

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

# **Біомедичні електронні системи. Конспект лекцій**

*Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського  
як навчальний посібник для студентів,  
які навчаються за спеціальністю 153 «Мікро- та наносистемна техніка»,  
освітньою програмою « Електронні мікро- і наносистеми та технології»*

Київ  
КПІ ім. Ігоря Сікорського  
2020

Біомедичні електронні системи. Конспект лекцій [Електронний ресурс]: навч. посіб. для студ. спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка», освітньої програми «Електронні мікро- і наносистеми та технології» / КПІ ім. Ігоря Сікорського; уклад.: Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько, А.О. Попов, Є.С.Карплюк, О.П.Шуляк. – Електронні текстові данні (1 файл: 10 406 Кбайт). – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – 113 с.

*Гриф надано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського (протокол № від. 2020 р.)  
за поданням Вченої ради факультету електроніки (протокол № від. 2020 р.)*

Електронне мережне навчальне видання

# Біомедичні електронні системи. Конспект лекцій

Укладачі: *Іванушкіна Наталія Георгіївна, к.т.н., доц.  
Іванько Катерина Олегівна, к.т.н., доц.  
Попов Антон Олександрович, к.т.н., доц.  
Карплюк Євгеній Сергійович, к.т.н., доц.  
Шуляк Олександр Петрович, к.т.н., доц.*

Відповідальний редактор *Тимофєєв Володимир Іванович, д-р техн. наук, проф.*  
Рецензентка: *Коваль Вікторія Михайлівна, к.т.н., доц.*

Навчальний посібник присвячено допомозі студентам при вивченні навчальної дисципліни «Біомедичні електронні системи». Викладено теоретичні відомості та приклади задач, присвячених організації біомедичних електронних систем для лікування, реабілітації та життєзабезпечення, накопичення досвіду їх використання в практичній діяльності та набуття навиків їх проектування, наладки та експлуатації.

The manual is dedicated to helping students study the discipline "Biomedical Electronic Systems". Theoretical information and examples of problems devoted to the organization of biomedical electronic systems for treatment, rehabilitation and life support, accumulation of experience of their use in practical activity and acquisition of skills of their design, adjustment and operation are provided.

© КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020

## ЗМІСТ

|   |     |
|---|-----|
| ВСТУП.....  | 4   |
| <i>Тема 1.</i> Технічне, методичне та інформаційно-алгоритмічне забезпечення БЕС для електричної стимуляції серця.....  | 5   |
| <i>Тема 2.</i> Особливості БЕС для протезування та реабілітації.....  | 25  |
| <i>Тема 3.</i> Основи побудови БЕС «Штучне серце».....  | 33  |
| <i>Тема 4.</i> Методичне, технічне та інформаційно-алгоритмічне забезпечення біомедичних електронних систем для реєстрації та обробки даних про тони серця..... | 39  |
| <i>Тема 5.</i> Методичне, технічне та інформаційно-алгоритмічне забезпечення БЕС для реєстрації та обробки даних про систему зовнішнього дихання.....           | 47  |
| <i>Тема 6.</i> Методичне, технічне та інформаційно-алгоритмічне забезпечення БЕС для реєстрації та обробки даних про кровоток та об'єм крові.....               | 58  |
| <i>Тема 7.</i> Телемедичні системи .....  | 78  |
| РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА.....   | 112 |

## Вступ

Розробка та впровадження в діагностику і лікувальний процес електронного обладнання нового покоління є актуальною задачею для спеціалістів в галузі біомедичної електроніки. Конспект лекцій з дисципліни «Біомедичні електронні системи» (БЕС) призначений для студентів спеціальності 153 – Мікро- та наносистемна техніка.

Мета дисципліни «Біомедичні електронні системи» – отримання теоретичних знань про принципи організації біомедичних електронних систем для лікування, реабілітації та життєзабезпечення, накопичення досвіду їх використання в практичній діяльності та набуття навиків їх проектування, наладки та експлуатації.

Згідно з вимогами освітньо-професійної програми студенти після засвоєння навчальної дисципліни мають продемонструвати такі результати навчання:

### **знання:**

- основи побудови та тенденції розвитку біомедичних електронних систем для лікування, реабілітації та життєзабезпечення;
- математичні методи обробки біомедичної інформації, що використовуються в сучасних інформаційних технологіях;

### **уміння:**

- обґрунтовано будувати структурні та функціональні схеми біомедичних електронних систем для лікування та життєзабезпечення; брати та застосовувати необхідні методи обробки та візуалізації сигналів і зображень.

### **досвід:**

- набуття компетенції самостійного здійснення наукових досліджень та отримання нових знань в галузі БЕС для лікування та життєзабезпечення.

## Тема №1

# ТЕХНІЧНЕ, МЕТОДИЧНЕ ТА ІНФОРМАЦІЙНО-АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ БЕС ДЛЯ ЕЛЕКТРИЧНОЇ СТИМУЛЯЦІЇ СЕРЦЯ

### 1.1. Призначення електрокардіостимуляторів

*Біомедичні електронні системи для лікування та життєзабезпечення (БЕСЛЖ)* — це комплекс технічних та інформаційно-алгоритмічних засобів, призначених для збору, аналізу медико-біологічної інформації та впливу на пацієнта.

В процесі створення БЕС для лікування, реабілітації, коригування психофізичного стану та життєзабезпечення людини вирішуються наступні задачі:

1. Розробка і експлуатація електронних приладів, пристроїв та систем, які відповідають вимогам подальшої мікромініатюризації елементної бази електронної техніки з використанням квантово-розмірних ефектів, напівпровідників, біометричних елементів тощо.

2. Створення нового покоління приладів, пристроїв та систем для надшвидкісної обробки інформації, її енергонезалежного зберігання, взаємоперетворювання різних видів енергії.

3. Створення інформаційної мережі для обміну біомедичними даними.

Для лікування, реабілітації та життєзабезпечення людини використовуються різні види електростимуляції: від малопотужних пристроїв (електрокардіостимуляторів) до потужних генераторів імпульсів (дефібриляторів).

*Електрокардіостимулятор* (ЕКС; або штучний водій ритму) - медичний прилад (рис. 1.1), призначений для впливу на ритм серця. Генерація електрокардіостимулятором регулярних імпульсів на електродах, розташованих

на серцевій поверхні (епікарді), в серцевому м'язі (міокарді) або усередині серцевої порожнини (ендокарді) - викликає скорочення серця.

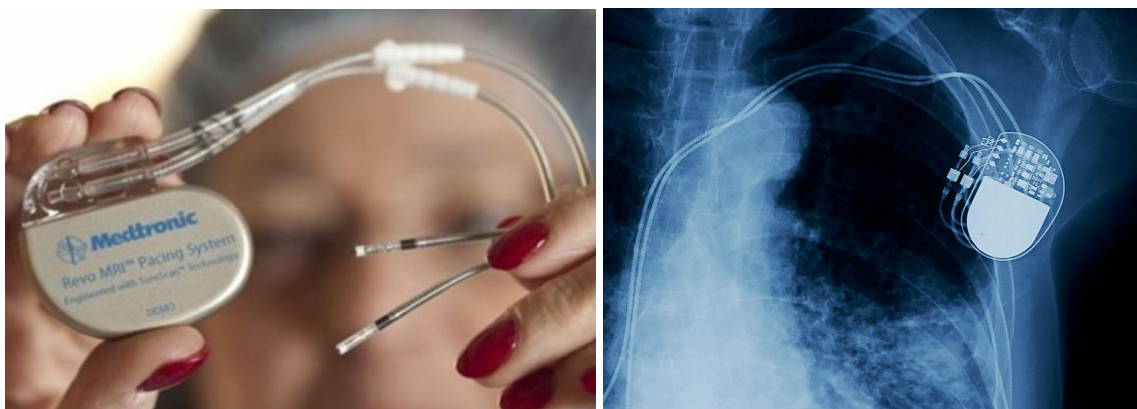


Рис. 1.1. Зовнішній вигляд ЕКС и його розташування

Основним завданням ЕКС є підтримка або нав'язування частоти серцевих скорочень пацієнтові, у разі патологічних станів провідної системи серця (рис.1.2): серце б'ється недостатньо часто (слабкість синоатріального вузла), або є електрофізіологічне роз'єднання між передсерддями і шлуночками (атріовентрикулярна блокада).

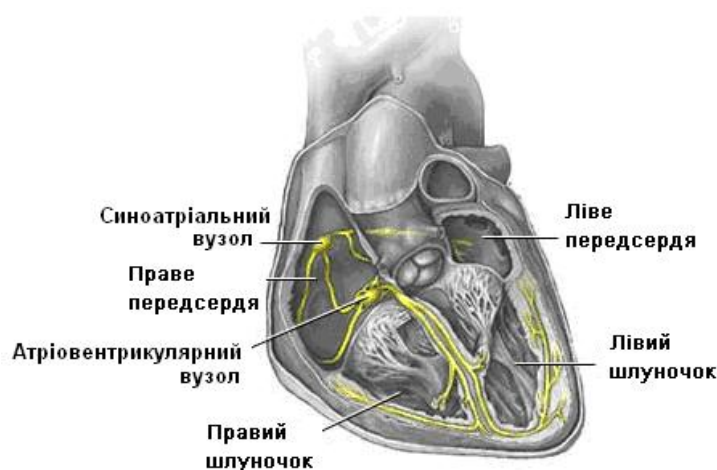


Рис. 1.2. Провідна система серця

Процес створення ЕКС має декілька періодів. У 1876 році італійський вчений Alessandro Volta вперше помітив здатність імпульсів електричного струму викликати скорочення м'язів. У 1927 році американський учений А. Хаймен створив перший в світі зовнішній електрокардіостимулятор. 1959 рік

знаменний тим, що шведські вчені розробили імплантований (що повністю знаходиться під шкірою) кардіостимулятор (рис.1.3). У 1961 році було створено перший радянський кардіостимулятор ЕКС-2.



Рис. 1.3. Перший імплантований електрокардіостимулятор

## 1.2. Типи електрокардіостимуляторів

Асинхронний електрокардіостимулятор, принцип дії якого наведено на рис.1.3, працює автономно і виробляє електричні імпульси з постійним ритмом, незалежно від стану серця і всього організму людини. Отже, такий вид стимуляції призводить до фіксованої частоти серцевих скорочень.

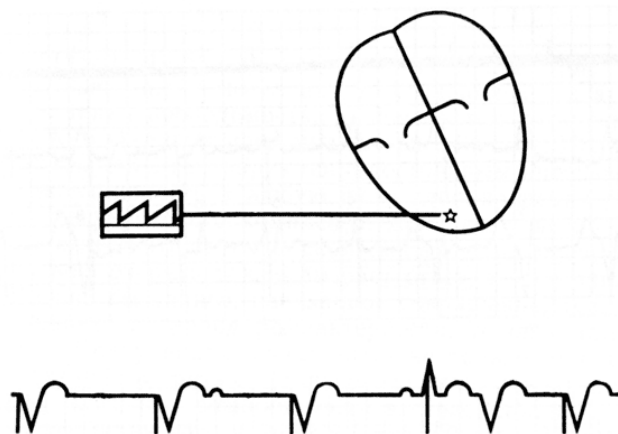


Рис. 1.3. Принцип дії асинхронного ЕКС.

На рис.1.4. представлена блок-схема асинхронного ЕКС. Осцилятор (тактовий генератор) задає частоту генерації та керує роботою вихідної схеми,

яка виробляє електричні імпульси певної форми для стимуляції серця. По сполучних проводах ці імпульси надходять на електроди.

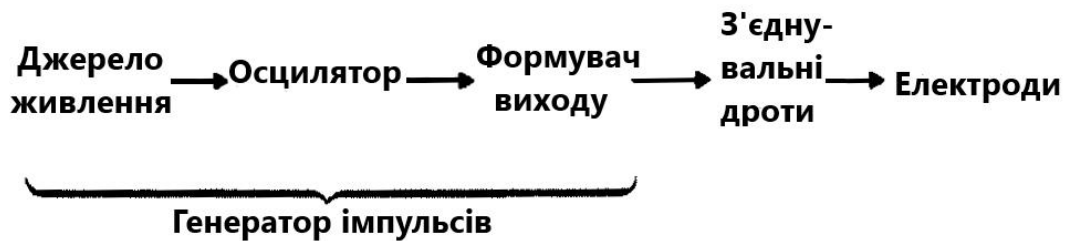


Рис. 1.4. Блок-схема асинхронного ЕКС

Конструкція кожного блоку повинна забезпечити безвідмовну роботу пристрою в цілому, оскільки збій в роботі кардіостимулятора може коштувати пацієнту життя.

**Тактовий генератор** задає інтервал часу між послідовністю стимулюючих імпульсів незалежно від функціонування серця. **Вихідний блок** виробляє стимулюючий імпульс, який прикладається безпосередньо до серця. По сигналу запуску від тактового генератора вихідний блок формує електричний імпульс, параметри якого оптимізовані для стимуляції міокарда за допомогою системи електродів.

**Стандартними параметрами генератора асинхронного ЕКС є :**

- частота генерації 60-90 імпульсів за хвилину;
- амплітуда імпульсів 5.0-5.5 В;
- тривалість імпульсів 500-600 мксек.

Практично всі електрокардіостимулятори, що застосовуються в даний час, в якості **джерела живлення** використовують літієві батареї, які мають ЕДС 2.8 В та термін служби більш ніж 3 роки.

В багатьох випадках постійна електрична стимуляція серця не потрібна, оскільки між періодами блокади у пацієнтів може встановлюватися нормальний ритм. Синхронний електрокардіостимулятор, принцип дії якого наведено на



рис.1.5, виробляє електричні імпульси з ритмом, залежно від стану серця людини.

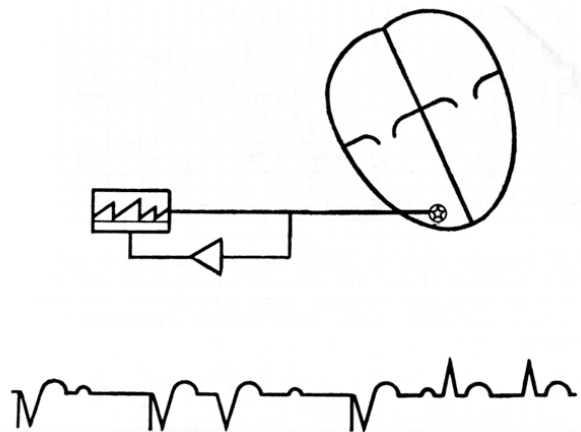


Рис. 1.5. Принцип дії синхронного ЕКС

Блок-схема синхронного електрокардіостимулятора наведена на рис.1.6. На відміну від асинхронного електрокардіостимулятора він містить ланцюг зворотного зв'язку. Електроди використовуються для стимуляції і для реєстрації електричних сигналів, що виникають під час природної роботи провідної системи серця.

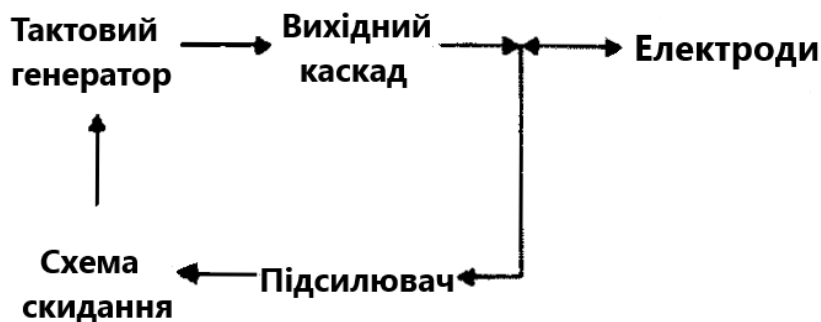


Рис. 1.6. Блок-схема синхронного ЕКС.

Тактовий генератор налаштований на функціонування з постійною частотою 60-90 імпульсів за хвилину. Після кожного імпульсу схема генератора скидається в початковий стан і чекає перш ніж виробити наступний імпульс. Якщо протягом цього межімпульсного інтервалу відбувається природне скорочення шлуночка, то ланцюг зворотного зв'язку реєструє

комплекс QRS і підсилює його. Цей підсилений сигнал скидає тактовий генератор в початковий стан, так що він починає відлік часу заново. Таким чином, якщо провідна система серця працює нормально, то кардіостимулятор знаходиться в режимі очікування, а серце працює під дією власного водія ритму. Але якщо виникає тимчасова блокада серця, то електрокардіостимулятор починає керувати генерацією стимулюючих імпульсів з постійною частотою, яку задає тактовий генератор.

Синхронні ЕКС не можуть в повній мірі реагувати на фізіологічні потреби організму при підвищеній психологічній або фізичній активності. Тому розробляються нові типи **ЕКС з частотою, що регулюється**, які містять спеціальні блоки керування (БК).

Блок-схема ЕКС з керованою частотою наведена на рис. 1.7. Спеціальний датчик перетворює фізіологічні параметри, які відображають навантаження на організм і потребу у відповідному кровопостачанні, в електричний сигнал, що надходить на вхід БК. Цей блок запрограмовано на керування серцевих скорочень в залежності від величини вимірюваного параметра.



Рис. 1.7. Блок-схема ЕКС з керованою частотою

Крім того, керуюча система пристрою може визначити про потребу в даний момент штучної кардіостимуляції. В ті проміжки часу, коли власна провідна система серця працює нормально, ЕКС утримується в режимі очікування. Решта блоків пристрою працюють точно так, як було описано вище для ЕКС інших типів.

Для керування режимом ЕКС з керованою частотою застосовується цілий ряд фізіологічних параметрів.

Важливим компонентом загальної конструкції є корпус імплантованого ЕКС, який повинен бути біологічно сумісним з організмом людини, а також забезпечувати необхідний захист електронним ланцюгам для безперебійної роботи пристрою (рис. 1.8).

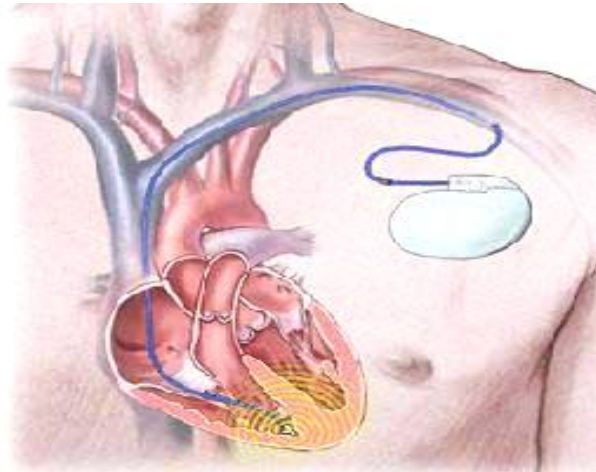


Рис. 1.8. Приклад розташування імплантованого ЕКС

Конструкція ЕКС виконана таким чином, що генератор розташований на деякій відстані від серця, тому виникає необхідність підведення електричних імпульсів до відповідної точки серця. Дроти, що підводять стимулюючі імпульси, повинні добре проводити електричний струм, бути механічно міцними, а також мати надійну електричну ізоляцію. Сучасні дроти складаються з закручених у спіралі дротиків з пружного сплаву, запресованих в циліндр з силікону (рис.1.9).

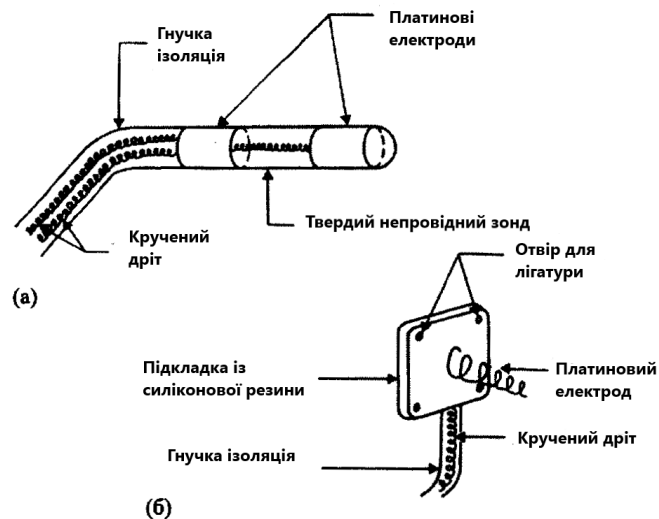


Рис. 1.9. Конструкції електродів ЕКС: а - біполярний внутрішньопорожнинний електрод, б – інтраміокардіальний електрод для зовнішньої поверхні серця.

Велике значення має матеріал, з якого вироблені електроди. Електроди повинні витримувати вплив періодичних механічних напруг, що виникають внаслідок механічної активності серця, причому для забезпечення ефективної кардіостимуляції вони повинні залишатися строго на одному місці. Матеріал електродів не повинен руйнуватися протягом тривалого часу при імплантації, а також не повинен викликати роздратування прилеглих тканин та піддаватися електролізу під час стимуляції. Для виготовлення електродів та дротів, що підводять стимулюючі імпульси використовують певні *матеріали*. Список цих матеріалів включає платину та її сплави з іншими металами, і нержавіючу сталь різних марок з домішками з вуглецю і титану.

### 1.3. Режими електрокардіостимуляції

Для опису різних режимів стимуляції Британської групою з вивчення електрокардіостимуляції та електрофізіології (British Pacing and Electrophysiology Group - BREG) і Північно-Американським товариством електрокардіостимуляції та електрофізіології (North American Society of Pacing and Electrophysiology – NASPE) був розроблений код.

Цей код включає позначення камер серця, де виконується стимуляція та детекція, вид відповіді на детекцію сигналу, тип програмування та наявність антитахіаритмічної функції. Приклади розташування електродів та відповідні позначення у тризначному коді наведено на рис. 1.11.

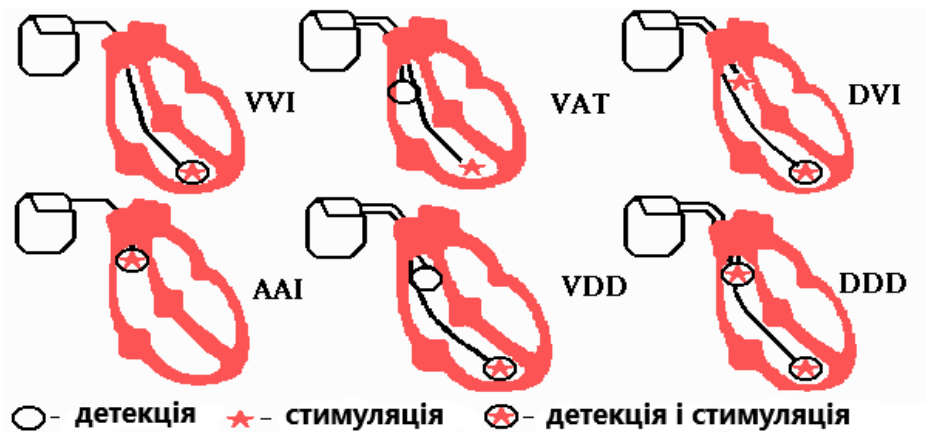


Рис. 1.11. Розташування електродів при різних режимах стимуляції

***Параметри електрокардіостимуляторів, що програмуються:***

- режим роботи (стимуляції);
- частота стимулюючих імпульсів: 30 - 150 1/хв  
(крок збільшення 5 імп / хв; стандартне значення 60 1/хв);
- амплітуда стимулюючих імпульсів передсердного (A) і шлуночкового (V) каналів в вольтах (В): 0.5 - 7.5 В  
(крок збільшення 0.5 В; стандартне значення 4.0 В);
- тривалість стимулюючих імпульсів передсердного (A) і шлуночкового (V) каналів: 0,25 - 1,0 мс (крок збільшення 0.25 мс. стандартне значення 0.5 мс);
- рефрактерний період передсердного і шлуночкового каналів в (мс): 250; 312; 437; нескінченний ( $\infty$ ); (стандартне значення 312 мс);
- АВ затримка в (мс): 0; 62; 125; 187; (стандартне значення 125 мс).



Рис. 1.12. Приклади одно-, дво- і трикамерних ЕКС з частотною адаптацією

ЕКС з частотною адаптацією накопичує і передає за запитом від програматора наступну телеметричну інформацію:

- модель і серійний номер;
- напруга батареї (джерела струму);
- імпеданс електродної системи;
- кількість подій;
- частотну гістограму;
- кількість сигналів перешкод і кількість екстрасистол;
- маркерні імпульси, які супроводжують події.

#### 2.4. Основи побудови дефібриляторів

*Дефібрилятор* - прилад, що використовується для електро-імпульсної терапії порушень серцевого ритму (рис. 1.13). Основні показання до дефібриляції: фібриляція шлуночків, загрозливі аритмії. Фібриляція серця відбувається в тому випадку, коли різні клітини міокарду скорочуються асинхронно. Цей загрозливий стан призводить до того, що серцевий викид

крові зменшується практично до нуля, тому пацієнта необхідно виводити з цього небезпечного стану якомога швидше, інакше можуть наступити незворотні порушення в мозку і смерть.



Рис. 1.13. Зовнішній вигляд дефібрилятора

Дефібриляція за допомогою електричного удару по серцю (електрошоку) виконується шляхом пропускання струму між електродами, які накладаються безпосередньо на серце під час операції (внутрішні електроди) або з використанням поверхневих електродів, які розташовані на передній частині грудної клітці. В першому випадку дефібриляція серця виконується при більш низьких значеннях напруги, ніж у другому. Більшість дефібриляторів розрахована на обидва режими, між тим, в таких пристроях передбачено спеціальні заходи захисту, які виключають подачу на внутрішні електроди високої напруги. Конструкції внутрішніх та поверхневих електродів наведено на рис. 1.14.

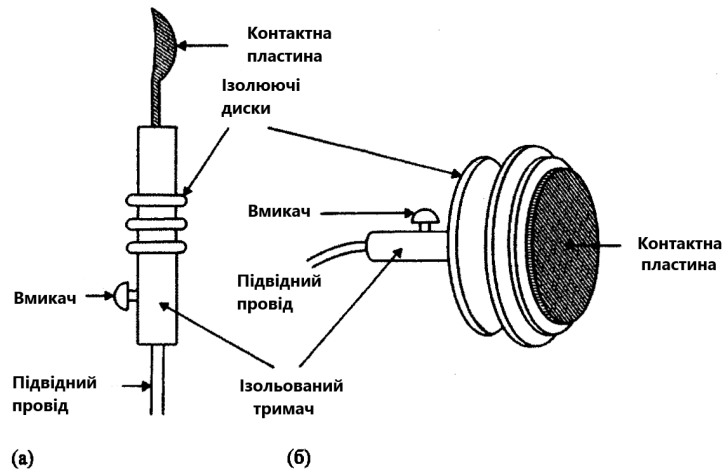


Рис. 1.14. Конструкції електродів дефібриляторів: а - внутрішній електрод, який накладається прямо на серце; б – поверхневий дисковий електрод, який встановлюється на передній частині грудної клітки

Місця накладання поверхневих електродів показано на рис. 1.15. Електроди повинні бути зволожені і під час розряду щільно притиснуті до грудної клітки. Під час проведення розряду потрібно дотримуватися техніки безпеки, від'єднувати пристрої реєстрації сигналів та апарати штучної вентиляції легенів.

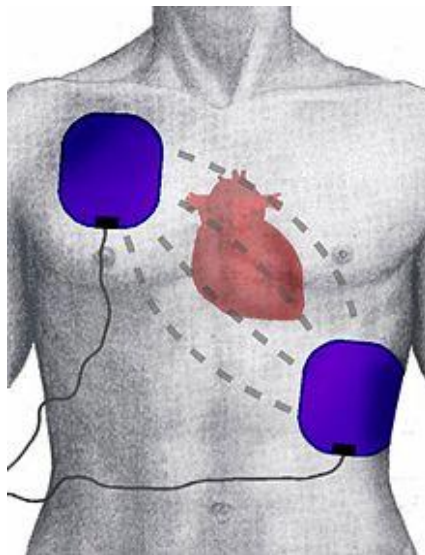


Рис. 1.15. Місця накладання поверхневих електродів під час дефібриляції



Серед всіх типів дефібриляторів найчастіше використовується *розрядний ємнісний дефібрилятор*, принципову схему якого наведено на рис. 1.16, а. Схема первинного кола (перемикач в положенні 1) складається з вального трансформатора, однополуперіодного випрямляча та накопичувального конденсатора  $C$ . Напруга, до якої заряджається даний конденсатор, регулюється автотрансформатором в первинному колі. Опір  $R$  обмежує струм заряду та захищає електричні компоненти пристрою.

Після того, як електроди закріплені на тілі, лікар переводить перемикач з положення 1 в положення 2. Розрядний струм проходить по вторинному ланцюгу: котушці індуктивності  $L$ , електродам та торсу пацієнта (що служить опором навантаження). Форма розрядного імпульсу (рис. 1.16, б) визначається величинами індуктивності  $L$ , ємності  $C$  та електричного опору торса пацієнта  $R_L$ .

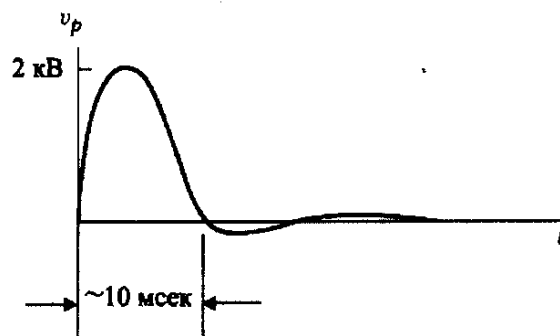
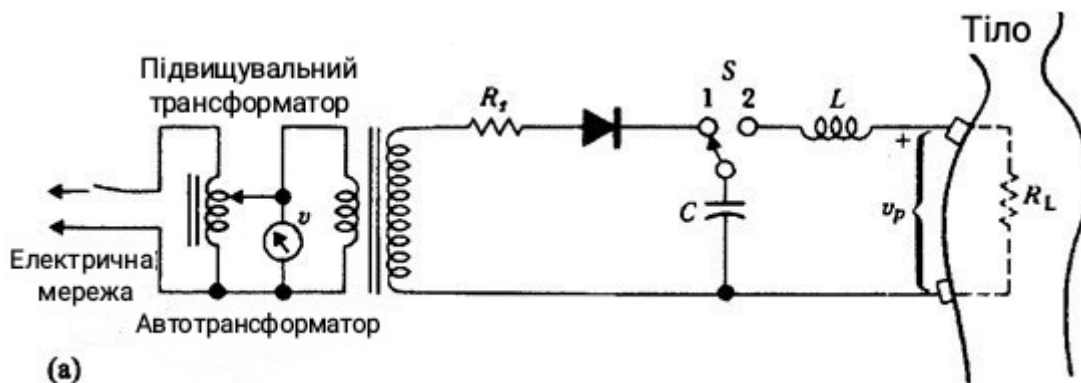


Рис. 1.16. Розрядний ємнісний дефібрилятор: а) принципова схема; б) форма розрядного імпульсу (визначається величинами  $L$ ,  $C$ ,  $R_L$ )

Енергію, збережену в конденсаторі, можна розрахувати за формулою:

$$E = \frac{C \cdot v^2}{2}$$

де  $C$  - ємність конденсатора,  $v$  - напруга зарядженого конденсатора.

