідповідальніших апаратів у медичній установі – дефібрилятор. Він може тривалий час не використовуватися, і про нього забувають, поки не з'явиться термінова необхідність. Тут і виявляються через відсутність ефекту дефібриляції недоліки в роботі апарата, однак часу на їхнє усунення при цьому вже немає. Показовий випадок – смерть пацієнта внаслідок неможливості використання портативного дефібрилятора з батарейним живленням. Батареї дефібрилятора виявилися повністю розрядженими, а медична сестра, яка була відправлена за другим дефібрилятором, повернулася занадто пізно [23].

Неможливо дати чіткі рекомендації щодо обсягу і періодичності різних перевірок. Однак аналіз літератури і досвід вітчизняних ремонтних організації дозволяє висловити такі міркування. Одним з обов'язкових елементів загальної системи контролю є передексплуатаційна перевірка, яка здійснюється медичним персоналом. При цьому відбувається зовнішній огляд мережного шнура, вилки, з'єднувальних проводів, роз'єднань, кріплення ручок на осях і інших зовнішніх деталей і вузлів. У різних приладів така перевірка може включати додаткові операції, наприклад, перевірку системи автоматичного контролю апаратів для високочастотної хірургії.

Діючі правила техніки безпеки у фізіотерапевтичних кабінетах передбачають кожні 2 тижня обов'язковий профілактичний огляд усієї електросвітлолікувальної апаратури. Ця перевірка повинна виконуватися в обов'язку, не меншому за передексплуатаційний контроль. Обов'язковими є зовнішній огляд кіл захисного заземлення, особливо у виробів класу 01, та перевірка запобіжних блокувальних пристроїв. Два рази в рік додатково до вищезазначеного рекомендується вимірювати опір кола захисного заземлення – виробів класів 01 і 1, опір ізоляції мережного кола корпусу і

кола пацієнта. Повинні перевірятися також деякі функціональні параметри, що мають особливо важливе значення, наприклад, вихідна потужність апаратів для високочастотної електрохірургії, значення каліброваного сигналу в приладах для реєстрації біопотенціалів, параметри імпульсів зовнішніх електрокардіостимуляторів і т. д. Нарешті, раз у рік, крім обсягу піврічних випробувань, рекомендується проводити вимірювання струму витoku, перевірку всіх основних параметрів апаратури (вихідний струм, напруга і потужність апаратів, що впливають на чутливість, амплітудно-частотна характеристика приладів для реєстрації біопотенціалів і ін.). Повинна бути зроблена перевірка стану монтажу, а також окремих деталей і вузлів. Особливу увагу потрібно звертати на стан ізоляції і кріплення проводів і деталей, змащення електродвигунів, очищення пилозахисних фільтрів, на батарейні джерела живлення.

Контрольні запитання

1. Наведіть основні причини виходу з ладу медичної апаратури.
2. Складіть алгоритм технічного обслуговування:
 - а) електрокардіографа;
 - б) портативного дефібрилятора.
3. Які вимоги до технічного обслуговування медапаратури повинні відображатися у відповідній документації?

10 МЕДИЧНА АПАРАТУРА ІНДИВІДУАЛЬНОГО КОРИСТУВАННЯ

Розроблення і виробництво приладів і пристроїв для охорони здоров'я, фізичних вправ і занять спортом у вільний час – один з основних напрямків програм закордонних фірм, що займаються випуском продукції медичного призначення. Прогрес мікроелектроніки дозволив створити зовсім нові конструкції виробів, що забезпечують нормальне функціонування організму хронічних хворих, інвалідів, травмованих людей, а також здійснювати медичний контроль за практично здоровими людьми.

Аналіз інформаційних матеріалів закордонних фірм показав, що для випробувальної діагностичної апаратури характерним є застосування обчислювальних засобів, які дозволяють значно збільшити її функціональні можливості і поліпшити технічні характеристики. Використання мікроелектронних елементів з високим ступенем інтеграції сприяє зниженню енерго- і матеріалоємності. У ряді терапевтичних апаратів реалізовані нові медичні методики.

Як домашні тренувальні пристрої, що не поступаються більш дорогим багатфункціональним моделям важких велоергометрів, фірма Tunturi (Фінляндія) випускає елегантний і простий в експлуатації домашній велотренажер, що може використовуватися всіма членами родини. Чавунне махове колесо забезпечує рівномірність крутіння педалей при тренуваннях. Висота керма і педалей може підганятися під зріст і положення будь-кого, хто тренується, а важіль регулювання опору, який зручно розміщений на кермі дозволяє легко змінювати опір при крутінні педалей. Велотренажер оснащений безшумними і міцними стрічковими гальмами, контроль за тренуванням здійснюється за допомогою таймера, вимірювача швидкості і пройденого шляху. Довжина велотренажера 670 мм, ширина 510 мм, висота 680 мм, маса 23 кг, маса махового колеса 8 кг.

Для тренування різних м'язових груп фірма випускає гребні тренажери GL з однією і з двома ручками. При використанні кожної з гребних установок марки Tunturi відчувається повнота природної греблі. Регулювання рівня навантаження виконується легко і швидко за допомогою механізму, що самоблокується. Гідравлічними гальмами весел і сидіннями на шарикопідшипниках забезпечується природна рівномірність гребних рухів. Гребний тренажер GL призначений для осіб з добрим фізичним станом організму і може використовуватися також при посилених тренуваннях [11].

Біг підтюпцем – один з найпоширеніших видів активної діяльності. Бігові доріжки марки Tunturi прості в застосуванні і є безпечними пристроями для тренувань всередині приміщень. Один з типів доріжок

оснащений двигуном, що дозволяє регулювати швидкість бігу від 0 до 14 км/год. Темп бігу зберігається однаковим протягом усього тренування.

Бігова доріжка – це стійкий механічний пристрій з безступінчастим регулюванням опору. Кут нахилу полотна тренувальних доріжок може регулюватися в діапазоні 0...10 град.

Вимірювальний прилад фіксує швидкість, пройдений шлях і час тренування. Ретельне оброблення і зварна сталева конструкція додають устаткуванню елегантності і безпеки в експлуатації [11].

Для автоматичного вимірювання фізичного стану організму і контролю за ним фірма Tunturi також випускає кардіотестери і вимірювачі пульсу. Кардіотестером вимірюється частота пульсу, період часу і визначається тонус організму. Після введення основних параметрів кардіотестер автоматично показує здатність кисневідбору і ступінь поліпшення фізичного стану організму досліджуваного. Обидва пульсометри Tunturi показують частоту серцебиття і витрачений на оздоровче тренування час.

10.1 Прилади для вимірювання артеріального тиску

Вимірювання артеріального тиску – одна з процедур найчастіше виконуваних лікарем (медсестрою) при обстеженні хворого для контролю стану здоров'я.

Випуск різних модифікацій пристроїв, призначених для вимірювання АТ (надалі сфігмоманометрів), в усьому світі обчислюється десятками мільйонів штук у рік.

Точність роботи пристроїв для вимірювання АТ є основним чинником для раннього виявлення гіпертонії на початковій стадії. Дуже важливо, щоб не тільки лікарі мали точні і порівняльні дані про стан пацієнтів протягом якогось часу, але і самі хворі в домашніх умовах могли б з великою точністю виміряти тиск і мати результати, після порівняння яких можна визначити необхідний терапевтичний режим.

Досвід використання пристроїв для вимірювання АТ, заснованих на способі Короткова, показав, що вони вимірюють АТ з низькою точністю, недостатньою для широкої практики. У зв'язку з цим останнім часом за рубежем велику увагу приділяють іншим способам вимірювання АТ, в основному осцилометричному, який має ряд переваг.

Залежно від технічного рішення всі сфігмоманометри на основі осцилометричного способу можна поділити на три групи: автоматизовані з ручним насосом, автоматизовані з автоматичним насосом (компресором), автоматичні.

Традиційні барометричні чи ртутні сфігмоманометри використовуються в основному в лікарнях для щоденного контролю тиску, а цифрові електронні моделі призначені і широко застосовуються в

домашніх умовах.

Більшість моделей електронних сфігмоманометрів забезпечують вимір систолічного і діастолічного АТ, а також частоти пульсу з поданням результатів на рідкокристалічному екрані. Крім того, як правило, передбачені індикатори режиму роботи, помилкових вимірів, розряду батарей і под. Передбачено також автоматичне вимкнення джерел живлення через кілька хвилин після закінчення вимірювань.

Особливістю сфігмоманометра UA-70I фірми Omron (Японія) є наявність дисплея збільшених розмірів, що полегшує зчитування його показаників. Існує сенсорне керування і удосконалений алгоритм для зменшення похибок вимірювання. Маса основного вузла 120 г.

Сфігмоманометр НЕМ-400С фірми Omron (Японія) вимірює систолічний і діастолічний тиск, а також частоту пульсу і показує ці дані на цифровому рідкокристалічному індикаторі. Діапазон вимірювання 0 – 300 мм рт. ст. ± 3 мм рт. ст. і 40 – 150 ударів/хв, похибка +5 %. Манжета накачується ручною грушею, повітря випускається за допомогою керованого клапана. Джерело живлення – батареї напругою 9В.

Габаритні розміри головного вузла 114×110×48 мм, манжети 140×510 мм, маса близько 180 г разом з батареями [11].

Автоматизовані цифрові сфігмоманометри з автоматичним компресором забезпечують автоматичне накачування повітря в манжету, проведення вимірювань і наступне скидання остаточного тиску.

У моделі UA-535 (фірма Takeda Medical, Японія) максимально допустимий тиск у манжеті 320 мм рт. ст. Передбачена індикація порушення режимів компресії і скидання тиску. Використання в приладі нового випускного клапана забезпечує зменшення тиску в манжеті з постійною швидкістю, що зменшує похибку вимірювання [5].

Цифровий сфігмоманометр UA-I7IE фірми Brethen Corp. (Японія) вимірює систолічний і діастолічний АТ, а також оцінює пульс. Результати відображаються на 10-розрядному рідкокристалічному індикаторі і записуються за допомогою друкувального пристрою. Оскільки прилад оснащений автоматичним компресором манжети, він простий і легкий у використанні. Межі вимірювання: тиску – 0 – 300 мм рт. ст., частоти пульсу 40–150 ударів/хв; похибка вимірювань тиску ± 3 мм рт. ст. Живлення здійснюється від джерела напругою 6В, габаритні розміри 210 × 150 × 42 мм, маса 550 г [11].

Сфігмоманометр ZM-872P фірми National Panasonic (Японія) простий у використанні: манжета закріплюється на руці і для вимірювання тиску натискають кнопку вмикання компресора. Після вимірювань прилад друкує величини систолічного і діастолічного АТ і частоту пульсу в цифрах і накреслює графік. Діапазон вимірювання тиску 10 – 280 мм рт. ст. з похибкою ± 4 мм рт. ст., частоти пульсу 40 – 200 ударів/хв із похибкою ± 5 % [11].

Джерело живлення автономне, габаритні розміри 200 × 110 × 57 мм,

маса 550 г.

Особливістю неінвазивного вимірювача АТМР-7201 фірми Ninon Kohden (Японія) є застосування осцилометричного способу вимірювання. Використовуючи цей спосіб, можна виміряти кров'яний тиск у пацієнтів, що знаходяться в непритомному стані. Коли прилад виявляє сторонні шуми, накачування манжети і вимірювання тиску автоматично перериваються. Якщо протягом одного вимірювання відбувається більше трьох переривань, то вимірювальний цикл припиняється. Система автоматичного підкачування манжети контролює необхідність додаткового накачування, якщо воно недостатнє для вимірювання систолічного тиску. Про підвищення тиску в манжеті вище норми попереджає звуковий сигнал.

Сфігмоманометр ТМ-2610/262Q (фірма Takeda Medical, Японія) дає можливість одержати дані про середнє значення тиску. Одночасно він реєструє дату вимірювання. Система дозволяє провести точні вимірювання тиску у широкого кола пацієнтів, у тому числі дітей, завдяки наявності великої і маленької манжети. Особливістю даного сфігмоманометра є здійснення контролю накачування повітря за допомогою мікропроцесора, наявність індикатора частоти пульсу.

Модель UA-550 (фірма Takeda Medical) забезпечує цілком автоматичний вибір оптимальної області вимірювання АТ, що виключає необхідність її ручного установлення. Оптимальна область визначається за К-шумами за допомогою вбудованого в манжету п'єзокерамічного мікрофона. Після цього відбувається автоматичне вимірювання АТ осцилометричним способом. Використання електромагнітного клапана гарантує постійну швидкість зниження тиску незалежно від розміру руки і величини тиску.

Електронний сфігмоманометр PR/Blood-Pressure Meter, фірми Hellige GmbH (Германія) призначений для автоматичного вимірювання кров'яного тиску на основі реєстрації тонів Короткова і дозволяє проводити обстеження пацієнтів з фізичним навантаженням, вимірювати систолічний і діастолічний тиск, а також частоту пульсу, значення яких відображаються на трьох цифрових індикаторах. Прилад має низьку чутливість до артефактів. У блоці пам'яті приладу може зберігатися до 99 вимірних значень систолічного і діастолічного тисків [11].

В останні роки одним із лідерів в області розроблення апаратури для індивідуального користування є фірма „Мікролайф” (Швейцарія). Компанії Мікролайф належить винахід МАМ-технології. МАМ-технологія є новим типом концепції досягнення оптимальної достовірності самостійних вимірювань артеріального тиску. Вдосконалена точність вимірювань досягається автоматичним аналізом трьох або, у деяких випадках, чотирьох послідовних вимірювань.

Ключовими перевагами МАМ- технології є:

- зниження розкиду показань приладу;

- зниження впливу недостатнього відпочинку перед вимірюваннями;
- зниження впливів, внесених рухами і розташуванням манжети.

Нова система забезпечує достовірні показання для лікаря і може бути використана як базис надійної діагностики і медикаментозної терапії для лікування підвищеного артеріального тиску.

Структура МАМ-технології наведена на рис. 20.

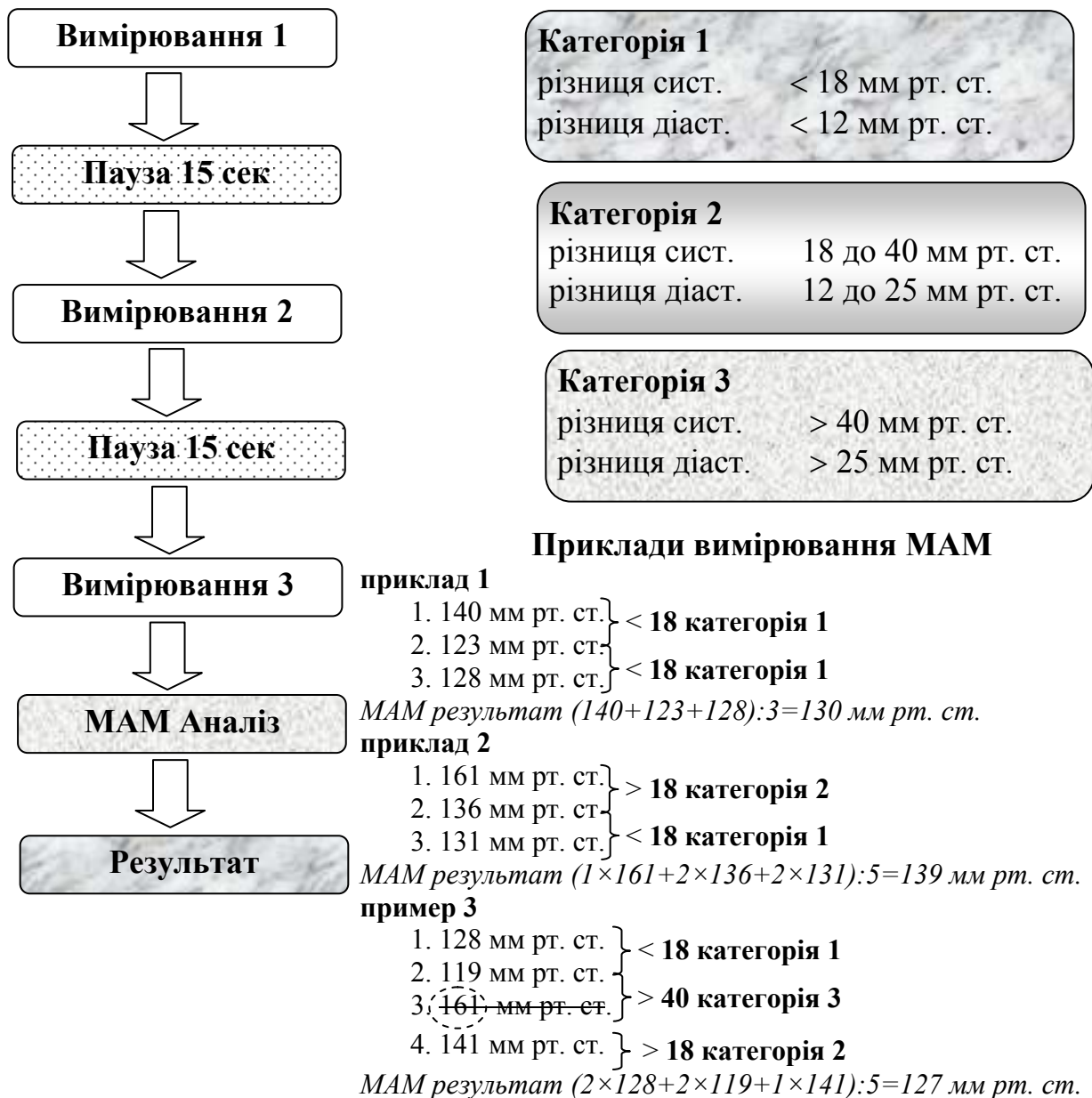


Рисунок 20 – Структура МАМ-технології

До вимірювачів АТ, що використовують МАМ-технологію належать:



BP 3 BU1-5, автомат на зап'ясток. Має функцію штучного інтелекту (Fuzzy Logic), шістнадцятибітовий процесор, вбудований годинник і календар. Зберігає в пам'яті результати 30 вимірювань двох пацієнтів. Накачування і спуск повітря з манжети, а також вимикання приладу – автоматичне. Має великий рідкокристалічний дисплей з одночасною індикацією тиску і пульсу; проводиться індикація помилок і заряду батарей. Живлення здійснюється від двох батарей типу UM-4 (1,5 В). Вага (включаючи батареї) – 148 г. Розмір 85 × 77 × 75 мм.

Рекомендується до використання спортсменами для постійного фізичного контролю або на роботі людьми з проблемами зі здоров'ям. Мобільність приладу дає можливість використання його гіпертоніками у відрядженнях.

BP 3AC1-1, автомат на передпліччя. Має такі самі характеристики, як і модель BP 3 BU1 – 5, та крім цього можливість виведення результатів на принтер, можливість під'єднання до адаптера 6 В, 600 мА. Живлення – 4 батареї типу 316 (AA, R6), 1,5 В. Вага (включаючи батареї) – 503 г. Розмір 118 × 177 × 77 мм. Удосконалена точність вимірювань досягається автоматичним аналізом трьох послідовних вимірювань. Рекомендується гіпертонікам і людям з великою амплітудою зміни значень тиску за короткий період часу. Є також можливість вибору між МАМ-технологією і звичайним способом вимірювання. Рекомендується для клінічного використання.



BP 3AC 1-2, автомат для професіоналів. Крім загальних характеристик, як і у двох попередніх приладів, має дві манжети (стандартна 22 – 32 см і збільшена 32 – 42 см) Зберігає в пам'яті результати 30 вимірювань. Є можливість виведення результатів на принтер. Живлення здійснюється від 4-х батарей типу UM-3 (AA, R6), 1,5 В. Можливе під'єднання до адаптера 6 В, 600 мА. Вага приладу 503 г. (включаючи батареї); вага підставки під прилад 451 г. Розмір приладу 118 × 177 × 77 мм; розмір підставки 160 × 300 × 105 мм. Призначений для використання у лікувальних закладах; є можливість кріплення приладу до стіни. Удосконалена точність вимірювання досягається автоматичним аналізом трьох послідовних вимірювань. Є можливість вибору звичайного способу вимірювання.

Серед тонометрів фірми „Мікролайф” слід звернути увагу на тонометри, в яких використовуються новітні технології – вимірювання артеріального тиску разом з діагностикою аритмії пульсу. Тонometri Мікролайф із ПАД-



Серед тонометрів фірми „Мікролайф” слід звернути увагу на тонометри, в яких використовуються новітні технології – вимірювання артеріального тиску разом з діагностикою аритмії пульсу. Тонometri Мікролайф із ПАД-

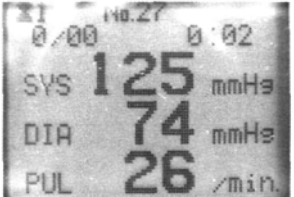
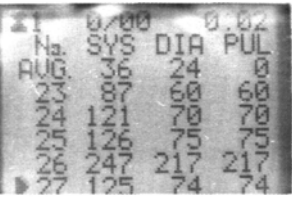
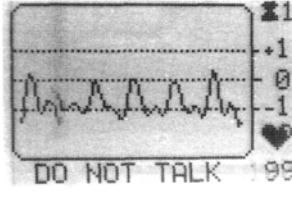
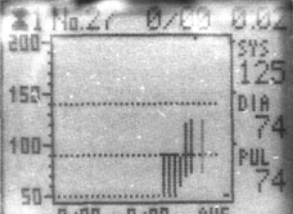
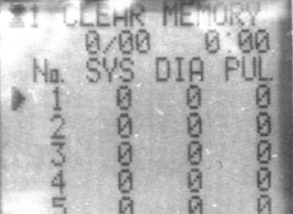
технологією (Pulse Arrhythmia detection) дозволяють діагностувати аритмію пульсу під час вимірювання артеріального тиску. Якщо під час вимірювання зафіксовані сигнали нестабільного серцебиття, то після вимірювання тиску на дисплеї тонометра з'явиться відповідний символ. Як правило, одноразова поява символу не є причиною для занепокоєння; проте, якщо поява символу почастишала (наприклад, кілька разів у тиждень при щоденному вимірюванні) необхідно звернутися до лікаря. Прилад не замінює кардіологічне обстеження, однак дозволяє визначити аритмію пульсу на ранньому етапі.



BP 3 УТО-АР. Вимірювач артеріального тиску з діагностикою аритмії пульсу. Прилад надає додаткову можливість аналізувати частоту і ритм серцевого пульсу одночасно з вимірюванням кров'яного тиску. Якщо порушення в роботі пульсу виявляються під час вимірювань, то після закінчення вимірювань на дисплеї приладу з'являється відповідний символ.



BP 3АХ1. Вимірювач артеріального тиску з технологією DOT-Matrix. Має таймер на 2 звукових сигнали. Є можливість вибору імені користувача (6 літер). Вибір 5 мов: англійський, італійська, французька, німецька, іспанська. Можливе спостереження за процесом вимірювання тиску в реальному часі за допомогою осцилограми на дисплеї приладу. Відображення поточного рівня коливань серця. Відображає поточний графік вимірювання замість звукового сигналу. Відображає поточну амплітуду пульсу і відхилення, викликані рухом або тремтінням рук.

Одиничний вимір	Таблиця даних	Відображення поточного рівня коливань
		
Зміна показників	Очистка пам'яті	
		

Апарат добового моніторингу **НМА 200**. Лікар завантажує у апарат комп'ютерну програму, яка необхідна для щоденного регулярного

вимірювання тиску (звуковий сигнал апарата нагадує в певний час про необхідність вимірювання тиску), а також часу прийняття ліків. Апарат укомплектований контейнером для таблеток, а також портативним звуковим пристроєм. Є можливість занесення в пам'ять приладу інформації про шкідливі звички, спадкові захворювання (рис. 21).



Рисунок 21 – Схема організації контролю АТ за допомогою апарата НМА 200

10.2 Електронні термометри для вимірювання температури тіла

В останні роки за кордоном знаходять широке застосування електронні термометри, призначені як для короткочасного, так і для безупинного вимірювання температури. На думку виробників електронні термометри мають, порівняно зі ртутними, підвищену точність, швидкодію, надійність, безпечні в роботі.

Структурна схема сучасного електронного термометра складається з термісторного сенсора з прецизійним мостовим узгоджувачем 1 (рис. 22), вхідного пристрою 2, аналого-цифрового перетворювача з перетворювачем коду 3, відображувача 1 у вигляді рідкокристалічного дисплея 4 та автономного джерела живлення.

Матеріалом герметичної захисної оболонки термістора є нетоксичний поліетилен високого тиску. Такий матеріал дозволяє вводити перетворювач в контакт з БО і дезинфекувати після використання. Термістор має експоненціальну характеристику, яка лінеаризується узгоджувачем 2. Діапазон вимірювальних температур 34 – 42 °С з похибкою 0,1 °С.

Сучасна промисловість випускає достатньо різновидів електронних термометрів, які, в основному, розрізняються функціональними можливостями (особливо в частині сервісу і комфортності використання), конструкцією і зовнішнім виглядом. Одним із таких термометрів є електронний експрес-термометр FTE MEDISANA.

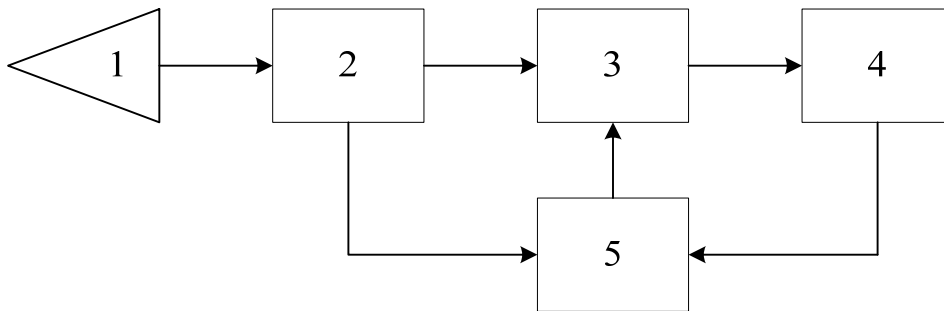


Рисунок 22 – Структура типового електронного термометра

За допомогою електронного експрес-термометра FTE MEDISANA, можна вимірювати температуру тіла в двох режимах:

- режим швидкого вимірювання;
- стандартний режим.

Режим швидкого вимірювання

Після увімкнення електронний експрес-термометр FTE MEDISANA автоматично працює в режимі швидкого вимірювання і показує, в якій частині тіла буде проводитися вимірювання. Використовуючи цей режим вимірювання, показники можуть бути отримані протягом 6 секунд. Закінчення вимірювання сигналізується шістьма короткими звуковими сигналами.

Стандартний режим

Температура може бути виміряна в певній частині тіла в стандартному режимі, коли місце проведення вимірювання не відображається на дисплеї. Тим не менше, для отримання більш точного результату, електронний експрес-термометр FTE MEDISANA, повинен перебувати нерухомим в області, де передбачається провести вимірювання не менше 90 секунд. Закінчення вимірювання сигналізується шістьма короткими звуковими сигналами.

Застосування

Увімкнення. Увімкніть прилад натисненням кнопки START (4). Протягом 2 – 3 секунд на дисплеї з'являться всі символи. Потім на дисплеї з'явиться результат останнього вимірювання. Після цього з'являться 4 лінії та піктограма, що зображає частково або повністю миготливу фігуру. Тепер електронний експрес-термометр FTE MEDISANA готовий до роботи.

Вимкнення. Енергозберігаюча функція термометра вимикає його автоматично, якщо протягом двох хвилин прилад не використовується. Результати останнього вимірювання зберігаються і висвічуються на екрані, коли прилад знову активований.

Перше вимірювання. Після увімкнення прилад автоматично вибирає режим останнього вимірювання. Наприклад, миготливий символ голови

показує, що ви можете почати вимірювання температури під язиком (орально).

Якщо ви б хотіли провести вимірювання під пахвою або в задньому проході, або в режимі стандартного вимірювання, змініть режим як це описано нижче.

Вибір режиму. Повторним натисканням кнопки MODE (5), ви можете вибрати ту частину тіла, в якій буде проводитися вимірювання в режимі вимірювання, або встановити стандартне вимірювання. Режим вимірювання може бути встановлений тільки тоді, коли прилад увімкнений.

Стандартний режим (Std-Mode). Натисніть кнопку MODE (5), щоб увійти в стандартний режим. Піктограма всього тіла миготить на дисплеї. Тепер ви можете вимірювати температуру під пахвою, під язиком або ректально.

Режим швидкого вимірювання – орально (Fast-Mode). При повторному натисканні кнопки MODE (5), прилад перемикається в режим орального вимірювання (під язиком) і на дисплеї миготить символ голови.

Режим швидкого вимірювання – паховий (Fast-Mode). Наступне натискання кнопки MODE (5), перемикає прилад у режим вимірювання під пахвою. Піктограма на дисплеї миготить в середині зображення.

Режим швидкого виміру – ректальний (Fast-Mode). Подальше натискання кнопки MODE (5), перемикає прилад у наступний режим.

Піктограма миготить в зоні ніг, показуючи готовність до проведення ректального вимірювання.

Для того, щоб почати вимірювання після встановлення режиму вимірювання, натисніть кнопку START (4). Короткий звуковий сигнал і миготіння відповідної частини тіла на піктограмі, показують, що прилад готовий до проведення вимірювання.

Проведення вимірювань в різних частинах тіла

Вимірювання під язиком. У режимі орального вимірювання, температура тіла вимірюється під язиком. Помістіть термометр у рот на 3,5 см, корпус термометра водонепроникний, що дозволяє проводити вимірювання температури тіла. Покладіть термометр під язик і закрийте рот. Почекайте 6 секунд, поки прилад не подасть шість коротких звукових сигналів, що показують, що вимірювання завершено. Витягніть термометр з рота, на дисплеї вказана ваша температура.

Повторне вимірювання. Щоб повторити вимірювання, знову натисніть кнопку START. Чотири миготливі лінії показують, що вимірювання не може бути зроблено. Електронний експрес-термометр FTE MEDISANA готовий до роботи тільки після того, як пролунає короткий звуковий сигнал і на дисплеї з'явиться піктограма із зображенням голови.

Вимірювання під пахвою. Режим пахового вимірювання призначений для вимірювання температури під пахвою. Перед проведенням

вимірювання, вимийте пахву, потім поставте термометр. Притисніть руку до тіла і почекайте 6 секунд, поки прилад не подасть 6 коротких звукових сигналів, що показують, що вимірювання завершено. На дисплеї висвітлиться значення вашої температури.

Якщо це необхідно, можливо повторне проведення вимірювання, як описано вище.

Ректальне вимірювання. Режим передбачає ректальне вимірювання температури. Для цього рекомендується надіти водонепроникне пластикове захисне покриття на водонепроникну частину термометра (2). Потім акуратно вставте термометр в задній прохід, приблизно на 3,5 см. Почекайте 6 секунд, поки прилад не подасть 6 коротких звукових сигналів. Температуру вашого тіла видно на дисплеї.

Якщо це необхідно, можливо повторне проведення вимірювання, як описано вище.

Вимірювання в стандартному режимі.

Якщо в результаті несприятливих умов вимірювання не може бути проведено у швидкому режимі, прилад автоматично перемикається в режим стандартного вимірювання. Ви можете самостійно поставити цей режим. Вимірювання в стандартному режимі займає 90 секунд.

Всі види вимірювань, оральне, пахвове і ректальне можна робити в стандартному режимі. Якщо на дисплеї з'явилася піктограма, що зображає лежачу людину, і визначення одиниці вимірювання (°C або °F) миготить, прилад готовий до проведення вимірювання.

Показники вимірювань

Рівень показань вимірювань температури людського тіла:

34 °C – 42 °C (93,2 °F – 107,6 °F)

Шкала:

- режим швидкого вимірювання 0,1 °C або 0,1 °F;
- стандартний режим 0,01 °C або 0,1 °F.

Точність вимірювань

Режим швидкого проведення вимірювань +/-0,1 °C або +/-0,2 °F (діапазон вимірювань від 34 °C – 42 °C (93,2 °F – 107,6 °F), при температурі навколишнього середовища від +18 °C до +28 °C, (64,4 °F – 82,4 °F) +/-0,2 °C або +/-0,3 °F (якщо температура навколишнього середовища відрізняється від вищезгаданої).

Стандартний режим +/-0,1 °C або +/-0,2 °F .

Попереджувальні повідомлення

Якщо вимірювана температура перевищує наступні показники, то буде подано довгий звуковий сигнал, за яким йде серія коротких сигналів і на дисплеї з'являється символ "дзвінок": проведення орального вимірювання в швидкому режимі більше 37,8 °C (100 °F); проведення вимірювання під пахвою у швидкому режимі більше 37,4 °C (99,3 °F);

проведення ректального вимірювання в швидкому режимі більше 38 °C (100,4 °F); проведення вимірювань в стандартному режимі.

Повідомлення про помилки:

- *ERR1* – коливання температури під час проведення вимірювання надзвичайно високі.

- *ERR 2* – процедура вимірювання була перервана раніше, ніж вимір було завершено або температура навколишнього середовища вища, ніж робоча температура приладу 40 °C (+104 °F).

Найменування і модель – електронний експрес-термометр FTE (Temp IT-101)

Умови роботи

У режимі швидкого вимірювання: температура навколишнього середовища від 10,0 °C до 32 °C (+50 °F - 89,6 °F), відносна вологість 95 %, не конденсується.

У режимі стандартного вимірювання: температура навколишнього середовища від 10,0 °C до 40 °C (+50 °F-104 °F), відносна вологість 95 %, не конденсується.

Умови зберігання: від -20,0 °C до +50 °C (від -0,4 °F до 122 °F), відносна вологість 95 %, не конденсується.

Розміри: 16 × 3,5 × 2,5 см.

Вага: близько 38 г.

Загальна тривалість заряду батареї: близько 3000 вимірів.

Батарея: 1 літієва батарея. Тип CR-2032 (3,0 V).

У так званих моніторних термометрах реєструються температура пацієнта і час вимірювання температури. Вимірювання температури лобними термометрами Мікролайф є найзручнішим способом вимірювання температури тіла. Необхідно просто доторкнутися термометром до центральної точки чола пацієнта і інфрачервоний сенсор зчитає максимальне значення температури, у той час як інший сенсор визначає температуру навколишнього середовища. Різниця цих показників аналізується відповідно до коефіцієнтів, встановленим клінічним методом, і результат взаємодії двох температур виводиться на дисплей [13].

Фірма ANS (США) розробила новий автономний цифровий вимірювач температури тіла з автономним живленням. У схемі приладу використана нова інтегральна схема АЦП СД 7126, що дозволяє підвищити роздільну здатність приладу до 0,01 °C.

Фірма American Thermometer Company (США) розробила серію термометрів одноразового застосування з адгезивним покриттям. Термометр прикріплюється до чола пацієнта і дозволяє проводити тривалі спостереження за зміною температури тіла.

Стетоскопи фірми Мікролайф мають алюмінієві головки, зйомні хромовані металеві вушні трубки, міцну Y-подібну звукопровідну трубу з литого полівінілхлориду й м'які вушні оливи з воронками конічної форми.

Прилади фірми Мікролайф для інгаляційної терапії астми, хронічного бронхіту й інших респіраторних захворювань прості у використанні, забезпечують доступ до нижніх відділів легенів. Мають потужний, надійний компресор. До поставки комплекту входять дитяча й доросла маски, мундштук і запасні фільтри. Низький рівень шуму. Клапан переривання подавання ліків на видиху [19].

Регулярні вимірювання форсованої швидкості видиху необхідні для контролю стану пацієнта й ефективності лікування при обструктивних захворюваннях легенів, таких як астма і хронічний обструктивний бронхіт. Провокувати напади ядухи можуть такі фактори, як наявність алергену (пил, пилок) у повітрі, загострення інфекційного процесу й ін. Пікфлометрія, у деяких випадках, дає можливість побічно визначити причину захворювання, а також діагностувати погіршення стану пацієнта до виникнення нападів ядухи. Перед звичайним застосуванням інгаляторів також рекомендується проводити пікфлометрію. Зниження значення форсованої швидкості видиху вказує на напад астми, що наближається, навіть якщо відсутнє погіршення самопочуття. Схема "світлофор" фірми Мікролайф дозволяє пацієнтові самостійно оцінювати отримані результати, щоб контролювати захворювання. Лікар встановлює зелену, жовту й червону область показань форсованої швидкості видиху пацієнта. Поки значення перебувають у зеленій області – захворювання повністю під контролем. Якщо значення часто попадають у жовту область, доза медикаментів повинна бути збільшена відповідно до рекомендації лікаря. Результати показань пікфлометра в червоній області є небезпечними. У цьому випадку пацієнт повинен діяти відповідно до рекомендації лікаря або вдатися до негайної медичної допомоги.

Пікфлометр фірми Мікролайф PF 100 зберігає в пам'яті до 240 цифрових показань, максимальна сила видиху аналізується комп'ютерною програмою. Діапазон вимірювань від 50 до 900 л/хв. Точність вимірювань ± 10 л/хв. Завдяки односторонньому клапану виключає можливість зараження.

Контрольні запитання

1. Які особливості побудови індивідуальних вимірювачів пульсу ви можете назвати?
2. Наведіть структурні схеми ручного, напівавтоматичного та автоматичного сфігмоманометрів.
3. Що являє собою цифровий термометр?

11 БІОМЕДИЧНА АПАРАТУРА ВИСОКОЇ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ СКЛАДНОСТІ

Томографічним методам дослідження передувала ціла епоха інтенсивних досліджень і відкриттів, які є фундаментом для нових уявлень про будову речовини і які потім знайшли практичне застосування в багатьох галузях науки і техніки, що пов'язані з будовою речовини. Ці дослідження і відкриття є попередниками появи томографії і її основою.

Видатні дослідники сучасності в області фізичної медицини [14, 16, 18, 19] початком ери візуалізації зображень вважають відкриття рентгенівського випромінювання, зроблене В. К. Рентгеном у 1895 р.

Наступні роки можна характеризувати як роки розвитку інженерної думки із створення рентгенівських апаратів, у тому числі і механічних апаратів класичної рентгенівської томографії.

Повідомлення про установку для одержання рентгенівських комп'ютерних томограм, зроблене Хаунсфілдом у 1972 р. на щорічній конференції Британського інституту радіології, можна вважати найзначнішою подією з часу відкриття Рентгена. Анотацію даного повідомлення, а також повідомлення за назвою "Рентгенівська діагностика проникає в глибини мозку", надруковане в журналі "New Scientist" у 1972 р., можна розглядати як фундаментальні основи медичної рентгенівської комп'ютерної томографії (КТ).

Перший комерційний промисловий зразок КТ для дослідження голови людини був зроблений у Великобританії в 1973 р. А перший промисловий зразок КТ для всього тіла людини був виготовлений в кінці 80-х років фірмою "Дженерал електрик" (США), це КТ "СТ-МАХ 640". Він став базовою моделлю томографа в Америці і Європі, вивів охорону здоров'я цих країн на новий якісний рівень.

У СРСР перший КТ (СРТ-1000) для голови був створений у 1988 р. у ВНДІ томографії. У 1999 р. у Росії був створений перший промисловий КТ (РКТ-01) для всього тіла людини в РФЯЦ – ВНІТФ при участі Симонова.

Практично паралельно з застосуванням КТ у медицині розвивалась промислова КТ (ПКТ). І в цій області використання томографічних методів виявилось настільки ж значним, як і в медицині. В наш час промислова томографія охоплює застосування практично усіх видів іонізуючих випромінювань та їхніх енергій: рентгенівського, γ -випромінювання, нейтронного, протонного, іонного. Необхідність застосування цих видів випромінювання була викликана потребою визначення якості різних типів промислових виробів, що відрізняються властивостями матеріалів, розмірами, конфігурацією. Не дивно, що цей метод ПКТ знайшов застосування в першу чергу при контролі якості

дуже важливих, з погляду безпеки, виробів, таких як ТВЕЛ атомних реакторів, лопаті двигунів літаків і ракет, двигуни перших ступенів ракет.

Перше застосування ПКТ було здійснено в США в 1976 р. для контролю першого ступеня двигуна важкої ракети "Сатурн-5", що здійснив пілотований політ астронавтів на Місяць [16].

Перше промислове застосування КТ у СРСР було здійснено Е. Вайнбергом у 1989 р.

Як у медицині, так і в промисловості КТ починалася з трансмісійного виду сканування, коли джерело випромінювання знаходилося ззовні досліджуваного об'єкта. Однак одночасно з розвитком трансмісійної томографії розвивалася й емісійна томографія, коли радіоактивне джерело випромінювання знаходиться усередині досліджуваного об'єкта [18].

Необхідно відзначити ще один напрямок КТ, який у наш час бурхливо розвивається – це ЯМР-томографія.

Паралельно з рентгенівською, гама- і ЯМР-томографією розвивалися ультразвукова томографія. В наш час проводяться дослідження з використанням лазерного і синхротронного рентгенівського випромінювання [14].

На рис. 23 наведено часову діаграму розвитку томографії і відповідних відкриттів та винаходів, на рис. 24 наведена спрощена узагальнена схема комп'ютерного томографа, на рис. 25 зображений зовнішній вигляд комп'ютерного томографа фірми СІМЕНС.

Як і в звичайному рентгенодіагностичному апараті тут є рентгенівський пристрій живлення (РПЖ) і випромінювач I . Але рівень стабілізації випромінювання в них на декілька порядків вищий. 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 поступають в центральну ЕОМ для оброблення. 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 цьому може бути записане зображення декількох шарів (8 – 10) в залежності від задачі діагностики.

Як уже зазначалось, зображення, отримане за допомогою томографа, має дуже високу контрастну чутливість. Для оцінювання здатності томографа передавати малі зміни коефіцієнта ослаблення μ застосовано спеціальну величину H , яка називається хаунсфілдом.

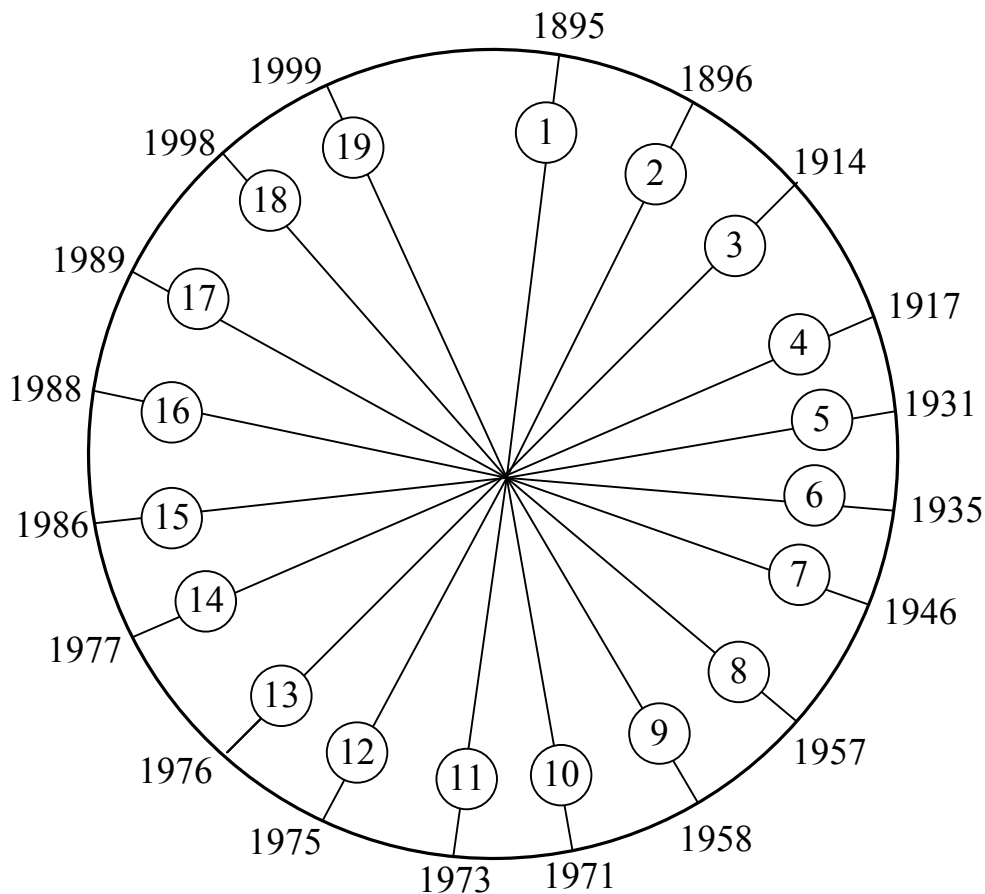


Рисунок 23 – Найважливіші відкриття і винаходи в області томографії:

- 1 – відкриття рентгенівських променів;
- 2 – створення першого рентгенівського апарата;
- 3 – відкриття класичної (механічної) томографії;
- 4 – перетворення Радона;
- 5 – створення класичного томографа всього тіла людини;
- 6 – створення класичного томографа в СРСР;
- 7 – відкриття ефекту ЯМР;
- 8 – винахід гамма-камери Енгера;
- 9 – створення телевізійного сканувального томографа в СРСР;
- 10 – створення однофотонного емісійного комп'ютерного томографа;
- 11 – створення рентгенівського комп'ютерного томографа;
- 12 – створення позитронно-емісійного комп'ютерного томографа;
- 13 – перше застосування промислового комп'ютерного томографа;
- 14 – створення ЯМР-томографа;
- 15 – створення в СРСР промислового ЯМР-томографа на резистивному магніті;
- 16 – створення в СРСР рентгенівського комп'ютерного томографа для голови;
- 17 – створення в СРСР промислового комп'ютерного томографа для голови;
- 18 – створення в Росії промислового ЯМР-томографа на надпровідному магніті;
- 19 – створення в Росії (РФЯЦ-ВНІТФ) промислового рентгенівського комп'ютерного томографа для всього тіла людини

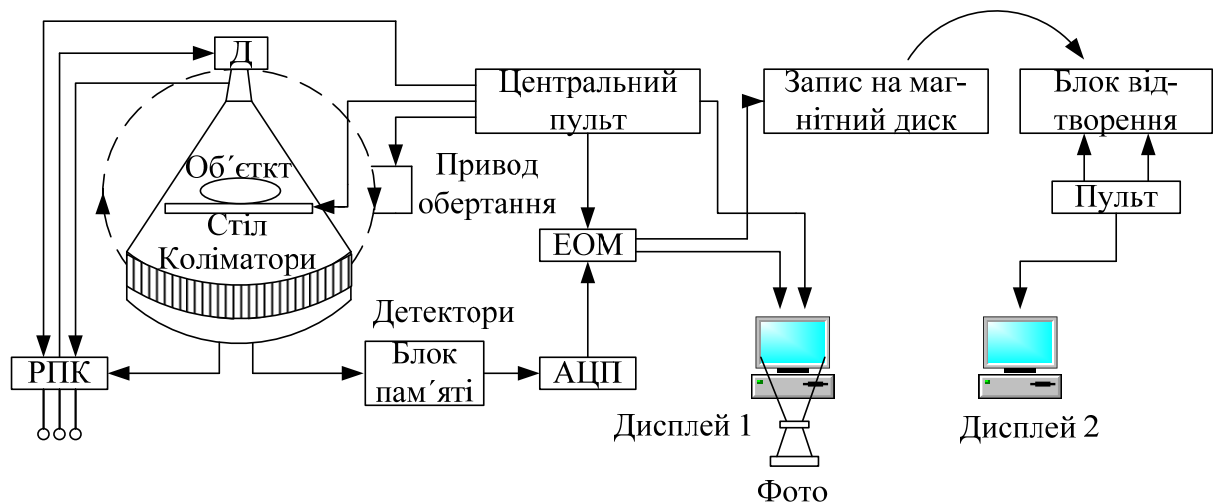


Рисунок 24 – Спрощена узагальнена схема комплексу обчислювальної томографії

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

Контрастна чутливість сучасних томографів складає для всього тіла 4–5 одиниць, для голови – до 2 одиниць. Діапазон градацій, що передаються, досягає ± 1000 одиниць. Настільки велика кількість градацій 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 в залежності від органа, що досліджується. Передбачається також можливість вибирати "ширину вікна", тобто межі відтворених на екрані дисплея даних. Природно, якщо межі обрані так, що діапазон даних перевищує можливості дисплея, зображення буде відтворено з меншою чутливістю.