Визначено [1], що значення максимальної енергії для виконання дефібриляції серця повинно бути: за допомогою зовнішніх електродів  $E = 400$  Дж, за допомогою внутрішніх електродів -  $E = 100$  Дж. Конденсатори, які застосовуються в дефібриляторах, мають ємність 10-50 мкФ. Таким чином, для досягнення максимальної енергії напруга повинна бути 2-9 кВ, в залежності від ємності конденсатора. За даними літератури, перша спроба поверхневої дефібриляції повинна починатись з 4000 В, при наступних спробах напруга збільшується до 5000-7000 В.

Для електро-імпульсної терапії порушень серцевого ритму використовується пристрій *кардіовертер*, який має функції дефібрилятора та кардіомонітора. Блок-схема кардіовертера представлена на рис. 1.17. На пацієнта накладають ЕКГ електроди, сигнал з яких надходить на підсилювач, а після підсилювача відображається на екрані монітора, за допомогою якого оператор може стежити за станом пацієнта. Сигнал з виходу підсилювача фільтрується та надходить на пороговий детектор, який виявляє R-зубець ЕКГ. Після схеми затримки спрацьовує схема запуску, яка, по-перше, замикає ключ для розряду конденсатора дефібрилятора та, по-друге, роз'єднує аналоговий ключ для захисту електрокардіографа від потужного імпульсу дефібрилятора. Треба відзначити, що керований R-зубцем ЕКГ ключ розряду дефібрилятора зпрацьовує тільки після натиснення кнопки запуску оператором.



Рис. 1.17. Блок-схема кардіовертера. Імпульс дефібрилятора синхронізований з R-зубцем ЕКГ і генерується відразу після нього

**Імплантований кардіовертер-дефібрилятор серця (ІКД)** - це прилад типу кардіостимулятора, який постійно спостерігає за ритмом скорочень серця (рис. 1.18). Якщо прилад виявляє не надто серйозне порушення ритму, він генерує серію безболісних електричних імпульсів для корекції ритму. Якщо це не допомагає або порушення ритму досить серйозне, прилад ІКД генерує невеликий електричний удар (кардіоверсію). Якщо це не допомагає або порушення ритму дуже серйозне, прилад ІКД генерує ще сильніший електричний удар (дефібриляцію).



Рис. 1.18. Зовнішній вигляд імплантованих кардіовертерів-дефібриляторів

#### 1.4. Особливості частотно-адаптивної електрокардіостимуляції

Однією з найважливіших функцій електрокардіостимуляції є функція частотної адаптації (ЧА). Саме функція ЧА визначає в значній мірі якість життя пацієнтів з імплантованими ЕКС.

З нормальної фізіології відомо, що частота серцевих скорочень в спокої у здорової дорослої людини становить 60-80 в 1 хвилину і, збільшуючись при фізичних і психо-емоційних навантаженнях може досягати значення 170-180 за 1 хвилину. Збільшення хвилинного об'єму кровообігу у здорових людей в основному забезпечується саме приростом ЧСС.

Імплантація ЕКС з фіксованою частотою стимуляції вирішує проблему існування пацієнтів в стані спокою і незначних фізичних навантажень. Однак, значну частину пацієнтів, які потребують ЕКС, складають люди працездатного віку, які могли б вести активний спосіб життя. Таким пацієнтам повинні імплантуватися ЕКС з функцією ЧА. Для виконання цього завдання створено кілька видів датчиків (сенсорів), які визначають, що пацієнт виконує роботу, і збільшують частоту стимуляції залежно від рівня навантаження. Як керуючий параметр може використовуватися енергія руху, прискорення, температура венозної крові, хвилинна вентиляція та ін.

Але залишається складність реалізації адекватної частотної адаптації в стимулюючих системах. Причина тут криється в тому, що системи, в основі яких лежить відкритий контур регуляції, мають істотні обмеження, які пов'язані з різними типами навантажень (особливо з психо-емоційними навантаженнями).

Однак, створюються нові моделі сенсорів на основі стимуляції з замкнутим зворотним зв'язком, які дозволяють підвищити пристосованість пацієнтів до різних типів навантажень.

**Частотно-адаптивна електрокардіостимуляція або стимуляція з замкнутим зворотним зв'язком (*Closed Loop Stimulation*) на основі використання сигналів внутрішньосерцевого імпедансу.**

Відомо [ 1 ], що навантаження призводить до зміни фазової структури серцевого циклу, зокрема, до зкорочення періоду передвигнання (PEP) (рис. 1.19). Цей параметр може використовуватись в ЕКС з замкнутим зворотнім зв'язком (*Closed Loop Stimulation - CLS*) для розрахунку потреби організму в ЧСС . Для оцінки PEP застосовується вбудований в кардіостимулятор реограф.

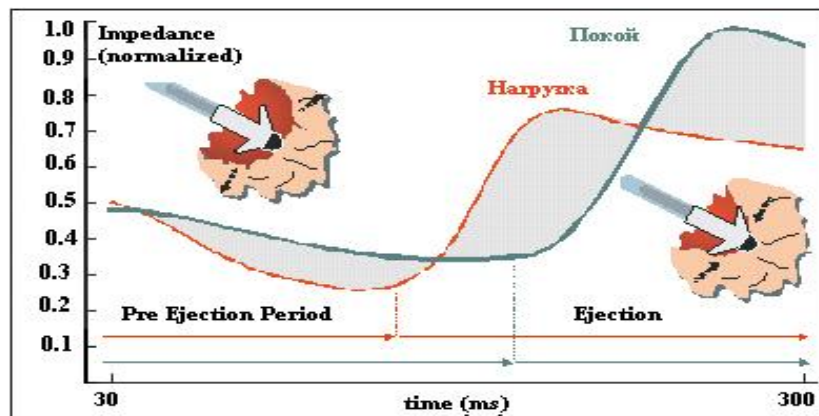


Рис. 1.19. Зміна періоду передвигнання крові (PEP) при навантаженні в процесі вимірювання внутрішньосерцевого імпедансу

Найкращим маркером потреби організму в частоті серцевих скорочень є нормальний синусний вузол. При порівнянні реакцій синусного вузла і ритму CLS кардіостимулятора (рис. 1.20) виявлено практично повний збіг реакцій за часом відповіді і спрямованості.

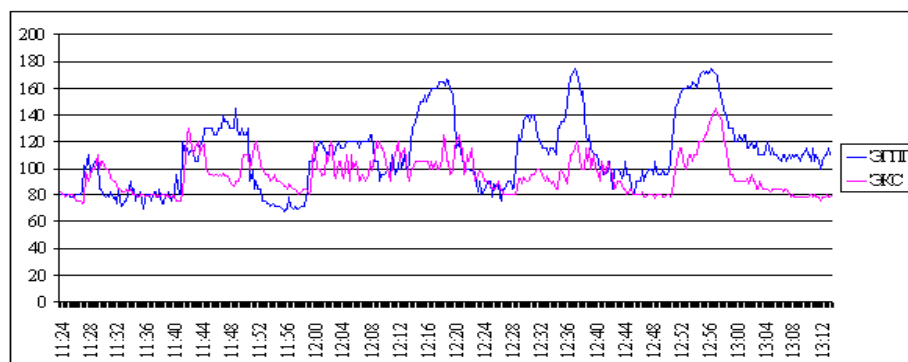


Рис. 1.20. Тренд активності правого передсердя і ритму ЕКС Inos2 CLS (ЕГПП - тренд правого передсердя, ЕКС- тренд ритму ЕКС).

Для оцінювання стану серцево-судинної системи, а також виявлення порушень гемодинамічних процесів міокарда і настройки електрокардіостимуляторів (ЕКС) застосовуються діагностичні ознаки у вигляді параметрів внутрішньосерцевих сигналів в часовій області, а також у вигляді коефіцієнтів розкладу в різних координатних базисах.

Дослідження по обробці сигналів внутрішньосерцевого імпедансу виконано для 6 пацієнтів. Під час досліджень враховувалося, що сигнал імпедансу, який вимірюється в ході скорочень серця за допомогою електрода в верхівці правого шлуночка, використовується для адаптації частоти стимуляції в CLS ЕКС.

В процесі досліджень у цих пацієнтів з імплантованими CLS електрокардіостимуляторами (Inos2 CLS, BIOTRONIK) протягом декількох годин реєстрували криві імпедансу на синусовому ритмі. Сигнали внутрішньосерцевого імпедансу визначали в часовому вікні 47-289 мс після шлуночкової події для 32 вибіркового циклів.

Пацієнти піддавалися різному фізичному навантаженню, яке відповідало 4 - м класам (станам гемодинаміки міокарда):

- I клас - "фізичні вправи стоячи або сидячи" ("exr");
- II клас - "спокій сидячи, після фізичних вправ" ("ovr");
- III клас - "спокій сидячи" ("rst");
- IV клас - "спокій лежачи" ("sup").

Графічне зображення вимірних сигналів імпедансу одного пацієнта для 4-х різних класів (станів гемодинаміки міокарда) наведено на рис. 1.21.

Під час числових експериментів для кожного класу будувалися навчальні вибірки з 30-х нормованих реалізацій сигналів внутрішньосерцевого імпедансу, при цьому, досліджувані інтервали представляли собою сегменти тривалістю 47-289 мс.

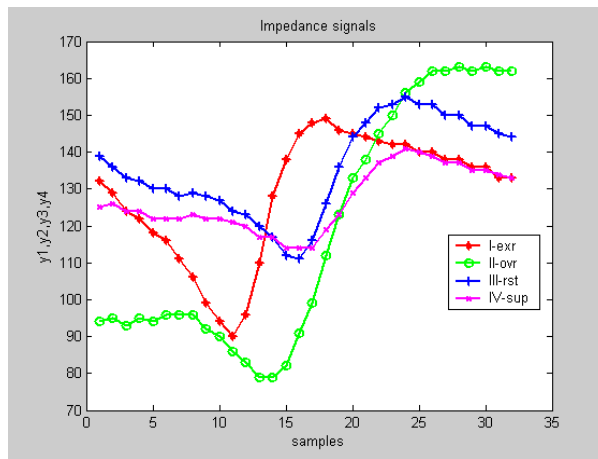


Рис. 1.21. Сигнали внутрішньосерцевого імпедансу пацієнта для 4-х класів

На рис. 1.22 та 1.23 наведено сигнали, які відповідають 1-му та 2-му класам - станам гемодинаміки міокарда 6-ти пацієнтів. Тестовими сигналами були 2 останні реалізації сигналів з кожного класу, що не було використано при навчанні.

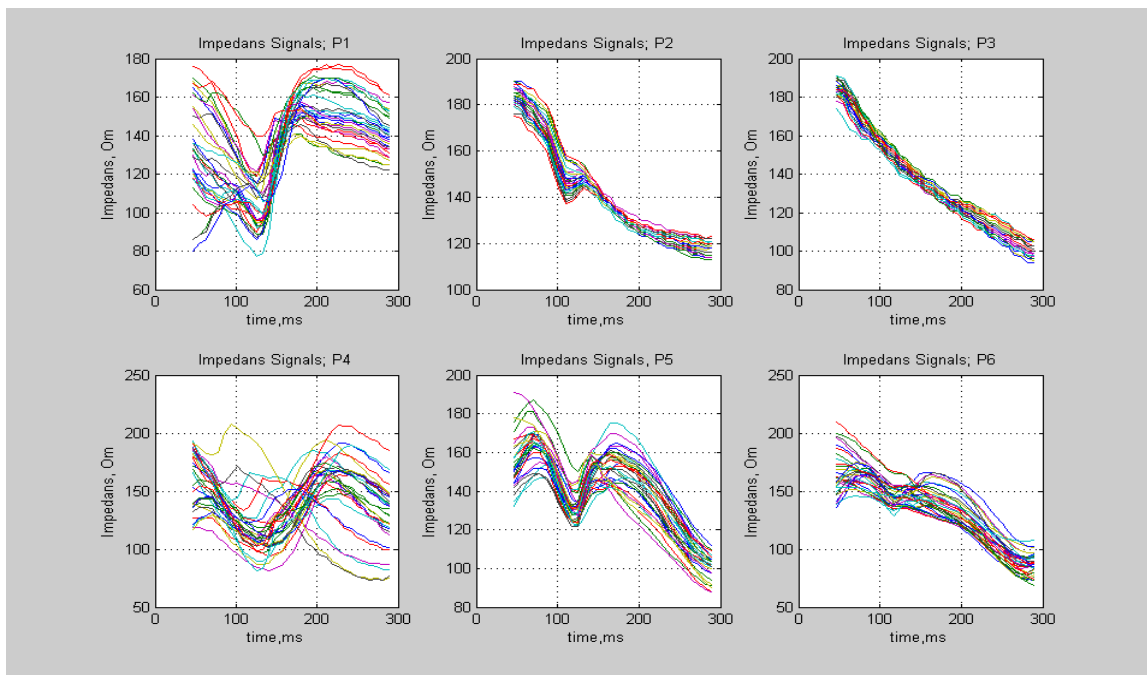


Рис. 1.22. Ансамбль сигналів (30 реалізацій) внутрішньосерцевого імпедансу для різних пацієнтів у вікні 47-289мс для *першого стану* гемодинаміки міокарда (фізичні вправи стоячи або сидячи)

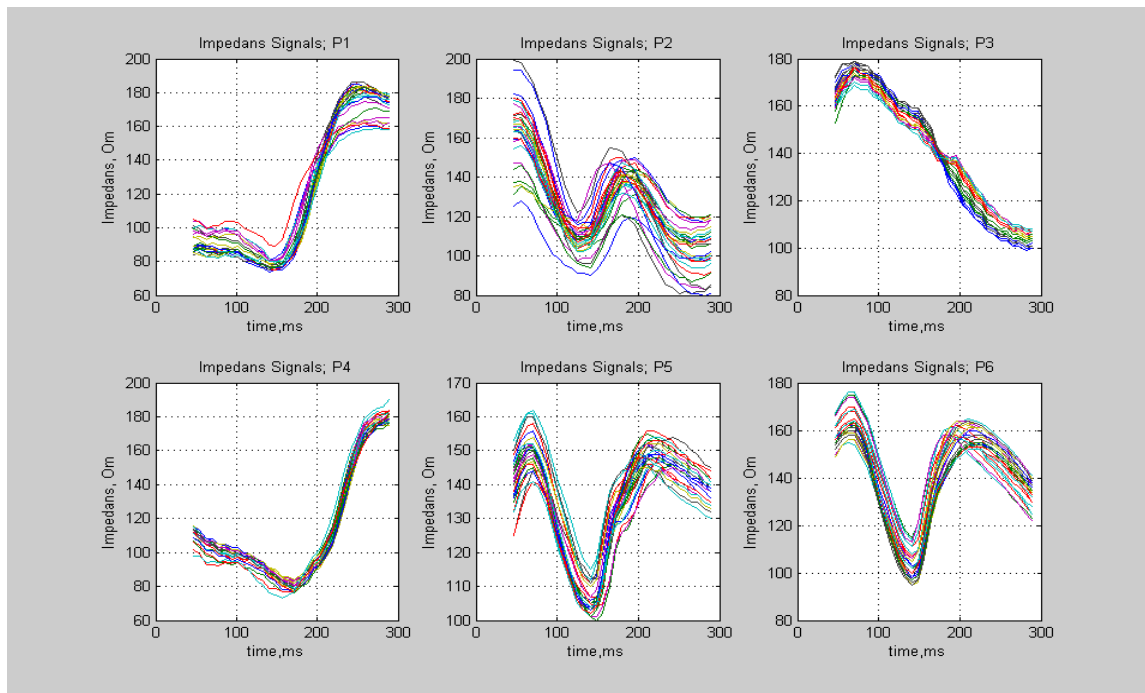


Рис. 1.23. Ансамбль сигналів (30 реалізацій) внутрішньосерцевого імпедансу для різних пацієнтів у вікні 47-289мс *для другого стану* гемодинаміки міокарда (спокій сидячи, після фізичних вправ)

Таким чином, для обліку різноманіття змін серцевої діяльності необхідні кардіосигнали у вигляді масивів великої розмірності, що тягне за собою ускладнення процесу класифікації. Тому, з метою мінімізації діагностичних ознак змін гемодинаміки доцільно використовувати алгоритми формування оптимальної навчальної вибірки і класифікації образів в перетворених підпросторах. Як приклад, координатний базис нових підпросторів може складатися з головних власних векторів коваріаційної матриці ансамблю сигналів внутрішньосерцевого імпедансу, що отримано за допомогою сенсорної системи в CLS-електрокардіостимуляторах.



## ОСОБЛИВОСТІ БЕС ДЛЯ ПРОТЕЗУВАННЯ І РЕАБІЛІТАЦІЇ

### 2.1. Робототехнічні БЕС

Біомедичні електронні робототехнічні системи діляться на три категорії (рис. 2.1):

- реабілітаційні РТС (мобільні роботи) - різного роду протези і маніпулятори;
- сервісні РТС (мобільні роботи) - роботи-поводирі для сліпих і слабозорих людей, роботи-доглядальниці і т.п. ;
- клінічні РТС - діагностичні системи, хірургічні та терапевтичні роботи.



Рис. 2.1. Основні напрямки розвитку медичних роботів

#### 2.1.1 Реабілітаційні робототехнічні БЕС

Медичні роботи реабілітації призначені для вирішення двох основних завдань:

- відновлення функцій втрачених кінцівок
- життєзабезпечення інвалідів.

Наприклад, за допомогою протеза руки з системою управління (рис.2.2) не тільки покращуються рухові здібності пацієнта, але і зменшуються фантомні болі.



Рис. 2.2. Зовнішній вигляд протеза - механічної руки, виконавчий орган якої має шість ступенів свободи

### 2.1.2. Сервісні робототехнічні БЕС

Медичні роботи сервісного призначення покликані вирішувати транспортні завдання по переміщенню пацієнтів (рис. 2.3), різних предметів, пов'язаних з їх обслуговуванням і лікуванням, а також виконувати необхідні дії по догляду за хворими, прикутими до ліжка.



Рис. 2.3. Робот-поводир управляє рухами сліпого пацієнта

### 2.1.3. Клінічні робототехнічні БЕС

Розробка клінічних робототехнічних систем передбачає розширення можливостей гнучкості рухів інструментів за межі, що забезпечуються анатомією рук хірурга, підвищити ефективність, або доповнити системи зворотним зв'язком, що дозволяє судити про силу натискання.

Ці системи потенційно забезпечують хірурга кращим управлінням хірургічними інструментами, а також кращий огляд під час операції. Від хірурга більше не треба стояти весь час операції, тому він не втомлюється настільки ж швидко, як при традиційному підході. Крім того, тремор рук може бути майже повністю відфільтрований програмним забезпеченням робота.

На рис. 2.4 наведено зовнішній вигляд хірургічного телеробота «daVinci», який складається з двох блоків: один призначений для оператора, а другий - чотирирукий автомат - виконує роль хірурга.



Рис. 2.4. Застосування хірургічного телеробота «daVinci»

З розвитком робототехніки перспективним напрямком є використання замість традиційних зондів мікророботів для обстеження, доставки ліків та виконання хірургічних операцій у внутрішніх областях організму людини.

Рисунок 2.5 демонструє мікроробототехнічну систему для лікування серцево-судинної системи, яка може проводити очищення і зміцнення стінок кровоносних судин.



Рис. 2.5. Медичний мікроробот, який може пересуватися всередині людських артерій

#### 2.1.4. Робототехнічні БЕС «Екзоскелети»

*Екзоскелети* - системи для збільшення м'язової сили людини за рахунок приводів, розташованих на зовнішньому каркасі (рис.2.6). Сам термін «екзоскелет» означає «опорний каркас, що знаходиться поза тілом». Екзоскелет повторює біомеханіку людини для пропорційного збільшення зусиль під час рухів.



Рис. 2.6. Зовнішній вигляд БЕС «Екзоскелет»

Розробка призначається представникам трьох цільових груп: людям, які відновлюються після отриманих травм, літнім людям, яким складно виконувати будь-яку фізичну роботу, людям, хто виконує фізичну роботу, і бажає полегшити її.

У екзоскелета є сенсори, які реєструють м'язові скорочення, і є актуатори. Перші сигналізують про те, дію яких м'язів потрібно зімітувати. А електродвигуни реагують на сигнали, що надходять. Відбувається "поліпшена" імітація: двигуни роблять більшу роботу, ніж м'язи. У підсумку виходить істотне посилення продуктивності людини, яка одягнена в екзоскелет.

## **2.2. Основи технологій нейропротезування**

*Нейропротезування* лежить на стику нейробіології і біомедичної інженерії і займається розробкою нейронних протезів.

*Нейронні протези* є електронними імплантатами, які можуть відновити рухові, чутливі і пізнавальні функції, якщо вони були втрачені в результаті травми або хвороби.

Перший штучний кремнієвий чіп було створено у 2004 році. Кремній має можливість сполучати неживу матерію з живими нейронами, а оточені нейронами транзистори отримують сигнали від нервових клітин. Кожен транзистор на чіпі може вловлювати найменшу, ледь помітну зміну електричного заряду, яка відбувається в процесі передачі потенціалу дії (ПД) від нейрона.

*Нейрокомп'ютерний інтерфейс* (НКІ) - система, створена для обміну інформацією між мозком і електронним пристроєм (комп'ютером). На рис. 3.7. як приклад, наведено нейроінтерфейс комплексу BrainGate Neural Interface System. Схематично його можна описати як бездротовий мікроелектронний пристрій, що передає сигнали кори головного мозку на зовнішній контролер.

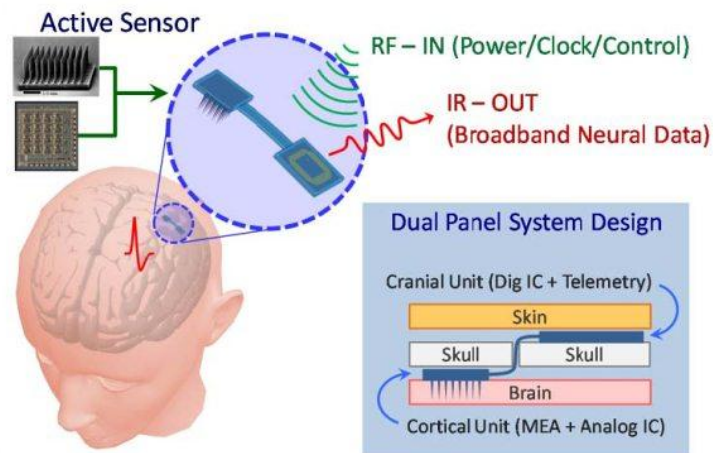


Рис. 2.7. Нейроінтерфейс комплексу BrainGate Neural Interface System

Інтерфейс складається з двох модулів - блоку сенсорів мозкової активності, (розташованого безпосередньо в руховій області кори головного мозку під черепом), та пов'язаного з ним гнучким шлейфом контролера (розташованого під шкірою голови на черепі), який займається обробкою нейроданих і передає їх за допомогою бездротового інтерфейсу на зовнішній комп'ютер.

### 2.2.1. Система вушного нейропротеза

*Система вушного нейропротеза* (або «кохлеарний імплант») має (рис. 2.8): *імплантований модуль* з приймачем, імплантованим підшкірно, і електродним масивом (ланцюжком електродів, введених всередину раулики шляхом хірургічної операції); та *зовнішній модуль* з мовним процесором, мікрофоном, мікропроцесором і передавачем (встановлюються на волоссі або шкірі); батарейними або акумуляторними відсіками; пультами дистанційного керування (при їх наявності).

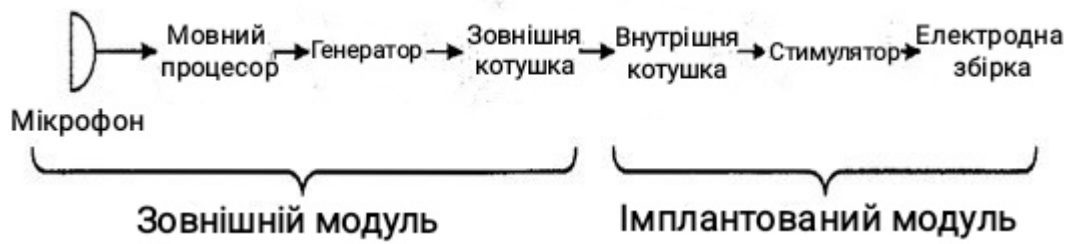


Рис. 2.8. Блок-схема системи вушного протеза

Суть методу полягає в установці в організмі пацієнта пристрою, здатного перетворювати електричні імпульси, що надходять із зовнішнього мікрофона, в сигнали, зрозумілі нервовій системі. При цьому під шкірою (в скроневій області) встановлюється тіло імплантату, а через барабанну порожнину в барабанну драбину равлики проводиться електродний масив (рис.2.9).

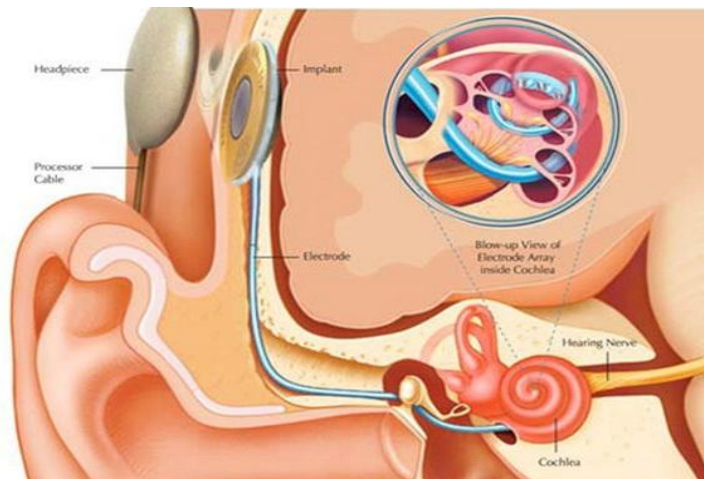


Рис. 2.9. Схема розташування системи вушного протеза

Зовнішній мовний процесор (аудіопроцесор) перетворює звук, що надходить на мікрофон, в дані (згідно стратегіям обробки сигналу). Ці дані і електрична енергія індукційним способом передаються з котушки-передавача мовного процесора на обмотку внутрішньої частини (кохлеарного імплантату). Далі електронна частина імплантату генерує електричні імпульси, найчастіше біполярного типу, на контактах електродного масиву, встановленого в равлику, що в свою чергу призводить до збудження нейронів спірального ганглія равлики (нейронів слухового аналізатора). Таким чином звукова інформація,

закодована в потік електричних імпульсів передається по провідних шляхах слухового аналізатора в коркові відділи, що дає можливість чути.

### 3.2.2. Система очного нейропротеза

Система очного нейропротеза («біонічні очі») - це експериментальний візуальний пристрій, призначений для відновлення функції зору у тих, хто страждає повною або частковою сліпотою. Ідеї використання електричного струму (наприклад, електростимуляції сітківки) для відновлення зору сягають XVII століття. Вже розроблено багато пристроїв із застосуванням технологій нейропротезування і склад одного з них наведено на рис. 2.10.

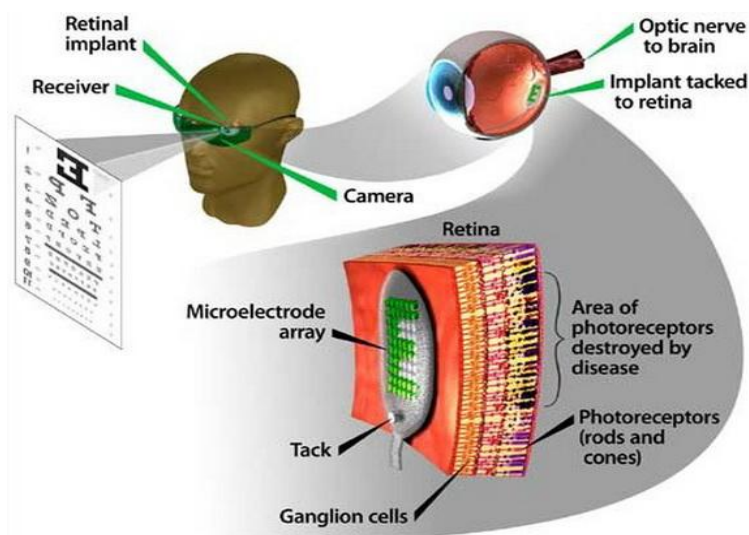


Рис. 2.10. Склад системи очного протеза

Суть методу полягає в під'єднанні чіпу з 16-ю електродами до чутливих клітин внутрішнього шару сітківки ока (це все всередині очей). Від чіпа протягується найтонший дріт до вуха, де розташовується приймач, який з'єднаний на поясі з комп'ютером. Пацієнту дають темні окуляри з вмонтованими мініатюрними відеокамерами, які передають радіосигнал на комп'ютер. ПК кодує сигнал в систему імпульсів, які сприймаються клітинами сітківки ока, а все інше виконує мозок - і пацієнт бачить.