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

Рентгенівська діагностична апаратура дозволяє отримувати важливу інформацію про стан здоров'я людини. У середньому на кожні 200 чоловік щорічно припадає близько 100 рентгенівських досліджень, серед яких 161 знімок і 22 рентгеноскопії. Враховуючи високу питому вагу знімків цікаво визначити основні фізико-технічні аспекти, які впливають на якість зображення при рентгенографії (рис. 26).

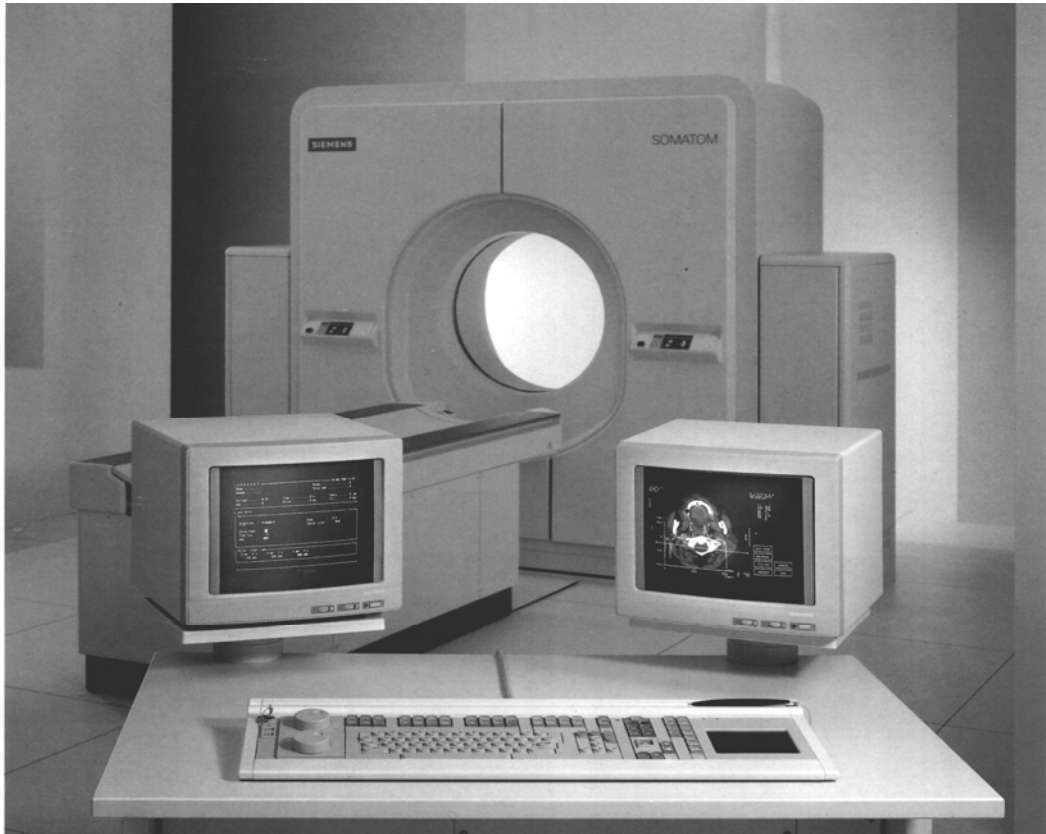


Рисунок 25 – Зовнішній вигляд комп'ютерного томографа фірми СІМЕНС

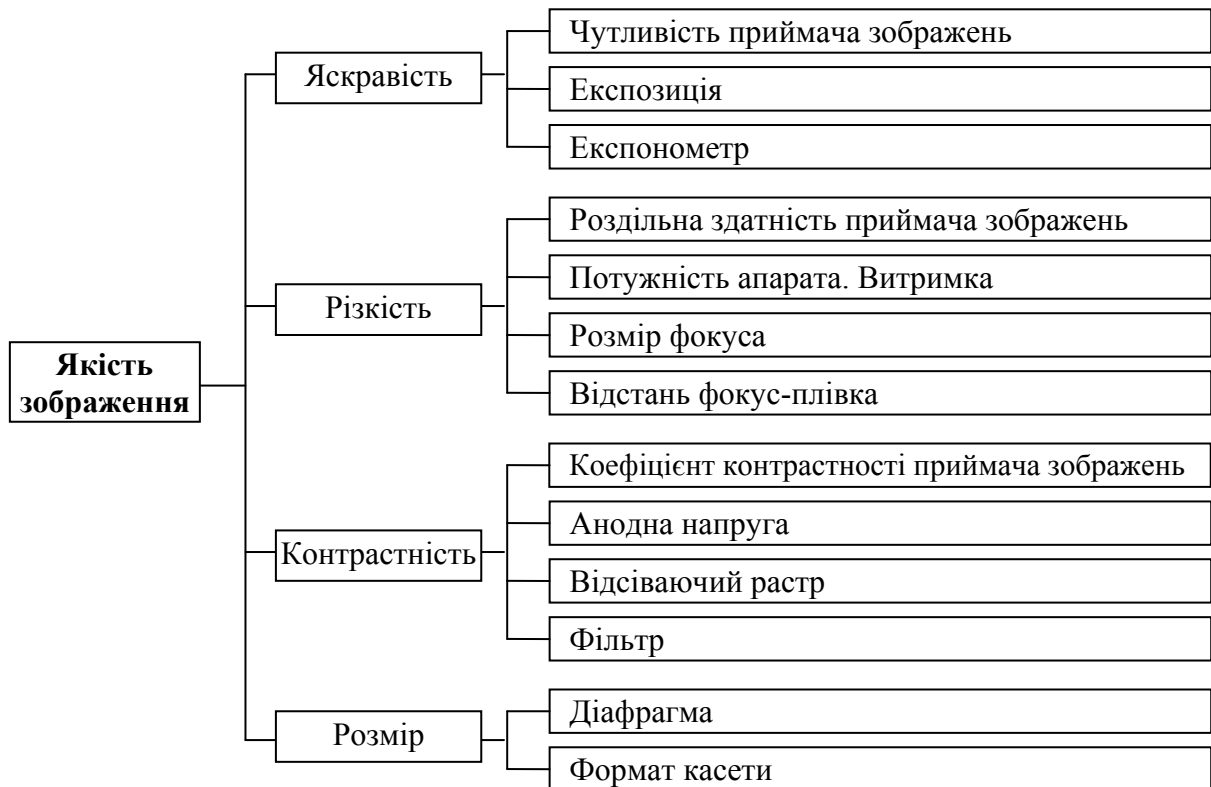


Рисунок 26 – Показники якості рентгензображень

На рис. 27 зображено рентгендіагностичний апарат фірми СІМЕНС.

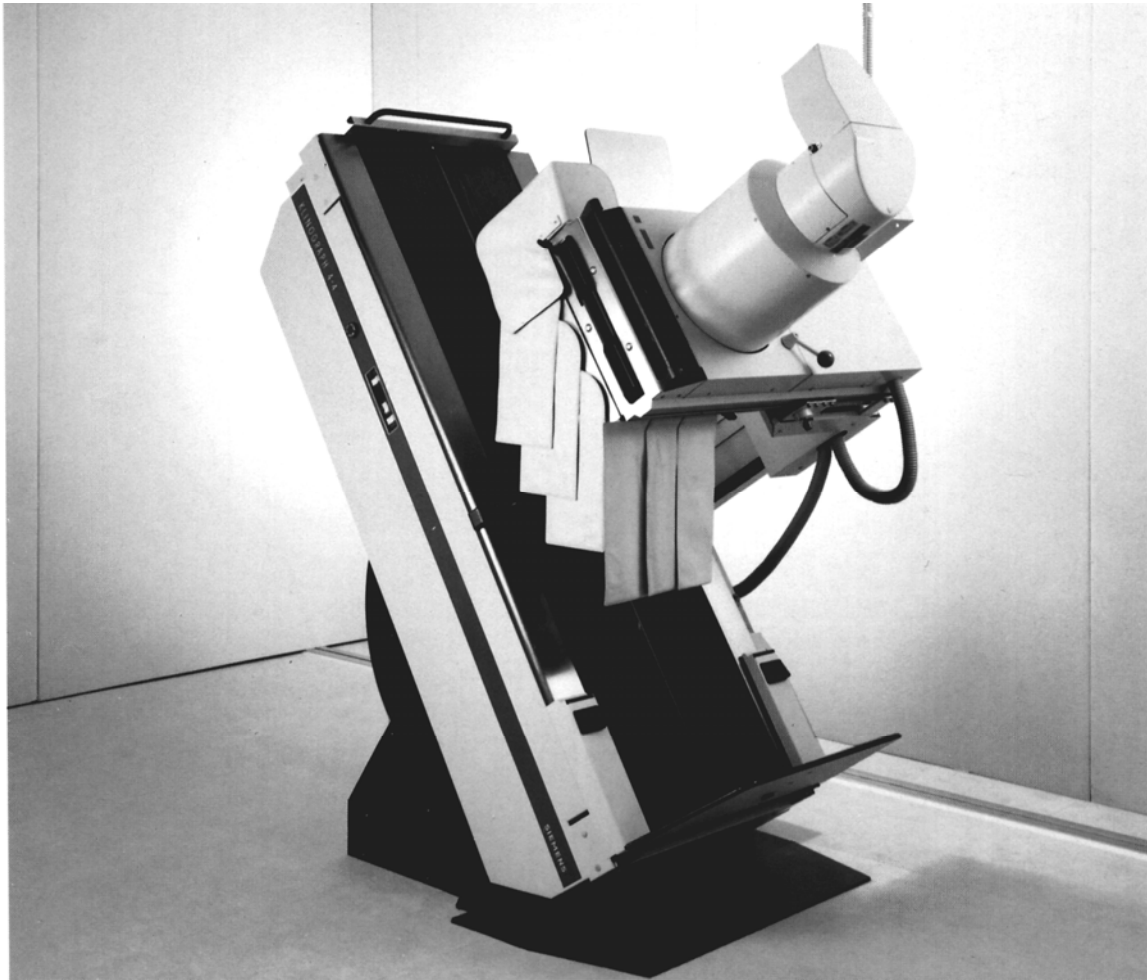


Рисунок 27 – Рентгендіагностичний апарат фірми СІМЕНС

Магніт є найдорожчою частиною МР-томографа, що створює сильне стійке магнітне поле. Більшість сучасних магнітів, що випускаються різними виробниками, є надпровідними.

Всередині магніту розташовані градієнтні котушки, призначені для створення контрольованих змін головного магнітного поля B_0 по осях X , Y і Z і просторової локалізації сигналу. Градієнтні котушки завдяки своїй конфігурації створюють керовану, однорідну й лінійну зміну поля в певному напрямку, мають високу ефективність, низьку індуктивність та опір [38].

Градієнтні котушки мають різні розміри, конфігурацію і бувають таких видів:

- а) котушка у формі «8»;
- б) котушка Голея, яка створює градієнти магнітного поля перпендикулярно до головного поля;
- в) котушка Гельмгольца – пара котушок зі струмом, які створюють однорідне магнітне поле в центрі між ними;

г) котушка Максвелла, яка створює градієнти поля у напрямку головного магнітного поля;

д) здвоєна сідлоподібна котушка, яка створює градієнт у напрямку осей X та Y.

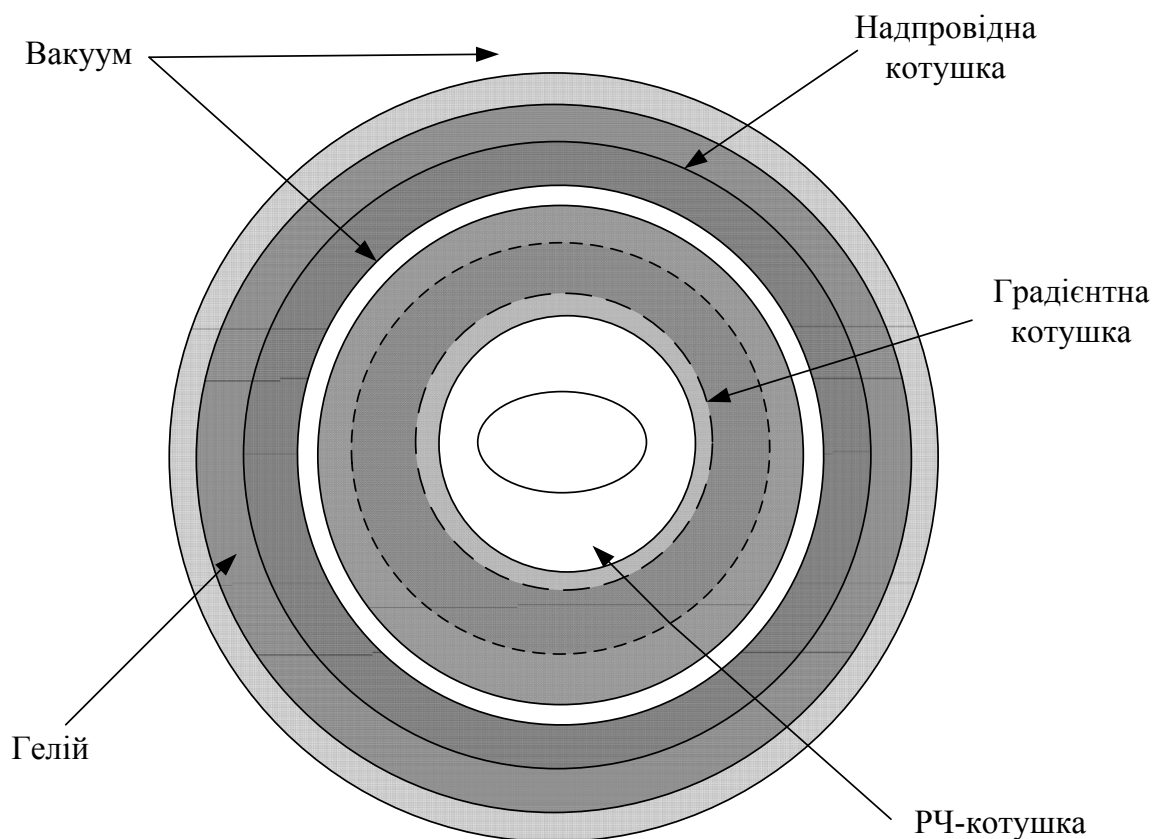


Рисунок 28 – Схема надпровідного магніту

Для просторового збудження обраного об'єму використовуються три з'єднані ортогональні котушки, що створюють необхідні градієнтні поля, що додаються до головного поля (B_0). Наприклад, при кодуванні сигналу для створення градієнта по осі Z може використовуватись пара Гельмгольца або котушка Максвелла, а по осях X та Y – парні сідлоподібні котушки. У ряді методів швидкого відображення градієнти також використовуються для створення зворотного імпульсу.

Використання цих котушок дозволяє зменшити число усереднень сигналу з високим співвідношенням сигнал/шум і роздільною здатністю, таким чином зменшуючи час сканування.

Сідлоподібна котушка являє собою дві петлі провідника, які огортають протилежні сторони циліндра, і використовується, коли статичне магнітне поле коаксіальне поздовжній (вздовж тіла) осі котушки.

Фазочутливим детектором є пристрій, що відокремлює сигнали M_x , M_y від сигналу РЧ-котушки, перетворюючи лабораторну систему координат в обертову. Його основою є перетворювач частоти, що має два

входи й один вихід. Якщо сигналами на вході є $\cos(A)$ і $\cos(B)$, то на виході одержують $\frac{1}{2}\cos(A + B)$ і $\frac{1}{2}\cos(A - B)$. Фазочутливий детектор звичайно складається із двох перетворювачів частоти, двох фільтрів, двох підсилювачів і 90° -ного перетворювача фази й має два входи й два виходи. На входи подаються частоти ν та ν_0 і на виході одержують значення поперечної намагніченості M_x і M_y . Аналого-цифровий перетворювач перетворює МР-сигнал в цифровий, що обробляється за допомогою Фур'є-перетворення і відображається у вигляді зображення на моніторі.

У комп'ютері, який контролює всі компоненти томографа, можна виділити центральний блок оброблення, що складається із блока приймання і передавання даних, реконструкції зображень, зберігання даних і оперативної пам'яті, а також периферійні пристрої, до яких можна віднести блок зберігання даних і пристрою введення/виведення. Комп'ютер керує програматором градієнтів, що визначають вид і амплітуду кожного із трьох градієнтних полів, необхідних для одержання даних, а також обробленням даних для відображення зображень. Градієнтний підсилювач збільшує потужність градієнтних імпульсів до рівня, достатнього для керування градієнтними котушками. Джерело РЧ-імпульсів (генерує синусоїду потрібної частоти) і програматор імпульсів (надає їм форму \sin імпульсів) є РЧ-компонентами, що перебувають під контролем комп'ютера. РЧ-підсилювач збільшує потужність імпульсів від міліват до кіловат. Вибір і модифікація послідовності, що відображає введення даних у комп'ютер здійснюються через консоль керування.

Пацієнт розташовується на керованому комп'ютером столі, точність установлення позиції якого становить 1 мм.

В процедурній кімнаті сканування по периметру розташований електрично провідний екран (мідна сітка або листи алюмінію) – клітка Фарадея, що зменшує вплив зовнішніх радіохвиль на роботу томографа і запобігає виходу РЧ-хвиль за межі процедурної кімнати. Екранування кімнати може бути повним (з 6 сторін) або частковим, якщо межі поля потрібно зменшити лише в деяких областях.

11.1 Магніторезонанса томографія

Магніто-резонансна томографія (МРТ) – метод відображення, що використовується в основному для отримання високоякісних зображень органів людського тіла. МРТ ґрунтується на принципах ядерно-магнітного резонансу (ЯМР) і методі спектроскопії, що використовується вченими для отримання даних про хімічні та фізичні властивості молекул.

Суть методу: магнітний резонанс – фізичне явище, яке ґрунтується на властивостях деяких атомних ядер при розміщенні їх в магнітному полі поглинати енергію в радіочастотному діапазоні і випромінювати її після припинення дії радіочастотного імпульсу. При цьому напруга магнітного

поля і частота радіочастотного магнітного поля повинні чітко відповідати одне одному, що і називається ядерним магнітним резонансом: ядерним – оскільки взаємодія відбувається лише з магнітними моментами атомних ядер, магнітним – оскільки ці моменти орієнтовані постійним магнітним полем, а зміна їх орієнтації викликається радіочастотним магнітним полем, резонансом – оскільки параметри цих полів чітко пов'язані між собою. Найбільш цікавими для медицини є ядра ^1H , ^{13}C , ^{23}Na , ^{31}P , оскільки всі вони присутні в тілі людини. Характер інтенсивності сигналу в МРТ визначається в основному чотирма параметрами: протонною щільністю (кількістю протонів в досліджуваній тканині), часом спин-граткової релаксації (T1), часом спин-спінової релаксації (T2), рухом чи дифузією досліджуваних структур. Для МРТ розроблені різні імпульсні послідовності, які, залежно від мети, визначають вклад того чи іншого параметра в інтенсивність зображення досліджуваних структур для отримання оптимального контрасту між нормальними та зміненими тканинами.

Залежно від напруженості магнітного поля всі МР-томографи зазвичай класифікують на наднизькопольові (менше 0,1 Тл), низькопольові (0,1 – 0,4 Тл), середньопольові (0,5 Тл), високопольові (1 – 2 Тл), надвисокопольові (більше 2 Тл). Прилади з полем до 0,3 Тл зазвичай мають резистивні чи перманентні магніти, вище 0,3 Тл – надпровідні.

Більше 70 % парку МР-томографів складають моделі з надпровідними магнітами (0,5 – 1,5 Тл).

Магніто-резонансна томографія ґрунтується на поглинанні та пропусканні енергії в радіочастотному діапазоні електромагнітного спектра. МРТ дозволяє побачити об'єкт, за розмірами менший, ніж довжина хвилі випромінювання, використаного для отримання зображення. МРТ долає це обмеження за рахунок отримання зображень, які базуються на просторових варіаціях фази і частоти радіочастотної енергії, поглиненої і пропущеної відбиваючим об'єктом.

11.2 Спіральна комп'ютерна томографія

Впровадження спіральної технології сканування не лише покращило якість візуалізації, але й відкрило зовсім нові напрямки (найбільш значимими з них є КТ-ангіографія, високоякісна тривимірна візуалізація і віртуальна ендоскопія).

Спіральне сканування полягає в одночасному виконанні двох процедур: безперервного обертання рентгенівської трубки навколо об'єкта і безперервного поступального руху стола з пацієнтом (траєкторія пучка рентгенівських променів, спроектована на пацієнта, набуває форму спіралі).

До основних переваг спіральної КТ відносяться:

- економія часу і покращення якості обслуговування хворих;
- збільшення пропускнуої спроможності;
- зменшення променевого навантаження. Збільшення кроку спіралі при однаковому часі дослідження дозволяє збільшити зону сканування, зменшуючи тим самим дозу опромінення. При кроці спіралі 1,5 доза опромінення пацієнта приблизно на одну третину менша дози, отриманої ним при традиційному скануванні суміжних шарів;
- зменшення спотворень, обумовлених рухами пацієнта. Оскільки при спіральній КТ сканування можна провести за один час затримки дихання, спотворення, пов'язані з дихальними рухами пацієнта, мінімальні;
- висока точність реконструйованих зображень. Отриманий при спіральній КТ безперервний об'єм даних дозволяє здійснити тривимірну і мультипланарну реконструкцію з великою точністю. При проведенні мультипланарної реконструкції зображень артефакти практично не виявляються. Результати КТ-досліджень стають більш наочними, демонстративними, доступними. Високоінформативні багатосмугові реформації усунули обмеження діагностичних зображень лише аксіальною проекцією і максимально зблизили можливості КТ і магніто-резонансної томографії;
- ретроспективна реконструкція. В складних для діагностики випадках доцільно зберігати дані, отримані при спіральному скануванні. Тоді при утрудненнях в поставленні діагнозу може бути проведена ретроспективна реконструкція зображень зі зміною параметрів реконструкції, зокрема з перекриванням шарів. При цьому немає необхідності викликати пацієнта для повторного сканування;
- покращення детектування невеликих патологічних утворень. Спіральна КТ дозволяє здійснити реконструкцію зображень при довільних інтервалах і товщині шару, а також з перекриванням шарів. Це дає можливість виявляти патологічні зміни малих розмірів, невидимі чи недостатньо чітко видимі при традиційній КТ;
- віртуальна ендоскопія. Дані спіральної КТ можуть бути подані у вигляді «подорожі» всередині і навколо порожнистих анатомічних структур, заповнених повітрям, кров'ю або будь-якою іншою речовиною;
- сканування при оптимальному контрастуванні. Достатній ступінь контрастування судинних структур при повному скануванні грудної клітки, черевної порожнини і таза може бути досягнутий при використанні невеликих кількостей контрастної речовини;
- економічна ефективність КТ пов'язана з її діагностичною ефективністю. Швидкість роботи, інформативність і об'єктивність отриманих при спіральній КТ даних дозволяють здійснювати швидке поставлення діагнозу і, відповідно, ефективне лікування. Крім того, сучасні інформаційні технології дають можливість, передаючи зображення по мережі на інші комп'ютери, оперативно отримувати консультації інших

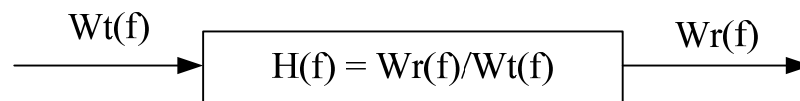
спеціалістів.

11.3 Ультразвукові сканери

Історія застосування ультразвукових коливань в медицині в діагностичних цілях нараховує близько п'яти десятиріч. Порівняно невисока вартість досліджень та обладнання, неінвазивний характер досліджень, високі показники просторової та часової роздільної здатності дозволили ультразвуковому дослідженню стати одним із основних методів функціональної діагностики.

Серед множини акустичних параметрів, які могли б використовуватись як критерії відмінності здорової тканини від ураженої найчастіше використовується коефіцієнт затухання акустичних коливань і коефіцієнт зворотного розсіювання.

Теоретична модель процесу зворотного розсіювання ультразвукового випромінювання включає в себе вхідний сигнал моделі, що є енергетичним спектром коливань, які випромінюються ультразвуковим перетворювачем $W_t(f)$, а вихідний – енергетичним спектром зворотно-розсіяного ультразвукового випромінювання від досліджуваного органа $W_r(f)$.



Функція перетворення сигналу має вигляд:

$$H(f) = W_r(f) / W_t(f),$$

де f – частота випромінювання.

На рис. 29 наведена схема розташування ультразвукового перетворювача при дослідженні печінки, на якій 1 – ультразвуковий перетворювач; 2 – тканина печінки; 3 – досліджувана ділянка.

Якщо глибина розміщення досліджуваної ділянки змінюється від X_1 до X_2 , то коефіцієнт затухання визначається формулою:

$$U = 1/2 \cdot dx \cdot \ln W_r(X_2) / W_r(X_1),$$

де $dx = X_2 - X_1$.

Таким чином, для визначення коефіцієнта затухання необхідно отримати енергетичний спектр зворотного розсіювання при двох різних глибинах.

В наш час на ринку представлені два види ультразвукових сканерів – портативні та стаціонарні. В залежності від області медичного застосування УЗ сканери поділяють на універсальні та спеціалізовані.

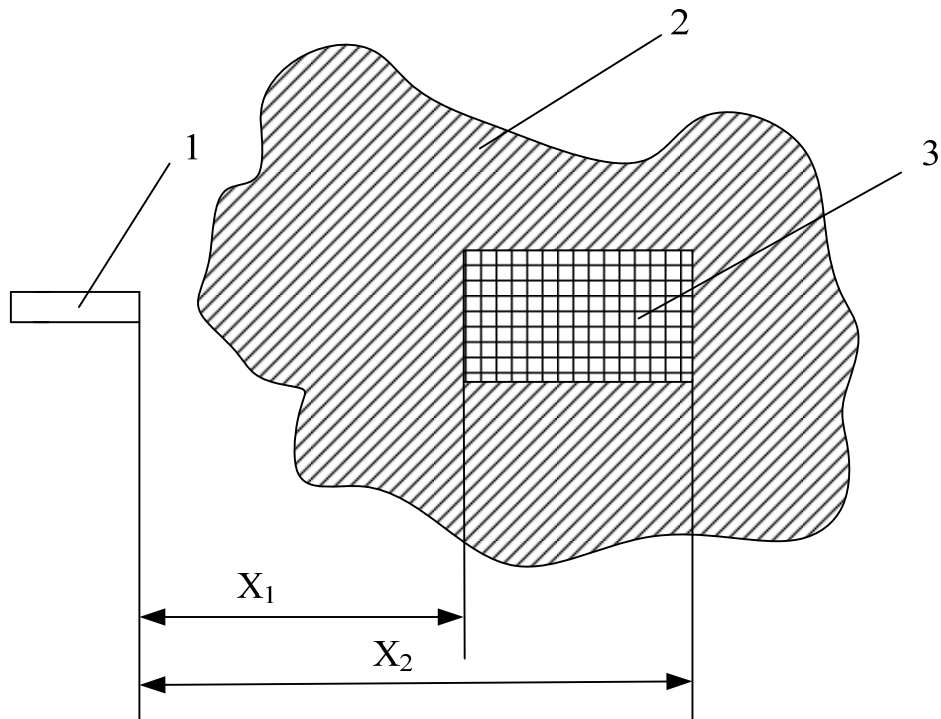


Рисунок 29 – Структура процесу УЗД

До спеціалізованих відносять прилади: для внутрішньосудинних, транскраніальних (ехоенцефалоскопи) досліджень, офтальмологічні (ехоофтальмометри), фетальні монітори та ін. Однак частіше застосовуються універсальні прилади.

Залежно від використовуваних в них режимів можна виділити три основні типи приладів: чорно-білі – для отримання двовимірних чорно-білих акустичних зображень, режими роботи: В, М, В + В, В + М; сканери зі спектральним доплером, що дозволяє додатково отримувати характеристики кровотоку, режими роботи: В, М, РW або СW (рідше), В + В, В + М, В + РW(СW) – дуплексні; сканери з кольоровим доплерівським картуванням – найбільш досконалий тип ультразвукових приладів з можливістю відображення двовимірного розподілу швидкостей кровотоку, що виділяються кольором на двовимірному сірошкальному зображенні тканин основні режими роботи: В, М, РW і СW, CFM, В + В, В + М, В + РW(СW), В + РW(СW) + CFM – триплексні.

Сьогодні підвищеним попитом користуються УЗ сканери високого класу з цифровим формувачем променя і цифровим приймачем. Цифрові сканери мають переваги перед сканерами з аналоговою побудовою формувача променя та приймача: плавне, практично безперервне динамічне фокусування на прийманні і більш гнучке керування режимами роботи.

При роботі в А-режимі відбиті сигнали зображаються у вигляді піків, при цьому можна виміряти відстань між двома різними структурами. В В-режимі (2D-режим) всі тканини, через які проходить ультразвуковий

промінь, відображаються на екрані. Отримані двовимірні зображення називають зрізами в В-режимі. При швидкому чередуванні В-зрізів отримується відеомониторне спостереження. М-режим – ще один спосіб відображення інформації. В результаті отримується хвиляста лінія. Цей режим використовується в кардіології (зазвичай разом з В-режимом).

Режим відеомониторного спостереження дає чередування зображень різних частин тіла, розташованих під датчиком в тому порядку, в якому здійснювалось сканування. Зображення змінюється при будь-якій зміні положення тіла. Рухи відображаються на моніторі в реальному масштабі часу.

Кольорове доплерівське картування (CDF1, CFM, CD, CF1, CDV, CF та ін.) полягає в тому, що розподіл та напрямок руху потоків подані в двовимірному зображенні, при цьому пізні швидкості кодуються різним кольором.

Для тривимірного зображення (3D, volume mode) необхідно отримати інформацію про досліджувані тканини за трьома просторовими координатами. Для цього застосовують технологію В-сканування з метою отримання двовимірного зображення плоского шару і забезпечують можливість переміщення площини сканування по третій просторовій координаті.

Комплектуючи УЗ сканер, необхідно врахувати, що на практиці зазвичай потрібно не більше 3-4 датчиків. В основному використовується п'ять типів: механічні, секторні, лінійні, конвексні і з фазованим скануванням. Вони розрізняються за методом формування ультразвукових коливаль, методом випромінювання та створюваним ними форматом зображення на екрані монітора.

З діагностичною метою зазвичай використовують датчики з частотами: 3,0 МГц, 3,5 МГц, 5,0 МГц, 6,5 МГц, 7,5 МГц. Крім того, в останні роки з'явилися прилади, обладнані високочастотними датчиками 10 – 20 МГц.

Існує велика різноманітність внутрішньосмугових датчиків, які застосовуються в різних областях. Однак вважається, що найкращий датчик для загальної практики – конвексний з робочою частотою 3,5 МГц (для дорослих) та 5 МГц (для педіатрії), рідше – 2 МГц (для глибокого розташування органів). Довжина дуги робочої поверхні – 36 – 72 мм, кут огляду – 40 – 90°.

В сучасних приладах все більше застосування знаходять широкосмугові датчики. Якщо в звичайних відносна ширина смуги робочих частот рівна $\Delta f/f_0 \approx 0,4 - 0,5$, де Δf – ширина смуги частот, f_0 – центральна (номінальна) частота, то в широкосмугових датчиках відносна ширина смуги може перевищувати одиницю. Це призводить до суттєвого покращення роздільної здатності.

СоноКТ – технологія складноскладової ультразвукової (УЗ) комп'ютер-ної томографії (КТ) в реальному масштабі часу. Вона є новим методом отримання і оброблення інформації для отримання надінформативного зображення. Ідея СоноКТ – отримати серію вихідних зображень об'єкта під різними кутами зору і за допомогою комп'ютерної реконструкції об'єднати їх в одне. В результаті такого комп'ютерного синтезу долається бар'єр традиційного ортогонального УЗ сканування – велика кількість перешкод через прямолінійний хід УЗ променя в глибину тканини і назад.

Найвища якість зображення досягається складанням до дев'яти окремих УЗ зображень, отриманих за декількома напрямками УЗ променя в одній і тій же площині без зсуву датчика рукою лікаря, а лише виключно за допомогою цифрового керування ходом променя. Відбувається комбінування простих зображень в одне складне при збереженні частоти кадрів сканування в реальному часі.

Отримуються, таким чином, зображення виключного ступеня деталізації, з чіткою візуалізацією меж розділу тканин при одночасному усуненні артефактів, що забезпечує підвищення точності і достовірності діагностики.

СоноКТ-візуалізація дає можливість лікарю досягнути на новому технологічному рівні постійної якості зображення, що підвищує ефективність роботи.

Друге покоління СоноКТ включає технології:

- широкий діапазон лінійних і конвексних датчиків;
- розширений спектр клінічного застосування;
- панорамне сканування до 1 м;
- об'ємна реконструкція найвищої деталізації.

Друге покоління СоноКТ забезпечує досягнення принципово нового рівня діагностичних можливостей шляхом поєднання технологій комбінованої візуалізації реального масштабу часу, гармонічної тканинної, панорамної візуалізації і 3D УЗД.

СоноКТ-візуалізація використовує комп'ютерну технологію керування ультразвуковими променями для прецизійного маневрування ними «поза віссю» з метою отримання до дев'яти кутів огляду під час одного сканування.

11.4 Ендоскопічна ультрасонографія

Потенціальні можливості ендоскопічної ультрасонографії (ЕндоУЗД) розширюються у зв'язку з удосконаленням клінічних досліджень і прогресом у виробництві обладнання. Особливої уваги заслуговує розроблення високоякісних мініатюрних датчиків, які можуть бути проведени через допоміжні канали стандартних ендоскопів.

Основним принципом ЕндоУЗД є збільшення чіткості і деталізації зображення паралельно зі зменшенням глибини сканування в міру підвищення частоти використовуваного ехосигналу. Нові мікродатчики з робочою частотою 12 і 20 МГц, а найновіші – 30 МГц, забезпечують унікальні за своїми об'єктивними характеристиками результати візуалізації стінки травного тракту, від стравоходу до прямої кишки.

Можливість отримати зображення окремих шарів стінки органа в послідовності, яка відповідає її гістологічній будові, а не як єдиний утвір, являє собою потужний засіб клінічного дослідження і є основою для багатьох показань для проведення ЕндоУЗД. Найновіші мікродатчики можуть бути використані для діагностики підслизових утворень, аномальних складок, варикозного розширення вен стравоходу і визначення стадії злякисного пухлинного процесу. Датчики нового покоління, керовані по проводах, можна вводити в панкреатичні і жовчні протоки для діагностики пухлинних процесів і конкрементів. Інші показання до проведення стандартного ЕндоУЗД пов'язані з можливостями методу забезпечувати високо-деталізовані результати візуалізації ділянок, розташованих в безпосередній близькості від травного тракту. Продовжується створення та удосконалення радіальних механічних пристосувань і електронного лінійного інструментарію.

Другим суттєвим нововведенням, яке увійшло в клінічну практику, є колоноскопи зі змінною гнучкістю. Обладнання такого роду перспективне в плані забезпечення більш повного дослідження при більш комфортних умовах для пацієнта.

До останніх технологічних новинок, що розширюють область застосування гнучких ендоскопів, можна віднести зменшення їх зовнішнього діаметра до 2 мм і менше, флуоресцентні методики, пристрій «ендоскоп в ендоскопі», ультразвуковий датчик в ендоскопі. Удосконалення дозволяють за допомогою ендоскопів проникати у важкодоступні місця, проводити діагностику на якісно новому рівні.

Окремо варто відмітити розробку ендоскопічних систем відеоспостереження. Це відкриття дає доступ до ендоскопічних зображень широкому колу медичних спеціалістів. Завдяки електронному обробленню даних з'явилась можливість роздрукувати кольорові зображення, передавати їх по локальній мережі медзакладу і транслювати на медичних телеконференціях в Інтернеті.

Ендоскопічна оптична когерентна томографія – новий метод медичної діагностичної візуалізації, який проходить стадію клінічних досліджень. Метод подібний до ЕндоУЗД, однак передбачає використання замість ультразвуку інфрачервоних променів, що дає можливість в десятки разів збільшити роздільну здатність зображення. При цьому відбитий від візуалізованого об'єкта потік променів реєструється і аналізується методом інтерферометрії.

В цілому, можна виділити три основні тенденції в розвитку сучасної ендоскопії. По-перше, ендоскопія стає більш доступним, зручним і менш дорогим методом дослідження. Технологічні досягнення, в свою чергу, також сприяють удосконаленню точності діагностики. По-друге, в міру подальшого розвитку ендоскопічної хірургії, як, наприклад, створення «гнучких методик», будуть все більше стирати межі між традиційною ендоскопією та хірургією. Третя тенденція пов'язана з удосконаленням рівня практичної підготовки і підвищенням відповідальності спеціалістів.

Літотриптори – це клас медичних приладів, призначений для дроблення каменів у нирках, жовчному міхурі, слинних протоках. Визначення місцеположення каменя і безперервний лікарський контроль в процесі літотрипсії відбувається за допомогою двох ультразвукових В-сканерів реального часу, які вмонтовані в датчик системи. Обидва сканери повертаються на 90° для виконання секційного сканування в повздовжньому і поперечному напрямках. Діапазон глибини сканування складає, як правило, 40-180 мм. За допомогою пристрою наведення система датчик-сканер може пересуватися в трьох напрямках – повздовжньому, поперечному і вертикальному.

Тепловізійна апаратура. В 1954 році Дж. Д. Харді довів, що шкіра людини повністю поглинає падаючі на неї інфрачервоні промені і має здатність до інфрачервоного випромінювання. Прилади, які реєструють таке випромінювання, отримали назву тепловізори.

В тепловізорах інфрачервоне випромінювання шкіри сприймається оптичною системою камери, яка проводить розгортку поля зору і фокусує випромінювання на детекторі (приймачі), який є основним елементом тепловізора. Для пригнічення напівпровідникових шумів детектор охолоджується рідким азотом до температури мінус 196 °С.

Під дією інфрачервоних променів детектор змінює свій опір і в електричному колі, до якого входить фоторезистор, виникають електричні сигнали, які залежать від інфрачервоного потоку. Після підсилення ці сигнали регулюють інтенсивність електронного пучка в трубці телевізійного монітора, на якому з'являється тепла картина досліджуваної ділянки тіла, де світліші ділянки відповідають поверхні тіла з підвищеною температурою.

Тепловізори можуть вимірювати і абсолютні значення температури. Індикаторний блок здійснює реєстрацію двох ізотермічних функцій, яка відбувається як одночасно, так і послідовно.

В останні роки з'явилися тепловізори кольорового зображення, які дають більш інформативне зображення досліджуваної поверхні тіла людини. Сучасна тепловізійна техніка дозволяє об'єктивно, наочно і швидко реєструвати температуру цілих областей і всього тіла на електрохімічному носії чи папері.

Одержжане зображення і можливості виділення класифікаційних

ознак захворювання залишають бажати кращого. Тому дуже актуальною є задача підвищення якості оброблення термограм, автоматизації їхньої розшифровки, поліпшення тепловізійної діагностики. Розв'язання цих задач пов'язано з застосуванням обчислювальної техніки, що дозволяє впровадити перспективний метод мультимедійної термографії. Цей метод заснований на виділенні зрізів теплового поля за значенням температури кожного з них, у результаті виконання якого виходить динамічна картина теплового поля. Маючи таку можливість спостерігати динамічну картину розподілу температурних градієнтів, лікар може швидше і точніше установити діагноз захворювання.

Для цих термографічних комп'ютерних комплексів розроблене сучасне програмне забезпечення. Так, наприклад, програмне забезпечення комплексу SIT-INFRA, з огляду на специфіку термодіагностичних досліджень, разом з математичним обробленням зображень (фільтрація, побудови тривимірних термопрофілів, масштабування зон інтересу) дозволяє після одержання термограми створити картку пацієнта, роздрукувати її і зберегти в архіві на жорсткому диску. Електронний архів розрахований на збереження 20000 термограм і карток пацієнта. Для спостереження за динамікою процесів передбачений перегляд декількох знімків з архіву.

Контрольні запитання

1. В чому різниця між томографією і рентгенографією?
2. Що таке МРТ?
3. Якими показниками якості характеризується рентгенологічна апаратура?
4. В чому полягає метод ультразвукової діагностики?
5. Які види полів, випромінюваних біооб'єктом використовуються в тепловізійній діагностиці?
6. Поясніть принцип роботи комп'ютерного томографа.
7. В чому полягають переваги спіральної КТ ?
8. Що являє собою надпровідний магніт томографа?
9. Які режими роботи УЗ-сканерів ви знаєте?
10. Поясніть принципи роботи СоноКТ ?
11. Поясніть роботу ультразвукового ендоскопа.

12 БІОМЕДИЧНА АПАРАТУРА ДЛЯ НЕТРАДИЦІЙНОЇ МЕДИЦИНИ

Розвиток фізики, фізичної хімії, електроніки, фізіології і клінічних дисциплін сприяв науково обґрунтованому розвитку та удосконаленню існуючих і розробленні нових ефективних методів електротерапії: лікувального електрофорезу, УВЧ-терапії, методів імпульсної електротерапії, високочастотної і низькочастотної магнітотерапії, а також методів впливу надвисокочастотними електромагнітними коливаннями сантиметрового і дециметрового діапазонів.

На рубежі XVIII – XIX століть з'явилися перші повідомлення про лікувальне використання електричного струму при голковколіванні лікарями Перкінсом (Англія) і Сарландьє (Франція), що ознаменувало собою народження нового методу терапії – електропунктури (ЕП).

Час інтенсивного розвитку і становлення ЕП як повноправного терапевтичного методу, придатного для медичної практики, припадає на 50-і роки XX століття. В подальшому на точки акупунктури стали впливати з лікувальною метою не тільки полями електричними, але і магнітними, і електромагнітними. Магнітні й електромагнітні методи стимуляції точок акупунктури звичайно розглядають як різновид загального методу – електропунктури.

12.1 Фізичні основи електропунктури

У 1950 р. японський лікар Накатані виявив лінії підвищеної електропровідності, які практично збіглися з класичними китайськими акупунктурними меридіанами.

Дослідження пацієнта за методом Накатані проводиться в горизонтальному положенні в стані фізичного і психологічного спокою, не раніше ніж через 1,5 – 2 години після приймання їжі.

Отримані результати вимірювання обробляються відповідно до методики пропозицій Накатані і виводяться на екран дисплея. При інтерпретації результатів цих досліджень практичне значення мають не стільки абсолютні величини електрошкірної провідності окремих точок акупунктури, скільки їх співвідношення за R-картою. При роботі на портативному приладі порядок роботи такий самий, але така карта заповнюється вручну. Якщо всі значення електропровідності точок знаходяться в межах фізіологічних границь, то функція ВНС добре збалансована, що характерно для здорових людей. За результатами вимірювань будується фізіологічний коридор, що відповідає збалансованому стану меридіана і свідчить про відсутність патології в органах, пов'язаних з даним меридіаном. При значному відхиленні даних за межі коридора визначений показник достовірно відображає патологію відповідної функціональної системи чи органа. Якщо результати

вимірювань виходять за верхню границю коридора, меридіан і відповідні органи знаходяться в збудженому стані або має місце запальний процес.

Терапевтична апаратура для ЕП має багато в чому подібні принципи побудови із звичайною електро- і магнітотерапевтичною апаратурою. Розбіжності виявляються, головним чином, при врахуванні функціональних особливостей того чи іншого органа або системи, на які робиться вплив, а також фізичної природи і місця їх розташування в живому організмі. Магнітні властивості біологічних структур виражені вкрай слабо, а магнітне поле робить стимулюючий вплив опосередковано через інші види енергії (електричну, хімічну й ін.). Що ж стосується механізмів лікувальної дії електричного й електромагнітного поля, то в загальному вигляді їх можна подати таким чином.

Насамперед відбувається поглинання енергії біологічним об'єктом як фізичним тілом завдяки утворенню тепла, вільних радикалів, іонізації, утворенню збуджених молекул і т. д. Наприклад, альфа-випромінювання цілком поглинається в епідермісі на глибині кількох десятків мікрон, виконуючи на своєму шляху дуже інтенсивну іонізацію молекул води. Надвисокочастотні електромагнітні коливання сантиметрового діапазону, проникаючи в тканини на глибину кількох сантиметрів, поглинаються, головним чином, молекулами води, що призводить до утворення значної кількості тепла в тканинах. Низькочастотні і інфранизькочастотні струми змінюють енергію електричного поля на мембранах клітин, що приводить до порушення іонного складу клітин і в кінцевому випадку до їхнього збудження. У м'язі, наприклад, це може викликати мимовільне скорочення.

Поряд із первинним, чисто фізичним поглинанням енергії діючого фактора в тканинах розвиваються ще складніші і менше вивчені процеси трансформації енергії фізичного фактора в біологічний процес. В одних випадках така трансформація відбувається шляхом безпосереднього збудження рецепторів, нервів або інших збудливих тканин, викликаючи нерідко специфічні реакції, в інших – відбувається утворення тепла, зміна звичайного для тканин співвідношення іонів і рН-середовища, утворення біологічно активних сполук типу гістаміну, серотоніну, ацетилхоліну і ін. Біологічно активні речовини, що утворюються в результаті поглинання енергії стимулювального впливу, збуджують не тільки тканини і рецептори в місці їх утворення, але поширюючись гуморальним шляхом, впливають на ендокринні залози і вегетативні центри ретикулярної формації.

На відміну від електротерапії глибоких ділянок тканин людини електропунктурні діючі сигнали прикладаються безпосередньо до поверхневих шарів шкіри. Оскільки імпеданс шкіри має значно більшу величину частотної дисперсії, ніж внутрішні області живого організму, енергія електричного поля на низьких і інфранизьких частотах витрачається майже повністю у шкірних тканинах, а на високих частотах

зберігає величину на порядок більшу, ніж для тканин внутрішніх органів.

12.2 ЕП-терапія на постійному струмі

Вплив постійним струмом із лікувальною метою в електротерапії називають гальванізацією. Лікувальний ефект від гальванізації пояснюють зміною концентрації іонів калію і натрію в тканинах при проходженні постійного струму, причому це явище спостерігається в основному в області, що безпосередньо прилягає до місця розташування електродів на шкірі. На думку Ц. П. Лазарева, що вивчав механізм полярної дії постійного струму, підвищення збудливості і виникнення збудження біля катода відбуваються внаслідок переважного скупчення в цій області одновалентних іонів в основному натрію, калію і водню, які мають велику рухливість. Дуже активно діє постійний струм на нервові волокна, причому велике значення має полярність впливу. Біля катода відбувається підвищення провідності і збудливості, а біля анода, навпаки, збудливість знімається. При проходженні струму уздовж нервових стовбурів підвищується провідність по них нервового збудження, спостерігається прискорення регенерації ушкоджених нервів.