## Тема №3

### ОСНОВИ ПОБУДОВИ БЕС «ШТУЧНЕ СЕРЦЕ»

Під штучним серцем розуміється дві групи технічних пристроїв. До першої відносяться апарати штучного кровообігу. Вони складаються з артеріального насоса, що перекачує кров, і блоку оксигенатора, який насичує кров киснем. Дане обладнання активно використовується в кардіохірургії, при проведенні операцій на серці.

До другої відносяться кардіопротези, тобто технічні пристрої, що імплантуються в організм людини, покликані замінити серцевий м'яз і підвищити якість життя хворого. Слід зазначити, що в даний час дані пристрої є лише експериментальними і проходять клінічні випробування.

Останнім часом, як штучне серце розглядаються мікропристрої, які отримані за допомогою технологій «lab-on-chip» («heart-on-chip») і використовуються для експериментального моделювання функціонування серцевих клітин.

#### 3.1. Апарати штучного кровообігу

АШК підтримують життя пацієнта на основі компенсації насосної функції серця і процесу насичення крові киснем. Під'єднання АШК виконується за схемою ( рис. 3.1), оминаючи серце.

АШК має механо-електричний та фізіологічний блоки. Механо-електричний блок складається з артеріальної помпи, роликів насосів, блоків контролю і гарантії безпеки. Фізіологічний блок має мембранний оксигенатор, кардіорезервуар, насосний сегмент, артеріальну та венозну магістралі.

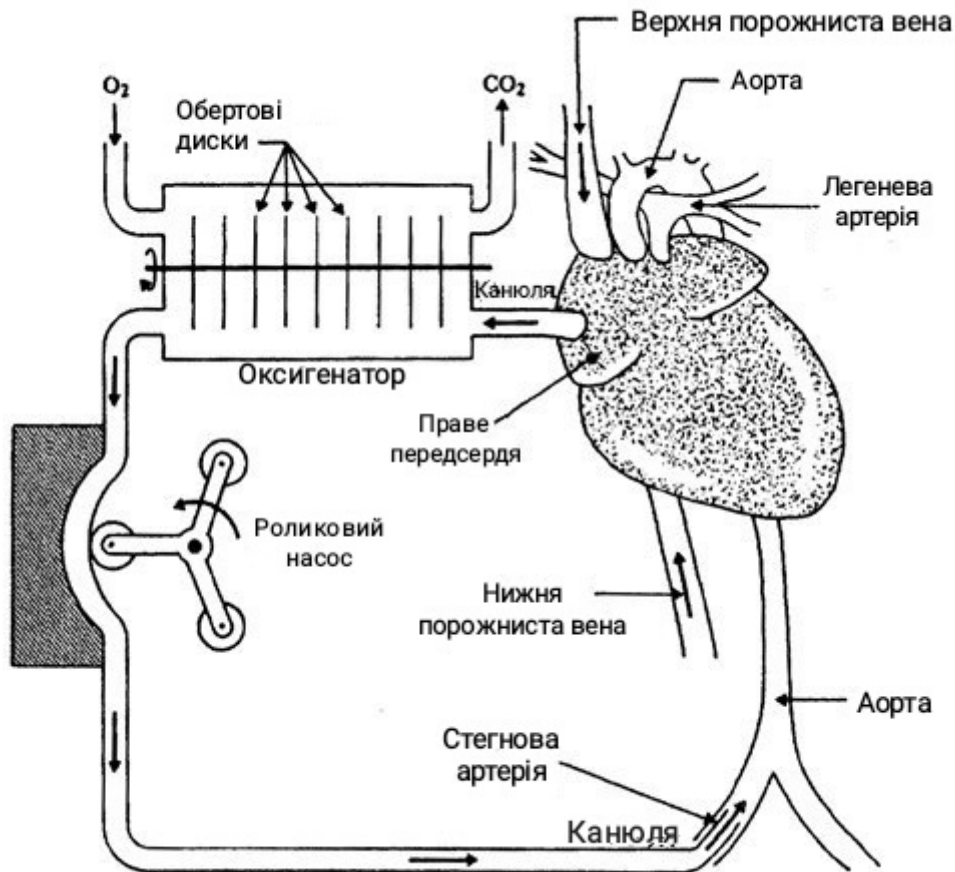


Рис.3.1. Схема підключення АШК в обхід серця

### 3.2. Основи створення кардіопротезів

Кардіопротез - це біонічний імплантат (рис. 3.2), який замінює серце повністю, або його частину, або доповнює серце, і який здатний підтримувати нормальний кровообіг в природних умовах життя (тобто поза лікарнею).

Для живлення кардіопротеза потрібно через отвір в шкірі протягувати дріт (можлива інфекція). Штучні серця, що встановлюються зараз пацієнтам, які чекають на трансплантацію, вимагають носити за собою досить важкий акумулятор, що живить насос. У фірмі Rice University придумали, як забезпечити насос енергією без акумулятора – за допомогою екзопротезів ног з генератором. Людина одягає його на ногу, і при ходьбі виробляється енергія. А

вдома, коли людина не ходить, можна перемикати штучне серце на великий акумулятор.



Рис. 3.2. Зовнішній вигляд кардіопротезу

Засіб «штучне серце» може живитися внутрішніми батарейками і управлятися зовнішнім контролером, який розміщується на поясі (рис. 3.3).

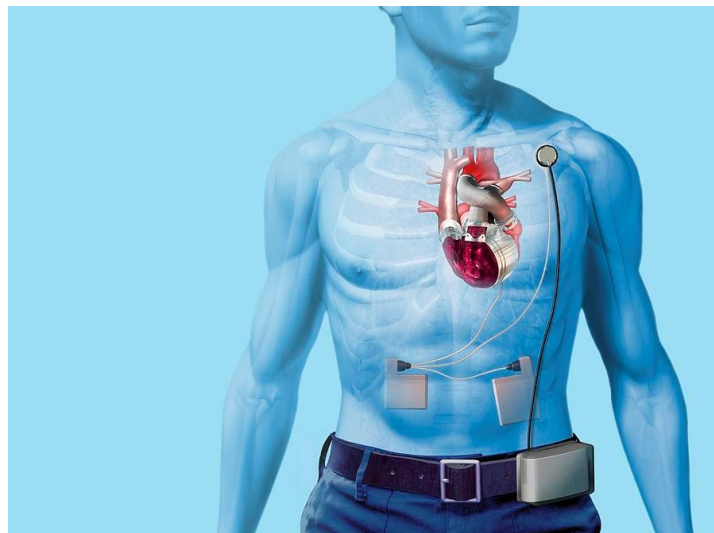


Рис. 3.3. Розташування кардіопротезу «штучне серце»

Американська компанія Abiomed створила протез серця AbioCor. Це перше в світі штучне серце (рис. 3.4), яке повністю імплантується в грудну клітку і ніяких трубочок і проводів через шкіру не проводиться. Штучне серце

AbioCor живиться від батареї, яка також імплантується під шкіру і заряджається за допомогою індукційної котушки. Контролер, керуючий серцем - теж імплантується всередину тіла.

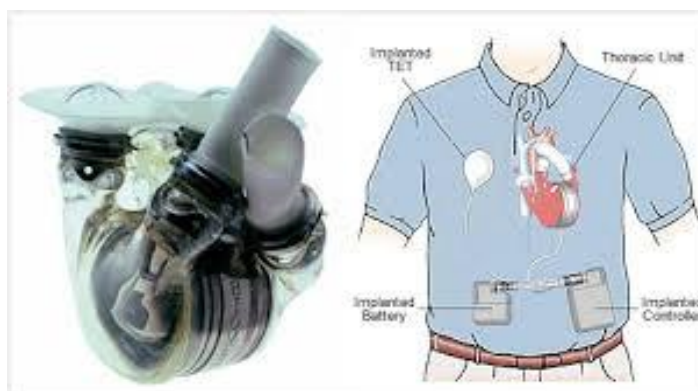


Рис. 3.4. Зовнішній вигляд та розташування кардіопротезу «штучне серце», яке повністю імплантується в грудну клітку

Всі серцеві протези, які встановлювалися досі, підключалися (за допомогою трубок і проводів) до великого зовнішнього апарату, що забезпечує живлення, скорочення і управління протезом.

### 3.3. Мікропристрої «Серце на чіпі»

Лабораторія на чіпі (англ. lab-on-a-chip або micro total analysis systems, скор. LOC;  $\mu$ TAS), інакше мікросистеми повного аналізу — мініатюрний пристрій, що дозволяє здійснювати один або кілька багатостадійних (біо) хімічних процесів на одному чіпі площею від декількох  $\text{мм}^2$  до декількох  $\text{см}^2$  і використовує мікро-або наноскопічні кількості зразків для пробопідготовки та проведення реакцій. Ці пристрої являють собою симбіоз кремнієвих чіпів і матеріалів з дуже дрібними порами, діаметр яких вимірюється нанометрами. Технології виробництва цих пристроїв в чомусь схожі з технологіями виробництва комп'ютерних чіпів.

*Перевагами технологій «Лабораторія на чіпі» є:*

- низька вартість;
- висока паралельність процесів;
- простота використання і компактність;
- скорочення людських помилок;
- більш швидкий час відгуку і діагностика;
- зразки з малим об'ємом;
- контроль процесу в реальному часі;
- підвищення чутливості.

Протягом останніх декількох років на основі технологій «Лабораторія на чіпі» розроблено мікромасштабні пристрої, за допомогою яких можна моделювати функціонування серцевих клітин, характерне для природного міокарда. Дизайн 3D-мікросхеми "Серце-на-чіпі" наведено на рис. 3.5.

а) У пристрої використовується дві мікрокамери, розділені полідиметилсілоксановою мембраною (PDMS). Верхній відсік розділяється за допомогою двох рядів підвісних стовпів на центральний канал і два бокових каналів. Серцеві клітини, які поміщені в фібриновий гель, заповнюють центральний канал, а живильне середовище поповнюється через бічні канали.

б) При подачі тиску на дно відсіку, мембрана PDMS деформується, стискає конструкцію (тривимірну комірку). Через наявність отворів між стійками, стиснення трансформується в одноосьову напругу. Циклічний сигнал тиску може імітувати фізіологічні і патологічні систолічні і діастолічні фази.

с) У процесі виготовлення три шари PDMS вирівнюються і скріплюються.

д) 3D-ескіз обох відсіків, який показано разом із зовнішніми з'єднаннями.

е) Зображення фактичного 3D-пристрою на основі кристала (вид зверху)

ф) Результати скануючої електронної мікроскопії поперечного перерізу пристрою, які показують два відсіки (шкала, 500 мкм).

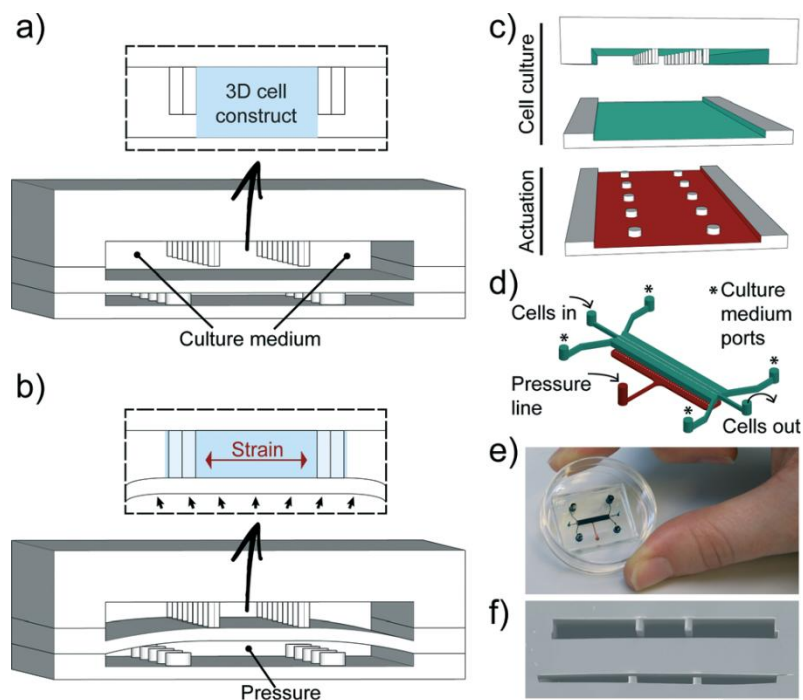


Рис. 3.5. Дизайн 3D-мікросхеми "Серце-на-чипі"

Нові експериментальні технології на основі платформи "лабораторія на-чипі" дозволяють виконувати прогностичне оцінювання активності серця на клітинному рівні. Завдяки технології "серце-на-чипі" можливо успішно моделювати людське серце і вимірювати реакції кардіоміоцитів на електричні, механічні та хімічні впливи, одночасно знижуючи потребу в цих дослідженнях на тваринах та людях.

## МЕТОДИЧНЕ, ТЕХНІЧНЕ ТА ІНФОРМАЦІЙНО-АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ БІОМЕДИЧНИХ ЕЛЕКТРОННИХ СИСТЕМ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ТА ОБРОБКИ ДАНИХ ПРО ТОНИ СЕРЦЯ

### 4.1. Основи фонокардіографії

**Фонокардіограма (ФКГ)** — запис сигналу звуків серця, пов'язаних зі скорочувальною активністю серця і системи кровоносних судин. Запис сигналу ФКГ вимагає наявності датчика для перетворення вібрації або звукового сигналу в електричні сигнали: для цього на поверхню грудної клітки (рис.4.1) накладають мікрофони або датчики тиску (п'єзоелектричні датчики). Звуки серця в нормі дозволяють оцінювати загальний стан серця за його ритмом і скоротливістю. Серцево-судинні захворювання і дефекти викликають зміни або додаткові звуки і шуми, які використовуються в діагностиці.

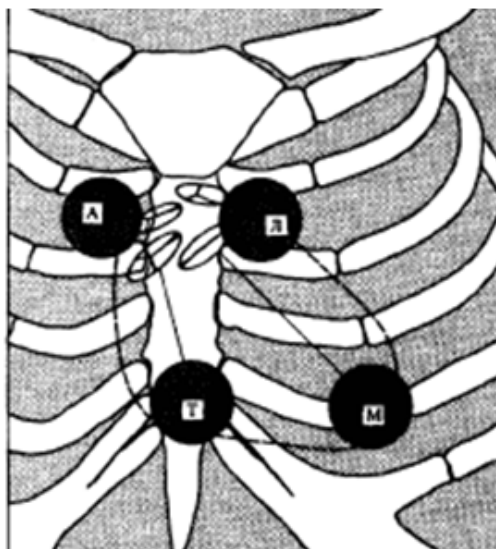


Рис. 4.1. Ділянки з максимальною інтенсивністю звуку:  
А-аортальна, Л-легенева, Т-тристулкова, М-мітральна

Наряду з ФКГ найчастіше реєструються сигнали: ЕКГ та пульсова хвиля (рис.4.2), що пов'язані з діяльністю серця.

*Тони серця.* Нормальний серцевий цикл містить два основних звуки (тони) - перший тон серця (S1) і другий тон серця (S2) (рис. 4.2). Тон S1 виникає на початку скорочення шлуночків і за часом відповідає QRS-комплексу в сигналі ЕКГ. Різні компоненти тону S1 відносяться до роботи різних клапанів серця (мітральний і тристулковий клапани, аортальний і легеневий клапани), а також коливанням крові між основою аорти і стінками шлуночків, а також вібраціям, викликаним турбулентністю виштовхнутої крові.

Другий тон S2 викликається закриттям півмісяцевих клапанів: перша компонента тону пов'язана із закриттям аортального клапана, а друга — із закриттям легеневого клапана.

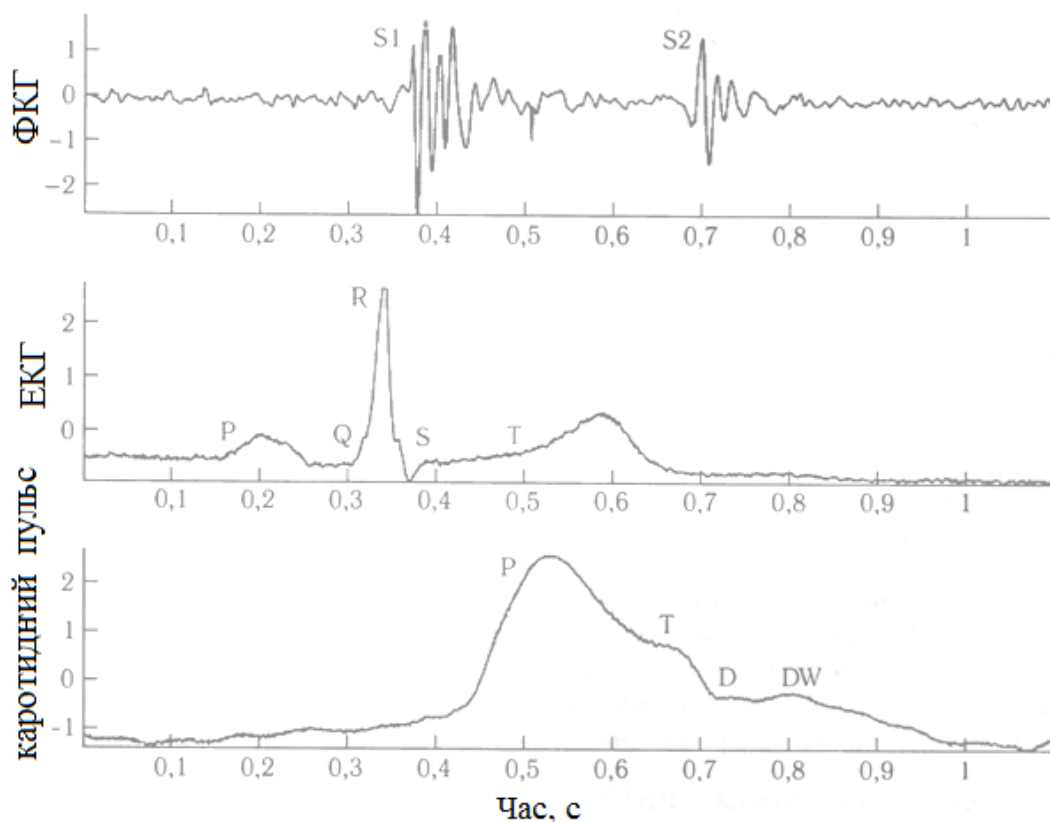


Рис. 4.2. Одночасна реєстрація ЕКГ, ФКГ і каротидного пульсу (на сонній артерії) в нормі



Іноді прослуховуються третій S3 і четвертий S4 тони серця (рис. 4.3). Тон S3 пов'язують з різким закінченням фази швидкого заповнення шлуночків і виникаючими вібраціями розслаблених м'язів стінки шлуночків. Тон S4 виникає в момент скорочення передсердь і прискореного переміщення крові з передсердь в шлуночки.



Рис. 4.3. Тони серця

*Шуми серця.* Інтервали між тонами серця зазвичай не містять звуків. На цих інтервалах можуть виникати шуми (рис.4.4), які викликаються різними дефектами і хворобами серцево-судинної системи. Шуми являють собою високочастотні звуки, які нагадують завади і виникають через те, що швидкість крові змінюється при протіканні крізь нерегулярності (звуження або перешкоди).

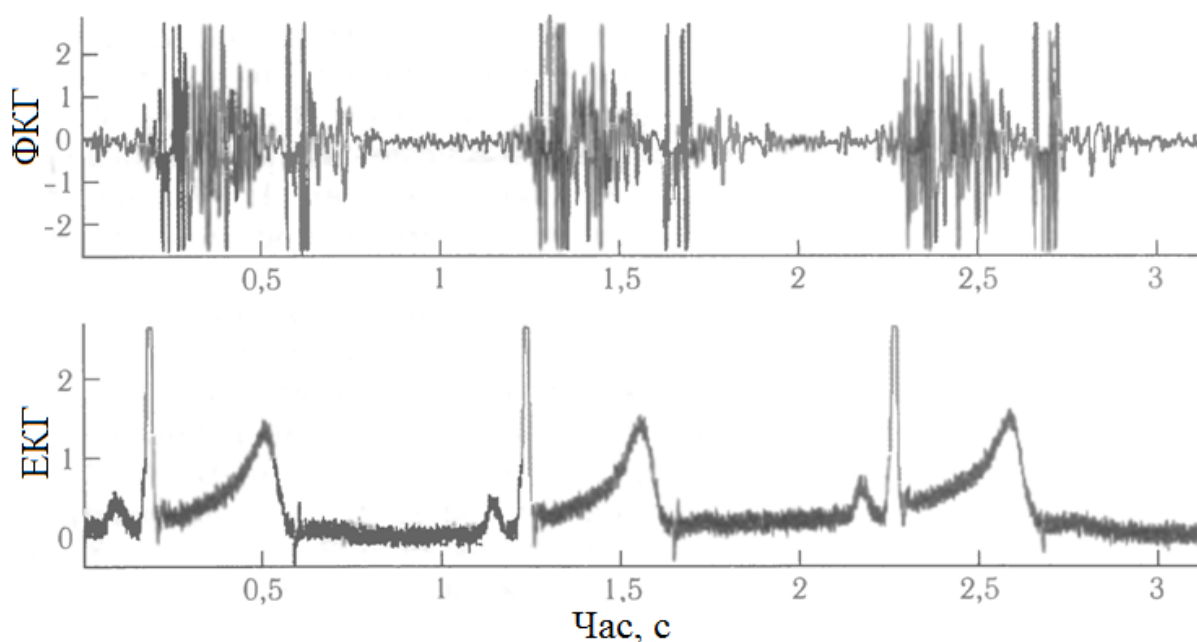


Рис. 4.4. Одночасний запис ЕКГ, ФКГ при стенозі аортального клапана

Стеноз і неефективність клапанів викликають турбулентність потоку крові. При стенозі клапанів через нестачу кальцію або інших причин пелюстки клапанів втрачають гнучкість і не відкриваються повністю і, таким чином, створюють перешкоду на шляху крові, яка виштовхується. Неефективність клапана - його неповне закриття, що викликає зворотний потік крові крізь вузький отвір.

#### **4.2. БЕС для реєстрації та обробки звукових сигналів серця**

**Автоматизований комп'ютерний комплекс «КАРДІО+» (канал ФОНО)** використовується для реєстрації, обробки фонокардіограм та постановки діагнозу.

Склад автоматизованого комплексу «КАРДІО+» канал ФОНО:

- персональний комп'ютер (ПК);
- модуль інтерфейсний (встановлюється в системному блоці);
- блок перетворення сигналів;
- кабель відведень ЕКГ з електродами для кінцівок;
- кабель зв'язку «блок перетворення сигналів – модуль інтерфейсний»;
- п'єзокерамічний датчик для реєстрації ФКГ;
- датчик ПСА-02 ТУ64-1-3635-82 для реєстрації сфігмограми (СГ).

В приладі використаний принцип цифрової обробки сигналів. Сигнал реєструється за допомогою фоно- і сфігмо- датчиків і передається в блок перетворення сигналів. Блок перетворення сигналів підсилює сигнали на всіх каналах, перетворює їх в цифрову форму і передає в комп'ютер. Комп'ютер за допомогою цифрових фільтрів оброблює сигнали і виводить три канали ЕКГ, ФКГ і сфігмограми (СГ) в реальному часі на екран монітора. Після фіксації вводу сигналів формується додатково 5-каналів ФКГ, які розділено по частотам. Дані зберігаються в архіві.

Програмне забезпечення приладу дозволяє автоматично визначити частоту серцевих скорочень, інтервал Q – I тон, роздвоєння I тону, роздвоєння II тону, відношення амплітуд I і II тону на чотирьох каналах ФКГ. Програма встановлює маркери в характерних точках з можливістю корекції їх оператором. Програмне забезпечення дозволяє автоматично вимірювати і обчислювати основні параметри ФКГ сигналів.

Структурно-функціональна схема комплексу «КАРДІО+» (канал ФОНО) наведена на рис. 4.5. Модуль ФОНО забезпечує відображення на екрані компютера ФКГ, II відведення ЕКГ і сфігмограми (сигналу, що відображає пульсові коливання стінки артерії). Смуга прозорості поділена на 6 каналів (А, Н, С1, С2, В1, В2) в діапазоні частот від 20 до 1000 Гц. Частота дискретизації АЦП – 4 кГц. Напруга внутрішніх шумів, приведених до входу, – не більше 0,15 мВ.

Зареєстровані сигнали підсилюються біопідсилювачами, які розташовані в коробці відведень, і подаються в блок перетворення сигналів, де додатково підсилюються, перетворюються в цифрову форму і через інтерфейсний модуль передаються в комп'ютер для подальшої обробки. Підсилювач повинен в більшій мірі підсилити слабші високочастотні коливання, які відповідають серцевим шумам, і в меншій мірі – низькочастотні, які відповідають серцевим тонам. Тому весь спектр розділяється на діапазони низьких, середніх і високих частот. В кожному діапазоні забезпечується необхідне підсилення. Повну картину звуків серця отримують при аналізі ФКГ в кожному діапазоні частот

Мікрофон перетворює звукову енергію в електричні сигнали. Він повинен мати максимальну чутливість, не вносити спотворень в сигнали, які передаються, і бути стійким до зовнішніх шумів.

Принцип дії п'єзоелектричного мікрофону заснований на п'єзоелектричному ефекті – виникненні різниці потенціалів при механічній деформації деяких кристалів (кварцу, сегнетової солі та ін.). Кристал встановлюється і закріплюється в корпусі мікрофону, під дією звукових коливань він піддається деформації.

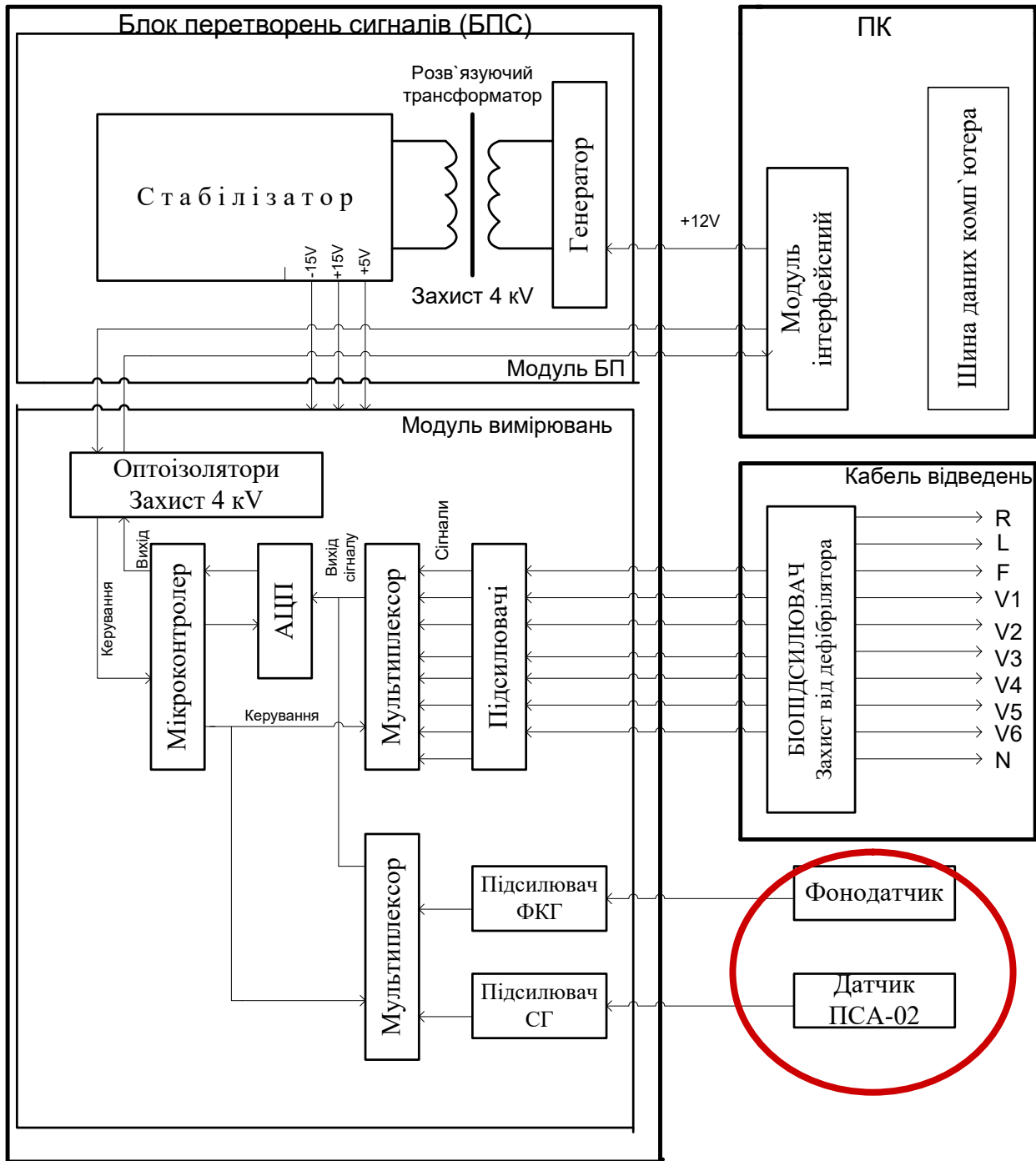


Рис. 4.5. Функціональна схема комплексу «Кардіо +»

В комплексі «КАРДІО+» використовуються частотні характеристики при записі ФКГ: А – аускультативна (номінальна частота  $140 \pm 25$  Гц), Н – низькочастотна ( $35 \pm 10$  Гц), С<sub>1</sub> – середньочастотна-1 ( $70 \pm 15$  Гц), С<sub>2</sub> – середньочастотна-2 ( $140 \pm 25$  Гц), В – високочастотна ( $250 \pm 50$  Гц) (рис. 6.6).