Постійний струм у ЕП-терапії став широко використовуватися в зв'язку із створенням Накатані нового напрямку в електропунктурній рефлексотерапії і діагностиці методом Рюдораку. Вплив здійснюють або на БАТ, що відповідають збудженому каналу, або на так звані реактивні, в які вводять голки, через які пропускаються електричний струм силою 0,2 мА протягом 7 с. Великою заслугою Накатані є розроблений ним метод діагностики на основі вимірювання електричного опору БАТ перед проведенням сеансу ЕП. На ефективність проведення ЕП-терапії, як показали дослідження Фюї, впливає матеріал, із якого зроблені голки, що використовуються для електроакупунктури.

12.3 ЕП-терапія низькочастотними струмами

Низькочастотні імпульсні і синусоїдальні струми з різними величинами модуляції широко використовуються в електротерапії. Одне із застосувань імпульси струму низької частоти знайшли в апаратурі для електросну. Прилади типу "Електросон-5" працюють на частоті 5 – 160 Гц. Для впливу синусоїдальними модульованими струмами можна використовувати "Амплипульс-4". Ефект електросну пояснюється збудженням дуже чутливих рецепторів у зоні інервації трійчастого нерва.

Багато методів електротерапії мають болезаспокійливу дію. Найчастіше використовується з цією метою так звана короткоімпульсна електроанальгезія. Суть її полягає в тому, що на больову ділянку тіла або область проходження нервів чи нервових стволів впливають дуже

короткими (0,05 – 0,3 мс) імпульсами прямокутної форми або асиметричними біполярними імпульсами електричного струму при частоті від 30 до 120 Гц. Короткоімпульсні струми впливають вибірково на чутливі нервові волокна. У нашій країні для короткоімпульсних протибольових впливів випускаються апарати Дельта-101, Дельта-102, МИОРИТМ-021, ПЭЛАНА, ЛЭНАР, ЭЛЕКТРОНАРКОН, ЭЛИМАН-206 і ін. З закордонної апаратури можна відзначити прилади фірми Emprі (США) – модель 980, HSE Nerv-Muskel-reizgerat, Neurostim фірми Hugo Sachs Elektron (Німеччина), Endomed 405 фірми Enraf Nonius, ORHOTRON фірми Raymar (Великобританія). Частоту імпульсів на практиці частіше усього підбирають відповідно до найприємніших відчуттів для хворого. Відомо, що при частотах, які перевищують 100 Гц, швидко розвивається звикання до струму, а болезаспокійливий ефект більше виражений при низьких частотах у поєднанні зі значною інтенсивністю впливів.

Вітчизняні і закордонні дослідження різних властивостей БАТ вказують на можливість одержання на основі цих властивостей діагностичної інформації. За зміною електричних параметрів окремих БАТ можна судити про локалізацію патологічного процесу, а також про його динаміку при розвитку хвороби або під час лікування. У деяких випадках зміни в електричних характеристиках БАТ можуть з'явитися раніше, ніж явні клінічні ознаки захворювання, тобто можливо виявлення ранніх стадій захворювання.

Одним з електричних параметрів, що вперше стали вимірювати в ЕП-діагностиці і який залишається основним і в наш час, є імпеданс або електричний опір. Глибокі і різнобічні дослідження імпедансу БАТ провів в 50 – 60-х роках французький учений Д. Нібоє. Він досліджував електричний опір шкіри на постійному і змінному струмі і визначив сукупність зовнішніх і внутрішніх факторів, що впливають на величину цього опору. До зовнішніх факторів відносяться сила струму, тривалість дії, площа електрода. Внутрішні фактори Д. Нібоє розділив на анатомічні, фізіологічні і патологічні. До анатомічних факторів відносяться товщина рогового шару, наявність потових і сальних залоз. Основні фізіологічні фактори – виділення залоз, вазомоторні явища, температура шкіри, прояви психогальванічного рефлексу та ін. До патологічних факторів, що вносять по суті завади у вимірювання, відносяться мікротравми і захворювання шкіри.

Разом з електричним опором, як показав Д. Нібоє, інформативним електричним параметром БАТ є її потенціал. Порівняно з іншими ділянками шкіри БАТ характеризується зниженим імпедансом і підвищеним потенціалом. Іншими дослідниками було доведено, що в цих точках відбувається посилене накопичення радіоактивного фосфору, спостерігається інтенсивна люмінесценція і под., що остаточно підтвердило функціональну особливість акупунктурних точок.

Лінійна електрична еквівалентна схема живих тканин і, зокрема, шкіри людини може бути подана сукупністю резисторів, конденсаторів і джерел напруги. Є безліч варіантів подання еквівалентної електричної схеми. Одна зі спрощених схем зображена на рис. 30.

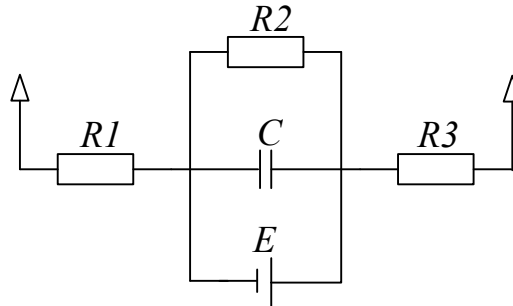


Рисунок 30 – Еквівалентна електрична схема шкіри

Пошук БАТ найчастіше здійснюється за величиною електрошкірного опору, вимірюваного на постійному струмі в межах від часток до одиниць мікроампер. При такому рівні впливи нелінійності електрошкірного опору практично не простежуються. Тому полярність зондувального струму у даному випадку істотної ролі не відіграє. Наприклад, у приладі "Рефлекс-3-01" сила струму в режимі пошуку БАТ дорівнює 2 мкА, постійний струм пошуку БАТ в універсальному приладі для рефлексотерапії Елітерис 5 УМ-003 не перевищує 1 мкА, у приладі "Карат" цей параметр обмежений величиною 5 мкА. Процедура пошуку БАТ здійснюється звичайно при мінімальному дотику до шкіри, щоб до мінімуму зменшити вплив механічного впливу на результат вимірювань. З цією ж метою запропоновано використовувати сухі роликові електроди, об'єднані в групу з двох або трьох електродів, що реалізують диференційний метод вимірювання для забезпечення високої чутливості.

12.4 ЕП-діагностика

Однією із самих простих з точки зору техніки вимірювання і подальшого опрацювання результатів є методика Накатані-Ріодераку. Вона одержала широке поширення завдяки своїй простоті. Вимірювання виконуються на постійному електричному струмі величиною 200 мкА за допомогою вологого електрода відносно великої площі (біля 1 см²), що забезпечує сталість площі контакту і невисоку густину струму [9].

Аналіз і інтерпретація отриманої інформації за допомогою методу Ріодераку будуються на основі отриманих величин електропровідності так званих репрезентативних вимірювальних точок, які в основному збігаються із "точками-джерелами" у класичній акупунктурі. Обчислюється середня величина отриманих значень електропровідностей і

встановлюється п'яти-, десятивідсотковий фізіологічний коридор, тобто межі нормального відхилення величин електропровідності БАТ.

Оригінальний спосіб електропунктурної діагностики був розроблений у 50-х роках німецьким лікарем Р. Фолем. Діагностика за Фолем – це визначення електропровідності окремих ділянок меридіана і дослідження динаміки встановлення струму в БАТ. Фоль висунув гіпотезу, відповідно до якої струм, підведений до БАТ, змінюється, взаємодіючи з "біологічним струмом органа", пов'язаного з даним меридіаном. При дослідженні меридіанів використовується постійний струм, а провідність у точках вимірювань визначається в умовних одиницях. Крім 226 точок на 12 класичних меридіанах Фоль описав ще кілька десятків точок на трьох нових меридіанах (дегенерації, алергії, лімфатичному) і на вторинних меридіанах з'єднання лімфатичного меридіана.

Важливим параметром за методикою Фоля є так зване падіння стрілки. Цей параметр являє собою по суті швидкість повільного зменшення електричної провідності з часом. Як правило, зменшення провідності починається не пізніше 3 с після початку вимірювання і закінчується в межах 30 с. Електронна схема приладу розрахована таким чином, щоб показання, які відповідають нормі, встановлювалися в середині шкали. Як і в методиці Накатані, тут вводиться десятивідсотковий коридор, що відповідає нормі. Падіння стрілки звичайно складає одиниці відсотків від усієї шкали і свідчить про наявність патології органа або системи організму. Ступінь виразності патології знаходиться в прямій залежності від швидкості падіння стрілки.

Особливістю методу Фоля є натискання із певними зусиллями на шкіру під час вимірювань. При цьому видавлюються міжклітинна рідина і кров із капілярів, і на величину електропровідності починають впливати пружні властивості піделектродних шарів тканин, що тісно пов'язано з еластичністю з'єднувальних волокон, проникністю мембран клітин, тонусом м'язових волокон і капілярної мережі. Така багатокомпонентна система, як виявилось, чутлива до дистанційного контакту з лікарськими і біологічно активними речовинами при комплексному строго дозованому механічному й електричному впливі на ТА.

Кількісне оцінювання контакту визначається за Фолем під час так званого медикаментозного тесту. Феномен останнього виявляється у вигляді змін показань приладу, що відповідають клінічній дії медикаменту (в бік норми або навпаки), що можна використовувати при лікуванні хворих, підбираючи їм за реакцією відповідних БАТ оптимальну дозу необхідних ліків. Як ілюстрації на рис. 20 показано характер змін показань приладу Фоля в процесі проведення медикаментозного тесту.

Електропунктура за Фолем дозволяє контролювати терапевтичний ефект від використання алопатичних і гомеопатичних засобів, перевіряти правильність дієтичних, фізіотерапевтичних призначень, оцінювати

результати зуболікарських втручань; дає унікальну можливість зафіксувати токсичну дію інсектицидів, пестицидів, невстановлених за допомогою лабораторної техніки отруєнь навколишнім середовищем, медикаментами, продуктами харчування, алергічних реакцій, визначити наявність прихованих форм вірусних інфекцій [10].

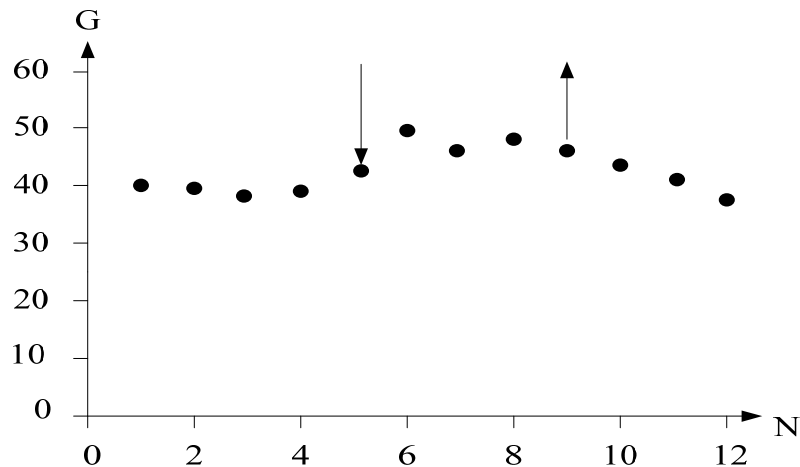


Рисунок 31 – Методикаментозний тест за Фолем

Фірмою Pitterling Elektronik (Німеччина) випускається в наш час перша і досконаліша, друга модель автоматизованого комплексу для ЕП за Фолем. Перша модель містить у собі вимірювально-терапевтичний блок – DERMATRON із під'єднаною до нього ЕОМ. Початок і закінчення вимірювань у кожній точці фіксується за допомогою педалі. Вимірювально-терапевтичний блок виконаний аналогічно приладу VEGATEST. Друга, пізніша модель – AN-Computer-Anlage на відміну від першої моделі, дозволяє проводити медикаментозне тестування в автоматичному режимі.

Програмне забезпечення автоматизованих комплексів для ЕП за Фолем призначено для інформаційної підтримки лікаря при проведенні оглядових вимірювань електропровідності БАТ для діагностики і добору відповідної терапії.

Функціональні можливості програми містять у собі ведення картотеки пацієнтів, забезпечення послідовності вимірювань за однією із трьох можливих програм, побудову графіків результатів вимірювань, добір препаратів на основі проведення медикаментозного тестування, роздрукування результатів вимірювань і рекомендованого набору препаратів.

Подальшим розвитком концепції Фоля про енергетичний баланс є створення фірмою Jahnke Bioelectronic приладу типу Decoder Dermograf. У приладі використана ідея німецького лікаря Шмідта, що полягає в такому. Результати сегментарних вимірювань, які включають у себе вимірювання електричних характеристик долонь рук, ступнів ніг і поверхні чола, зручно

оформляти у вигляді кривої, що Шмідт назвав "імпульсною дермограмою" (рис. 32).

Робота приладу в кожному із семи відведень поділяється на декілька фаз:

1-а фаза – вимірювання вихідної напруги, яка обумовлена різницею потенціалів між електродами до подавання на них імпульсів струму. Величина вимірюваної напруги коливається в межах $(-200...+200)$ мВ;

2-а фаза – подача на електроди однополярних імпульсів струму частотою 10 Гц, амплітудою 50 мкА і реєстрація змін напруги на електродах;

3-я фаза – запис зустрічного струму, тобто струму розряду поляризаційної ємності пацієнта. Протягом цієї фази ніякого струму або напруги з приладу не подається;

4-а фаза – повторне вимірювання різниці потенціалів на електродах для оцінювання змін, що відбулися, порівняно з початковим вимірюванням;

5-а фаза – подавання таких самих імпульсів струму, як і в другій фазі, але з протилежним знаком;

6-а фаза – повторний запис зустрічного струму;

7-а фаза – повторний запис міжелектродної різниці потенціалів.

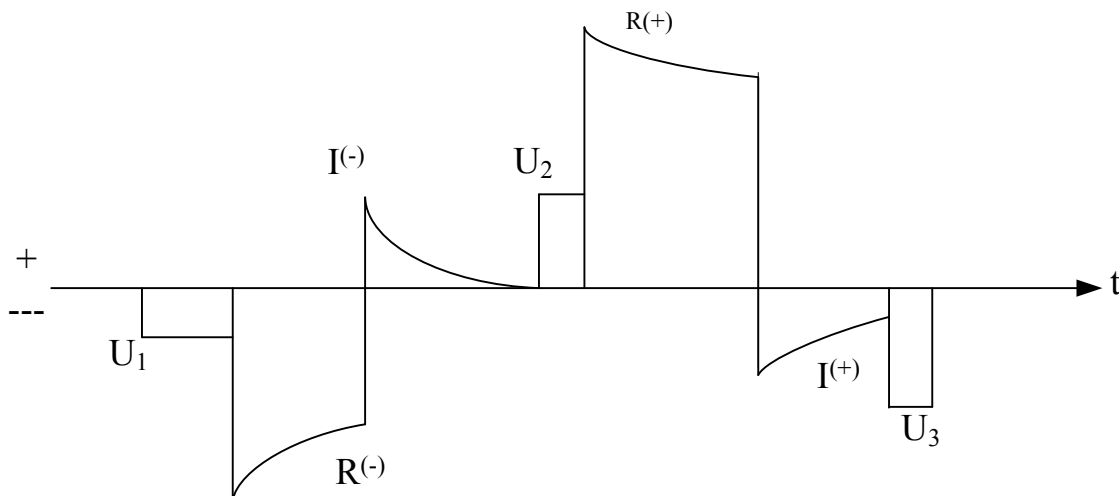


Рисунок 32 – Імпульсна дермограма

Комбінований вплив низькочастотними імпульсами і допоміжним постійним струмом, а також запис вільного від діючих сигналів зустрічного струму власної електричної активності, що надходять із обстежуваних ділянок шкіри пацієнта, дозволяють отримати інформацію, що характеризує:

- біоенергетичний тонус пацієнта на даний момент часу і характер розподілу "енергії" у його організмі;

- динаміку і небезпеку розвитку процесу захворювання, що знаходиться поки в латентній стадії, що особливо важливо для медичної

профілактики;

- ступінь інертності реакції організму;

- наявність і величину порушень, що виникають у дітей в результаті щеплень;

- локалізацію хронічних і процесів на стадії загострення;

- ефективність будь-якої терапії.

Основними розробниками приладу є німецькі вчені О. Бергсманн, Г. Пфлаум, Н. Янке та ін. Їхні дослідження показали, що як матеріал для електродів щонайкраще зарекомендувало себе срібло. На їхню думку, біоелектричні вимірювання в декодер-дермографії – це досконалий метод регулятивного дослідження всього організму за електричними характеристиками рефлекторних зон шкіри. Цей метод дає можливість досліджувати захисні реакції організму шляхом визначення периферичної насиченості киснем, наявності осередків або полів збудження, кислотно-лужного метаболізму, а також визначати типу реагування нервової системи (ваготонус або симпатікотонус). Перевага приладу полягає в тому, що він простий в експлуатації і може обслуговуватися середнім медичним персоналом.

Розвиток електропунктури привів до якісного стрибка в області медичної діагностики, оскільки з'явилася можливість визначати початкові стадії захворювань до появи явних симптомів хвороб, а також знаходити збій у життєдіяльності організму на системному рівні з врахуванням функціонального взаємозв'язку органів і систем.

На відміну від загальних терапевтичних методів, які мають справу з великими рівнями енергії впливу, електропунктурні методи дозволили здійснювати локальні впливи малими дозами енергії, що суттєво знизило ризик побічних ефектів терапії.

Контрольні запитання

1. Що таке нетрадиційна медицина?
2. Назвіть етапи розвитку електропунктури.
3. В чому суть методу Накатані?
4. Чим діагностика за Фолем відрізняється від методу Накатані?
5. Які параметри визначає стан БАТ?
6. Назвіть різновиди діагностичних токів.
7. Наведіть еквівалентну електричну схему шкіри.
8. Як визначається імпульсна дермограма?

13 СУЧАСНІ ТЕЛЕМЕДИЧНІ СИСТЕМИ

Стійкого визначеного поняття «телемедицина» не існує, але найповнішим є означення подане Американською асоціацією телемедицини: "предмет телемедицини полягає в передаванні медичної інформації між віддаленими один від одного пунктами, де знаходяться пацієнти, лікарі, інші провайдери медичної допомоги, між окремими медичними закладами". Телемедицина має на увазі використання телекомунікацій для зв'язку медичних спеціалістів з клініками, лікарнями, лікарями, які надають першу допомогу, пацієнтами, які знаходяться на відстані, з метою діагностики, лікування, консультації та неперервного навчання».

Телемедицина – це надання медичної допомоги хворим за рахунок поєднання комп'ютерів, Інтернету та інших комунікаційних технологій з медичним досвідом.

Телемедицина – це сукупність введених, "вбудованих" в медичні інформаційні системи принципово нових засобів та методів оброблення даних, що об'єднуються в цілісні технологічні системи, які забезпечують створення, передавання, зберігання та відображення інформаційного продукту (даних, знань) з найменшими витратами з метою проведення необхідних і достатніх лікувально-діагностичних заходів, а також навчання для всіх, що його потребують, в потрібному місці і в потрібний час [35].

Одним із ефективних практичних способів застосування принципів телемедицини є створення дистанційних діагностично-консультативних спеціалізованих центрів для надання медичної допомоги населенню як на догоспітальному етапі, так і в амбулаторних та напівстаціонарних умовах.

Телемедичні системи стають надійними помічниками в боротьбі за життя і здоров'я людини і слугують ефективним інструментом для вирішення медичних завдань:

- надання допомоги лікарям, що працюють у віддалених стаціонарних або тимчасово розгорнутих медичних пунктах;
- полегшують поширення методичних і управлінських документів в структурі регіональної охорони здоров'я;
- передавання знань і досвіду фахівців провідних медичних лікувальних і учбових центрів лікарям-практикам, проведення віддалених кваліфікаційних іспитів і сертифікацій;
- надання необхідного і достатнього набору функцій для вирішення завдань діагностики, лікування і реабілітації хворих, навчання і підвищення кваліфікації медичних працівників, а також збирання і поширення управлінської інформації;
- об'єднання об'єктів регіональної охорони здоров'я в єдиний інформаційний телемедичний простір.

Рішення для телемедицини поділяються на три групи:

- консультаційні телемедичні комплекси;
- операційні телемедичні програмно-апаратні комплекси;
- мобільні телемедичні комплекси і системи [35].

13.1 Структура телемедичної системи

Телемедична система являє собою сукупність засобів та комплексів, які реалізують потенціал сучасних інформаційних та телекомунікаційних технологій в охороні здоров'я, а також відповідні фінансове та правове забезпечення.

Телемедичні системи використовуються в усіх галузях сучасної медицини:

- клінічна медицина – діагностика, визначення тактики лікування, трактування результатів обстежень, допомога в прийнятті рішень і т. ін.;
- організація – створення інформаційних мереж, координація дій різних установ, ведення реєстрів тощо;
- навчальний процес – дистанційне навчання, використання матеріалів телеконсультацій у педагогічному процесі й т. д.

У складі системи можна виділити чотири типи елементів, взаємодія яких і утворює телемедичну систему:

- консультаційний центр – медичні організації, що мають в штаті висококваліфікованих лікарів у різних напрямках медицини та інформаційні ресурси, медичні діагностичні пристрої, бази даних для проведення дистанційних консультацій, консилиумів та лікувально-діагностичних процедур;
- технічні засоби доступу в телекомунікаційні мережі;
- каналоутворювальне середовище – набір апаратних, програмних засобів, носіїв інформації та технологічних рішень (протоколи та стандарти), що забезпечують передавання різномірної інформації в територіально розподіленому середовищі;
- диспетчерський пункт – датчики та інші перетворювачі медичної інформації в цифрові електричні сигнали для передавання по каналах зв'язку [35].

При необхідності в структурі телемедичних систем формуються тимчасові структури – наприклад, комплекс віддалених медичних підрозділів у місцях бойових дій чи техногенних катастроф. Такі станції розгортаються та під'єднуються до телемедичних систем з метою залучення груп досвідчених спеціалістів провідних центрів до рішення оперативних проблем, які виникають.

Ще одним необхідним елементом телемедичної системи є служба мобільної телемедичної допомоги, для якої віддалені станції

розгортаються на основі транспортних засобів – автомобілів, авіазасобів, засобах водного та залізничного транспорту.

Задачі телемедицини:

- профілактичне обслуговування населення;
- обслуговування віддалених суб'єктів;
- підвищення рівня обслуговування;

- зниження вартості медичних послуг (за рахунок використання комунікаційних технологій зменшуються витрати на відрядження, витрати на забезпечення служб "Швидкої допомоги", скорочується термін перебування пацієнта в стаціонарі і т. д.).

В арсеналі телемедицини є безліч технічних засобів, в тому числі і телефон, радіо, модеми, спеціалізовані сканери, спеціалізовані системи відображення відеографічної інформації, а також пристрої суміщення комп'ютерних та спеціалізованих медичних приладів.

Медичну допомогу можна надавати як в реальному часі (наприклад, за допомогою інтерактивного відео), так і з затримкою (передавання текстових чи графічних даних, фотографій, коротких відеокліпів, повноцінних відеозображень).

Для використання в телемедичних системах оптимально підходять спеціалізовані медичні прилади, які мають візуальний чи акустичний зворотний зв'язок з лікарем, а також вбудовану системну підтримку. Обладнання та канали забезпечують передавання різномірної інформації – алфавітно-цифрової та графічної, відео- та аудіопотоків, а також цифрових та аналогових сигналів, що знімаються з датчиків, і передаються на органи управління діагностичною та лікувальною апаратурою.

Слід відзначити, що єдиного методу, який підходить для вирішення всіх задач телемедицини, не існує; технічні характеристики кожної системи визначаються виходячи з потреб користувачів.

13.2 Телемедичні програмно-апаратні комплекси

Призначені для проведення телеконсультацій і телеконсиліумів, дистанційної діагностики, моніторингу складних медичних маніпуляцій з використанням відеозв'язку в режимі реального часу. Все обладнання розроблене з урахуванням підтримки медичних стандартів із зберігання і передавання різного роду медичної інформації і даних в різних форматах. Телемедичне обладнання, що адаптоване для роботи в операційних приміщеннях і стійке до електромагнітного або рентгенівського випромінювання, джерелом якого є інше медичне устаткування, застосовується для здобуття необхідних даних для встановлення діагнозу пацієнта. Операційні програмно-апаратні комплекси ефективно використовуються для проведення операцій, що дає можливість повноцінного обміну всією медичною інформацією з провідними

фахівцями інститутів і спеціалізованих клінік, як результат – більш кваліфіковане проведення операції. Операційні телемедичні комплекси знайшли активне застосування як в спеціалізованих медичних центрах, де відбуваються щодня різні за рівнем складності операції і виникає необхідність консультування у момент її проведення, так і операційних клінічних установ районного і обласного значення.

13.3 Мобільні телемедичні комплекси

Мобільний телемедичний комплекс призначений для надання оперативної дистанційної консультативно-діагностичної медичної допомоги. Мобільний телемедичний комплекс складається з комп'ютерного, телекомунікаційного обладнання, за допомогою якого можна провести первинну діагностику стану пацієнтів і отримати дистанційну консультативну допомогу. До мобільних телемедичних комплексів відносяться телемедичні рішення на базі літаків, вертольотів, де окрім консультацій з телемедичного устаткування можна надавати повноцінну медичну допомогу різного ступеня складності.

Мобільні телемедичні системи – це компактні мобільні телемедичні прилади, за допомогою яких виконують повноцінне медичне консультування і діагностику. Як правило, все телемедичне обладнання такого класу розроблене з урахуванням використання його в умовах підвищеної небезпеки і має міцний водонепроникний, протиударний і вогнестійкий корпус, а програмне забезпечення і вся «внутрішня начинка» системи стійка (адаптована під різного роду випромінювання, які можуть виникнути в зонах роботи мобільної бригади порятунку: підвищена радіація, хімічні, бактеріологічні і електромагнітні відхилення від норми). Такі системи отримали позитивну оцінку фахівців військової медицини і служби порятунку різних країн Європи і світу.

Розвиток телемедицини особливо важливий в кардіології, оскільки небезпека серцево-судинних захворювань часто полягає в гострому несподіваному початку й атиповій клінічній картині, що не дозволяє самим пацієнтам, а часто і дільничним лікарям поліклінік швидко й правильно оцінити ситуацію, що у свою чергу може призвести до смерті пацієнта.

Найважливішим методом правильної діагностики серцево-судинних захворювань є реєстрація ЕКГ. Тому широкого розвитку набула система дистанційної цілодобової невідкладної консультативної кардіологічної допомоги з можливістю безпосереднього передавання ЕКГ по телефонних лініях. Це дозволяє в 3 – 9 разів скоротити час із моменту появи перших симптомів захворювання до надання кваліфікованої медичної допомоги в повному обсязі, що в багатьох випадках допомагає зберегти життя й здоров'я пацієнтів.

Приймальні станції впроваджені на базі звичайних сучасних персональних ЕОМ і дозволяють відтворювати, обробляти й зберігати як самі ЕКГ, так і необхідну медичну інформацію.

Надання спеціалізованої консультативно-діагностичної допомоги кардіологічним хворим забезпечується декількома шляхами:

- приймання та консультація електрокардіограм по телефону;
- телефонні консультації лікарів лінійних бригад з діагностики та тактики лікування, транспортування хворих, вибору стаціонару для госпіталізації;

- виїзд спеціалістів центру до хворого додому або в громадські місця для діагностики та консультативної роботи з подальшим наданням медичної допомоги за показаннями та госпіталізацією до медичних установ.

Впровадження в роботу телемедицини шляхом організації діагностично-консультаційних центрів допоможе забезпечити:

- екстрену кваліфіковану діагностику для населення, яке звертається за медичною допомогою;

- можливість проведення диспансеризації (ранньої діагностики) хворих;

- архівацію обстежень та забезпечення автоматичного збереження електронних файлів в електронних базах даних з можливістю порівняння даних в динаміці;

- відпрацювання системи раннього виявлення і подальшого лікування хворих з життєзагрожуючими захворюваннями, у тому числі в пацієнтів із хронічними хворобами.

Як додаткові результати впровадження сучасних телемедичних технологій в установи охорони здоров'я можна також відзначити:

- значне підвищення якості надання медичної допомоги пацієнтам, які знаходяться на будь-якій відстані від провідних клінічних центрів;

- раціональне використання праці висококваліфікованих лікарів;

- скорочення термінів тимчасової непрацездатності населення, зменшення кількості випадків виходу на інвалідність за рахунок своєчасного надання екстреної медичної допомоги;

- якісно новий рівень надання медичної допомоги у фельдшерських і лікарських пунктах охорони здоров'я;

- різке зниження вартості отримання висококваліфікованої медичної допомоги за рахунок виключення міжміських переїздів.

Отже, застосування телекомунікацій в роботі лікувальних закладів дозволяє на практиці реалізувати основну перевагу телемедицини – істотне підвищення рівня надання медичної допомоги при кардинальній економії витрат.

В той же час слід відзначити і низку, поки що не вирішених питань, які стримують розвиток телемедицини, особливо в містах, далеко

розташованих від столиці та обласних центрів. Серед них можна визначити такі: у порівнянні із звичайним способом надання медичної допомоги, телемедицина має ряд обмежень, частково зумовлених переважно діагностичним та консультативним характером; в телемедицині безпосереднє втручання зазвичай неможливе, за виключенням лапароскопічної хірургії (наприклад, контроль за ходом операції) та деяких областей психіатрії; не всі процедури можна проводити дистанційно, тому в більшості випадків є бажаною особиста присутність та спілкування з хворим.

Чимало труднощів пов'язано з ліцензуванням медичної діяльності, яка регулюється владою. Існує проблема юридичної відповідальності лікаря, частково злочинної недбалості при лікуванні хворого. Деякі лікарі вважають, що застосування телемедицини збільшує ймовірність лікарської помилки та притягнення лікаря до відповідальності (наприклад, якщо технічні неполадки призвели до негативних наслідків або погана якість зображення не дозволила правильно поставити діагноз). Інші, навпаки, вважають, що телемедицина може забезпечити високоякісне медичне обслуговування, і лікарю доведеться нести відповідальність, якщо він не зможе використати ці можливості. Також залишається невирішеним питання забезпечення конфіденційності.

Але все ж таки можна з певністю сказати, що Україна має достатні інтелектуальні, юридичні й інші можливості для широкого запровадження телемедичних технологій. А постійне удосконалювання технічних засобів і телекомунікацій активно допомагає інформаційній реорганізації вітчизняної систем охорони здоров'я. Цьому сприяє поява нових Інтернет-проектів, функціонування тематичних медичних каталогів, проведення очних і заочних телеконсультацій, створення шпитальної інформаційної системи, електронної форми історій хвороби; ведення потужних цифрових мереж, що дає змогу створення та оброблення цифрових зображень високого розширення тощо.

Контрольні запитання

1. Що являє собою телемедицина?
2. Нарисуйте структуру телемедичної системи і поясніть принцип її роботи.
3. Що являє собою відеоконференція?
4. Сформулюйте основні задачі, що вирішує телемедицина.
5. В чому різниця між мобільною і стаціонарною телемедичною системами?
6. Сформулюйте вимоги до апаратного і програмного забезпечень телемедичної системи.

14 ПОЛІГРАФИ АБО "ДЕТЕКТОРИ БРЕХНІ"

14.1 Поліграфи: історія, сучасний стан, перспективи розвитку

Поліграф – це багатоцільовий прилад, призначений для одночасної реєстрації подиху, кров'яного тиску, біострумів мозку, серця, м'язів та інших фізіологічних процесів. Прилади цього класу широко використовуються в клінічній медицині, медико-біологічних і психологічних дослідженнях, прикладній психофізіології, одним із розділів якої і є визначення неправди. Спеціальне психофізіологічне дослідження (СПФД) – складна багатоетапна процедура, у ході якої поліграф виконує єдину функцію – реєструє швидкоплинні (протягом секунд) реакції організму людини у відповідь на запитання, що йому задаються. У коло фізіологічних процесів, що підлягають апаратному контролю в процесі детекції неправди входить подих людини, діяльність його серцево-судинної системи і зміна електричного опору шкіри.

Метод спеціальних психофізіологічних досліджень заснований на використанні поліграфа – приладу, часто називаного "детектором брехні" або "лайдетектором". Лідером в області СПФД є Сполучені Штати Америки. Протягом багатьох років цей метод застосовують більше десяти федеральних відомств – Збройні сили, Федеральне бюро розслідувань, Центральне розвідувальне управління, Агентство національної безпеки, поштова і митна служби, Управління по боротьбі з наркотиками, а також органи поліції. За оцінкою Американської асоціації операторів поліграфа, до середини 80-х років федеральні органи, поліція і комерційні компанії проводили щорічно близько 2 млн. перевірок різного цільового призначення.

Другим після США користувачем за обсягом прикладного застосування поліграфа є Канада. Зведення, отримані за допомогою СПФД, не приймаються як докази в ході судового розгляду, але детектор визнаний досить ефективним слідчим інструментом і активно використовується при кадрових перевірках в адміністративних органах і на виробництві. З 1978 р. підготовка операторів поліграфа ведеться на спеціальних курсах при Канадському поліцейському коледжі.

Японія за кількістю операторів поліграфа займає третє місце. Поліція цієї країни вже більше сорока років є провідним користувачем даного методу. З 1959 р. результати детекції приймаються як докази в судах нижчої інстанції, а з початку 70-х років вони стали розглядатися і Верховним судом. Із середини 70-х років поліція щорічно здійснює до 5000 перевірок. За оцінкою американських фахівців Національний інститут поліцейських наук у Токіо проводить більше досліджень в області детекції неправди, ніж будь-яка інша лабораторія у світі.

Початок упровадження методу в Ізраїлі приходить на середину 50-х років. Через чверть століття він уже широко застосовується регіональною військовою поліцією, а також спецслужбами країни. В Ізраїлі результати іспитів на поліграфі не є доказами, а слугують лише орієнтовним засобом при проведенні оперативно-розшукової діяльності. Ізраїль – четверта країна, що готує операторів як для своїх задач, так і для інших країн-користувачів.

Серед країн Східної Європи першим користувачем поліграфа стала Польща. З 1963 р. метод застосовується для розслідування кримінальних справ.

Перший поліграф, придатний для розслідування злочинів, був створений Джоном Ларенсом у 1921 році. Даний прилад реєстрував на паперовій стрічці, що рухається, пульс, тиск крові та показники дихання. Використання показників, що характеризують шкірно-гальванічний опір (запропоновано в 1926 році Л. Кілером), значно підвищило точність прогнозу при проведенні поліграфічних обстежень. Якщо Ломброзо вважається засновником першого поліграфа, то Кілер – засновником сучасного поліграфа, подальший розвиток якого здійснювався шляхом підвищення точності показників, що реєструються та розроблення нових методів поліграфічного обстеження.

На сучасному міжнародному ринку поліграфічних пристроїв домінують три американських фірми: "Stoelting", "Lafayette" і "Axciton". Найстаріша з них – "Stoelting", заснована в 1886 році, має більш ніж 100-річний досвід виробництва поліграфів. За час свого існування вона випустила більше 30-ти їх модифікацій, включаючи і сучасні моделі – комп'ютерні поліграфи. Фірма "Lafayette" заявила про себе на ринку поліграфічних пристроїв пізніше. Обидві ці фірми, разом із поліграфами, випускають і медичне устаткування. "Axciton" – єдина з закордонних фірм, продукцією якої є тільки поліграфи. Комп'ютерні поліграфи цієї фірми оригінальні за своєю конструкцією, характеризуються малим споживанням електроструму психофізіологічним блоком. Незважаючи на деякі особливості поліграфів різних марок і фірм, їх об'єднують однакові вимоги до мінімальному набору каналів реєстрації фізіологічних показників. До них належать: два канали дихання – верхнього та нижнього, канал реєстрації шкіро-гальванічного опору, артеріального тиску, фотоплетизмограми, канал реєстрації частоти пульсу. У останніх модифікаціях застосовується канал реєстрації тремору, як один із засобів визначення протидії поліграфу.

Перші дві фірми, що подали свої розробки на російському ринку, були "Авікс" і "Інекс". Вони подали три типи поліграфа: чотири-, п'яти- та шестиканальні. Поліграфами фірми "Авікс", "Геоліт" типу "КПС-07" і "КПС-06", у 1996 році було оснащено більше 80% усіх користувачів Росії. Чотириканальний поліграф фірми "Інекс" у зв'язку з невідповідністю

міжнародним стандартам, не знайшов широкого застосування. У останні два роки з'явилося нове покоління поліграфів. Так, фірмою "Епос" був створений поліграф із потужним математичним забезпеченням, але він також не цілком відповідає прийнятим міжнародним стандартам. Так, у ньому відсутній канал фіксації артеріального тиску – одного з головних показників гемодинаміки людини. Поліграфи типу "Бар'єр" (розробки В. Варламова) за низкою показників перевершують закордонні аналоги, а його ноу-хау захищені трьома авторськими свідоцтвами і одним патентом. Рісую, що відрізняє російські поліграфи цього типу – є можливість реєстрації загального психоемоційного стану людини, що обстежується, в цілому. У поліграфах серії "Бар'єр" оцінювання функціонального стану проводиться за показниками, в основі яких лежить інтенсивність обмінних процесів людини, що виключає похибки, які мають місце в поліграфах фірми "Епос". Більше того, оцінювання стану проводиться автоматично і результати її з'являються на екрані перед початком кожного тесту. Поліграф 21-го сторіччя типу "РИФ" у Росії був випущений серійно на початку 1998 р. Поліграф має 8-каналів знімання інформації, його живлення здійснюється від комп'ютера. Перший безконтактний поліграф на основі аналізу голосових ознак був запатентований у США в 1974 р. У Росії безконтактний поліграф, заснований на іншому засобі реєстрації інформації, демонструвався в Москві на 5 років раніше – у червні 1969 р. і використовувався спецслужбами. На сьогодні він широко застосовується в приватній детективній і охоронній діяльності в Росії.

Поліграф Бар'єр [34, 40]

Технічні характеристики: кількість каналів – 9; фотоплетизмограма; ШГР – фазична складова; ШГР – тонічна складова; подих верхній (грудний); подих нижній (черевний); артеріальний тиск; реєстратор протидії тестуванню – тремор; канал реєстрації мовного сигналу; канал автоматичного оцінювання загальної напруги обстежуваного в реальному масштабі часу.

Поліграф „Кристал” [34, 40]

Технічні характеристики: кількість каналів – 11; фотоплетизмограма; ШГР – фазична складова, ШГТ – тонічна складова; подих верхній (грудний); подих нижній (черевний); артеріальний тиск; реєстратор протидії тестуванню – тремор; канал реєстрації мовного сигналу; канал автоматичного оцінювання загальної напруги обстежуваного в реальному масштабі часу; канал реєстрації психологічної складової обстежуваного (2 канали).

Дана система дозволяє в режимі реального часу оцінювати рівень самоконтролю тестованого, рівень внутрішньої агресії, а також постійно відслідковувати рівень його емоційної напруги. Це дає можливість виявити момент часу, в який тестований буде внутрішньо найбільше готовий давати зізнавальні показання.

Поліграф „Поларг” [34]

Комп'ютерний поліграф “ПОЛАРГ” призначений для здійснення психофізіологічного методу “детекції брехні” як у стаціонарних, так і в польових умовах.

Застосовується в оперативно-розшуковій і кадровій роботі при опитуваннях з використанням поліграфа для виявлення можливо приховуваної людиною інформації.

КП “ПОЛАРГ” дозволяє контролювати і реєструвати в людини 7 фізіологічних показників: шкірно-гальванічна реакція (ШГР); серцево-судинна активність (плетизмограма) (ПГ); артеріальний тиск (АТ); грудне дихання (ВДХ); черевне дихання (НДХ); рухова активність (ТРМ); мовні відповіді.

КП “ПОЛАРГ” дозволяє здійснювати валідизовану кількісне оцінювання психофізіологічних реакцій людини, відображати бальну оцінку реакцій при експертному аналізі. Програмне забезпечення КП “ПОЛАРГ” забезпечено дружнім інтерфейсом користувача в різних середовищах. КП “ПОЛАРГ” не вимагає зовнішнього мережевого живлення і у комплекті з ПЕВМ працює в будь-яких умовах. Сенсорний блок КП “ПОЛАРГ” розміщено у захищеному корпусі, який виключає зовнішній вплив електромагнітних випромінювань.

Комп'ютерні поліграфи Lafayette LX4000-SW [34]

Комп'ютерні поліграфи серії LX4000-SW призначені для запису, збереження, оброблення значень фізіологічних параметрів і визначення імовірності того, чи говорить обстежуваний правду або неправду. Система поєднує у собі традиційні процедури детекції неправди зі складними комп'ютерними технологіями. Результати виводяться на основі таких фізіологічних параметрів:

- кардіологічних – тиск/пульс;
- дихальних – два канали дихання;
- гальванічних – ШГР.

Система може реєструвати три додаткових канали – плетизмограму (кровонаповнення в периферичних судинах), сигнал з датчика руху (переміщення тіла), що дозволяє визначати спроби протидії. Кількість каналів реєстрації фізіологічних параметрів у системі дорівнює семи.

Програмне забезпечення забезпечує збереження більше 100 файлів поліграфа. (В одному файлі може зберігатися більше 20 поліграм одного обстежуваного, а також додаткова інформація про обстежуваного). У системі передбачена можливість архівації файлів поліграфа і переносу їх на інші носії.

Система забезпечує можливість створення і збереження шаблонів опитувальників з питань, які найбільш часто повторюються, що дозволяє уникнути зайвого набору тексту оператором поліграфа. Система передбачає використання тестових опитувальників таких типів: метод

контрольних запитань; модифікований метод загальних запитань; метод порівняння зон; тест пікової напруги.

На підставі шаблонів можна створювати опитувальники для конкретних тестів. Запитання, включені в шаблон, можуть подаватись в довільній послідовності; допускається пропуск або повторне задання запитань. На поліграмах запитання відображаються в тій послідовності, у якій вони були подані.

Фізіологічні реакції відображаються на моніторі в режимі реального часу. Системою передбачено одночасне виведення поліграм на друк. На поліграмі фіксується послідовність запитань, початок і кінець подання кожного запитання, зміст запитання і відповідь на нього.

Керування системою здійснюється за допомогою клавіатури або миші. Під час тесту можна змінювати порядок подання запитань, робити позначки на поліграмі, центрування кривих, коректувати коефіцієнти підсилення кожного каналу. Усі зміни центрування кривих і коефіцієнтів підсилення відзначаються на поліграмі. Система дозволяє також робити центрування кривих і зміну коефіцієнтів підсилення після закінчення тесту. При цьому поліграма може бути записана як у вихідному, так і у відредагованому вигляді. Первинний варіант поліграми зберігається і доступний для перегляду.

Записані поліграми можуть відображатися або в тому масштабі, у якому вироблявся запис, або в стиснутому: 25%, 33% і 100% поліграми. Система дозволяє здійснювати відображення на екрані декількох поліграм для порівняння реакцій на те саме запитання.

Автоматична процедура калібрування здійснюється при кожному запуску програми і забезпечує нормальне функціонування всіх каналів запису фізіологічних параметрів.

Оператор поліграфа може запрограмувати фіксацію 24 різних типів особливих подій (наприклад, рухів обстежуваного, помилок екзаменатора, шуму всередині або поза приміщенням і под.) і позначати їх на поліграмі натисканням певної клавіші. Система дозволяє оператору змінювати типи фіксуючих особливих подій.

Система забезпечує роздруківку поліграм у режимі реального часу або після завершення тесту. На роздруківках поліграм указуються початок і кінець подання запитань, відповіді обстежуваного, зміни коефіцієнтів підсилення каналів і центрування кривих, оцінки особливих подій.

Під поліграмою указуються прізвище обстежуваного, номер поліграми і файлу поліграфа, дата обстеження, час початку і закінчення запису, прізвище оператора, значення тиску крові обстежуваного в момент початку і закінчення запису, коефіцієнти підсилення кожного каналу в момент початку і закінчення запису, максимальне, мінімальне і середнє значення показника ШГР, використаний метод обстеження, повна довжина

поліграми в хвиликах. На роздрукованій поліграмі також указуються всі зміни коефіцієнтів підсилення каналів і центрування кривих.

Для комп'ютерного оброблення отриманих даних застосовується програмне забезпечення, розроблене лабораторією прикладної фізики (APL) університету Джона Хопкінса. Дане програмне забезпечення реалізує алгоритм аналізу фізіологічної інформації на основі методу статистичних порівнянь. За даними APL цей алгоритм забезпечує вірогідність інтерпретації 95%. Система дозволяє робити автоматичне оброблення поліграм за допомогою таких методик обрахування: порівняння зон; модифікованого методу загальних запитань; ранжування; стимульного тесту.

Звіт, що містить результати оброблення, може відображатися і роздруковуватися в короткому або повному варіанті. Короткий варіант звіту містить загальну імовірність того, що обстежуваний говорить неправду, повний варіант – усі подані запитання з вказанням відповідних реакцій.

Система дозволяє проводити обстеження декільком операторам. Для цього в системі передбачене збереження імен користувачів і їхніх паролів. При вході оператора в систему йому необхідно ввести його ідентифікуюче ім'я і пароль. Система робить автоматичну реєстрацію роботи оператора.

Усі дії, виконувані користувачами системи, автоматично записуються в протоколі реєстрації системних подій. Дана функція дозволяє виявляти нелегальні спроби входу в систему або зміни файлів.

Система передбачає можливість перенесення поліграм, що зберігаються на твердому диску, на інші носії. При наявності модему файли поліграм можуть бути передані по телефонних лініях.

У випадку наявності в комп'ютері звукової плати і колонок система допускає подання запитань синтезованим голосом.

Новий інтерфейс USB на додаток до інтерфейсу через послідовний порт дозволяє підключити систему LX4000 до практично будь-якого комп'ютера, що працює під керуванням операційної системи Windows.

7 каналів системи LX4000 дозволяють одночасно відображати і реєструвати більшу кількість вхідних сигналів, ніж інші системи.

Модернізована схема каналу ШГР забезпечує більш широкий робочий діапазон і збільшену чутливість.

14.2 Рекомендована структура базового опитувальника для перевірок на поліграфі

1. Перевірка істинності даних, зазначених в анкеті (резюме).
2. Перевірка істинності наданих документів (паспорт, військовий квиток, диплом, трудова книжка і т. д.).
3. Справжні причини звільнення з попереднього місця роботи:

- недостатній професіоналізм;
 - недбале ставлення до виконання службових обов'язків;
 - конфліктність (ступінь участі);
 - крадіжка;
 - розкрадання;
 - хабарництво;
 - отримання відкатів;
 - використання службового становища і часу в особистих цілях;
 - розголошення конфіденційної інформації.
4. Справжні причини прийняття на роботу (спрямовані конкурентами, кримінальними структурами і т. д.).
 5. Наркотична залежність.
 6. Алкогольна залежність.
 7. Приховувані проблеми зі здоров'ям (у тому числі психічного плану), що заважають виконанню службових обов'язків.
 8. Наявність боргових і інших фінансових зобов'язань.
 9. Захоплення азартними іграми.
 10. Вчинення правопорушень (кримінальних, адміністративних, перебування під слідством), в тому числі невідомих офіційним органам.
 11. Можливість шантажу.
 12. Наявність родичів, знайомих на фірмі, на конкуруючій фірмі.
 13. Паралельний бізнес (наявність додаткового доходу).
 14. Причетність та контакти з конкуруючими організаціями, криміналом і т. д.
 15. Зберігання незареєстрованої зброї та небезпечних речовин.
 16. Наявність на існуючому місці роботи таких фактів:
 - про крадіжку;
 - про отримання відкатів;
 - про розкрадання;
 - про інформаційні розкрадання;
 - про хабарництво;
 - про недбале ставлення до виконання службових обов'язків;
 - про конфліктність (ступінь участі);
 - про використання службового становища і часу в особистих цілях;
 - про поширення негативних пліток і інший навмисний збиток фірмі;
 - про наявність інформації про факти нанесення шкоди компанії і виконавців;
 - про планування нанесення шкоди компанії.
 17. Влаштовує робота?
 18. Влаштовує колектив?
 19. Влаштовує заробітна плата?
 20. Влаштовує керівництво?
 21. У Вас є тут перспектива?