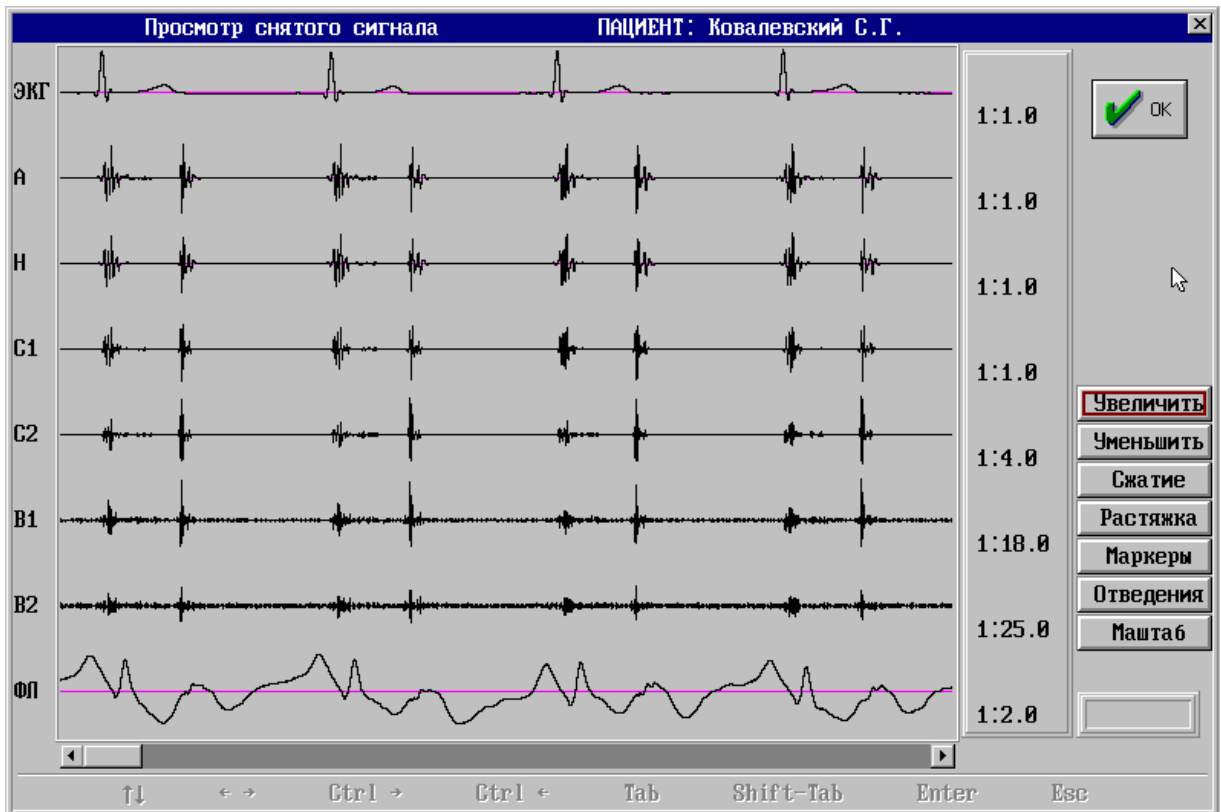


Рис. 4.6 Реєстрація сигналів ЕКГ, СГ и ФКГ в комплексі «Кардіо +»

При спектральному аналізі фонокардіограм досліджуються зміни амплітуди звукових коливань в декількох відносно вузьких діапазонах частот (рис. 4.7).

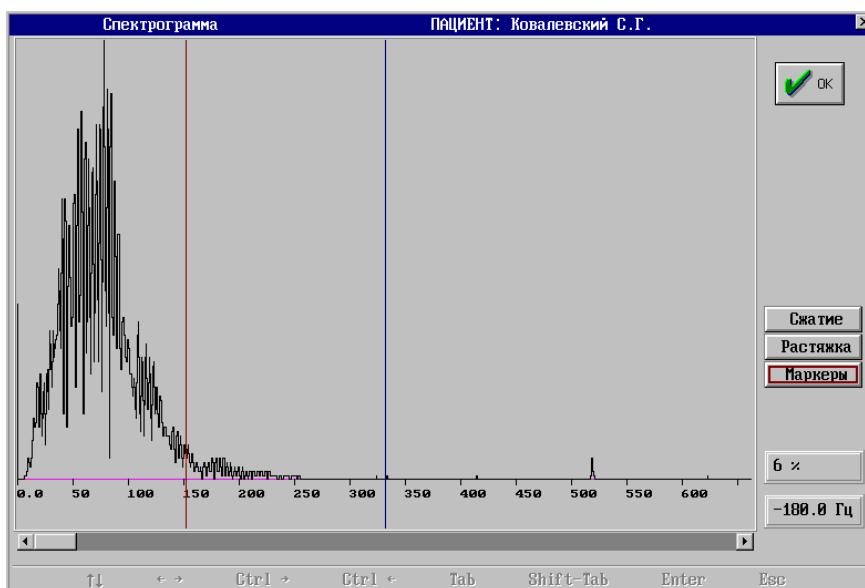


Рис. 4.7. Результати спектрального аналізу ФКГ в комплексі «Кардіо +»

### 4.3. Приклади мобільних БЕС для реєстрації та обробки звукових сигналів серця

Айфон 4 S з програмою *iStethoscope Pro* виконує функцію електронного стетоскопу. Для запису фонокардіограм програма використовує мікрофон мобільного пристрою, який прикладається до грудної клітки. Протягом реєстрації звукових сигналів серцевої діяльності виконується прослуховування тонів серця, а також візуалізація запису ФКГ у часі на екрані айфона (рис. 6.8). Електронні стетоскопи *Viscope MD* мають рідко-кристалічний екран для відображення фонокардіограми і відтворення звуку серцебиття в цифровій формі (рис. 4.9). В електронному стетоскопі також присутній роз'єм для вушного діагностування.



Рис. 4.8 Електронний стетоскоп на основі Айфона 4 S



Рис. 4.9. Приклади електронних стетоскопів

## Тема №5

# МЕТОДИЧНЕ, ТЕХНІЧНЕ ТА ІНФОРМАЦІЙНО-АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ БЕС ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ТА ОБРОБКИ ДАНИХ ПРО СИСТЕМУ ЗОВНІШНЬОГО ДИХАННЯ

### 5.1. Дихальна система людини

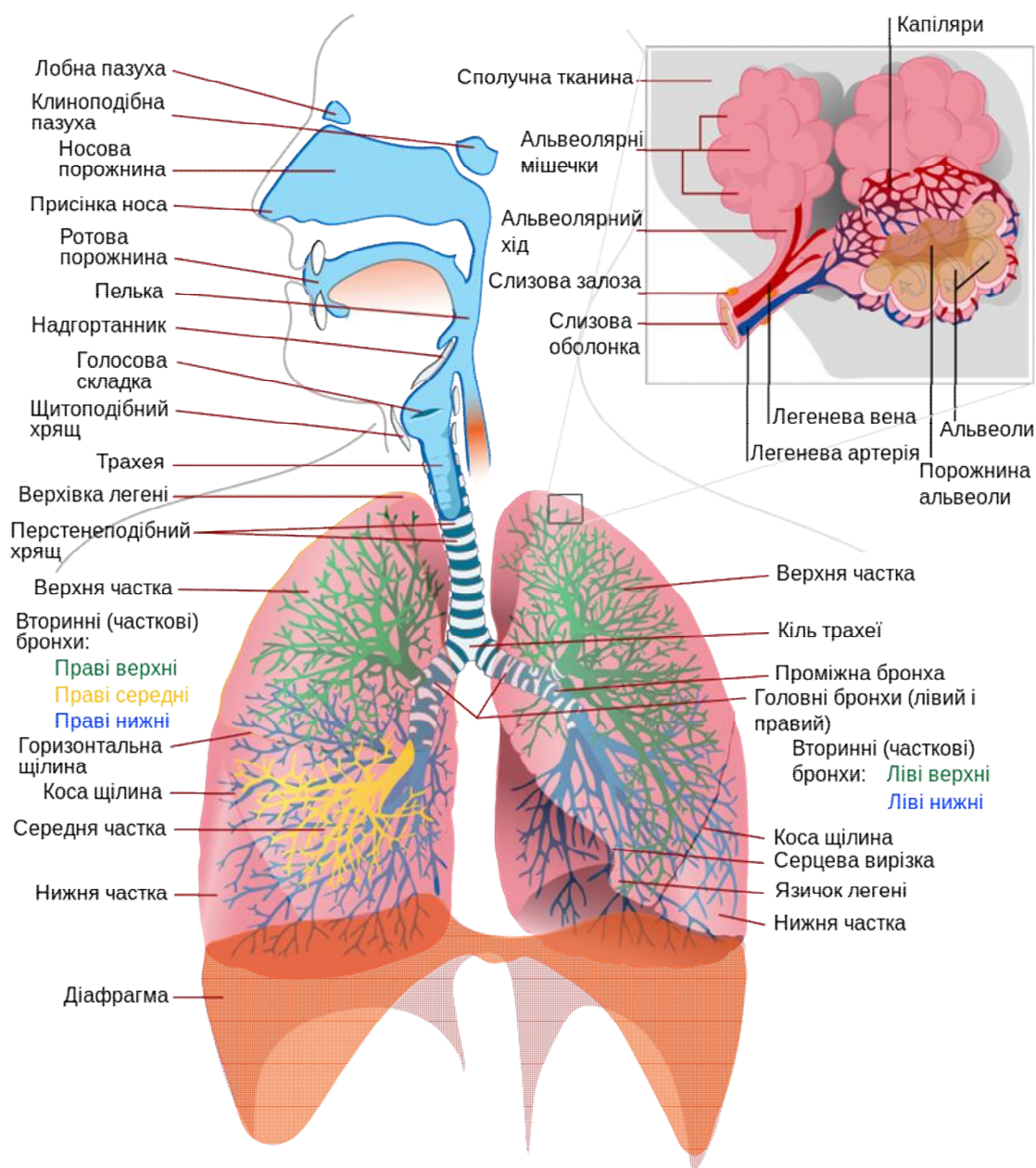


Рис. 5.1. Дихальна система людини

## 5.2. Методи дослідження зовнішнього дихання у людини

Існують наступні методи дослідження зовнішнього дихання у людини:

1. **Спірометрія** - метод визначення життєвої ємності легень (ЖЕЛ) і складових її об'ємів повітря.
2. **Спірографія** - метод графічної реєстрації показників функції зовнішнього дихання.
3. **Пневмотахометрія** - метод вимірювання максимальної швидкості вдиху і видиху при форсованому диханні.
4. **Пневмографія** - метод реєстрації дихальних рухів грудної клітки.
5. **Пікфлуорометрія** - вимірювання об'єму повітря, що проходить при видиху в одиницю часу (пікова швидкість видиху).

Функціональний стан легенів залежить від віку, статі, фізичного розвитку людини. Найбільш поширеною характеристикою стану легень є вимірювання **легеневих об'ємів**, які свідчать про розвиток органів дихання і функціональних резервах дихальної системи.

Спірометрія — це метод оцінки функції зовнішнього дихання, при якому визначаються життєва ємність легень, легеневі об'єми, а також об'ємна швидкість повітряного потоку.

**Легеневі об'єми і ємності** називаються *статичними дихальними показниками*. Розрізняють 4 первинних легеневих об'єми і 4 ємності.



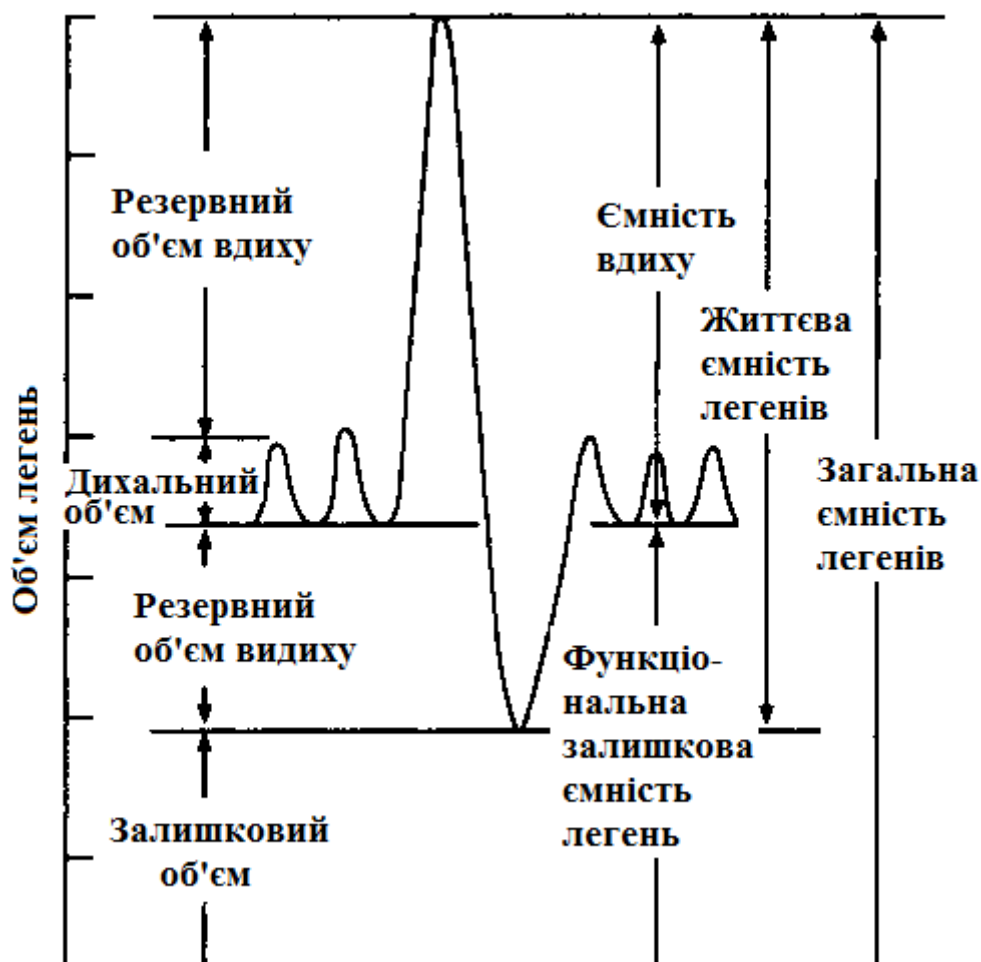


Рис. 5.2. Статичні дихальні показники

**Життєва ємність легенів (ЖЄЛ)** — це та максимальна кількість повітря, яку можна видихнути після максимального вдиху. При дослідженні визначається фактична ЖЄЛ, яка порівнюється з належною ЖЄЛ (НЖЄЛ). У дорослої людини середнього зросту НЖЄЛ становить 3-5 літрів. У чоловіків її величина приблизно на 15% більше, ніж у жінок.

**Дихальний об'єм (ДО)**, або глибина дихання, — об'єм вдихуваного і видихуваного у спокої повітря. У дорослих людей ДО = 400-500 мл, у дітей 11-12 років — близько 200 мл, у новонароджених — 20-30 мл.

**Резервний об'єм видиху (РОвид)** — максимальний об'єм, який можна із зусиллям видихнути після спокійного видиху. РОвид = 800-1500 мл.

**Резервний об'єм вдиху (Ровд)** — максимальний об'єм повітря, який можна додатково вдихнути після спокійного вдиху. Для обчислення резервного об'єму

вдиху необхідно з величини ЖЕЛ відняти суму дихального і резервного об'ємів видиху.

**Залишковий об'єм (ЗО)** — об'єм повітря, який залишається в легенях навіть після максимального видиху. Вимірюється тільки непрямими методами. Принцип одного з них полягає в тому, що в легені вводять чужорідний газ типу гелію і по зміні його концентрації розраховують об'єм легенів. Остаточний об'єм становить 25-30% від величини ЖЕЛ (500-1000 мл).

**Загальна ємність легенів (ЗЄЛ)** — кількість повітря, що знаходиться в легенях після максимального вдиху.  $ЗЄЛ = ЖЄЛ + ОО$ .  $ЗЄЛ = 4500-7000$  мл.

**Функціональна залишкова ємність легень (ФЗЄЛ)** - кількість повітря, що залишається в легенях після спокійного видиху.

**Ємність вдиху (Євд)** — максимальний об'єм повітря, який можна вдихнути після спокійного видиху.  $Євд = ДО + РОвд$ .

Крім статичних показників, що характеризують ступінь фізичного розвитку дихального апарату, існують і додаткові — *динамічні показники*, що дають інформацію про ефективність вентиляції легень і функціональний стан дихальних шляхів.

**Форсована життєва ємність легень (ФЖЄЛ)** — кількість повітря, яке можна видихнути при форсованому видиху після максимального вдиху. У нормі різниця між ЖЄЛ і ФЖЄЛ, дорівнює 100-300 мл.  $ФЖЄЛ = 3000-7000$  мл.

**Частота дихання (ЧД)** — кількість дихальних циклів за одну хвилину.  $ЧД = 16-18$  д.ц. / хв.

**Хвилинний об'єм дихання (МОД)** — кількість вентилязованого в легенях повітря за 1 хвилину.  $МОД = 8-12$  л.

**Резерв дихання (РД)** — показник, що характеризує можливості збільшення вентиляції. У нормі РД становить 85% максимальної вентиляції легень (МВЛ).  $МВЛ = 70-100$  л / хв.

**Функціональні проби.** Час, протягом якого людина може затримати дихання, долаючи бажання вдихнути, є індивідуальним. Він залежить від збудливості центральної нервової системи, стану апарату зовнішнього дихання,

серцево-судинної системи та системи крові. Тривалість довільної максимальної затримки дихання використовується як функціональна проба, що характеризує роботу систем організму.

У здорових людей час максимальної затримки дихання після глибокого (але не максимального) вдиху (проба Штанге) становить 40-60 сек, після спокійного видиху (проба Генчі) час максимальної затримки дихання є меншим за 30-40 секунд. Ці показники змінюються при форсованому диханні.

### **5.3. БЕС для дослідження функції зовнішнього дихання**

Насьогодні використовуються біомедичні електронні системи, які дозволяють графічно зафіксувати й обробити об'єми, потоки і швидкості дихальних маневрів у різних режимах.

**5.3.1. Автоматизований діагностичний комплекс «КАРДІО+» канал «Спіро»** (комплекс «Пульмовент») призначений для дослідження функцій зовнішнього дихання на основі: спокійного дихання, життєвої ємності легень, форсованого видиху та максимальної вентиляції легень.

*Склад комплексу:* (рис. 5.3)

- персональний комп'ютер;
- модуль інтерфейсний (встановлюється в системному блоці);
- блок перетворення сигналів;
- приймач повітряного потоку в комплекті з пластиковими повітроводами;
- кабель зв'язку «блок перетворення сигналів – модуль інтерфейсний»;
- комплект змінних мундштуків (10 шт.);
- програмне забезпечення «КАРДІО+».



Рис. 5.3. Склад автоматизованого діагностичного комплексу Кардіо+

Пацієнт дихає крізь приймач повітряного потоку, що має вигляд трубочки, яка з'єднана гнучкими пластиковими повітроводами з високочутливим датчиком перепаду тиску, розташованим на електронній платі. Приймач повітряного потоку відрізняється малими опором диханню і об'ємом “мертвого простору”. Він не вимагає підігріву, легко стерилізується і забезпечує надійну роботу при вологому повітряному потоці, що містить краплини рідини.

Результати обстеження заносять до протоколу. Експертна система видає функціональний діагноз і дозволяє порівняти результати двох досліджень в процесі лікування. Для зручності користувача програма імітує на дисплеї панель приладу з набором кнопок управління і екранами, на яких в реальному часі відображаються об'єми та об'ємні швидкості повітря, що вдихається та видихається пацієнтом. Лікар отримує можливість накопичувати архівні дані обстежень для подальшого аналізу.

*Принцип роботи.* В приборі використовуються принципи цифрової обробки сигналів. Програмне забезпечення дозволяє автоматично вимірювати та розраховувати основні показники спіросигналів.

Повітряний потік через приймач викликає перепад тиску на його штуцерах, який реєструється датчиком, розміщеним на платі. По відомій калібрувальній характеристиці перетворювача визначається поточне значення об'ємної швидкості. Об'єм визначається як результат інтегрованої об'ємної швидкості.

В режимі "Спокійне дихання" на екрані монітору відображаються два вікна, в одному з яких в реальному часі досліджується пневмотахограма дихання пацієнта, а в другому – спірограма спокійного дихання (рис. 5.4).

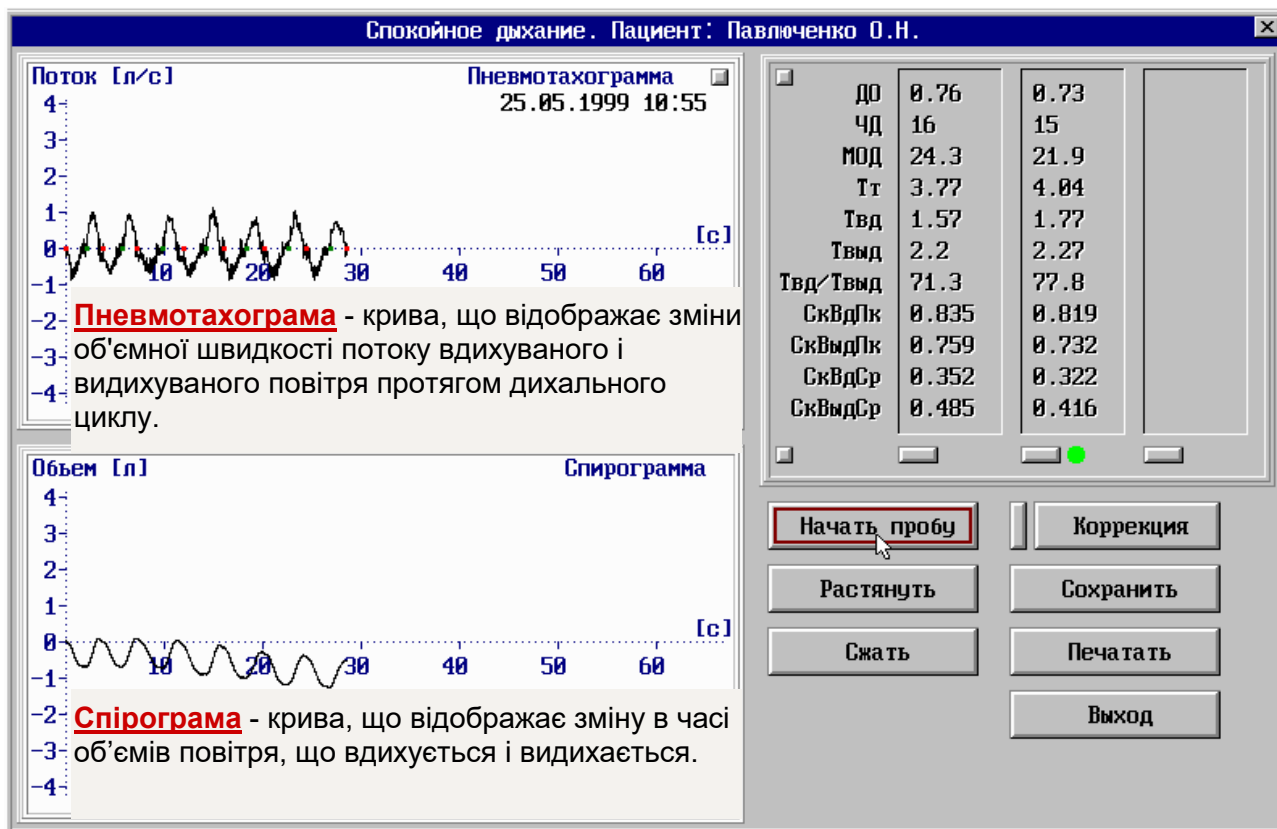


Рис. 5.4. Режим "Спокійне дихання"

Вимірювані параметри: дихальний об'єм [л]; частота дихання [1/хв]; хвилинний об'єм дихання [л]; середній час дихального циклу [с]; середній час вдиху [с]; середній час видиху [с]; відношення середнього часу вдиху і видиху; середня пікова швидкість вдиху [л/с]; середня пікова швидкість видиху [л/с]; середня швидкість вдиху [л/с]; середня швидкість видиху [л/с].

В режимі "Життєва ємність легень" проводиться дихальний маневр, що супроводжується відображенням спірограми дихання в реальному часі (рис. 5.5).

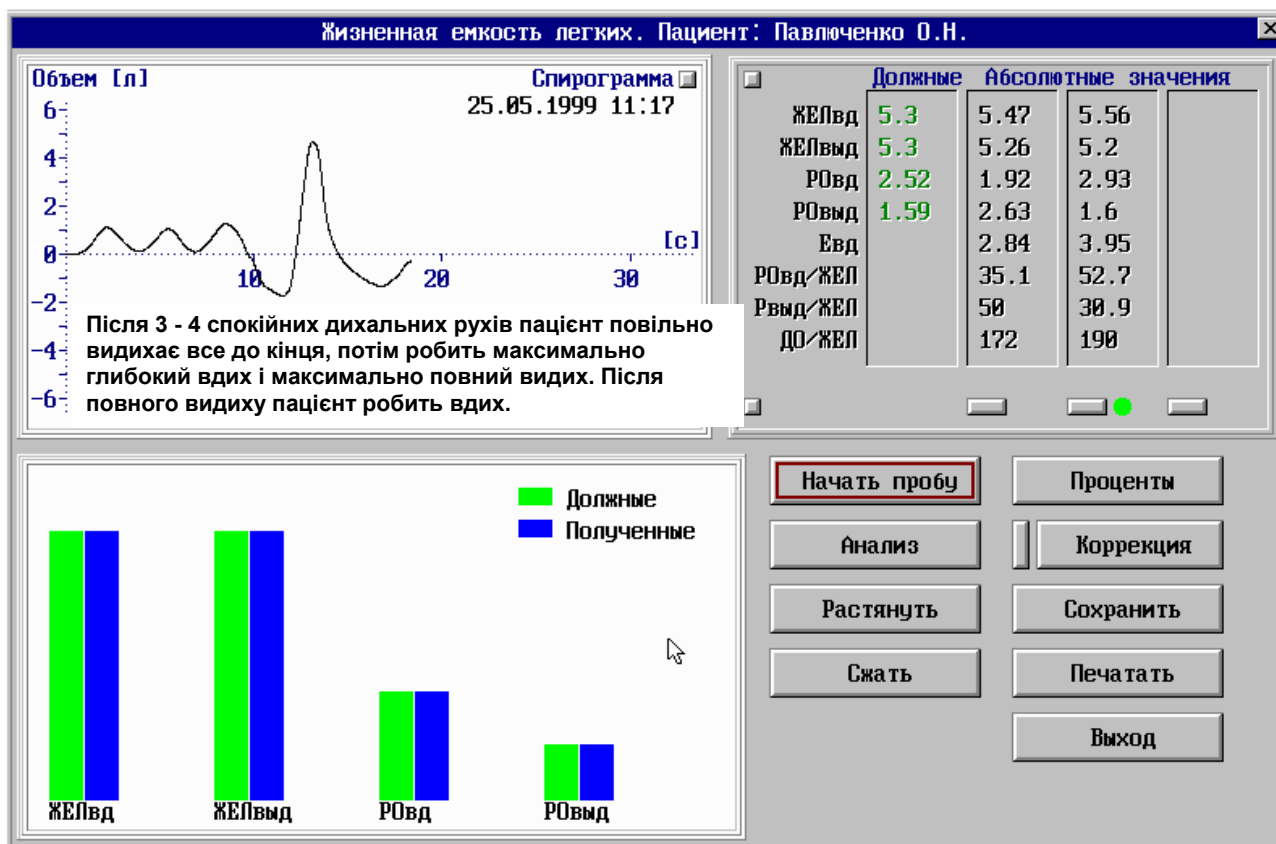


Рис. 5.5. Режим "Життєва ємність легень"

Вимірювані параметри: життєва ємкість легень на вдиху [л]; життєва ємкість легень на видиху [л]; резервний об'єм видиху [л]; резервний об'єм вдиху [л]; ємність вдиху [л]; відношення резервного об'єму видиху до ЖЄЛ; відношення резервного об'єму вдиху до ЖЄЛ [%]; відношення дихального об'єму (вимірюваного в режимі «спокійного дихання») до ЖЄЛ [%].

В режимі "Форсована життєва ємність легень" в реальному часі спостерігається побудова петлі потік/об'єм (рис. 7.6).

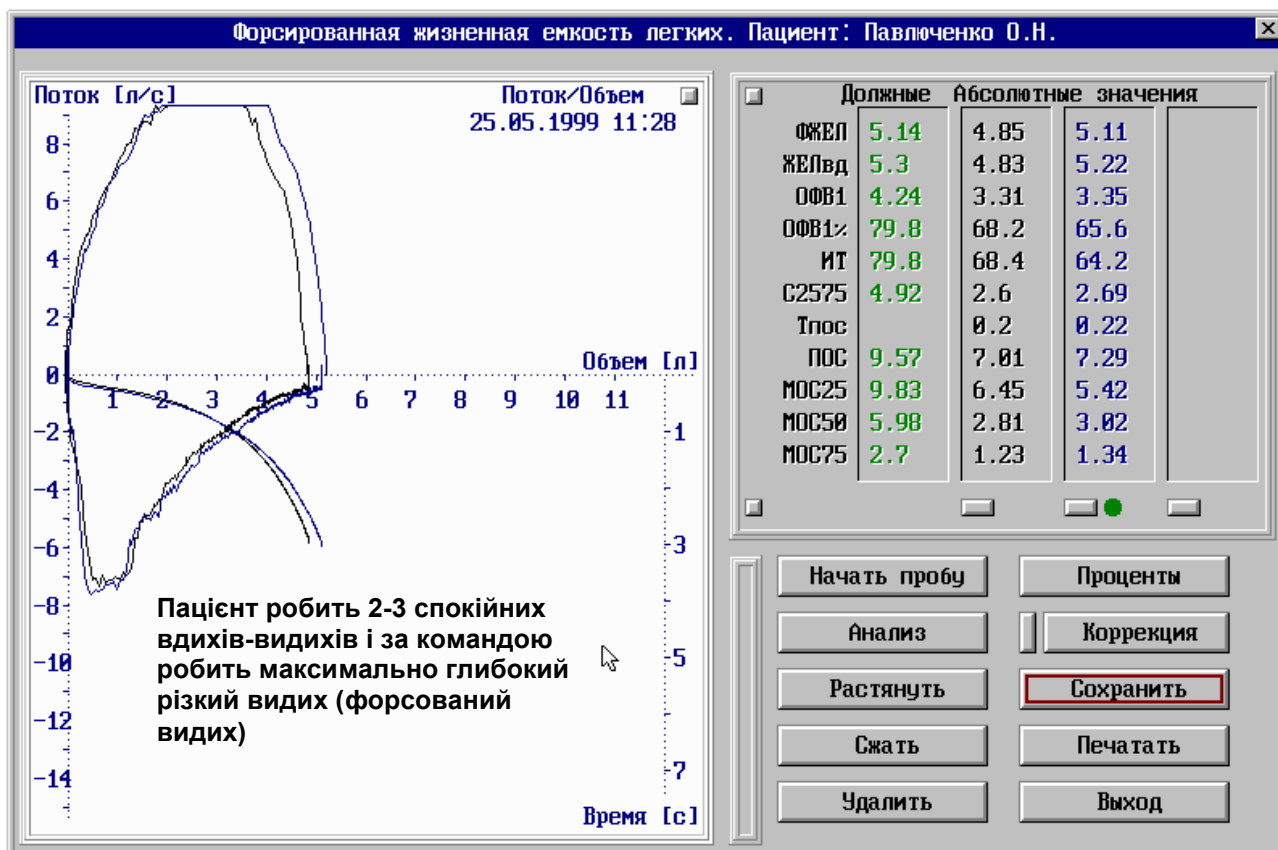


Рис. 5.6. Режим "Форсована життєва ємність легенів"

Вимірювані параметри: форсована життєва ємність легень [л]; життєва ємність легень на вдиху [л]; об'єм форсованого видиху за першу секунду [л]; середня об'ємна швидкість на ділянці від 25% до 75% об'єму ФЖЕЛ [л/с]; час досягнення пікової об'ємної швидкості [с]; пікова об'ємна швидкість [л/с]; миттєва об'ємна швидкість на рівні видиху 25% ФЖЕЛ [л/с]; миттєва об'ємна швидкість на рівні видиху 50% ФЖЕЛ [л/с]; миттєва об'ємна швидкість на рівні видиху 75% ФЖЕЛ [л/с].

В режимі "Максимальна вентиляція легенів" виконується дихальний маневр, при якому в реальному часі досліджується спірограма дихання пацієнта. Для проведення розрахунку необхідно обрати ту часову ділянку вимірювань, протягом якої пацієнт дихав максимального глибоко і з максимальною частотою (рис. 5.7).

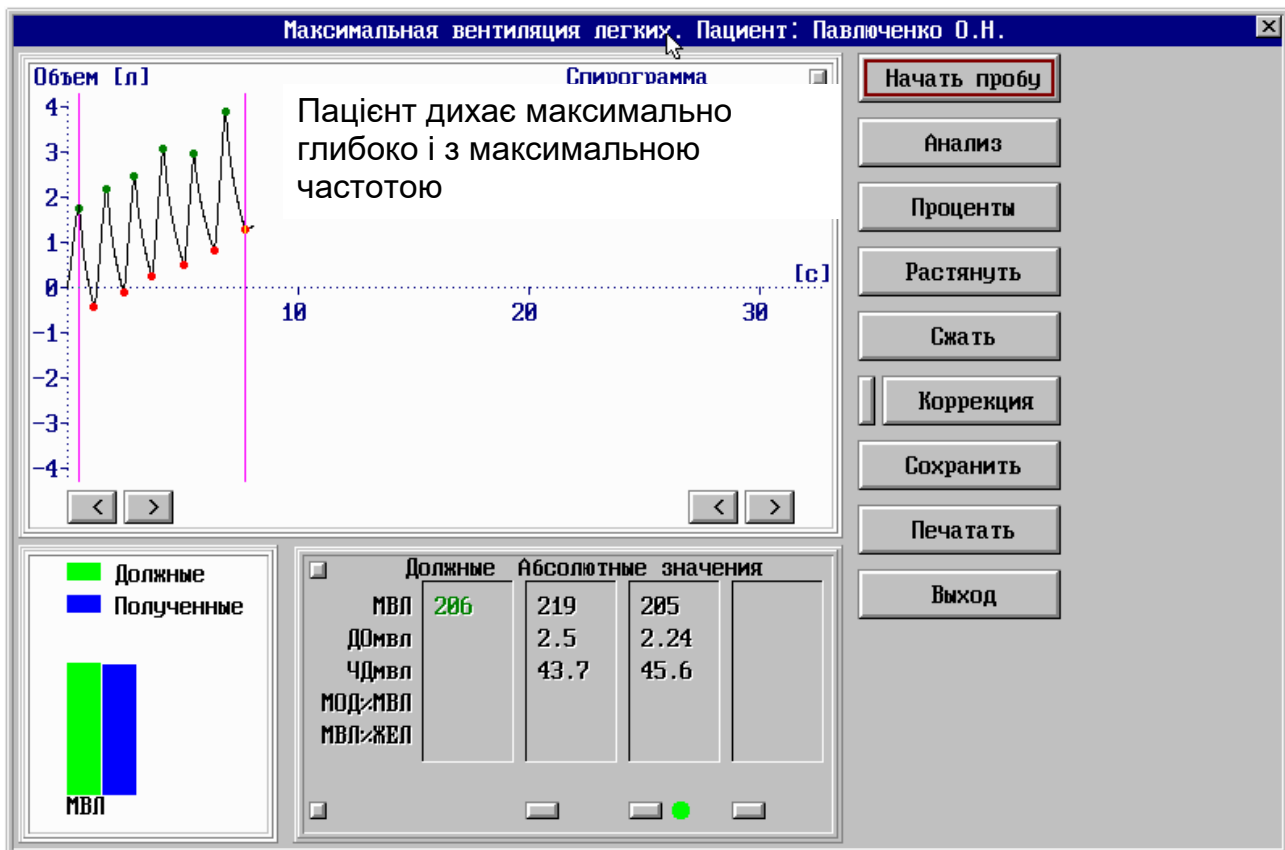


Рис. 5.7. Режим "Максимальна вентиляція легенів"

### 5.3.2. Спіроаналізатори (спірометри)

Спіроаналізатори призначені для функціональної діагностики легень. До обов'язкових елементів спірометричної апаратури (рис. 7.8) відносяться:

- елементи для приєднання дихальних шляхів пацієнта до приладу (загубник, мундштук або маска);
- перетворювач потоку повітря в сигнал тиску;
- електроманометр, що вимірює перепад тиску на перетворювачі потоку, цей блок формує електричний сигнал, пропорційний дихальному потоку;
- комп'ютер (мікропроцесор) для обробки сигналу з електроманометра, перетворення його в аналого-цифрову форму та виконання подальших перетворень і обчислень;



- дисплей для контролю виконання дослідження, демонстрації одержуваної кривої, цифрових даних і протоколу дослідження;
- друкувальний пристрій для отримання протоколу (бланка) з результатами дослідження.



Рис. 5.8. Приклади спіроаналізаторів

## МЕТОДИЧНЕ, ТЕХНІЧНЕ ТА ІНФОРМАЦІЙНО-АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ БЕС ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ТА ОБРОБКИ ДАНИХ ПРО КРОВОТОК ТА ОБ'ЄМ КРОВІ

### 6.1. Ультразвукові вимірювачі швидкості кровотоку

*Ультразвукова доплерографія* — метод діагностики патологічних процесів в судинах, заснований на ефекті Доплера, який полягає в тому, що частота ультразвукових хвиль в діапазоні від 3 до 10 МГц, відбитих від рухомого об'єкту, зокрема від еритроцитів у судинах, змінюється пропорційно змінам швидкості переміщення. Це дозволяє реєструвати швидкість і напрямок кровотоку в судинах.

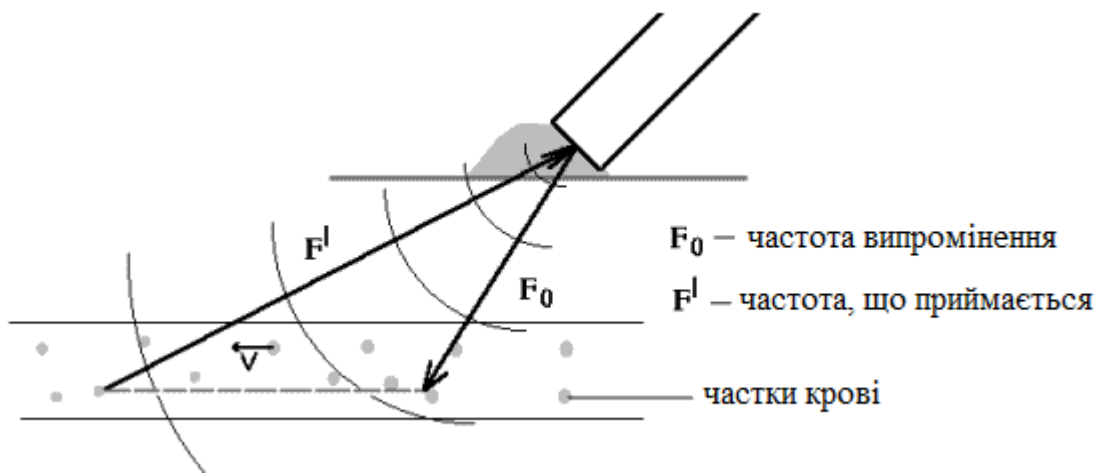


Рис. 6.1. Ефект Доплера

В ультразвукових діагностичних приладах визначається не сама частота коливання, що надходить в приймач, а різниця цієї частоти  $f$  і частоти  $f_0$  - коливання, що випромінюється джерелом. Ця різниця називається доплерівським зсувом частоти  $f_d$ .

Коли відбивач рухається до датчика, доплерівський зсув є позитивним. Якщо відбивач рухається у протилежну від датчика сторону зі швидкістю  $(-v)$ , то доплерівський зсув буде від'ємним.

Для випадку руху відбивача в сторону датчика:

$$f_d = f - f_0 = f_0 \frac{c+v}{c-v} - f_0 = f_0 \frac{2v}{c-v}$$

Швидкість руху біологічних структур  $v$  (наприклад, кровотоку) не перевищує декількох метрів в секунду. Швидкість звуку  $c$  в м'яких біологічних тканинах в середньому дорівнює 1540 м/с. Тому  $v \ll c$ , тобто швидкість руху структур істотно менше швидкості звуку.

$$f_d = \frac{2f_0v}{c}$$

### 6.1.1. Вплив кута $\alpha$ на значення доплерівської швидкості

У загальному випадку вектор швидкості руху спрямований під кутом  $\alpha$  відносно датчика. Доплерівський зсув частоти визначається проекцією швидкості  $v$  на лінію, що сполучає відбивач з датчиком, тобто величиною  $v \cdot \cos\alpha$ .

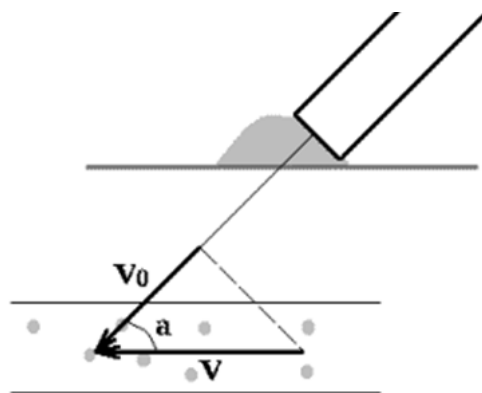


Рис. 6.2. Вектор швидкості руху спрямований під кутом  $\alpha$  відносно датчика

Основне співвідношення, яке дозволяє за виміряним в приладі доплерівським зсувом частоти  $f_d$  оцінювати швидкість руху:

$$f_d = \frac{2f_0 v \cdot \cos\alpha}{c}$$

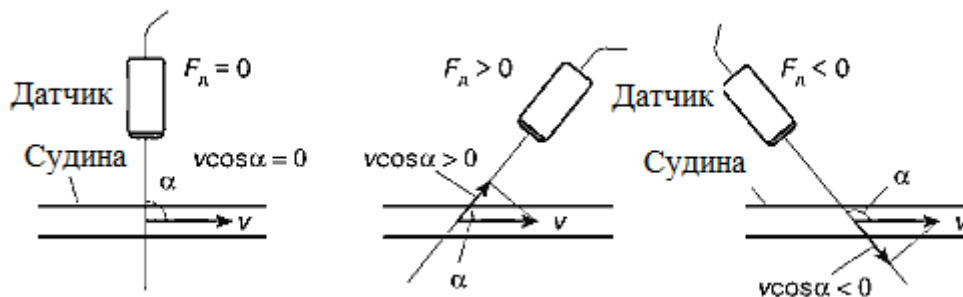


Рис. 6.3. Вплив кута  $\alpha$  на значення доплерівської швидкості

У доплерівських режимах використовуються датчики з наступними частотами:

- 2 МГц - для дослідження судин мозку;
- 3 МГц - для дослідження плацентарного кровотоку;
- 4 або 5 МГц - для дослідження великих і глибоко розташованих судин;
- 8 або 10 МГц - для дослідження дрібних, неглибоко розташованих периферичних судин.

Якщо використати значення швидкості  $v = 2$  м/с, то для частоти випромінювання  $f_0 = 8$  МГц можна отримати (приймаючи, що  $c \approx 1540$  м/с, а для спрощення  $\cos\alpha = 1$ ) зсув частоти  $f_d = 16$  кГц. Для інших, менших значень швидкості доплерівський зсув частоти буде меншим. Отриманий результат цікавий тим, що має важливе практичне значення. Діапазон частот, які чує людське вухо, становить від 20 Гц до 20 кГц. Тому за допомогою акустичних систем доплерівський зсув частоти можна зробити чутним, що застосовується практично у всіх сучасних приладах з доплерівськими режимами роботи. Можливість чути доплерівські частоти окрім їх спостереження на екрані

приладу є дуже корисною функцією для лікаря, так як людське вухо - чутливий і тонкий аналізатор частот.

### 6.1.2. Методи доплерографічних досліджень

Методи доплерографічних досліджень:

○ *Доплерівські вимірювачі неперервної дії* — прилади, у яких генерація ультразвукових хвиль здійснюється неперервно одним п'єзокристалічним елементом, а реєстрація відбитих хвиль виконується іншим. В електронному блоці приладу проводиться порівняння двох частот ультразвукових коливань: спрямованих на пацієнта і відбитих від нього. За зсувом частот цих коливань судять про швидкість руху анатомічних структур.

○ *Імпульсні доплерівські вимірювачі* — прилади, у яких використовується один п'єзоелектричний кристал, який поперемінно виступає в ролі передавача і приймача ехо-сигналів.

Датчики, що працюють у неперервно-хвильовому та імпульсному режимах, розрізняються конструктивно. Прийом і випромінювання ультразвуку для першого з них рознесені в просторі, для другого — в часі. Таким чином, перший складається з двох активних елементів, розташованих впритул і під деяким кутом один до одного, а другий має в своєму складі тільки один елемент, що по черзі працює то на прийом, то на передачу.

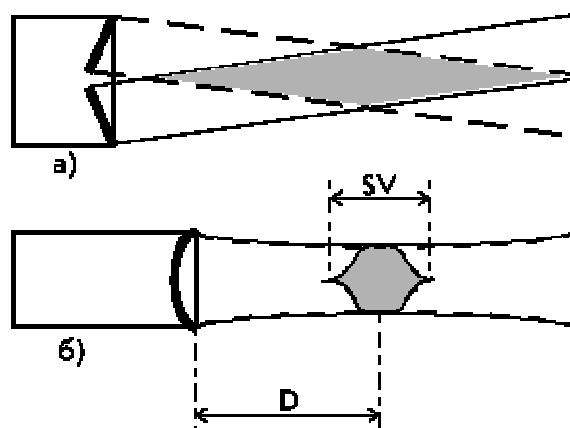


Рис. 6.4. Неперервно-хвильовий (а) та імпульсний (б) УЗ доплерівські датчики

### 6.1.3. Спектр швидкостей в перетині судини

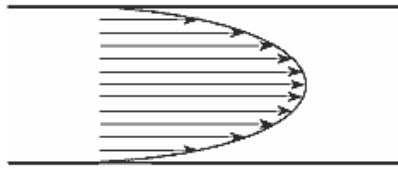


Рис. 6.5. Розподіл швидкостей кровотоку в перетині судини

Швидкість кровотоку в центрі судини максимальна і знижується у напрямку до країв внаслідок тертя об стінки судини. У малій судині огинаюча швидкостей в нормі має параболічну форму.

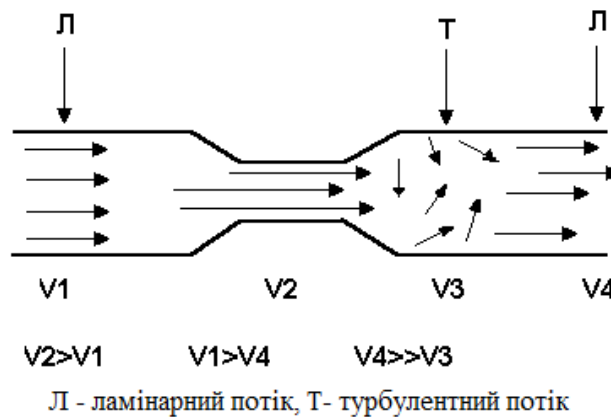


Рис. 6.6. Співвідношення типів потоку і швидкостей при локальному звуженні артерії

У систолічній фазі швидкість кровотоку в артеріях істотно вище, ніж у діастолічній фазі.

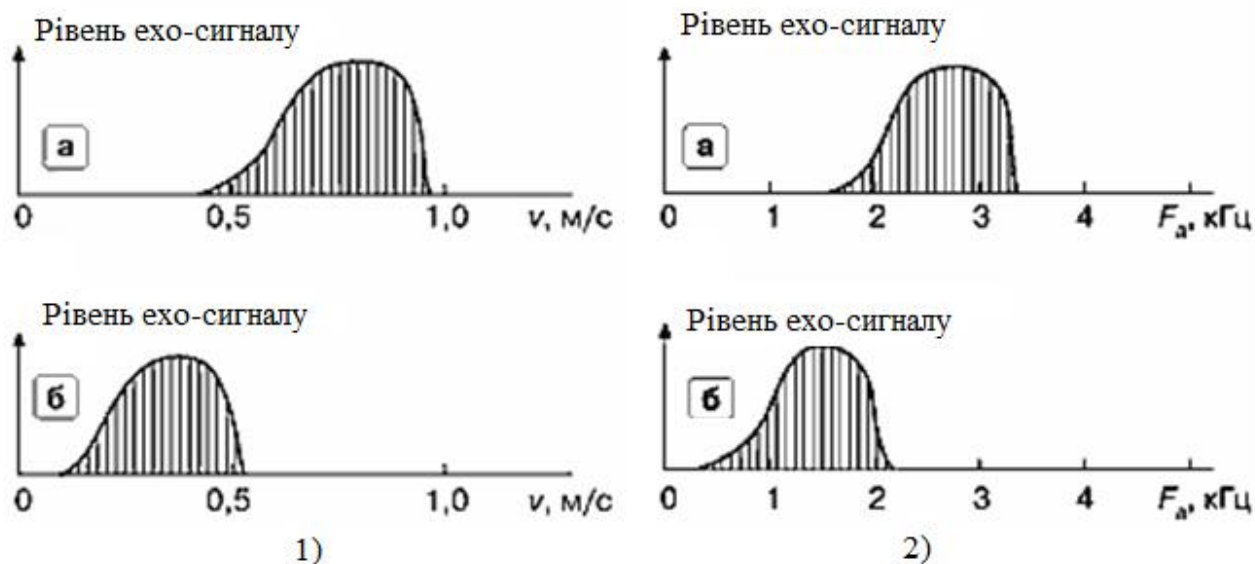


Рис. 6.7. 1) Спектр швидкостей в перетині судини: а — в систолічній фазі, б — в діастолічній фазі. 2) Спектр частот доплерівського зсуву для ехосигналів: а — в систолічній фазі, б — в діастолічній фазі

Чим більша кількість елементів крові рухається з певною швидкістю, тим більше рівень сумарного ехосигналу для цього значення швидкості. Розподіл амплітуд ехосигналів для різних швидкостей називається **спектром швидкостей**.

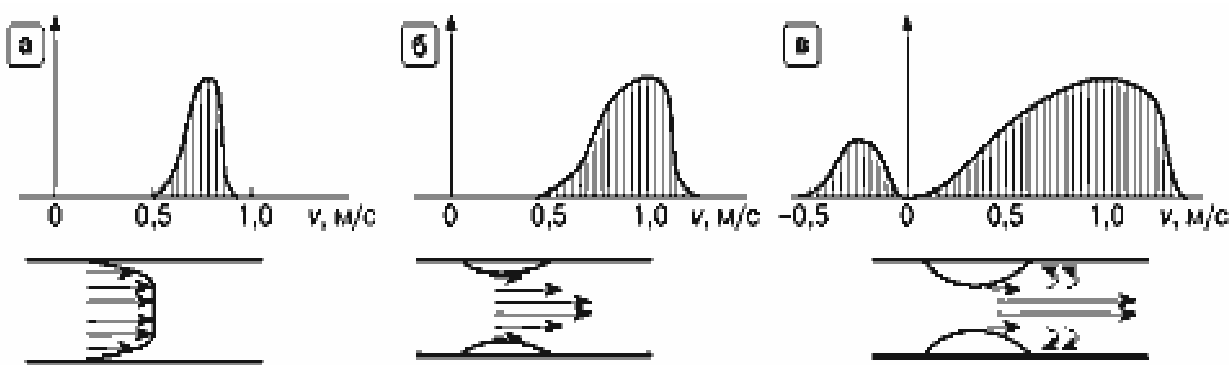


Рис. 6.8. Спектр швидкостей в судинах: а — зменшення ширини спектра в широкій судині, б — збільшення максимальної швидкості і розширення спектра в зоні стенозу, в — значне розширення спектра і поява складових із зворотною швидкістю в зоні сильного стенозу

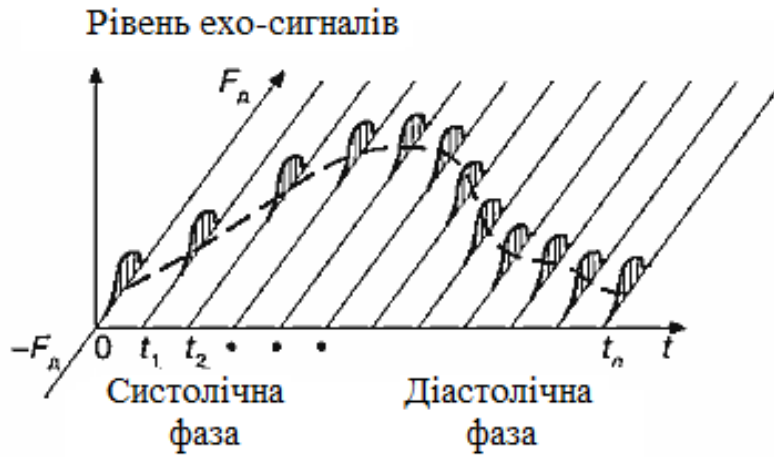


Рис. 6.9. Вид спектру частот доплерівського зсуву (або спектра швидкостей) в різні моменти часу: тривимірне подання дозволяє аналізувати зміну спектра в залежності від фаз серцевого циклу

На екрані доплерівського приладу зміна в часі спектра доплерівського зсуву зазвичай відображається у вигляді вертикальних смуг з модуляцією яскравості (рис. 6.10). Рівень ехосигналів для різних частот при цьому відображається у вигляді рівня яскравості, що відповідає амплітуді ехосигналів.

За часовими спектральними характеристиками визначається зміна в часі середнього і максимального значень швидкості кровотоку.

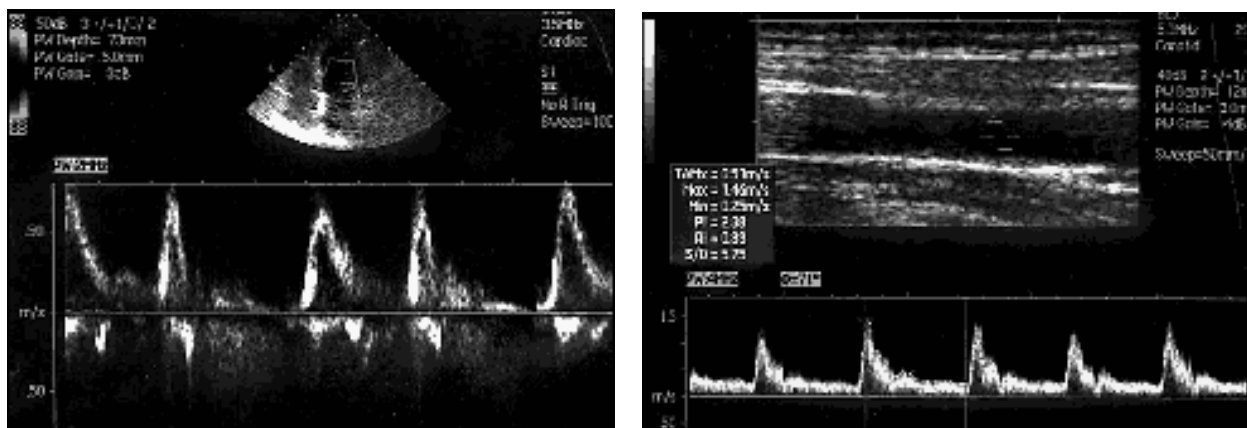


Рис. 6.10. Екран доплерівського приладу



#### 6.1.4. Обчислення діагностичних параметрів

Обчислення діагностичних параметрів за вимірними значеннями швидкостей (частот) на спектрограмі (рис. 8.11):  $A$  - максимальна систолічна швидкість,  $B$  - кінцева діастолічна швидкість,  $M$  - середня швидкість кровотоку.

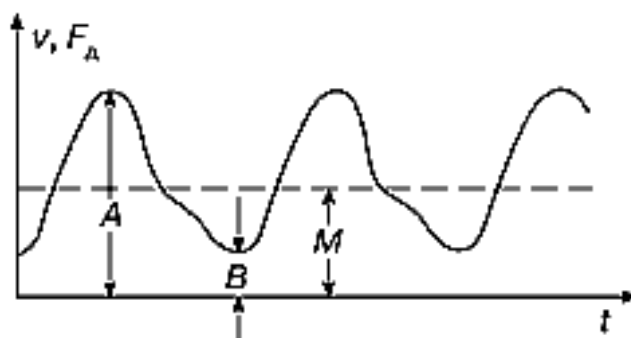


Рис. 6.11. Обчислення діагностичних параметрів за вимірними значеннями швидкостей (частот) на спектрограмі

Систолю-діастолічне відношення — відношення максимальної систолічної швидкості кровотоку  $A$  до кінцевої діастолічної швидкості  $B$ :  $CD = A/B$ .

Індекс резистентності -  $IP = (A-B)/A$ .

Пульсаційний індекс -  $PI = (A-B)/M$ .

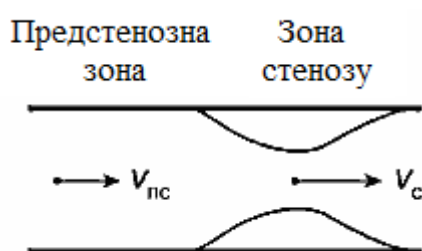


Рис. 6.12. Обчислення ступеня стенозу за результатами вимірювання максимальних швидкостей в предстенозній зоні та зоні стенозу

Відсоток стенозу — параметр, який використовується для оцінки ступеня звуження судини (артерії). Обчислюється у відсотках на основі вимірювання

максимальних швидкостей в судині в зоні, що передує стенозу  $V_{ПС}$ , і в самій зоні стенозу  $V_C$ :  $BC = (V_{ПС} / V_C) \cdot 100\%$ .

### 6.1.5. Формування кольорового доплерівського зображення

На екрані кольорового доплерівського приладу можна спостерігати рух потоків крові в серці в реальному масштабі часу. При цьому потік крові, спрямований до датчика, представлений на екрані монітора червоним кольором, а від датчика - синім.

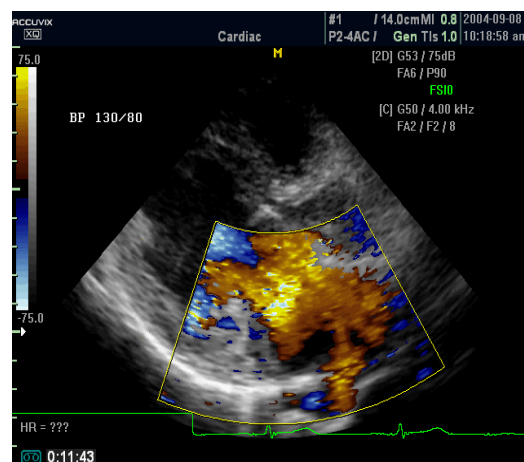
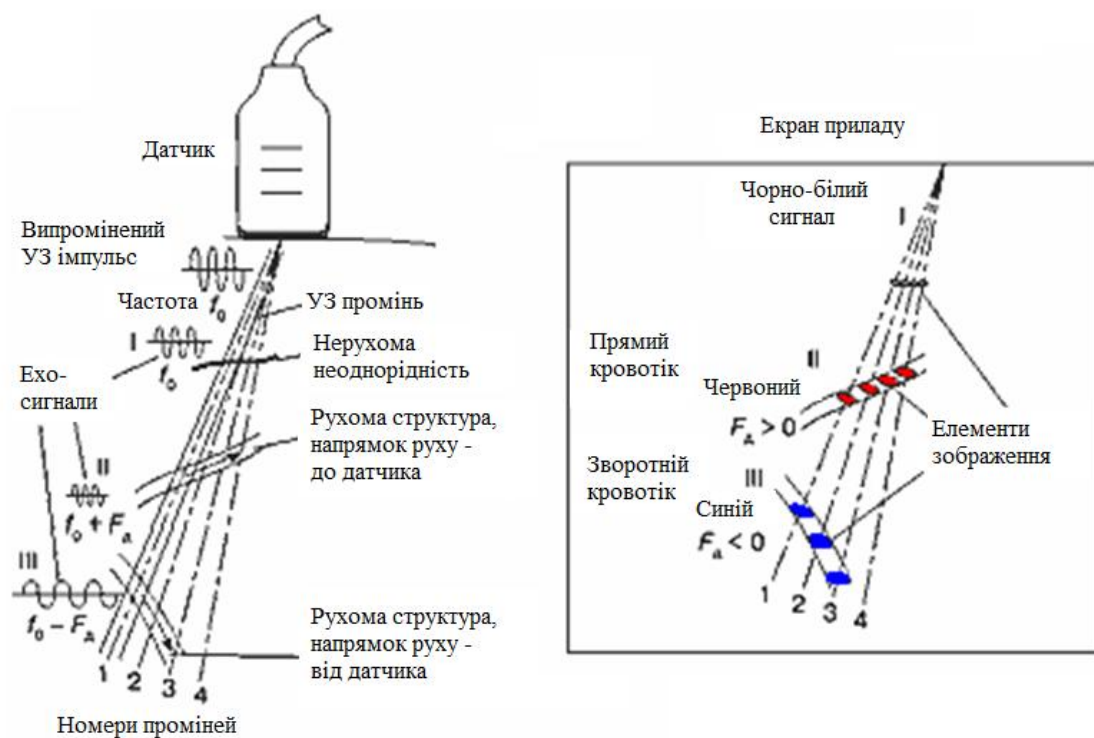


Рис. 6.12. Формування кольорового доплерівського зображення

## 6.2. Фотоплетизмографія

Фотоплетизмографія заснована на реєстрації змін інтенсивності світла після його проходження крізь біологічну тканину, що обумовлені змінами її об'єму. У клінічній практиці фотоплетизмографія застосовується для спостереження пульсових хвиль — змін об'єму ділянки тіла, обумовлених поштовховими притоками крові у фазі систоли (скороченням м'язів серця та підвищенням артеріального тиску).