22. Шукаєте іншу роботу?

За необхідності список може бути розширений.

В Україні ситуація із поліграфами як розробленням, так і застосуванням досить неоднозначна. Особливо це стосується умов використання поліграфів у діяльності силових структур (Міноборони, СБУ, МВС), оскільки відповідна правова і нормативна база відсутні. Тому будь-яке застосування поліграфів носить допоміжний характер і ніяк не може бути офіційним чинником.

Набагато кращі справи у приватних структурах, особливо в банківській сфері, але і тут при виникненні спірних ситуацій, результати перевірки на поліграфі не мають юридичної сили.

Із українських поліграфів найбільш відомий поліграф класу “Вектор”.

Контрольні запитання

1. Що являє собою поліграф?
2. Які психологічні характеристики організму людини використовуються при поліграфному дослідженні?
3. Нарисуйте структурну схему поліграфа і поясніть його роботу.
4. В яких областях і галузях суспільства доцільно використовувати поліграфи?
5. Чи можна вважати результати перевірки на поліграфі гарантією того, винна людина чи ні в тому, що їй інкримінується?

15 ЛАЗЕРНІ БІОМЕДИЧНІ СИСТЕМИ

15.1 Принципи лазерної діагностики

Методи лазерної діагностики поділяються на мікродіагностичні (на рівні атомів і молекул) і макродіагностичні (на рівні клітин і органів). *Мікродіагностика* використовує всі засоби лінійної і нелінійної лазерної спектроскопії, а *макродіагностика* – методи пружного і квазіпружного розсіювання, інтерферометрію і голографію.

Лазерна спектроскопія виявляється особливо ефективною при дослідженні забруднень навколишнього середовища (флори і фауни, харчових продуктів і ін.) токсичними і патогенними речовинами. Навіть порівняно простий флюоресцентний аналіз у комбінації з хроматографією при використанні лазерів виявляється дуже чутливим. Лазерно-флюоресцентна спектроскопія з застосуванням сенсibilізаторів патологічних тканин, наприклад похідних гематопорфірину, виявляється дуже ефективною при ранній діагностиці онкологічних і інших захворювань [30].

Оптико-акустична спектроскопія має свої особливі переваги при дослідженні біологічних об'єктів, головна з яких полягає в малому впливі розсіювання на результати вимірювання спектрів поглинання, що дуже важливо для неоднорідних за структурою біологічних середовищ. Лазерне збудження і тут забезпечує високу спектральну роздільність, локальність аналізу, можливість використання волоконної техніки.

Жорстке фокусування потужних лазерних пучків використовується в цілому ряді методик, що реалізують мікроспектральний аналіз біологічних об'єктів.

Існують методи неруйнівного мікроспектрального аналізу, наприклад, лазерна мікрофлюорометрія окремих живих клітин або органел. Просторова і часова роздільність методу складає відповідно 0,3 мкм і 0,2 нс.

Лазерні імпульси пікосекундної і субпікосекундної тривалості знайшли застосування для вивчення первинних процесів фотосинтезу, зору і біохімічних реакцій за участю гемоглобіну, ДНК та інших біологічно важливих молекул. Ультрашвидкі процеси з характерними для біології фотофізичними і фотохімічними реакціями можуть займати дуже широкий діапазон, наприклад, для гемоглобіну $10^{-5} - 10^{-15}$ с. Дослідження цих процесів потребують застосування імпульсних лазерів і нових методик спектроскопії, включаючи спектроскопію комбінаційного розсіювання у наносекундному і пікосекундному діапазонах, швидкодіючі абсорбційні методи в часовому масштабі від наносекунд до фемтосекунд і пікосекундну флюоресцентну спектроскопію.

В основі біомедичної макродіагностики лежить використання лазерного випромінювання з високою монохроматичністю і когерентністю, що дозволяє вимірювати положення, швидкість, малі переміщення і форму різних компонентів біологічних об'єктів.

Голографія і інтерферометрія є потужними засобами діагностики взагалі, і біомедичної, зокрема. Голографічні методи дозволяють одержувати тривимірні зображення біоб'єктів, контури яких можуть бути картовані, а їх деформації проаналізовані в реальному масштабі часу. Ці нові можливості можуть вплинути на розвиток багатьох розділів медицини: ортопедію, радіологію, офтальмологію, урологію й отологію. Великі потенційні можливості в цьому сенсі має класична інтерферометрія з використанням лазерних джерел (наприклад, при створенні ретинометрів – пристроїв для визначення ретинальної гостроти зору), а також спекл-інтерферометрія (наприклад, для визначення структури і шорсткості деяких біотканин).

Пружне розсіювання при використанні лазерних джерел світла в поєднанні з повним аналізом поляризаційних характеристик індикатриси розсіювання дозволяє ефективно вивчати поглинальні, слабкоанізотропні двокомпонентні біотканини, наприклад, тканини ока. Пружне світлорозсіювання виявляється також ефективним у ряді задач імунології, вірусології і гематології. Застосування лазерів у цих дослідженнях дозволяє істотно спростити вимірювання і підвищити їх надійність [30].

15.2 Лазерна літотріпсія

Для розбивання каменів, утворених у різних органах людського організму, широкого поширення в медичній практиці набув відносно простий і дешевий метод лазерної інтракорпоральної літотріпсії. Інтенсивне лазерне випромінювання підводиться по гнучкому волоконному світловоду через природні або спеціально підготовлені канали до каменя, який руйнується під дією інтенсивного випромінювання. Найбільшого практичного використання в даній області набули лазери на барвниках з ламповим накачуванням мікросекундної тривалості. Відомі також дані про використання лазерів на ІАГ:Nd та александриті з модуляцією добротності. Недавно з цією метою було запропоновано використовувати ІЧ випромінювання лазера ІАГ:Nd, який працює в режимі вільної генерації.

В [31] наводиться опис процесу руйнування каменів, суть якого полягає в поглинанні каменем лазерного випромінювання, підведеного оптичним світловодом. Таке локалізоване поглинання енергії приводить до утворення плазми, яка потім розширюється.

Обмежені рідиною, пара і плазма утворюють порожнину, що являє собою кавітаційний пухирець. Цей пухирець зростає до максимального

розміру і через кілька секунд руйнується. Ударні хвилі, наведені під час розширення плазми та руйнування пухирця, є причиною механічних напружень в камені. Необхідно, однак, відзначити, що для одержання більш повної картини процесів, що відбуваються під час лазерної дії на камінь та безпечнішого застосування в медицині, необхідно провести більш детальні дослідження [29].

Оптичну схему лазерної установки, що використовується в даних дослідженнях, наведено на рис. 33.

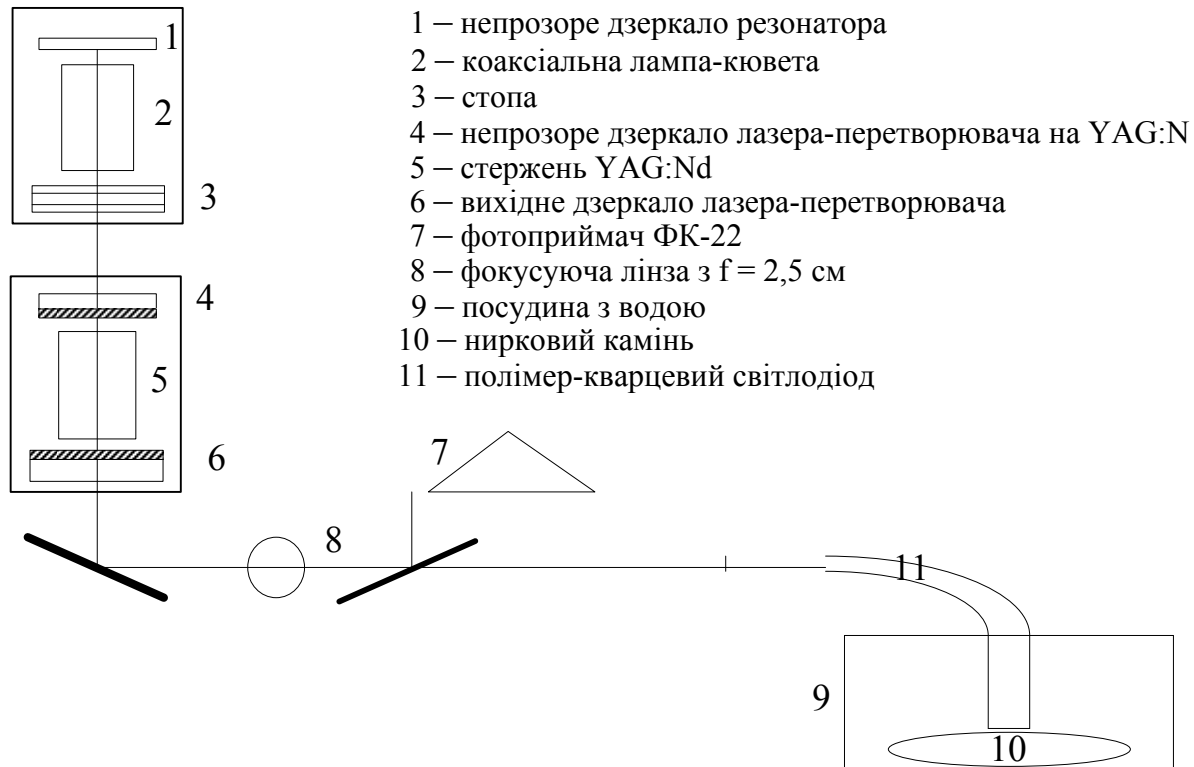


Рисунок 33 – Оптична схема лазерної установки

Випромінювання лазера на барвнику (1-3) або (при необхідності) лазера-перетворювача на ІАГ:Nd (4-6), що накачується лазером на барвнику, лінзою 8 з фокусною відстанню 2,5 см вводиться в полімер-кварцовий світлодіод 11 з діаметром світловодної жили 600 мкм – і підводиться безпосередньо до ниркового каменю 10, що знаходиться в посудині з водою 9. Для контролю енергії, підведеної до каменю, частина випромінювання скляною пластинкою відводиться на фотоприймач 7, калібрування якого проводиться за допомогою приладу ІКТ-2Н. Основою лазера на барвнику служить коаксіальна лампа. Розчин генеруючого барвника заливався в кварцову трубку з внутрішнім діаметром 8 мм, яка знаходилась всередині іншої кварцової трубки, що, в свою чергу, була стінкою коаксіальної лампи. Між цими двома трубками в зазорі товщиною 1,5 мм прокачувалась дистильована вода або етанольний розчин

спеціально підбраного барвника, який забезпечував ефективне перетворення УФ-компоненти випромінювання лампи у випромінювання, що добре поглинається робочим розчином барвника, з метою підвищення енергетичної ефективності та ресурсу роботи лазерної системи.

15.3 Лазери в хірургії

Широке використання в хірургії знайшли ексимерні лазери (імпульсний режим), CO₂-лазери, лазери на парах міді, ІАГ:Nd і ІАГ:Er. Майже всі вони використовуються поряд з світловодами як хірургічні скальпелі.

Загалом можна виділити 4 режими опромінення біотканини (на основі дослідів з м'язовою тканиною тварин):

- при густині енергії 0,5 Дж/см² в біотканині не спостерігається ніяких змін;

- при густині енергії від 1 – 10 Дж/см² відбувається випаровування води з поверхневого шару. Утворюється висушена і частково коагульована біотканина товщиною 0,2 мм;

- при густині 10 – 100 Дж/см² відбувається пошарове видалення біотканини. Товщина шару, який видаляється за кожний імпульс, пропорційна до густини енергії і залежить від параметрів лазерного імпульсу;

- при густині енергії більшій ніж 100 Дж/см² утворюється лазерна плазма в парах біотканини і виникає ударна хвиля, яка приводить до розриву хімічних зв'язків.

На основі розроблених волоконних світловодів, здатних з малими втратами передавати оптичне випромінювання, створено медичні пристрої з гнучким лазерним скальпелем. Існує такий скальпель ІЧ-діапазону, де джерелом випромінювання є безперервний одномодовий CO₂-лазер з максимальною потужністю 30 Вт. На виході з маніпулятора отримуємо пучок з діаметром ~500 мкм. Максимальна густина потужності в зоні впливу лазерного скальпеля досягає 10 кВт·см⁻². Для візуалізації зони опромінення використовують світло He-Ne лазера [29].

При проведенні хірургічного втручання, поряд з основними характеристиками лазерного випромінювання, важливу роль відіграє також фокусуєча оптика, від параметрів якої залежить глибина і конфігурація утвореного при опроміненні кратера.

15.4 Лазерно-люмінесцентна діагностика

Відомо, що найбільш перспективними на сьогодні мітками для люмінесцентної діагностики новоутворень, атеросклеротичних бляшок та інших гіперпроліферувальних об'єктів визнані похідні гематопорфірину

(ППП), які характеризуються властивістю переважної локалізації саме в такого роду об'єктах при введенні їх в організм. Суттєвим недоліком всіх форм ППП, які використовують з метою діагностики, є те, що внаслідок їх люмінесценції у видимому діапазоні (630 – 690 нм), одержана з їх допомогою люмінесцентна контрастність зображення пухлини чи інших об'єктів знижується внаслідок ефекту маскування фонові автолумінесценції присутніх у біотканинах ендогенних речовин. Крім того, недоліком ППП при їх використанні як люмінесцентних маркерів є фототоксичність цих препаратів, внаслідок якої протягом декількох тижнів необхідним є захист пацієнтів від попадання на шкіру яскравого світла [29].

Запропоновано метод волоконно-лазерної спектрофлуоресценції ближнього ІЧ-діапазону з використанням люмінесцентних маркерів новоутворень рідкоземельних комплексів порфіринів. Розроблення вказаного методу здійснювалася з врахуванням таких міркувань [29].

Відсутність фонові автолумінесценції ендогенних речовин у біотканинах для даного спектрального діапазону, що дозволяє розраховувати на значне підвищення люмінесцентного контрасту таких діагностичних об'єктів, як злоякісні пухлини.

Низька фотохімічна активність рідкоземельних комплексів порфіринів, що дозволяє розглядати їх як спеціалізовані маркери люмінесцентної локалізації пухлин та інших гіперпрофілюючих об'єктів без характерної для традиційних порфіринів фототоксичності, яка є умовою ФДТ.

Діагностика медико-біологічних об'єктів, наприклад, пухлинних захворювань, з допомогою таких сенсорів може базуватися на вимірюванні як люмінесцентних, так і адсорбційних (відбивальних) характеристик цих об'єктів. Обмежуючись у даній роботі тільки люмінесцентним методом діагностики, відзначимо, що цей метод набагато переважає за чутливістю адсорбційний.

Крім того, недолік люмінесцентного методу, пов'язаний з фонові автолумінесценцією об'єкта, що підлягає діагностиці, істотно зменшується в запропонованому методі ІЧ-люмінесцентної діагностики.

В основі використаного в експериментах методу волоконно-лазерної електрофлуориметрії лежить двоволоконний лазерний інтроскоп (ДВЛІ), принцип дії якого пояснює блок-схема на рис. 34. Як видно з цього рисунка, по ВС 4 передається збуджувальне випромінювання лазера 1, по ВС 5 – корисний сигнал-відгук від досліджуваного об'єкта 7. Джерелом випромінювання слугує лазер YAG:Nd з подвоєною частотою генерації $\lambda_{\text{ген}} = 532$ нм. Потужність випромінювання, що потрапляє на досліджуваний об'єкт, складала 2 мВт. При діаметрі опроміненої ділянки, яка знаходиться на відстані 1,5 мм від ДВЛІ, рівному 1 мм, густина потужності не перевищувала 200 мВт/см^2 – допустимої для біотканини

величини. Реєстрація сигналу здійснювалася в широкій спектральній області (550 – 110 нм).

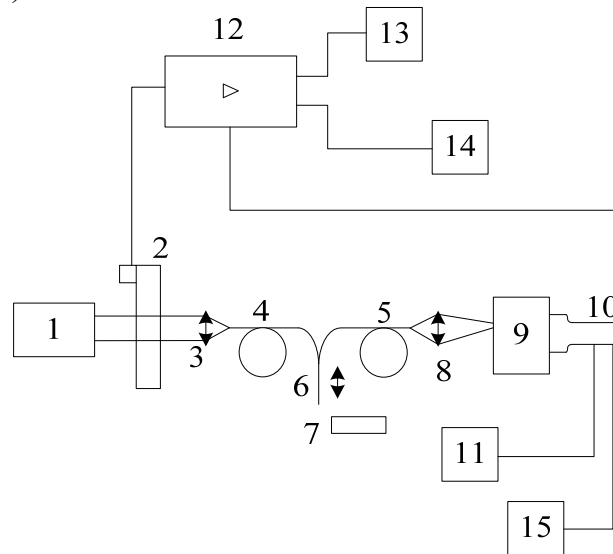


Рисунок 34 – Блок схема волоконно-лазерного спектрофлуориметра:
 1 – лазер; 2 – модулятор; 3 – лінза; 4, 5 – волоконні світловоди "інтроскопа";
 6 – дистальний кінець "інтроскопа"; 7 – об'єкт; 8 – конденсатор; 9 – монохроматор;
 10 – ФЕП; 11 – блок живлення ФЕП; 12 – синхронний підсилювач; 13 – цифровий
 вольтметр; 14 – самописець; 15 – блок охолодження ФЕП

15.5 Техніка безпеки при роботі з лазерами

При роботі з лазерами необхідно забезпечити такі умови роботи, при яких не перевищуються гранично допустимі рівні опромінення очей та шкіри. Міри безпеки полягають у створенні захисних екранів, каналізації лазерного випромінювання по світлодіодах, використанні захисних окулярів тощо. Захисні окуляри повинні ретельно підбиратися, в залежності від робочої довжини хвилі лазерного світла, а їх спектр пропускання перевірятися. Окуляри повинні ефективно придушувати випромінювання на лазерній довжині хвилі, однак вони повинні бути не занадто темними.

Дуже небезпечним є відбите та розсіяне світло, особливо невидиме (УФ та ІЧ), оскільки напрямок відбитого випромінювання (наприклад, від металічних деталей установки) може бути абсолютно довільним та неконтрольовано змінюватися в процесі вимірювань. Дифузне відбиття (наприклад, від стін приміщення) та розсіювання світла самим випромінюючим тілом, що характерно для біологічних об'єктів, дає випромінювання у всіх напрямках. Для дифузного відбиття та розсіювання характерно, що на відстанях порядку розмірів лабораторної кімнати густина потужності на сітківці ока не залежить від відстані до об'єкта розсіювання. Це зв'язано з тим, що густина потужності на сітківці зменшується зі збільшенням відстані до об'єкта, однак фокальна пляма на

сітківці при цьому також зменшується. Для усунення таких ефектів слід чорнити деталі експериментальних установок, по можливості огороджувати їх непрозорими екранами, робити спеціальне оброблення стін лабораторії [30].

Визначено гранично допустимі для зору і шкіри дози випромінювання для різних груп лазерів. В таблиці 15.1 подано допустиму густину потужності випромінювання при часі експозиції в 1с для найбільш популярних медичних лазерів.

Таблиця 15.1 – Гранично допустимі для шкіри і очей односекундні експозиції лазерного випромінювання

Тип лазера	Довжина хвилі, нм	Допустима густина потужності, мВт/см	
		для очей	для шкіри
Аргоновий	488/514	1,8	1100
He-Ne	632,8	1,8	1100
Напівпровідниковий	670	1,8	1100
	904	4,6	1100
YAG:Nd	1064	9,0	1100
Co	10600	560,0	560

Контрольні запитання

1. Які основні принципи лазерної діагностики ви знаєте?
2. Як здійснюється лазерна діагностика?
3. Сформулюйте особливості застосування лазерів в хірургії.
4. Які принципи покладені в основу лазерно-люмінесцентної діагностики?
5. Сформулюйте основні положення техніки безпеки при роботі з лазерами.

ПІСЛЯМОВА

Точність і вчасність аналізу даних про стан пацієнта багато в чому характеризує діагностику, вибір медикаментозної терапії і стратегії лікування хворих. Отримання даних про стан пацієнта повинно бути максимально об'єктивним, а інформація повинна відповідати найжорсткішим вимогам достовірності і надійності. Досягти цього можна використовуючи медичні інформаційні системи, які базуються на ЕОМ.

Уміння ефективно використовувати інформаційні системи і технології стає однією із найважливіших професійних навичок медичного працівника. Система охорони здоров'я все більше уваги звертає на інформаційні технології, в яких вбачає можливість управління лікувально-діагностичною установою, веденням електронної історії хвороби пацієнтів з можливістю навігації, перегляду і систематизації результатів обстеження або лікування.

Впровадження електронного запису на прийом до лікаря, оперативний контроль завантаженості кабінетів і зайнятості ліжкового фонду сприяє максимальному завантаженню стаціонару і стабільності в організації лікувально-діагностичного процесу, що забезпечує ефективний розподіл робочого часу персоналу та апаратури, мінімізує можливість виникнення лікарської помилки.

З точки зору конструктивних рішень можна припустити, що провідною буде тенденція до зменшення габаритів при збереженні необхідних функціональних можливостей, покращення зовнішнього вигляду, підвищення зручності управління роботи з комплексами. Задача полягає в розробленні таких методів і апаратури, які стали б надійними і ефективними помічниками лікаря, щоб звільнити його руки і розум на користь людям.

ГЛОСАРІЙ

Адекватність математичної моделі – це її здатність відображати задані властивості об'єкта з похибкою не більше заданої.

Альфа-ритм (α -ритм) – ритм з частотою 8 – 13 Гц і амплітудою до 100 мкВ є основним для попереднього виявлення відхилень від норми і реєструється у 85 – 95% здорових дорослих в спокійному розслабленому стані з закритими очима.

Балістокардіографія (БКГ) – методика, яка реєструє рухи тіла, що зумовлені роботою серця (від грец. ballo – кидаю). Вона використовується для оцінювання функції скорочення міокарда.

Бета-ритм (β -ритм) – ритм з частотою 14 – 40 Гц і амплітудою до 15 мкВ є провідним ритмом активного неспання і краще всього реєструється в області передніх центральних звивин, однак поширюється і на задні центральні та лобні звивини. β -ритм пов'язаний з соматичними, сенсорними і руховими корковими механізмами і дає реакцію на рухову активацію або тактильну стимуляцію.

Біомедична апаратура (БМА) – це сукупність технічних систем, об'єднаних єдиною цільовою функцією і внутрішньою архітектурою, що забезпечують реалізацію заданих характеристик, визначених у технічному завданні або медико-технічних вимогах (МТВ).

Викликані потенціали (ВП) – фонові відповіді нервової системи на різного роду зовнішні стимули. Фоновість цих відповідей визначається їхнім проявом на фоні звичайної нервової активності у вигляді порівняно малоамплітудних, але детермінованих змін її середнього рівня.