У фотоплетизмографії використовують ближнє інфрачервоне випромінювання, яке найменше поглинається біологічними тканинами і кров'ю. Тому інтенсивність такого світла після проходження крізь тканину залежить, в основному, від його розсіювання тканиною, яке змінюється при пульсових змінах об'єму.

*Однохвильова фотоплетизмографія* використовує світло однієї довжини хвилі — між 600 і 700 нм. Поглинання такого світла оксигемоглобіном, який в основному приноситься з припливом артеріальної крові у фазі систоли, та іншими компонентами крові є незначним.

Схема вимірювань припускає, що випромінюючий світлодіод і фотоприймач розміщуються з протилежних сторін пальця або мочки вуха людини (рис. 8.13).

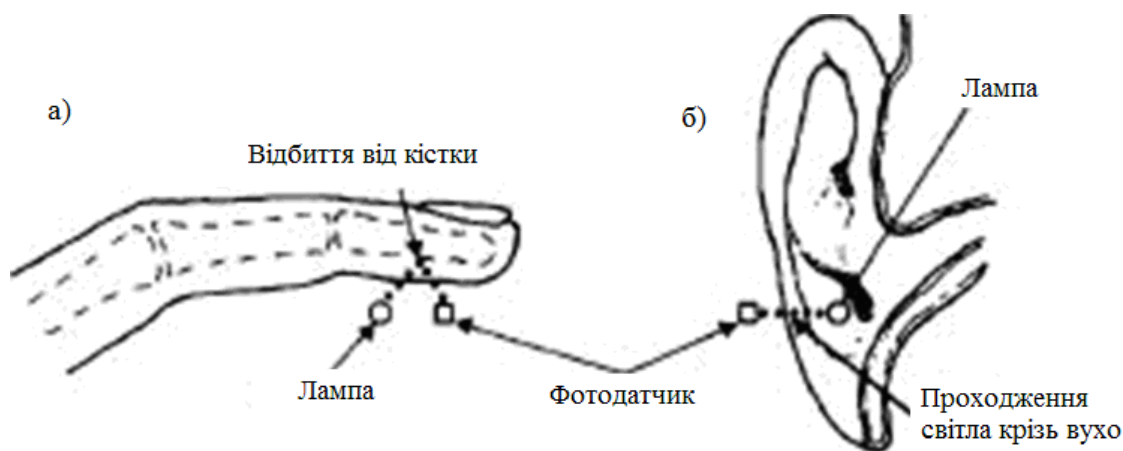




Рис. 6.13. Фотоплетизмографи: а - світло проходить крізь подушечку пальця, відбивається від кістки і приймається фотодатчиком; б - світло проходить крізь вушну раковину і приймається фотодатчиком

У змінній складовій сигналу фотоплетизмограми (рис. 6.14-6.15) можна виділити "хвилі" 1-го, 2-го і 3-го порядку (рис. 6.16). Хвилі 1-го порядку (I) синхронізовані зі скороченнями серця. Саме їх і називають пульсовими хвилями (рис. 6.17). Хвилі 2-го порядку (II) синхронізовані з ритмом дихання людини, їх називають дихальними хвилями. Причина їх появи полягає в тому, що серце знаходиться всередині грудної клітки, де тиск змінюється в процесі дихання (знижується відносно атмосферного при вдиху і підвищується при видиху). Через це в такт з диханням змінюється артеріальний тиск. Хвилі 3-го порядку (III) пов'язують з періодичною активністю центрів нейрогуморального регулювання тону кровеносних судин.

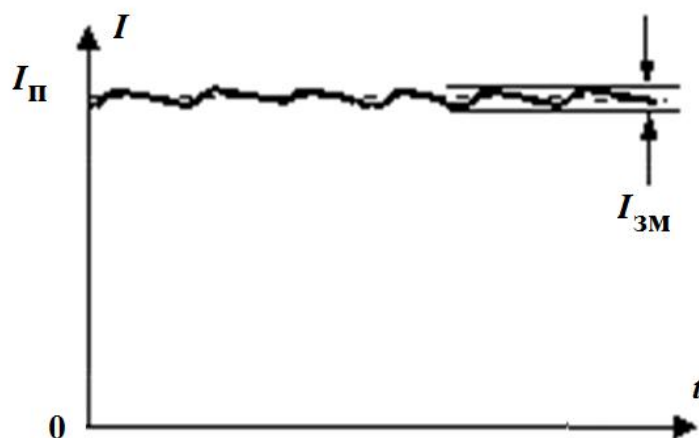
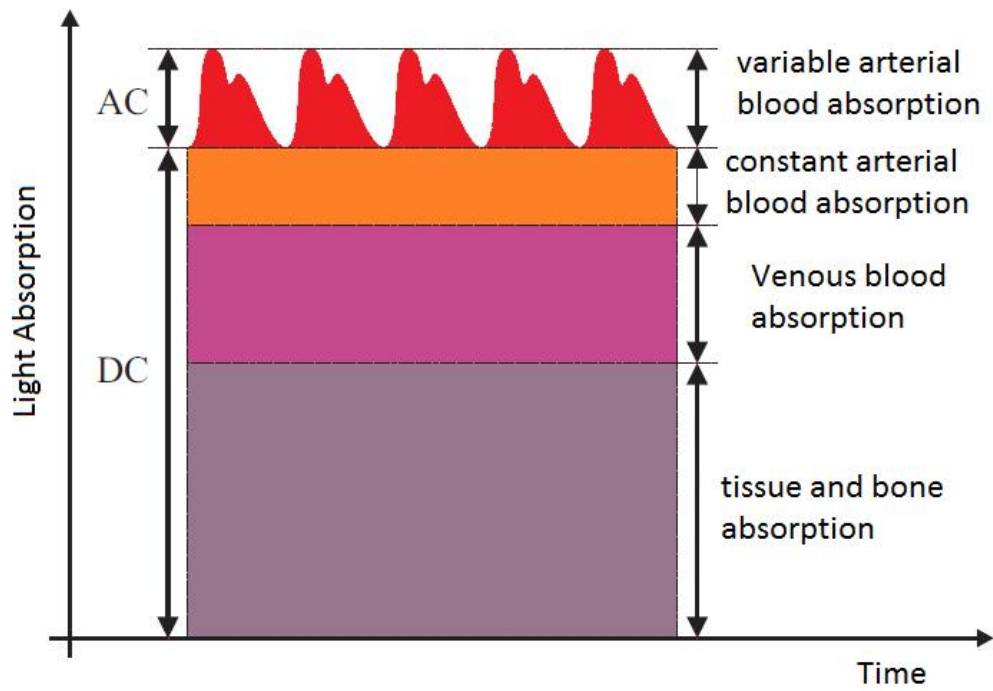
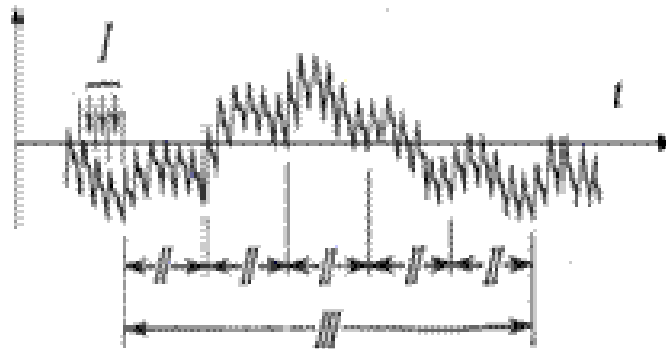


Рис. 6.14. Сигнал на виході фотоприймача (постійна ( $I_{II}$ ) і змінна ( $I_{ЗМ}$ ) складові)



6.15. Поглинання світла різними тканинами



6.16. Змінна складова сигналу фотоплетизмограми

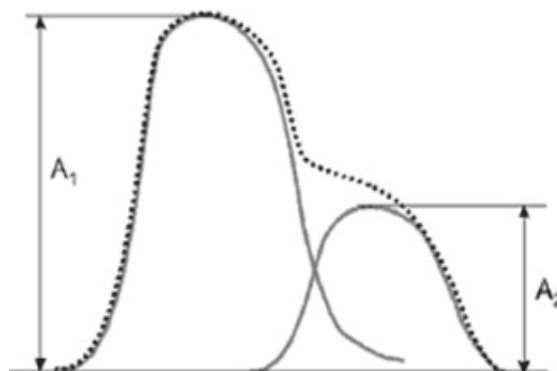


Рис. 6.17. Структура пульсової хвилі

$A_1$  відповідає анакротичному періоду — фазі найбільшого скорочення серцевих м'язів,  $A_2$  — дикротичному періоду. Амплітуда анакротичної складової ( $A_1$ ) відображає величину ударного об'єму крові, який виштовхується з серця. Дикротична складова пов'язана з тим, що при викиді крові серцем під дією підвищеного тиску аорта і великі магістральні артерії розтягуються, а коли систолічний тиск зменшується, то повертаються в початковий стан, викидаючи при цьому накопичений об'єм крові. Чим більше цей об'єм, тим вище амплітуда  $A_2$ , яка дозволяє судити про пружність аорти та магістральних артерій. Нормативні точки В1-В5 (рис. 6.18) призначені для кількісного оцінювання пульсової хвилі. За ними розраховуються кількісні показники: період скорочення серця, амплітуда і тривалість анакротичної і дикротичної складових і інші показники для оцінки стану серцево-судинної системи пацієнта.



6.18. Нормативні точки для кількісного оцінювання пульсової хвилі

Також фотоплетизмограф визначає частоту серцевих скорочень (в ударах за хвилину), виявляє порушення серцевого ритму, сигналізує про небезпечні порушення і "випадіння пульсу", обчислює середню амплітуду пульсацій. Виділяються і оцінюються дихальні хвилі, що дозволяє контролювати наявність, глибину і "стиль" дихання людини і подавати сигнали безпеки у випадках тривалої зупинки або небезпечних порушень дихання. Фотоплетизмографія застосовується анестезіологами під час складних

операцій, а також медичним персоналом в реанімаційних відділеннях з метою своєчасно виявлення порушень серцевої діяльності або дихання.

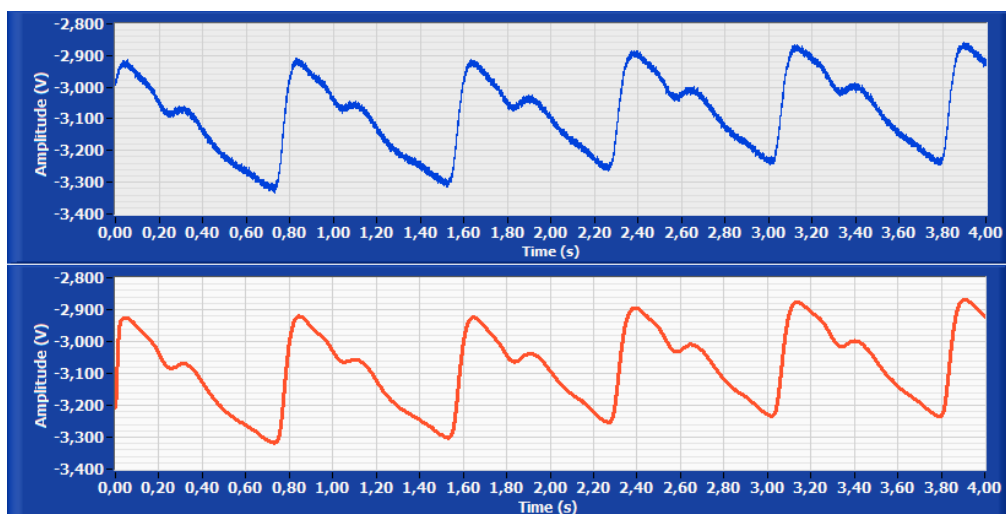


Рис. 6.19. Фотоплетизмограма:

а) зареєстрований сигнал, б) сигнал після фільтрації



Рис.6.20. Фотоплетизмографія "на пропускання" і "на відбиття"

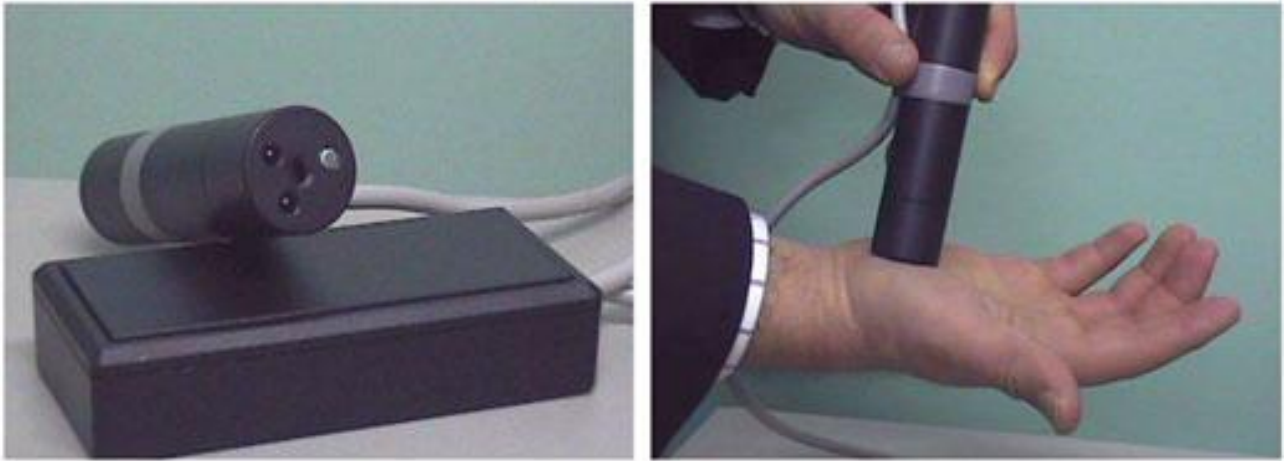


Рис. 6.21. Фотоплетизмограф, що працює зі світловими сигналами, розсіяними тілом: зліва — зовнішній вигляд, справа — сенсор в роботі при дослідженні сигналів, що знімаються з долоні

### 6.3. Оклюзійна плетизмографія

Плетизмографія — метод реєстрації змін об'єму тканин під час кровонаповнення. Оклюзійна плетизмографія передбачає штучне створення перешкод для припливу і відтоку крові з досліджуваної ділянки тіла з використанням компресійних манжет. Манжета дозволяє змінювати зовнішній тиск на кровоносні судини, яке змінює умови протікання крові по судинах.

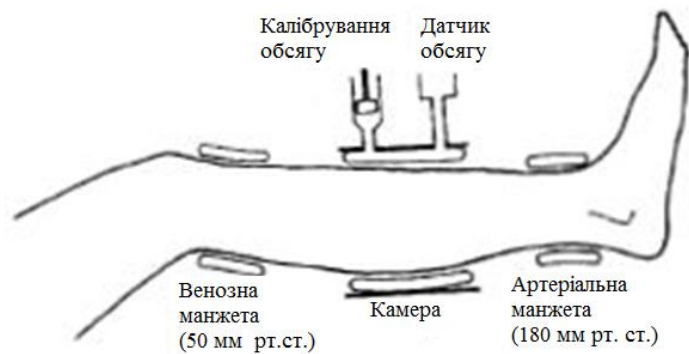


Рис.6.22. Оклюзійна плетизмографія



*Декомпресійна методика.* Спочатку спостерігають пульсування крові в нормальних умовах, коли в манжеті немає надлишкового тиску повітря (ділянка I). Потім швидко починають накачувати повітря, підвищуючи тиск у манжеті до значення дещо вище систолічного артеріального тиску крові (ділянка II). Цей тиск передається на всі кровоносні судини під манжетою. Як тільки тиск стає вище тиску крові у венах, вени перекриваються, і відтік крові з них припиняється.

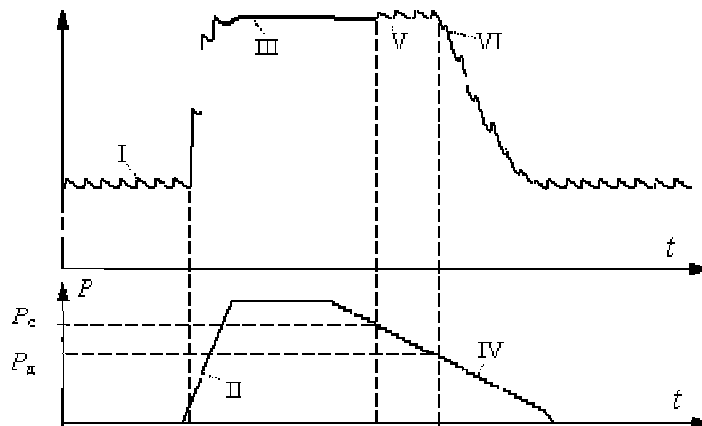


Рис.6.23. Вимірювання артеріального тиску і частоти пульсу за допомогою оклюзійної фотоплетизмографії декомпресійним методом. Фотоплетизмограма і графік зміни тиску в компресійній манжеті

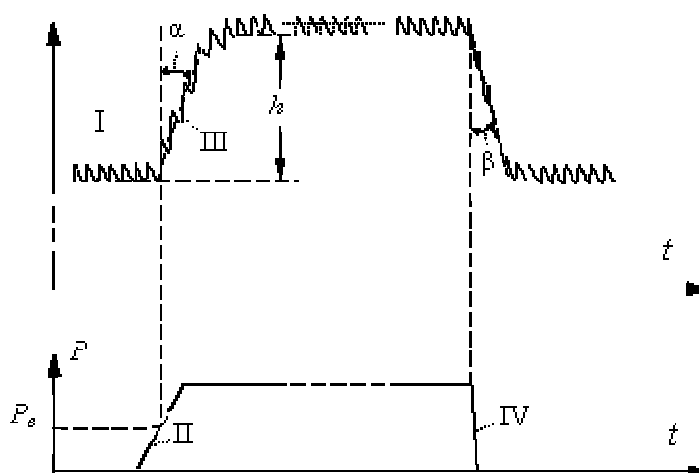


Рис.6.24. Дослідження периферичного кровообігу за допомогою оклюзійної фотоплетизмографії: фотоплетизмограма і графік зміни тиску в компресійній манжеті

Швидкість наростання сигналу пропорційна швидкості припливу крові до пальця. Тому значення  $Stg\alpha$  характеризує пропускну спроможність капілярних кровоносних судин і величину об'ємного кровотоку у пальці. Якщо швидко випустити повітря з манжети (ділянка IV), то зовнішній тиск на вени зникає, відтік крові через них стає безперешкодним, кровонаповнення пальця починає зменшуватися. Швидкість зменшення сигналу на фотоплетизмограми залежить від гідравлічного опору посткапілярних судин відтоку крові. Значення  $Stg\beta$  характеризує цей опір і прохідність вен пальця.

#### 6.4. Оксиметри і пульсоксиметри

**Оксиметри** — прилади для неінвазивного (без взяття проби крові) вимірювання насичення крові киснем. Їх дія заснована на специфічних спектрах поглинання молекул гемоглобіну, які переносять кисень з легень до всіх частин тіла і входять до складу еритроцитів — червоних кров'яних тілець крові.

В альвеолах легень молекули гемоглобіну (Hb) хімічно приєднують до себе кисень, перетворюючись на оксигемоглобін ( $HbO_2$ ). З потоком крові вони потрапляють в різні органи і біологічні тканини тіла, де молекули  $HbO_2$  віддають кисень оточуючим клітинам і перетворюються на відновлений гемоглобін Hb. Без постійного надходження кисню клітини швидко втрачають здатність функціонувати і відмирають, особливо реагують на недостачу кисню нервові клітини головного мозку. Тому функції, які виконують в організмі людини молекули гемоглобіну є життєво важливими, а показник насичення крові киснем є надзвичайно важливим в діагностиці.

Зазвичай в крові у значних кількостях присутні лише оксигемоглобін і відновлений гемоглобін. Спектри цих форм гемоглобіну на деяких ділянках помітно відрізняються. Сильне поглинання обома цими формами гемоглобіну фіолетового (380-450 нм), синього (450-480 нм), блакитного (480-510 нм), зеленого (510-550 нм) світла надають крові червоне забарвлення. Значно різне поглинання оксигемоглобіном і відновленим гемоглобіном червоного світла

(620-760 нм) зумовлює різні відтінки кольору артеріальної (насиченою киснем) і венозної крові. Ця відмінність і дозволила створити оксиметри, призначені для неінвазивного вимірювання насиченості крові киснем.

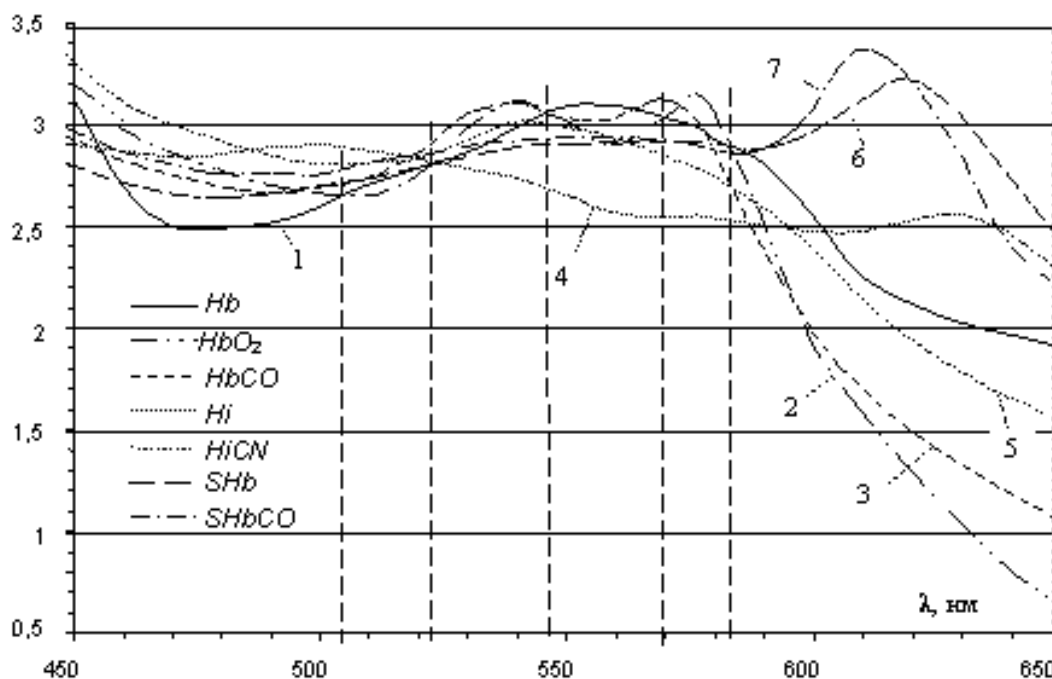


Рис. 6.25. Спектри поглинання різних форм гемоглобіну: 1 - відновлений гемоглобін (Hb); 2 - оксигемоглобін (HbO<sub>2</sub>); 3 - карбоксигемоглобін (HbCO)

#### 6.4.1. Принцип дії оксиметрів

Вибирають 2 різні довжини хвилі: одну, яку називають "опорною" або "референтною", — в тій області спектра, де HbO<sub>2</sub> і Hb поглинають світло однаково слабо, наприклад, при  $\lambda_0 = 780$  нм; другу, "вимірювальну", — у тому спектральному інтервалі, де коефіцієнти поглинання молекул HbO<sub>2</sub> і Hb значно відрізняються, наприклад, при  $\lambda_i = 650$  нм. Якщо крізь якусь частину тіла, наприклад, крізь мочку вуха або крізь палець пропустити пучок світла, в якому є спектральні складові зазначених довжин хвилі, то при проходженні крізь тіло складова з "вимірювальною" довжиною хвилі поглинається сильніше. І на виході з тіла вона виявляється значно слабкішою, ніж "опорна" спектральна складова. Інтенсивність "вимірювальної" складової до того ж тим менше, чим нижче рівень насичення крові киснем. Вимірювання і порівняння спектральних

інтенсивностей складових різних довжин хвиль і дозволяє кількісно визначити насиченість крові киснем.

#### 6.4.2. Принцип дії пульсоксиметрів

Як і оксиметри, пульсоксиметри є спектрофотометричними двоххвильовими сенсорами. Світло від двох світлодіодів, випромінюючих світло однієї довжини хвилі  $\lambda_1 = 660$  нм та іншої довжини хвилі  $\lambda_0 = 940$  нм, пропускають крізь досліджувану ділянку тіла (також найчастіше палець). Оксигемоглобін і відновлений гемоглобін по-різному поглинають світло з довжиною хвилі 660 нм. Фотодіод приймає світло на протилежній стороні пальця. Як і у фотоплетизмографа, сигнали на обох довжинах хвилі мають постійну і змінну складові, обумовлені пульсуванням крові і диханням. Аналізуючи цей сигнал, пульсоксиметр виконує всі завдання, що і фотоплетизмограф, але ще визначає і насичення киснем артеріальної крові. Оксиметри і пульсоксиметри показують у відсотках співвідношення збагаченого киснем гемоглобіну до кількості всього гемоглобіну крові. Норма сатурації кисню, визначеної пульсоксиметром, дорівнює 95-100%.



Рис. 6.26. Приклади пульсоксиметрів

### 6.4.3. Пульсоксиметри в неонатальній медицині



Рис. 6.27. Пульсоксиметри в неонатальній медицині

Пульсоксиметрія використовується в неонатальній медицині для визначення насичення киснем крові у новонароджених, у тому числі, у недоношених. Для дослідження застосовуються спеціальні датчики для немовлят, які кріпляться на ручці дитини або її ступні за допомогою м'яких фіксаторів, що оберігають шкіру від пошкодження (рис. 6.27). У 76% випадків даний метод обстеження дає можливість запідозрити вади розвитку серця відразу ж після народження. Прилад для новонароджених має сигнал тривоги на випадок виникнення значущого зниження рівня кисню крові.

## ТЕЛЕМЕДИЧНІ СИСТЕМИ

**Аспекти розгляду телемедицини.** Телемедицину можна розглядати (рис. 7.1) як науково-технічний напрям, як вид діяльності і як створювані нею системи та інфраструктуру.

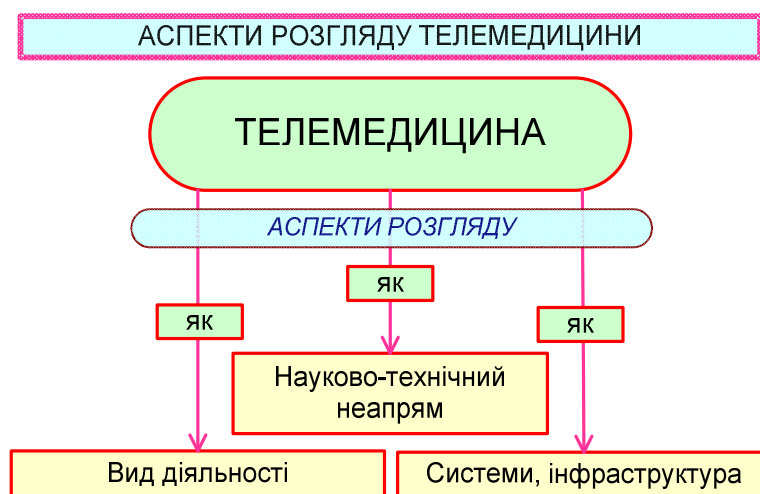


Рис. 7.1 Аспекти розгляду телемедицини

**Телемедицина як науково-технічний напрямок.** При розгляді витоків телемедицини та найбільш короткій характеристиці (рис. 7.2)

– це відносно молодий науково-технічний напрям на стику медицини, інформатики та телекомунікацій, який зазначений властивими їй видом діяльності, що оформився приблизно за півстоліття, характерними системами і власної створюваної інфраструктурою.

Будучи міждисциплінарним напрямом, телемедицина позиціонує свою базу, опорну область в сфері медицини, зосереджуючись тут на наданні допомоги пацієнтам в територіально розподілених медичних системах. Вона має свої обслуговуючі сегменти в інформатиці та телекомунікаціях, які разом постачають їй комплексну технологічну платформу – інформаційно-телекомунікаційні технології.

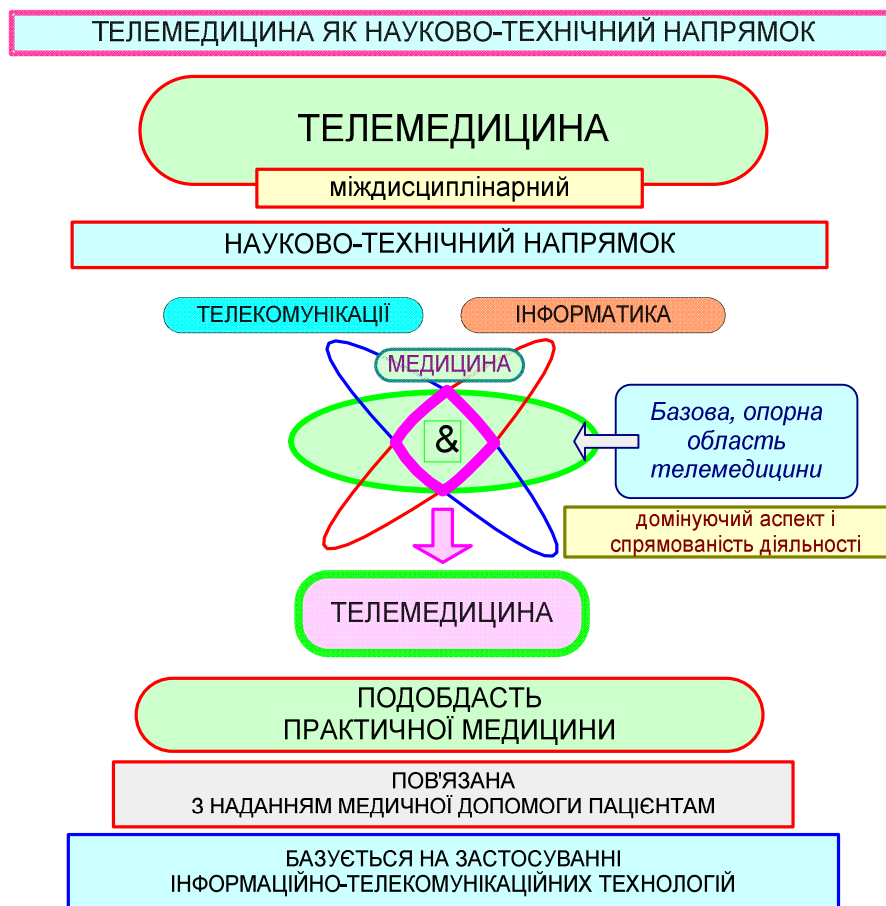


Рис. 7.2 Телемедицина як науково-технічний напрямок

У зв'язку з цим розвиток телемедицини також йде багато в чому синхронно з розвитком інструментарію інформатики і телекомунікацій, а самі інформаційно-телекомунікаційні технології придбали роль свого роду показника на телемедицину в сфері медицини, критерію її виділення в даній сфері.

У сфері медицини телемедицина обмежує свої інтереси виключно питаннями повсякденної медичної практики – виявленням і вирішенням проблем пацієнтів зі здоров'ям. Медична освіта (в тому числі, і в питаннях телемедицини), медична наука - це окремі по відношенню до неї напрями медицини для застосування інформаційно-телекомунікаційних технологій, і ці напрями в рамках даного курсу випадають з поля зору.

Телемедицина - напрямок високотехнологічний (і досить дорогий), але в світі загальноновизнано, що вона є одним з найважливіших індикаторів рівня

розвитку суспільства. Розвиненість телемедицини – один з найважливіших показників розвиненості будь-якої держави в цілому.

**Ключові функціональні можливості телемедицини.** Таке ставлення до телемедицини обумовлено її функціональними можливостями (рис. 7.3) і головною з них – здатністю підсилювати і розширювати можливості локальних систем надання допомоги пацієнту за залучення в спільне функціонування додаткових зовнішніх, віддалених сил, засобів і ресурсів, часом так необхідних у медичній практиці. По відношенню до населення країни в цілому телемедицина несе в собі механізми інтеграції та взаємної координації дій територіально розрізнених сил, засобів і ресурсів з метою досягнення повноти і якості медичного обслуговування всіх пацієнтів і кожного з них окремо в умовах реальної розподіленості населення по території та її мінливості.

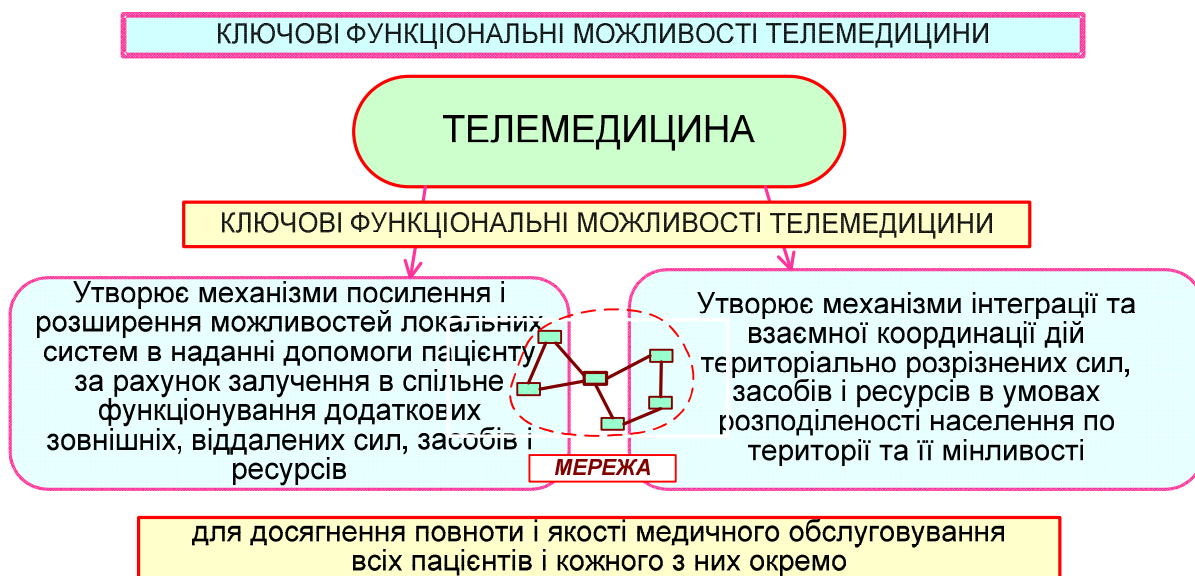


Рис. 7.3 Ключові функціональні можливості телемедицини

Телемедицина неухильно розширює сферу свого впливу в медицині, проявляючи себе в певних формах діяльності і послуги, що надаються, в застосовуваних технологіях, створюваних інфраструктурі і системах, в організації процесів надання медичної допомоги та медичного обслуговування населення, а також у відповідній кваліфікації фахівців.



Охоплюючи при цьому все більшу і більшу частину населення своїм обслуговуванням, вона нарощує можливості медицини в цілому і підсилює її досягнення. Завдяки технологіям, що застосовуються телемедициною, виникають і починають вирішуватися такі медичні завдання, навіть постановка яких раніше в практичну площину (в рамках звичайної медицини) була немислимою. Ось одна з яскравих демонстрацій можливостей інформаційно-телекомунікаційних технологій, на які спирається телемедицина, і вирішуваних нею завдань.

У 1965 році доктор Michael E. De Bakey, визнаний у своїй галузі фахівець, перебуваючи в США, спланував проведення хірургічної операції хворого на відкритому серці, що готувалася в Женеві (Швейцарія), де перебував сам пацієнт. Крім того, він спостерігав і здійснював контроль за ходом цієї операції, що проводиться іншими лікарями. Телекомунікації забезпечувалися супутником інтерконтинентальних повідомлень «Early Bird» і інтерактивними телевізійними системами.

До події, яка була описана, подібні завдання розглядалися тільки в локальному контексті, а доступ до отримання аналогічної допомоги того ж самого рівня виявлявся часто проблематичним - через дії факторів часу і віддаленості пацієнта від необхідних сил, засобів і ресурсів.

**Характерні риси телемедицини** Наведений приклад показовий також тим, що в ньому спостерігаються всі основні характерні риси, атрибути і особливості телемедицини (рис. 7.4) –



Рис. 7.4 Характерні риси телемедицини

постановка і рішення територіально розподіленого завдання, ведення узгоджених спільних дій територіально роз'єднаними учасниками і технічними засобами, наявність функціонуючої як єдине ціле територіально розподіленої системи.

Таким чином, в такому контексті телемедицину можна розуміти в цілому як медицину територіально розподілених систем надання медичної допомоги, для яких типовою є структурна організація на основі комп'ютерних мереж.

Пік підвищеного інтересу до телемедицини на етапі її становлення, пік її новизни і самоствердження, вершина насиченості досліджень демонстраційними і пілотними проектами в високорозвинених країнах уже минув. Телемедицина для багатьох країн стала повсякденним явищем і багато сучасних медичних систем створюється з розрахунку на можливість їх роботи як в локальному, так і в телемедичних варіантах.

## **ПОНЯТТЯ ТЕЛЕМЕДИЦИНИ ТА ПРЕДМЕТНІ ОБЛАСТІ, ЩО ЇЇ ФОРМУЮТЬ**

Як було встановлено вище при розгляді витоків телемедицини, предметними областями, що формують її спільно, є медицина, інформатика і телекомунікації. Встановимо більш детально зв'язок телемедицини з ними, поступово утворюючи і уточнюючи її поняття та складаючи при цьому характеристику предметної області, яку вона охоплює.

### **Атрибути предметної області сфери діяльності**

З цією метою використовуватимемо атрибути (рис. 7.5), які зазвичай використовуються під час розгляду подібних питань.

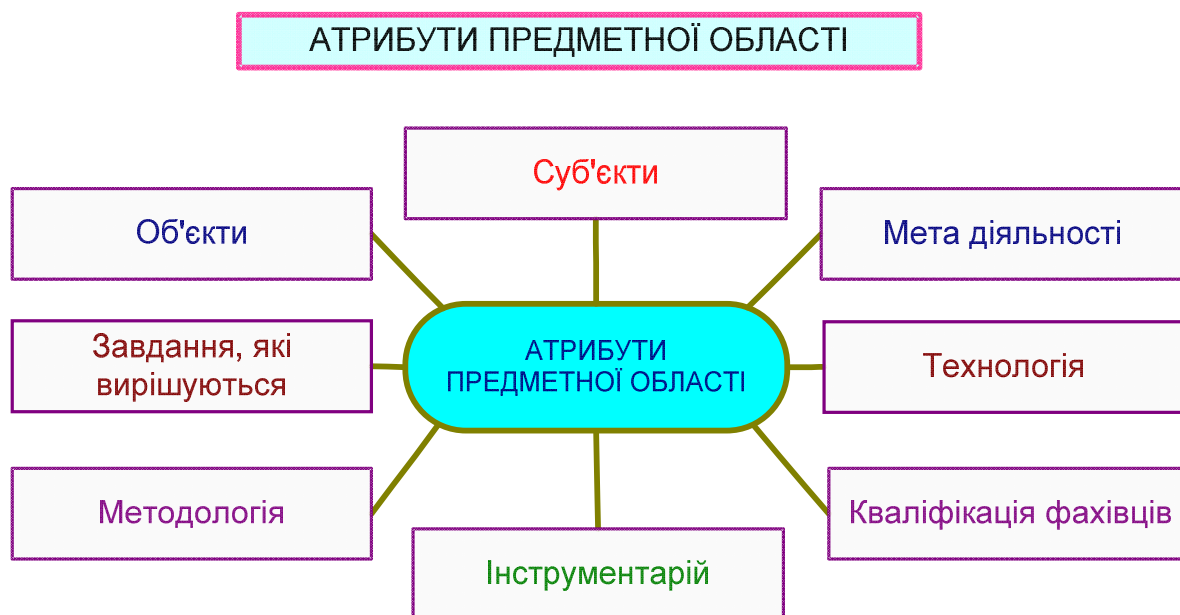


Рис. 7.5. Атрибути предметної області сфери діяльності

Такі атрибути утворюють своєрідну мову для систематизованого зіставлення різних предметних областей, для їх порівняння і встановлення зв'язків між ними. Такі атрибути є інструментом традиційного підходу до класифікації певних систем, явищ, процесів. За своєю суттю вони утворюють систему різноманітних ознак, характеристик, показників, що розкривають різні аспекти опису об'єктів, які піддаються класифікації.

Згідно з зазначеними джерелами, витокami телемедицини для визначення предметної області телемедицини в подальшому будуть спільно розглядатися телемедицина як така разом з медициною, інформатикою і телекомунікаціями. Вони мають точки дотику, спільні підобласті і розмежувальні лінії. Наведений рисунок надає систему аспектів, достатню в першому наближенні для з'ясування і окреслення предметної області телемедицини.

В першу чергу підтвердимо, що базовою, опорною сферою для телемедицини є все ж таки медицина. Незважаючи на певну екзотичність інструментарію, який використовується телемедициною (інформаційно-телекомунікаційні технології), саме тут в медицині вона займає певний опорний власний сегмент. Дійсно, це так, а далі – про все це докладніше.

## 1.2 Телемедицина як підобласть практичної медицини.

Медицина є для телемедицини базовою, опорною сферою, оскільки вона дає телемедицині (рис. 7.6) досліджуваний нею об'єкт, об'єкт, щодо якого в

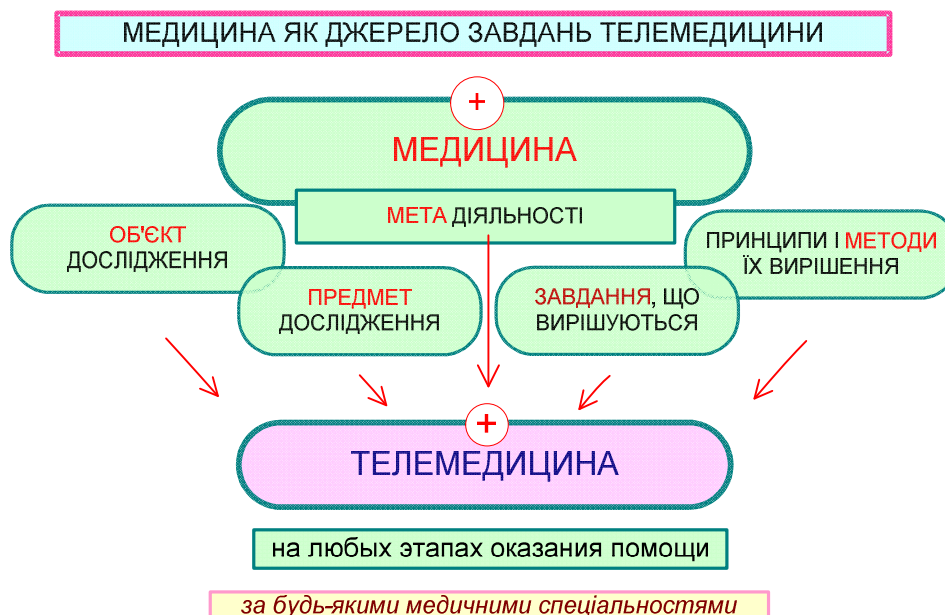


Рис. 7.6. Медицина як джерело завдань телемедицини

цій предметній області здійснюються ті чи інші дії. Це організм людини в цілому і його окремі системи.

Медицина визначає також предмет (змістовну сторону) таких досліджень і дій. Їм є структура, функціонування, характеристики, захворювання організму людини його окремих систем, а також здоров'я як окремих людей, так і населення регіонів в цілому.

Телемедицина не тільки керується складом і змістом базових завдань сфери медицини, але і не виходить за рамки її підходів до їх вирішення, за рамки загальноприйнятих принципів і застосовуваних в медицині методів.

В телемедицині зберігається також стрижнева мета діяльності, здійснюваної в медицині, – надання медичної допомоги конкретним пацієнтам.

Це стосується будь-яких медичних спеціальностей і реалізується на будь-яких етапах надання допомоги.

Крім того, від медицини в телемедицину приходять також і головні суб'єкти-учасники здійснюваної діяльності (пацієнти і лікарі), для яких рольові функції визначені все в тій же медицині. У телемедицину ці суб'єкти переходять з колишніми ролями і грають центральну роль в проведенні телемедичних процедур. Працюючі в телемедицині інші (крім лікарів) фахівці відіграють тут, хоча і важливу, але все-таки додаткову, підпорядковану роль.

Відзначається також, що методологія медицини грає роль рамкової методології для телемедицини. Вона визначає для неї основні принципи, змістовну сторону і багато правил здійснення діяльності, професійну етику, хоча в телемедицині має місце цілий ряд істотних особливостей, пов'язаних з територіально розподіленим характером вирішуваних завдань, специфікою застосовуваного інструментарію і способів його використання.

В цілому, наведені аргументи досить переконливо підтверджують, що багато атрибутів для своєї предметної області телемедицина знайшла в медицині і саме тут її опорний, базовий сегмент. Саме тут, в медицині визначаються домінуючий аспект і спрямованість телемедичної діяльності, тому вона і називається телемедициною.

### **Телемедицина як вид діяльності**

При час характеристики телемедицини в розрізі виду діяльності (рис. 7.7) розглядають як місце її здійснення, так і зміст.



Рис. 7.7. Телемедицина як вид діяльності

Місце здійснення діяльності було визначено вище – в повсякденній лікарській практиці, в медичному обслуговуванні населення і тільки в такій роботі.

Зміст даного виду діяльності завжди полягає в наданні медичної допомоги. Це – допомога пацієнтам безпосередньо або опосередковано. Наприклад, у другому випадку – це допомога лікарям, що вирішують їх проблеми (консультаційна підтримка лікарів в прийнятті рішень і здійсненні дій у відношенні пацієнтів), або допомогу фахівцям, які підтримують експлуатацію медичної техніки (допомога у виборі режимів спостереження, в здійсненні налаштувань і т.п. – в процесі підготовки або під час надання допомоги пацієнту). При цьому допомога лікарям та іншим фахівцям повинна розглядатися в телемедицині в ланцюжку дій, які виконуються в інтересах конкретного пацієнта.

В телемедицині зручно також розрізняти два різних види допомоги. Відносно пацієнтів – вона є медичною (у вирішенні їхніх проблем зі здоров'ям),

а стосовно лікарів і інших фахівців - це допомога в їх професійній діяльності, і, перш за все, – консультаційна допомога.

Таким чином, особливість телемедичної діяльності та одна з основних вимог до її реалізації – адресність по відношенню до пацієнтів. Будь-які витрати, будь яке залучення певних сил, засобів і ресурсів та витрати, що виникають при цьому, завжди можуть (і повинні) бути співвіднесені (прямо чи опосередковано) з вирішенням проблем конкретних пацієнтів.

Тут завжди повинна бути забезпечена можливість вказати, який пацієнт є кінцевим споживачем наданої допомоги і витрат, що мають місце при цьому.

В контексті господарських, фінансово-економічних відносин, в класифікації видів діяльності за категоріями «роботи» і «послуги», практичну діяльність в телемедицині розглядають як форму надання медичних послуг.

Телемедицина як вид діяльності несе в собі власний метод і характерні технології надання послуг.

Одна із змістовних сторін і характерних особливостей методу надання допомоги пацієнту в телемедицині (рис. 7.8) – це залучення зовнішніх сил, засобів і ресурсів в спільну роботу із засобами локальної системи пацієнта при



Рис. 7.8 Характерна особливість методу надання послуг в телемедицині

наданні йому медичної допомоги. Питання про технології телемедицини докладніше обговорюється нижче.

## **Інформаційно-телекомунікаційні технології як інструментарій телемедицини**

Витоки технологій телемедицини (рис. 7.9) – в інформатиці та телекомунікаціях. Від них йдуть в телемедицину інформаційні та телекомунікаційні технології, які відіграють, в обов'язковому їх поєднанні, роль використовуваного нею інструментарію.

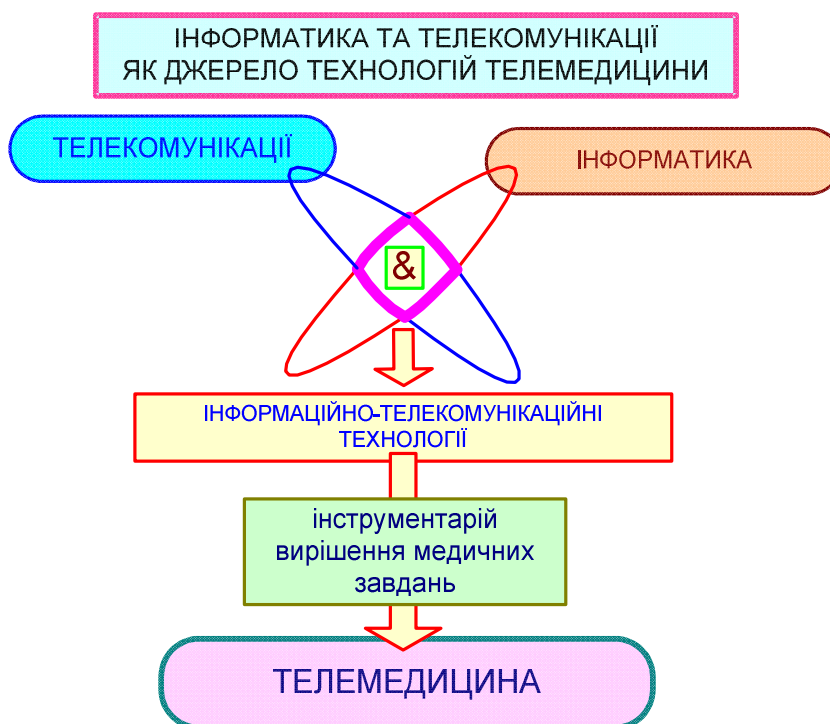


Рис. 7.9 Інформатика і телекомунікації як джерело технологій телемедицини

Телемедицину навіть можна розглядати як підобласть практичної медицини, яка базується на застосуванні інформаційно-телекомунікаційних технологій. У той же час, головна можливість таких технологій – в забезпеченні



взаємодії об'єктів і суб'єктів на відстані і, до того ж, значної. А якщо це так, – то природно поставити питання про те, яке відношення до медицини взагалі, до надання медичної допомоги пацієнту можуть мати подібні технології і чи можуть вони тут бути допустимими, корисними і результативними.

Питання не є випадковим, тому що з поняттям медицини в першу чергу асоціюють самі лікувальні дії, які лікар здійснює стосовно пацієнта. Звідси впливає можливий скепсис щодо можливостей інформаційно-телекомунікаційних технологій в наданні медичної допомоги пацієнтам. Тут витікає нерозуміння змісту телемедицини та недооцінки її практичного значення. Таке непорозуміння легко вирішується. Інформаційно-телекомунікаційні технології дійсно затребувані і плідні в медицині. Досить тільки звернути увагу на спеціалізацію телемедицини в предметній області медицини.

### Спеціалізація телемедицини в предметній області медицини

По-перше, в предметній області медицини телемедицина «вибирає» для себе (рис. 7.10) тільки такі завдання (або окремі їх частини), рішення яких зводиться

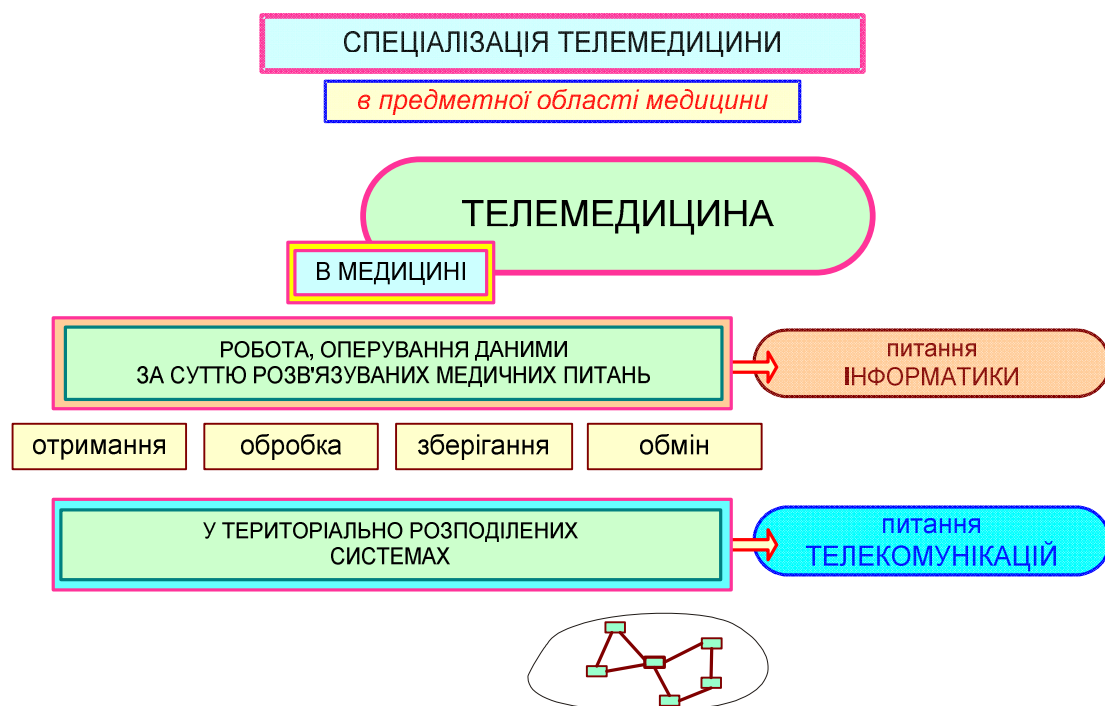


Рис. 7.10 Спеціалізація телемедицини в предметній області медицини

виключно до роботи з даними, а подібних завдань в щоденній практиці роботи з пацієнтами (завдань як рутинних, так і інтелектуальних), – безліч. По-друге, телемедицина бере на себе зазначену роботу в територіально розподілених (а не локальних) системах. Тут – два питання, що розв'язуються – обробка даних відповідно до змісту розв'язуваної задачі і взаємний обмін результатами і командами між територіально відокремленими один від одного елементами системи. Перше питання – у веденні інформатики, друге – це питання телекомунікацій. І це дійсно так – така їхня спеціалізація (рис. 7.11).



Рис. 7.11. Предметна область інформатики і телекомунікацій

І якщо інформаційна технологія в багатьох випадках може бути виражена у вигляді алгоритмів обробки даних, які розкривають зміст дії всередині елементів територіально розподіленої системи, то завдання телекомунікацій – іншого плану. Уточнимо роль телекомунікацій в розглянутому поєднанні.

Комунікація між елементами – одна з найважливіших функцій у складній системі. Комунікації відповідають за розгортання процесів функціонування на її структурі. Безліч елементів власне і стає цілісною системою за умови, що створена можливість їх комунікації.

Комунікація - це спілкування елементів за допомогою сигналів, повідомлень. Завдяки їй в процесі комунікації виникає узгодженість в діях елементів, будується їх цілеспрямована взаємодія відповідно до цілей системи.

Через комунікацію реалізується управління функціонуванням системи. Повідомлення, що поширюються по системі, включають в роботу все нові та нові елементи, запропоновуючи їм системною мовою очікувану реакцію – зазначаючи потрібні дії, бажану поведінку.

Застосовувані комунікаційні технології реалізують (рис. 7.12) той чи інший



Рис. 7.12. Зміст комунікаційних технологій

спосіб (способи) передачі даних і режими обміну ними між елементами в системі або при взаємодії з зовнішніми системами. Приклади комунікаційних операцій, що при цьому реалізуються, відображені на тому ж рисунку.

Телемедичні системи завжди є територіально розподіленими, а інформаційно-телекомунікаційні технології, які в них застосовуються, розгортають територіально розподілені процеси функціонування подібних систем.

У цьому сенсі про телемедицину можна говорити як про медицину територіально розподілених систем надання медичної допомоги.

### Характерні особливості телемедицини

З попередніх міркувань як висновок випливає що, характерними для телемедицини можна вважати наступне (рис. 7.13).

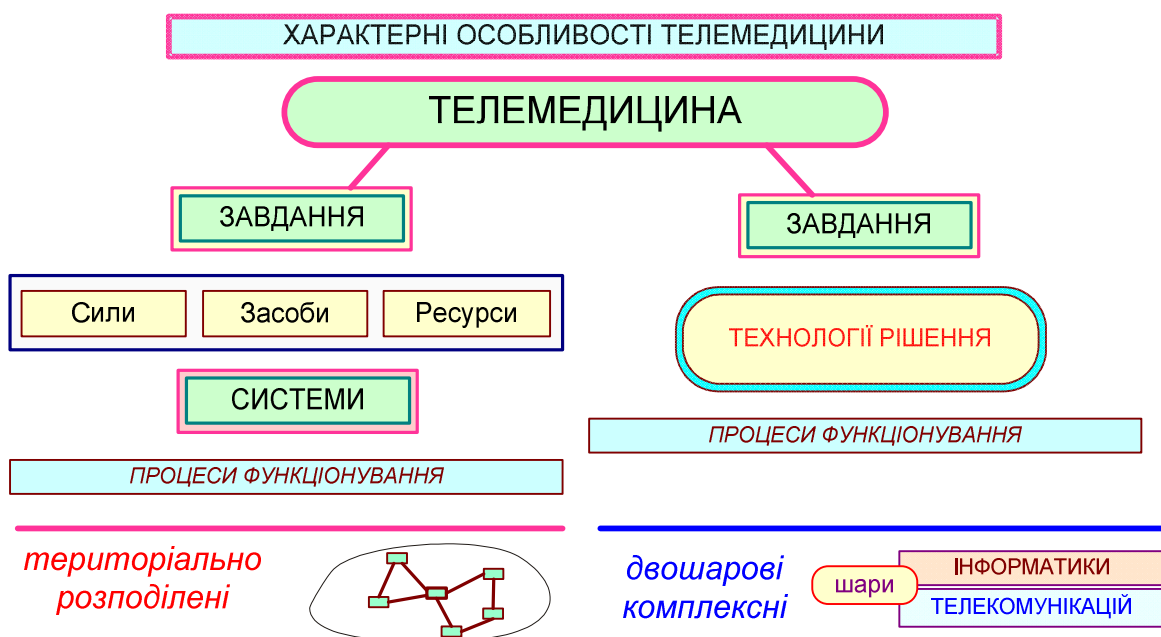


Рис. 7.13. Характерні особливості телемедицини

Перша особливість полягає в тому, що завдання, сили, засоби і ресурси, а також системи телемедицини і процеси їх функціонування – територіально-

розподілені. Друга з них – завдання телемедицини, технології їх вирішення і процеси функціонування телемедичних систем є складовими, двошаровими, комплексними, які несуть в собі складові як від інформатики, так і від телекомунікацій.