Гіповолемічний тип РГ – характеризується зниженою амплітудою РГ, наявністю зазубрин на анакроді, плоскою вершиною, нечітко наведеною інцизурою та діастолічною хвилею, подовженим часом максимального систолічного наповнення; проявляється високою амплітудою систолічної хвилі, крутою анакродією, погано визначеною інцизурою і діастолічною хвилею; відзначається при синдромі гіперкінетичної гіпертонії і характеризується збільшенням амплітуди систолічної хвилі, закругленою вершиною, високим розташуванням інцизури, а діастолічна хвиля з пологим спуском нерідко досягає висоти систолічної.

Діагностика за Фолем – це визначення електропровідності окремих ділянок меридіана і дослідження динаміки встановлення струму в БАТ.

Діагностична апаратура являє собою, як правило, складні вимірювальні системи, побудовані на основі комп'ютерної техніки, призначені для реєстрації, вимірювання та аналізування відповідних фізіологічних показників життєдіяльності людини.

Динамографія (ДКГ) – метод графічної реєстрації переміщення центру ваги грудної клітки людини.

Езофагокардіографія (ЕФГ) – метод графічної реєстрації руху серця і, зокрема, лівого передсердя через стравохід (oesophagus – стравохід).

Економічність математичної моделі характеризується витратами обчислювальних ресурсів (машинного часу T_m і пам'яті P_m) на її реалізацію. Чим вони менші, тим модель економічніша.

Електроенцефалографія (ЕЕГ) – засіб реєстрації електричних процесів, що виникають при діяльності головного мозку людини.

Електрокардіографія (ЕКГ) – засіб реєстрації електричних процесів, що виникають при діяльності серця.

Електроміографія (ЕМГ) – засіб реєстрації нейром'язової активності, пов'язаної зі скороченням м'язів.

Ехокардіографія (ЕХГ) – метод вивчення будови і руху структур серця з допомогою відбитого ультразвуку.

Інформаційні системи для керування медичними закладами можуть бути: довідкового типу: кадри, аптечна справа, господарські служби; з функцією перероблення інформації: за статистичними звітами і звітністю, за дослідженням діяльності медичних закладів, за диспансеризацією.

Інформаційно-пошукові системи довідкового і фактографічного типу оперують інформацією про людину, природне середовище за стандартними історіями хвороби та епікризами, які накопичують дані про здорових та хворих.

Інформаційні системи з функцією оброблення та перероблення інформації являють собою: керуючі технологічні ММС автоматизації клініко-лабораторних досліджень, масових оглядів, визначення рівня здоров'я у режимі самоконтролю і вирішення інших діагностичних та прогностичних задач; науково-дослідні, що містять банки медичних даних та медичних знань, які також перетворюють дані, що вводяться, в медичні знання (висновок, діагноз, прогноз).

Лікувальна апаратура – у переважній більшості генерувальна, яка забезпечує на своєму виході необхідні лікувальні параметри: частоту, напругу, струм, потужність, тривалість імпульсів тощо.

Літотриптери – клас медичних приладів, призначений для дроблення каменів у нирках, жовчному міхурі, слинних протоках.

Медичні інформаційні системи – це багатофункціональні людино-машинні комплекси, призначені для розв'язання задач діагностики і різних керувальних задач.

Методика Накатані-Ріодераку – одержала широке поширення завдяки своїй простоті. Вимірювання виконуються на постійному електричному струмі величиною 200 мкА за допомогою вологого електрода відносно великої площі (біля 1 см²), що забезпечує сталість площі контакту і невисоку густину струму.

Мобільний телемедичний комплекс – призначений для надання оперативної дистанційної консультативно-діагностичної медичної

допомоги. Мобільний телемедичний комплекс складається з комп'ютерного, телекомунікаційного обладнання, за допомогою якого можна провести первинну діагностику стану пацієнтів і отримати дистанційну консультативну допомогу. До мобільних телемедичних комплексів відносяться телемедичні рішення на базі літаків, вертольотів, де окрім консультацій щодо телемедичного устаткування можна надавати повноцінну медичну допомогу різного ступеня складності.

Модель – це спрощене подання системи, що відображає її найбільш суттєві (з точки зору мети аналізу) властивості, елементи і зв'язки.

Повільні ритми (дельта-, тета- (δ -ритм, θ -ритм)) – тета-ритм з частотою 4 – 6 Гц і дельта-ритм з частотою 0,5 – 3 Гц мають амплітуду 40 – 300 мкВ і в нормальному стані характерні для деяких стадій сну.

Поліграф – багатоцільовий прилад, призначений для одночасної реєстрації дихання, кров'яного тиску, біострумів мозку, серця, м'язів та інших фізіологічних процесів.

Реовазографія (РВГ) – метод дослідження кровообігу в кінцівках. Поширені дві методики: повздовжня та поперечна.

Реографія (імпедансна плетизмографія) – безкровний засіб дослідження загального кровообігу органів, оснований на реєстрації коливань опору живої тканини організму змінному струму високої частоти (до 500 кГц і силою не більше 10 мА).

Реогепаатограма (РГТ) дозволяє реєструвати кровонаповнення в басейні печінкової артерії і ворітної вени.

Реоенцефалографія (РЕГ) – один із варіантів реографічного методу дослідження, що вивчає гемодинаміку головного мозку в нормі та патології.

Реокардіографія (РКГ) (інша назва прекардіальна реографія) – методика реєстрації зміни кровонаповнення камер серця.

Ритм – під цим поняттям на ЕЕГ розуміється певний тип електричної активності, що відповідає деякому певному стану мозку і пов'язаний з певними церебральними механізмами. В клінічних дослідженнях звичайно виділяють чотири типи ритмів послідовно зростаючої частоти: дельта-, тета-, альфа- і бета- ритми.

Система – сукупність елементів, певним чином пов'язаних і взаємодіючих між собою для виконання заданих цільових функцій.

Системи і апарати локального контролю за станом пацієнта – автономні прилади, які забезпечують реєстрацію, підсилення, оброблення та відображення параметрів життєдіяльності людини.

Системи дистанційного контролю за станом пацієнта з можливістю документування інформації – це інформаційно-вимірювальні комплекси, які забезпечують реєстрацію, підсилення, оброблення, передавання по каналу зв'язку, відображення та документування параметрів життєдіяльності людини.

Спеціальне психофізіологічне дослідження (СПФД) – складна багатоетапна процедура, у ході якої поліграф виконує єдину функцію – реєструє швидкоплинні (протягом секунд) реакції організму людини у відповідь на питання, що йому задаються.

Спірографія – метод графічної реєстрації зміни об'єму легенів при диханні, який дозволяє отримати ряд показників, що характеризують діяльність дихальної системи людини.

Ступінь універсальності математичної моделі характеризує повноту відображення у моделі властивостей реального об'єкта; кількісно ступінь універсальності може бути описаний співвідношенням потужності множини відбитих властивостей до множини наявних властивостей системи.

Сфігмографія – неінвазивний механокардіографічний метод, спрямований на вивчення коливань артеріальної стінки, зумовлених викидом ударного об'єму крові в артеріальне русло.

Телемедицина – це сукупність введених, "вбудованих" в медичні інформаційні системи принципово нових засобів та методів оброблення даних, що об'єднуються в цілісні технологічні системи, які забезпечують створення, передавання, зберігання та відображення інформаційного продукту (даних, знань) з найменшими витратами з метою проведення необхідних і достатніх лікувально-діагностичних заходів, а також навчання для всіх, що його потребують, в потрібному місці і в потрібний час.

Телемедична система – являє собою сукупність засобів та комплексів, які реалізують потенціал сучасних інформаційних та телекомунікаційних технологій в охороні здоров'я, а також відповідні фінансове та правове забезпечення.

Тепловізійна апаратура. В 1954 році Дж. Д. Харді довів, що шкіра людини повністю поглинає падаючі на неї інфрачервоні промені і тому має здатність до інфрачервоного випромінювання. Прилади, які реєструють таке випромінювання, отримали назву тепловізори.

Точність ММ оцінюється за збіжністю значень параметрів реального об'єкта і значень тих же параметрів, отриманих за допомогою побудованої моделі; ступінь збіжності розраховують через відхилення цих параметрів.

Фонокардіографія (ФКГ) – засіб реєстрації звукових процесів, що виникають при діяльності серця.

ЛІТЕРАТУРА

1. Биотехнические системы: теория и проектирование : учебн. пособие / [Ахутин В. М., Немирко А. П., Першин Н. Н. и др.]. – Л. : ЛГУ, 1981. – 220 с.
2. Кузьмин И. В. Основы теории информации и кодирования / И. В. Кузьмин, В. А. Кедрус. – К. : Вища школа, 1977. – 180 с.
3. Біомедичні сигнали та їх обробка / [Абакумов В. Г., Геранін В. О., Рибін О. І. та ін.]. – К. : Век+, 1997. – 352 с.
4. Физиология человека: в 3 т. / пер. с англ. под ред. Р. Шмидта, Г. Тевса. – М. : Мир, 1996. – 875 с.
5. Методы математической биологии. Книга 7. Методы анализа и синтеза биологических систем управления / [Алеев Л. С., Амосов Н. М., Антомонов М. Ю. и др.]. – К. : Вища школа, 1983. – 272 с.
6. Мельников В. Г. Медицинская кибернетика / Мельников В. Г. – К. : Вища школа, 1978. – 239 с.
7. Пат. 1401250 Великобритания, МКИ G 03 В 27. Apparatus for surveying puls frequency / Нивеч А.; заявл. 13.02.1975 ; опубл. 15.01.1976, Б.И. №1.
8. Гапоток П. Я. Акупунктурная (рефлексопунктурная) терапия: топография точек / Гапоток П. Я. – Л. : Наука, 1983. – 560 с.
9. Портнов В. Г. Электropунктурная рефлексотерапия / Портнов В. Г. – Рига : Зинатне, 1987. – 520 с.
10. Ахмеров Н. У. Механизмы лечебных эффектов восточной акупунктуры / Ахмеров Н. У. – Казань : Из-во Казанского ун-та, 1991. – 315 с.
11. Каталог международной выставки «Здравоохранение-90». – М. : Здоровье, 1990. – 390 с.
12. Глушков В. М. Введения в АСУ / Глушков В. М. – К. : Техніка, 1972. – 310 с.
13. Каталог фірми Microlife (Швейцарія). Партнер на всю жизнь. – 2003. – 34 с.
14. Наттерер Ф. Математические аспекты компьютерной томографии. Пер. с англ. / Наттерер Ф. – М., 1990. – 250 с.
15. Радон У. Преобразование Радона / Радон У. ; [пер. с англ. С. Хелгасона]. – М., 1983. – С. 24 – 35.
16. Симонов Е. Н. Рентгеновская компьютерная томография / Симонов Е. Н. – Снежинск, 2002 – 180с.
17. Каталог продукции фирмы СИМЕНС. Решающие идеи и системы диагностики – Берлин : Сименс, 1993. – 128 с.
18. ТИИЭР. Реконструктивная вычислительная томография. Тематический выпуск. – 1983 – т. 71, №3.
19. Физика визуализации изображений в медицине / Под ред.

- С. Уэбба. Пер. с англ. – М., 1991. – Кн. 1. – 240с.
20. Cormack A. Science / A. Cormack. – 1980. – Vol. 209. – p. 78.
21. Яненко О. П. Метрологія медичної та біологічної апаратури : навчальний посібник / Яненко О. П. – Житомир : ЖІТІ, 1999. – 158 с.
22. Захаров И. С. Биотестовый измерительно-вычислительный комплекс / И. С. Захаров, Н. И. Папутская // Медицинская техника. – 1995. – № 1. – С. 32 – 36.
23. Викторов В. А. Тенденции развития медицинских приборов и аппаратов / Викторов В. А. // Медицинская техника. – 1991. – №3. – С. 4 – 8.
24. Дощицин В. Л. Практическая электрокардиография / Дощицин В. Л. – [2-е изд., перераб. и доп.]. – М. : Медицина, 2000. – 336 с.
25. Дехтярь Г. Я. Электрокардиографическая диагностика / Дехтярь Г. Я. – [2-е изд., перераб. и доп.]. – М. : Медицина, 2002 – 416 с.
26. Минкин Р. Б. Электрокардиография и фонокардиография. / Р. Б. Минкин, Ю. Д. Павлов. – [2-е изд., перераб. и дополн.]. — Л. : Медицина, 1998. – 256 с.
27. Исаков И. И. Клиническая электрокардиография (нарушения сердечного ритма и проводимости): руководство для врачей / Исаков И. И., Кушаковский М. С., Журавлева Н. Б. – [2-е изд.]. – Л. : Медицина, 2004. – 272 с.
28. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ : учеб. пособие для вузов / [Барановский А. Л., Калиниченко А. Н., Манило Л. А. и др. ; под ред. Барановского А. Л., Немирко А. П.]. – М. : Радио и связь, 2003. – 248 с.
29. Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати. Ч.3. – Лазерні біомедичні системи : навчальний посібник / [Кожем'яко В. П., Готра З. Ю., Павлов С. П. та ін.]. – Вінниця : ВДТУ, 2000. – 143 с.
30. Приезжев А. В. Лазерная диагностика в биологии и медицине / Приезжев А. В., Тучин В. В., Шубочкин Л. П. – М. : Наука, 1989. – 238 с.
31. Батищев С. А. Спектральные особенности разрушения почечных камней лазерным излучением микросекундной длительности / Батищев С. А., Гарковский В. В. // Квантовая электроника. – 1995. – № 7. – С. 751 – 752.
32. Злепко С. М. Основи біомедичного радіоелектронного апаратобудування: навчальний посібник / С. М. Злепко, І. С. Тимчик. – Вінниця : ВНТУ, 2008. – 84 с.
33. Інформаційна технологія психофізіологічного тестування і відбору персоналу для органів внутрішніх справ України : монографія. / [Злепко С. М., Коваль Л. Г., Бондарчук М. Т. та ін.]. – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2008. – 154 с.
34. Современные компьютерные системы психологической

диагностики. [Электронный ресурс] – Режим доступа :
<http://www.psvho.ru>.

35. Панченко О. А. Медицина и интернет / Панченко О. А., Лях Ю. Е., Антонов В. Г. – [1-е изд., испр.]. – Донецк : СПД Дмитренко, 2008. – 524 с.

36. Скурихин В. И. Математическое моделирование / Скурихин В. И., Шифрин В. Б., Дубровский В. В. – К. : Техніка, 1983. – 270 с.

37. Математические основы теории автоматического регулирования / [под ред. Б.К. Чемоданова]. – М. : Высшая школа, 1997. – 600с.

38. Сигорский В. П. Математический аппарат инженера / Сигорский В. П. – К. : Техника, 1975. – 768 с.

39. Чугаев И. Г. Коррекция психического состояния человека посредством биологической обратной связи / И. Г. Чугаев, К. А. Лисицина // Медицинская техника – 1991. – №2. – С. 14 – 17.

40. О статусе психофизиологического исследования с использованием полиграфа [Электронный ресурс] / Комисарова Я. В. : Режим доступа:

<http://univ.crimea.ua>.

Додаток А

Перелік керівників кафедр та інших структурних підрозділів ВНЗ України, які здійснюють підготовку фахівців із спеціальностей БТМАС, фізична та біомедична електроніка, медичне приладобудування і напряму «Біомедична інженерія».

Враховуючи те, що за науковим і професійним рівнем Україна посідає гідне місце в європейській спільноті в галузі медичного приладобудування і підготовки фахівців з біотехнічних та медичних апаратів та систем, медичного приладобудування, біомедичної інженерії, фізичної та біомедичної електроніки, медичних інформаційних систем та інших напрямків проектування біомедичної апаратури, ми вважаємо за доцільне назвати (а алфавітному порядку) завідувачів відповідних кафедр вищих навчальних закладів України, які готують таких фахівців та займаються відповідними науковими дослідженнями.

Абакумов Валентин Георгійович, д.т.н., професор – завідувач кафедри звукотехніки та реєстрації інформації Національного технічного університету України “Київський політехнічний інститут” (НТУУ “КПІ”).

Бих Анатолій Іванович, д.ф.-м.н., професор – завідувач кафедри біомедичних електронних пристроїв та систем Харківського національного університету радіоелектроніки.

Бойко Віталій Іванович, д.т.н., професор – завідувач кафедри електроніки та автоматики Дніпродзержинського державного технічного університету.

Горбенко Віталій Іванович, к.ф.-м.н., доцент – завідувач кафедри електроніки та інформатики Класичного приватного університету (Запоріжжя).

Горлей Петро Миколайович, д.т.н., професор – завідувач кафедри електроніки і енергетики Чернівецького національного університету.

Готра Зенон Юрійович, д.т.н., професор – завідувач кафедри “Електронні прилади” Національного університету “Львівська політехніка” (НУ “ЛП”).

Дідковський Віталій Семенович, д.т.н., професор – завідувач кафедри акустики та акустоелектроніки НТУУ “КПІ”.

Зіньковський Юрій Францович, д.т.н., професор – завідувач кафедри радіоконструювання та виробництва радіоелектронної апаратури НТУУ “КПІ”.

Злепко Сергій Макарович, д.т.н., професор – завідувач кафедри проектування медико-біологічної апаратури Вінницького національного технічного університету (ВНТУ).

Люшко Віктор Михайлович, д.т.н., професор – декан факультету радіотехнічних систем літальних апаратів, завідувач кафедри виробництва

радіоелектронних систем літальних апаратів Національного аерокосмічного університету ім. М. Є. Жуковського “Харківський авіаційний інститут”.

Каргін Анатолій Олексійович, д.т.н., професор – завідувач кафедри комп’ютерних технологій Донецького національного університету ім. Олеся Гончара.

Катрич Віктор Олександрович, д.ф.-м.н., професор – завідувач кафедри фізичної і біомедичної електроніки та комплексних інформаційних технологій Харківського національного університету ім. В. Н. Каразіна.

Качанов Петро Олексійович, д.т.н., професор – завідувач кафедри "Автоматика та управління в технічних системах" Національного технічного університету “Харківський політехнічний інститут”.

Коваленко Олександр Володимирович, д.ф.-м.н., професор – завідувач кафедри радіоелектроніки Дніпропетровського національного університету ім. Олеся Гончара.

Кожем’яко Володимир Прокопович, д.т.н., професор – завідувач кафедри лазерної та оптоелектронної техніки ВНТУ (Вінниця).

Коржов Віталій Іванович, д.м.н., професор – завідувач кафедри лікувально-діагностичних комплексів Міжуніверситетського медико-інженерного факультету (ММІФ) НТУУ «КПІ».

Корогод Сергій Михайлович, д.б.н., професор – завідувач кафедри експериментальної фізики Дніпропетровського національного університету ім. Олеся Гончара.

Кузовик Вячеслав Данилович, д.т.н., професор – завідувач кафедри біокібернетики та аерокосмічної медицини Національного авіаційного університету (Київ).

Лисенко Олександр Миколайович, д.т.н., професор – завідувач кафедри конструювання електронно-обчислювальної техніки НТУУ “КПІ”.

Максименко Віталій Борисович, д.м.н., професор – завідувач кафедри біомедичної інженерії ММІФ НТУУ «КПІ», заступник директора Інституту серцево-судинної хірургії ім. М. М. Амосова.

Манойлов Вячеслав Пилипович, д.т.н., професор – завідувач кафедри “Електронні апарати” Житомирського державного технологічного університету.

Мирошников Вадим Володимирович, д.т.н., професор – завідувач кафедри приладів Східноукраїнського національного університету ім. Володимира Даля.

Мінцер Озар Петрович, д.м.н., професор – завідувач кафедри медичної інформатики, декан факультету підвищення кваліфікації викладачів Національної медичної академії післядипломної освіти ім. П. Л. Шупика (Київ).

Мосьпан Владислав Олександрович, к.т.н., доцент – декан факультету електроніки та комп'ютерної інженерії, завідувач кафедри електронних апаратів Кременчуцького державного політехнічного університету імені Михайла Остроградського.

Новіков Олександр Олександрович, д.х.н., професор – завідувач кафедри фізичної та біомедичної електроніки Херсонського національного технічного університету.

Олємскої Олександр Іванович, д.ф.-м.н., професор – завідувач кафедри фізичної електроніки Сумського державного університету.

Павлиш Володимир Андрійович, к.т.н., професор – завідувач кафедри “Електронні засоби інформаційно-комп'ютерних технологій” НУ ”ЛП”.

Павлов Сергій Володимирович, д.т.н., професор – завідувач кафедри загальної фізики і фотоніки ВНТУ.

Порєв Володимир Андрійович, д.т.н., професор – завідувач кафедри наукових, аналітичних та екологічних приладів і систем НТУУ “КПІ”.

Різак Василь Михайлович, д.ф.-м.н., професор – завідувач кафедри твердотільної електроніки Ужгородського національного університету.

Синєкоп Юрій Степанович, к.т.н., професор – завідувач (1990-2005) кафедри фізичної та біомедичної електроніки НТУУ ”КПІ”, нині – професор цієї кафедри, директор проблемної лабораторії медичної електроніки.

Скобцов Юрій Олександрович, д.т.н., професор – завідувач кафедри автоматичних систем управління Донецького національного технічного університету.

Смердов Андрій Андрійович, д.т.н., професор – завідувач кафедри фізики, автоматизації і механізації Полтавської державної аграрної академії.

Сокол Євген Іванович, д.т.н., проф. – завідувач кафедри промислової і біомедичної електроніки Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут».

Стасюк Зиновій Васильович, д.ф.-м.н., професор – завідувач кафедри фізичної і біомедичної електроніки Львівського національного університету ім. Івана Франка.

Стеценко Григорій Семенович, д.м.н., професор – ректор Луцького біотехнічного інституту Міжнародного науково-технічного університету ім. академіка Юрія Бугая.

Тимофєєв Володимир Іванович, д.т.н., професор – завідувач кафедри фізичної та біомедичної електроніки НТУУ “КПІ”.

Тимчик Григорій Семенович, д.т.н., професор – завідувач кафедри виробництва приладів, декан приладобудівного факультету НТУУ “КПІ”.

Фінін Георгій Семенович, д.ф.-м.н., с.н.с. – декан медично-інженерного факультету Міжнародного Соломонового університету (Київ).

Хаїмзон Ігор Ізевич, д.т.н., професор – завідувач кафедри біологічної фізики, інформатики та медичної апаратури Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.

Циделко Владислав Дмитрович, д.т.н., професор – завідувач кафедри інформаційно-виміррювальної техніки НТУУ “КПІ”.

Шевченко Микола Віталійович, к.т.н., доцент – завідувач кафедри електронної техніки Севастопольського національного технічного університету.

Швець Євген Якович, к.т.н., професор – завідувач кафедри фізичної і біомедичної електроніки Запорізької державної інженерної академії (він же перший проректор цієї академії, колишній її ректор).

Яворський Богдан Іванович, д.т.н., професор – завідувач кафедри біотехнічних систем Тернопільського національного технічного університету ім. Івана Пулюя.

Яценко Володимир Порфирівич, д.м.н., професор, заслужений діяч науки і техніки України – завідувач кафедри медичної кібернетики та телемедицини, декан ММІФ НТУУ “КПІ”.

Горбенко Віталій Іванович, к.ф.-м.н., доц. – завідувач кафедри електроніки та інформатики Класичного приватного університету в Запоріжжі.

Дані наведені станом на 01.12.2009 р. Джерела інформації: проспекти та інтернет-сайти ВНЗ, візитівки персоналіїв.

Навчальне видання

**Злепко Сергій Макарович
Павлов Сергій Володимирович
Коваль Леонід Григорович
Тимчик Ірина Сергіївна**

ОСНОВИ БІОМЕДИЧНОГО РАДІОЕЛЕКТРОННОГО АПАРАТОБУДУВАННЯ

Навчальний посібник

Редактор О. Скалоцька

Оригінал-макет підготовлено І. Тимчик

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, ГНК, к. 114.
Тел. (0432) 59-85-32.
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.