### **Технології телемедицини як комплексні технології інформатики та телекомунікацій**

В технологіях телемедицини (рис. 7.14) завжди можна бачити два

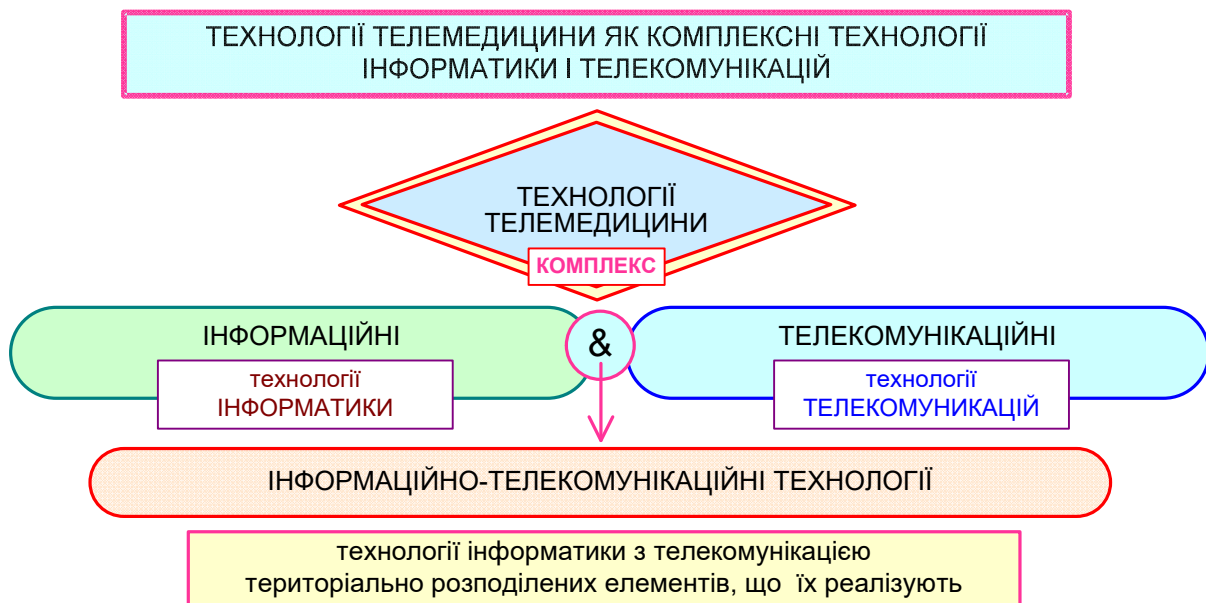


Рис. 7.14. Технології телемедицини як комплексні технології інформатики та телекомунікацій

обов'язкових зрізу. З одного боку, це технології інформатики (інформаційні технології), з іншого - технології телекомунікацій (телекомунікаційні технології).

В цілому, технології телемедицини в такій єдності і розуміються як технології інформаційно-телекомунікаційні. Їх можна розглядати як технології

інформатики з телекомунікацією територіально розподілених елементів, що їх реалізують.

Разом з тим, інформаційно-телекомунікаційні технології містять системоутворюючий компонент телемедицини, ядро якого утворюють механізми, які здійснюють організацію територіально розподілених систем – підтримку їх структури і реалізацію на ній узгоджених процесів функціонування. Подібну роль може взяти на себе відповідний сегмент системного програмного забезпечення територіально розподіленої комп'ютерної мережі, що покладається в основу телемедичної системи.

### **Завдання телемедицини як комплексні завдання інформатики і телекомунікацій**

Аналогічним чином встановлюється комплексність (подвійність, складовий характер) завдань телемедицини – рис. 7.15.

В комплексних завданнях телемедицини можуть окремо розділяти зрізи завдань інформатики та завдань телекомунікацій. Перші містять роботу з даними за сутністю завдання надання допомоги пацієнту. Другі – завдання суто комунікацій всього комплексу підсистем, засобів і суб'єктів, які беруть участь в здійсненні допомоги.

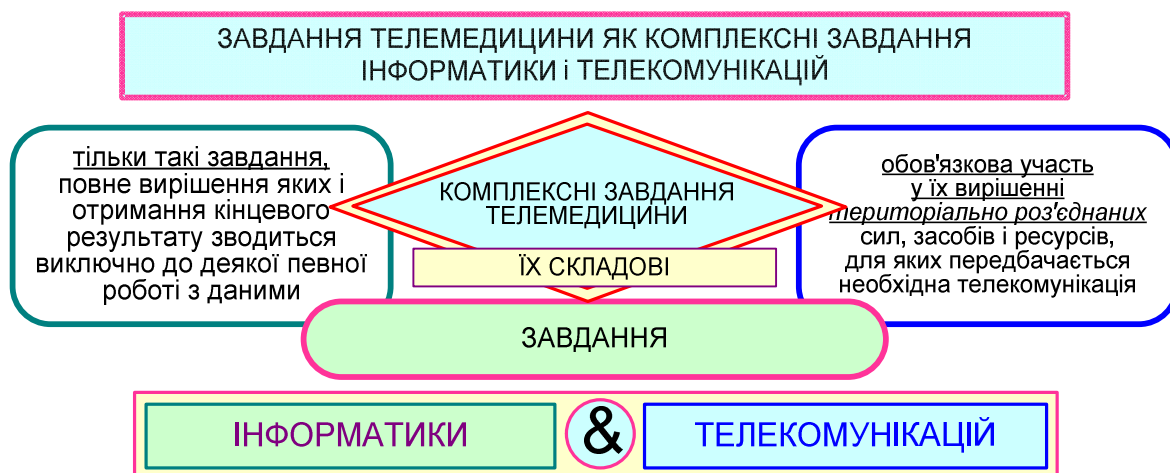


Рис. 7.15. Завдання телемедицини як комплексні завдання інформатики і телекомунікацій

## Складений характер процесів функціонування телемедичних систем

Що стосується процесів функціонування телемедичних систем (рис. 7.16), то в їх складі також можна виділяти і окремо розглядати процеси реалізації операцій використовуваних алгоритмів перетворення даних відповідно до

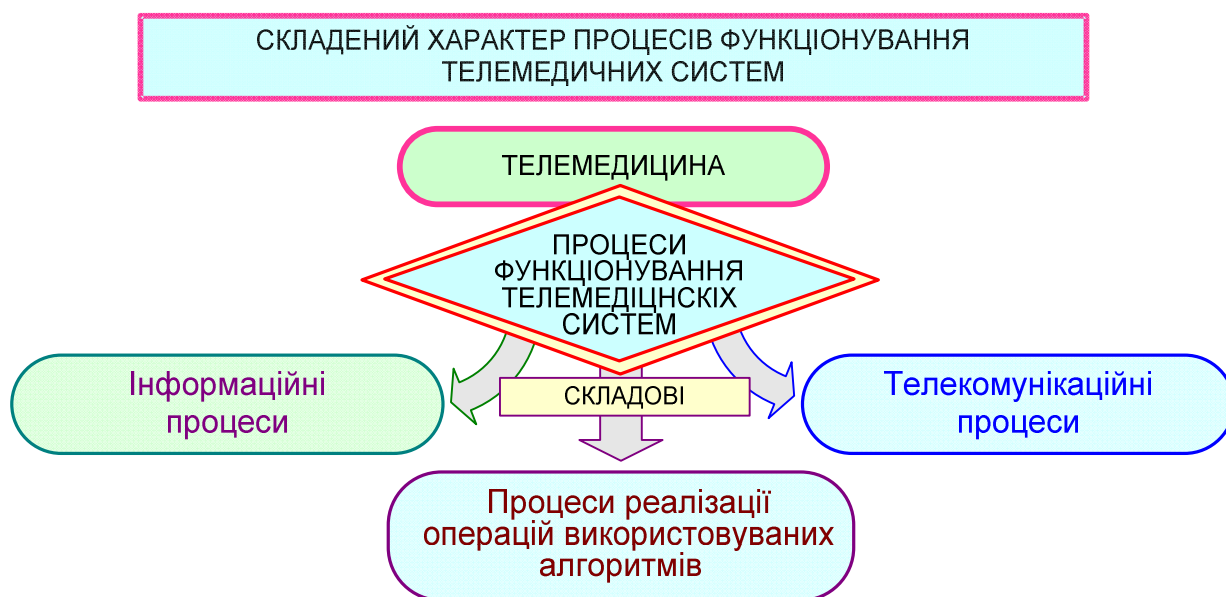


Рис. 7.16. Складений характер процесів функціонування телемедичних систем

змісту вирішуваних завдань (інформаційні процеси), а також процеси чисто телекомунікаційні. На таких зрізах можуть бути побудовані відповідні інформаційні та телекомунікаційні моделі – для того, щоб скласти предмет для самостійних досліджень (або розробок).

В даному контексті складовий характер телемедичних завдань, технологій їх вирішення і процесів функціонування відображає швидше їх структурні особливості, що проявляють себе в організації телемедичних систем, ніж особливості функціональні, що по'язані з оцінкою області застосування таких систем, з сутністю вирішуваних в них питань (хоча і в територіально розподіленому контексті).

## Різновиди типових завдань предметної області телемедицини

Типовими для телемедицини в плані функціональному (рис. 7.17), коли більший інтерес представляє в першу чергу сутність вирішуваних питань при наданні допомоги пацієнтові, є інформаційні завдання (збору і обробки



Рис. 7.17 Різновиди типових завдань телемедицини

даних в територіально розподілених системах з метою підтримки прийняття рішень) і завдання управління (управління силами, засобами і ресурсами, що віддалені один від одного).

В цілому, телемедицина виносить з локальних систем в територіально розподілені практично повну сукупність широко поширених завдань медичної практики, приклади яких наведені на рисунку 7.18.

Це – все ті ж самі завдання роботи з даними, які є традиційними і неминучими в процесах надання медичної допомоги пацієнтам.



**ПРИКЛАДИ ЗАВДАНЬ РОБОТИ З ДАНИМИ, ЩО РОЗВ'ЯЗУЮТЬСЯ  
ТЕЛЕМЕДИЦИНОЮ У ТЕРИТОРІАЛЬНО РОЗПОДІЛЕНИХ СИСТЕМАХ**

|                             |  |                       |  |
|-----------------------------|--|-----------------------|--|
| Збір і систематизація даних | Оцінка структури, параметрів і станів          | Розпізнавання образів | Класифікація об'єктів, явищ і процесів |
| Підтримка прийняття рішень  | формування команд управління силами і засобами | Документування даних  | Зберігання даних                       |
| Компресія даних             | Організація доступу до даних                   | Захист даних          | Обмін даними                           |

Рис. 7.18 Приклади завдань роботи с даними, що розв'язуються телемедициною, у територіально розподілених системах

**Приклади завдань роботи с даними, що розв'язуються телемедициною у територіально розподілених системах**

Тільки в локальних системах такі завдання вирішуються із застосуванням (або без) звичайного програмного забезпечення (програмних додатків) і засобів комунікації ближньої зони (для обміну даними). А в телемедицині, де відстані між учасниками, що вирішують завдання, можуть бути значними, — їх спілкування організовується через засоби телекомунікацій. Використовувані програми стають розподіленими. Умови виконання необхідних дій набувають певних особливостей.

Наведені приклади можуть розглядатися також як наочна демонстрація можливостей і сутності застосування інформаційно-телекомунікаційних технологій в наданні медичної допомоги пацієнтам, з якої випливає, що дані технології в вирішенні медичних завдань значною мірою затребувані і продуктивні. У подібних випадках, при такому широкому спектрі вирішуваних питань надання медичної допомоги навіть «географічне» віддалення джерел інформації, центрів її обробки і споживачів не є принциповою перешкодою для участі віддалених елементів в наданні допомоги — за наявності відповідної розвиненої інфраструктури телекомунікацій. Відповідний вигляд набувають системи предметної області телемедицини.

## Телемедицина на різних етапах надання медичної допомоги пацієнту

У доповнення до питання про спеціалізацію телемедицини в сфері медицини в цілому підтвердимо і зробимо ще більш очевидними застосовність і корисність інформаційно-телекомунікаційних технологій на різних етапах надання медичної допомоги.

Підтвердимо це, розглядаючи повний цикл надання медичної допомоги пацієнту – за усіма типовими діями (операціями). Орієнтовний склад цих операцій відображений на рис. 7.19.

Мета і загальний зміст дій, перелічених згідно з логікою надання допомоги, зміст роботи з даними під час їх виконання впливають з наведених на рисунку найменувань. Спираючись на життєвий досвід, не важко переконатися в тому, що кожне з наведених часткових завдань і відповідні дії для їх вирішення передбачають деяку конкретну в кожному випадку цілеспрямовану роботу з даними. І це вказує на те, що кожне з цих завдань частково або повністю доступне телемедичним технологіям.

Дійсно так. Реалізація будь-якого подібного кроку вимагає певного оперування з даними, – зокрема, як в плані інформатики (тобто роботи з даними за сутності вирішуваного питання, а на різних етапах ця робота буде різною, які і дані як такі), так і, в тому числі, в розрізі телекомунікацій (в плані організації обміну потрібними даними, командами між учасниками спільних дій в територіально розподілених системах, в забезпеченні режиму доступу до інформації та технічних засобів і таке інше).



Рис. 7.19 Загальна структура процесу надання медичної допомоги пацієнту

Таким чином, тут затребувані як інформаційне, так і телекомунікаційне забезпечення процесів надання допомоги пацієнтам, технічна, організаційна, адміністративна підтримка їх організації, інформаційно-телекомунікаційні технології – як інструмент їх здійснення в розподілених системах.

Для кожної такої операції може бути підібраний цілий ряд прикладів практичних ситуацій, в яких застосування інформаційно-телекомунікаційних технологій могло б бути корисним, переважним або навіть необхідним, безальтернативним.

Розглядаючи процеси надання допомоги пацієнту, відзначаємо також, що вона буває необхідною не тільки безпосередньо пацієнтові, але й лікарю – в складних професійних ситуаціях на будь-якому етапі в наведеній послідовності дій. Під діагностики і лікування йому може знадобитися додаткова інформаційна підтримка, порада більш досвідченого в даному питанні фахівця, висновки лікарів суміжних (за клінічним випадком) спеціальностей, результати додаткових функціональних обстежень (ЕКГ, ЕЕГ, рентгенографії, УЗД, МРТ і

т. д.), а також дані про динаміку зміни результатів лабораторних аналізів або інтелектуальна підтримка в прийнятті рішень та ін.

Виконання наведених дій підтримується такими характерними елементами медичних систем, як бази даних пацієнтів, повні електронні історії хвороб, експертні системи діагностики, бази медичних даних довідкового, нормативно характеру, інформаційні системи аптечної служби, матеріально-технічного забезпечення, засоби підготовки і проведення телеконсультацій, інших телемедичних процедур і т. д., що саме по собі переконує в доцільності застосування інформаційно-телекомунікаційних технологій.

Як окремий висновок з розгляду циклу надання медичної допомоги впливає, що все наведені тут технологічні операції можна розглядати також як часткові завдання телемедицини, а представлений рисунок – як ілюстрацію до складу часткових завдань її предметної області.

Всі дії надання медичної допомоги, перераховані на рисунку, як правило, документуються – з різними цілями, тому положення операції 12 в даній послідовності є умовним.

Відображена на малюнку черговість операцій відображає тільки загальну логіку процесу надання допомоги пацієнту, але на далеко не завжди та зовсім не обов'язково його організацію. Остання може змінюватися від випадку до випадку. Змінюватися можуть також склад затребуваних дій, пріоритети, першочерговість їх виконання, можливості розпаралелювання виконуваних операцій в кожній конкретній ситуації, перекриття цих дій в часі - медична практика багатогранна.

Зміст і висновки виконаного аналізу, визначені тут особливості справедливі для різних і практично всіх медичних спеціалізацій телемедицини, що підтверджує наведений нижче перелік розділів телемедицини, що відповідають різним медичним спеціальностям.

## Медичні спеціалізації в телемедицині

В даний час телемедицина розвивається практично за всіма спеціалізаціями медицини (рис. 1.16.). Існують і мають свою специфіку телехірургія, телеендокринологія, телеакушерство, телепульманологія, теледерматологія, телепсихіатрія, біорадіотелеметрія та інші спеціалізації (розділи, сегменти) телемедицини. Їх найменування зазвичай формуються з двох частин, першою з яких є «теле-», а друга розкриває медичну спеціалізацію.



Рис. 7.20. Розділи телемедицини

Проникненню телемедичних технологій в різні спеціалізації медицини сприяє все більше і більше їх насичення технічними засобами, зростання ролі опосередкованого, приладового контакту з організмом пацієнта, зростання питомої ваги роботи з сигналами і віртуальними образами досліджуваних об'єктів. Для такої роботи не є проблемою перехід з локального контексту вирішення завдання в контекст територіально розподілених, відповідний перехід від систем медицини локальних до територіально-розподілених телемедичних систем.

## Механізми організації процесів функціонування в телемедичних системах

Питання про принцип організації територіально розподілених процесів при функціонуванні телемедичних систем є ключовим в розумінні телемедицини. Як зазначалося, будь-яку телемедичну систему утворює (рис. 7.21) комплекс територіально розподілених сил, засобів і ресурсів.

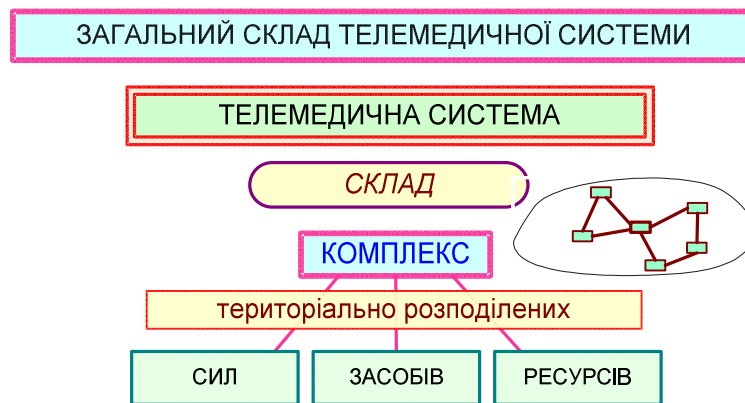


Рис. 7.21. Загальний склад телемедичної системи

В такому разі поставлене запитання – це питання про те, яким же чином вдається зібрати воєдино територіально розрізнені сили, засоби та ресурси і привести їх в узгоджене дію в цілеспрямованому процесі вирішення деякого завдання в інтересах конкретного пацієнта. Для синтезу територіально розподіленого процесу (рис. 7.22) потрібна, перш за все, система управління з наявністю територіально розподілених виконавчих елементів. Кожен окремий елемент, який бере участь в роботі, повинен взяти на себе певні дії із загального бажаного алгоритму спільної роботи і для цього в такому елементі повинні бути передбачені відповідні засоби. Необхідний також налагоджений обмін відомостями, що обробляються, проміжними і кінцевими результатами обробки даних, а також командами, які підлягають виконанню. Вирішення всього цього комплексу питань якраз і передбачено в інформаційно-телекомунікаційних

технологіях, як розглядалося, таке їхнє призначення – робота с даними як такими та обмін ними.

### Різновиди даних в телемедицині

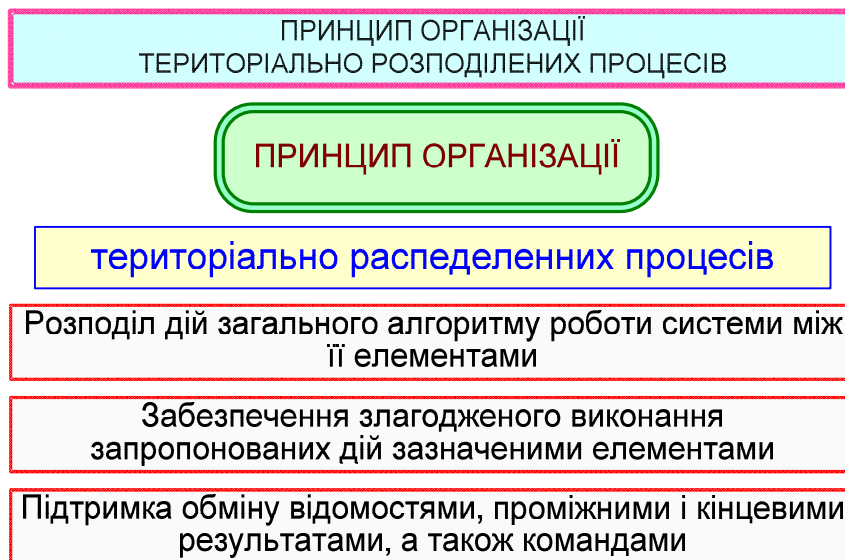


Рис. 7.22. Принцип організації територіально розподілених процесів

Під час розгляду поставлених питань звернемо спочатку увагу на той факт, що для передачі даних від одного віддаленого елемента до іншого по ходу розвитку територіально розподілених процесів у багатьох випадках не настільки важливо, яку роль відіграють ці дані у споживача, – чи будуть це відомості просто описового характеру або це будуть коди команд, які підлягають виконанню пристроями чи комп’ютерними програмами. На сигнальному рівні вимоги до подання як тих, так і інших взагалі можуть збігатися і кодування навіть здійснюватися з використанням однієї і тієї ж таблиці.

Тому під час розгляду питань телемедицини під даними можливо буде розуміти (рис. 7.23) як «відомості», якими можуть

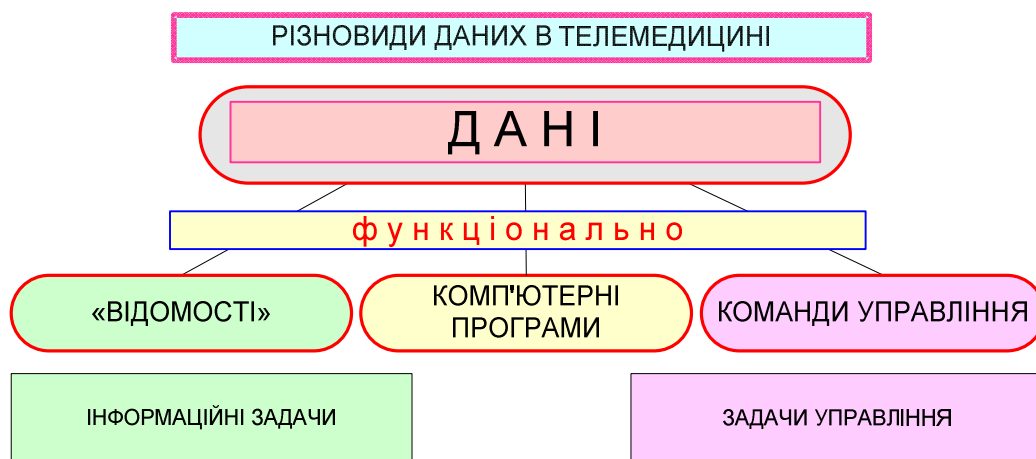


Рис. 7.23. Різновиди даних в телемедицині

обмінюватися елементи територіально розподілених систем, так і команди управління або навіть цілі комп'ютерні програми.

Таким чином, самі дані, що передаються, можуть в явному вигляді нести функцію управління, що як раз і важливо в забезпеченні розповсюдження процесів функціонування в територіально розподілених системах. У той же час, навіть виступаючи виключно в ролі відомостей, дані можуть впливати рано чи пізно на прийняття рішень в необхідному напрямку (неявний прояв керуючої функції даних). Крім того, навіть у разі чисто інформаційного завдання в даних-відомостях може бути прихована функція управління, наприклад, у вигляді можливої очікуваної реакції.

Дані можуть використовуватися в кільці управління засобами спостереження, вимірювань, що застосовуються для отримання цих самих даних (для позиціонування і орієнтації їх рухомих елементів в складі комплексів, для виконання поточних оперативних підстроювань апаратно-програмних засобів, зміни режимів їх роботи, включення, виключення і тому подібне).

Корисність наведеного розуміння терміну «дані» в телемедицині простежується також і в розгляді розподілених програм, розподілених баз даних і т. п.



## Типова базова модель комунікації елементів територіально розподілених систем

В цілому, як зазначалося, завдання телемедицини можна умовно поділити на чисто інформаційні завдання і завдання управління. У першому випадку головну цінність має отримання фактичного матеріалу. У другому – це не є самоціллю, дані використовуються в контурі управління під час формування керуючих впливів.

В такому разі перше завдання стає складовою частиною другого, причому може виникнути проблема забезпечення реального темпу часу спільного вирішення питань спостережень і управління ними. В цілому, телемедицини притаманно багато самих різноманітних даних за їх змістом, формам подання та іншими характеристиками.

Повертаючись до розгляду принципу організації територіально розподілених процесів, властивих телемедицині, відзначаємо, що завдяки різному можливому функціональному навантаженню переданих даних навіть при використанні однієї і тієї ж базової моделі комунікацій, наприклад, клієнт-сервер (рис. 7.24), можуть виникнути

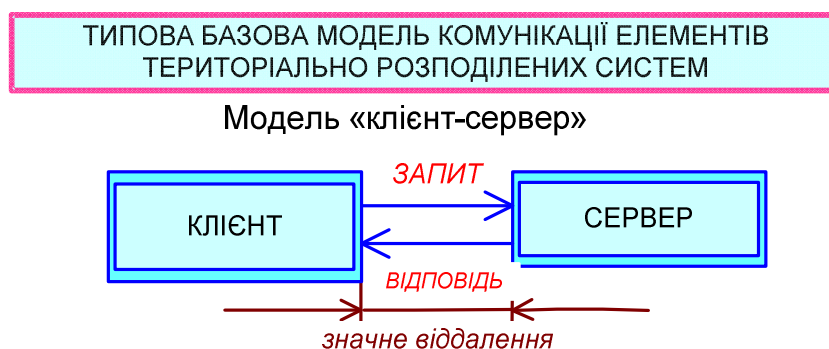


Рис. 7.24. Типова базова модель комунікації елементів територіально розподілених систем

різні варіанти комунікації, які відмінні один від одного за своїм функціям. Працюючи в рамках такої моделі, можна організувати (рис. 7.25) просто відправку даних з поверненням квитанції про їх отримання (1). Можливий запит певних даних у віддаленого джерела з отриманням у відповідь необхідних відомостей (2). Зовнішньому до локальної системі елементу можна направити команду на виконання деякого дії з необхідними для цього вихідними даними (3) і т. д.

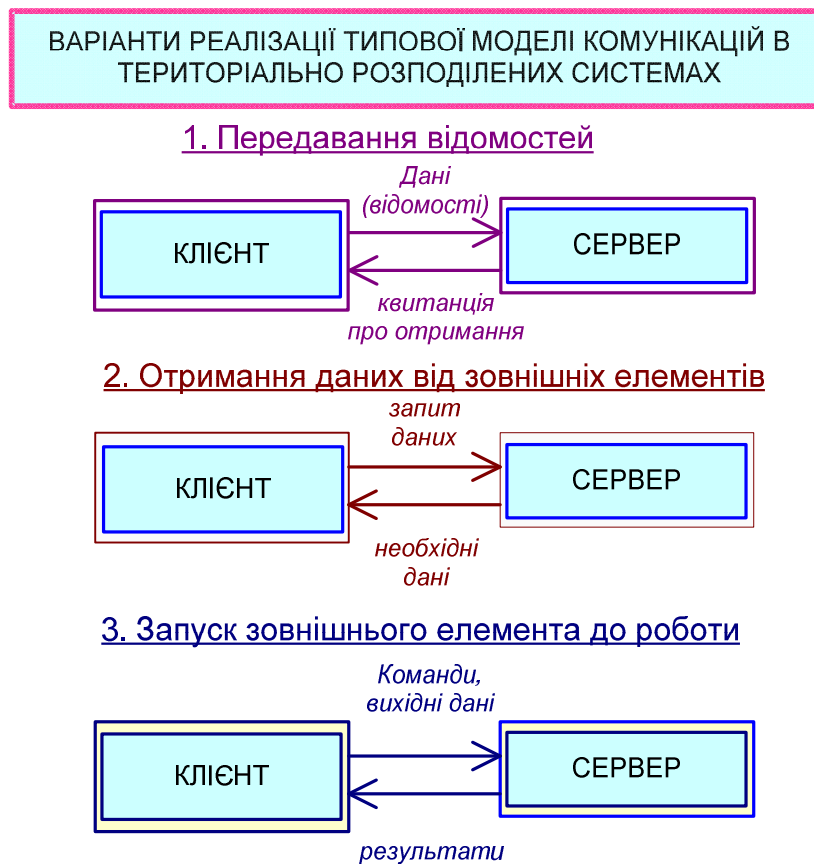


Рис. 7.25. Варіанти реалізації типової моделі комунікацій в територіально розподілених системах

Таким чином, завдяки різноманітності допустимих і ретельно відпрацьованих на практиці сервісів телекомунікацій інформаційно-телекомунікаційні технології набувають широкі функціональні можливості для

забезпечення різнобічної роботи з даними і підтримки різного роду взаємодій в територіально розподілених мережах медичних базових робочих станцій.

### **Функціональні можливості інформаційно-телекомунікаційних технологій**

Ілюстрацію таких можливостей дає рис. 7.26.

При розгляді функціональних можливостей інформаційно-телекомунікаційних технологій в першу чергу відзначаються можливості виробляти нові інформаційні продукти, забезпечувати отримання нових знань, систематизувати дані, нарощувати інформаційні ресурси, забезпечувати задоволення інформаційних потреб в ході надання допомоги. Сюди ж примикають питання управління силами і засобами, які беруть участь в роботі з даними.

технологій не можна не помітити, що такі технології здатні приводити в дію також і неспецифічні для інформатики та телекомунікацій сили, засоби та ресурси. Наприклад, запускати адміністративні, організаційні механізми для вирішення питань доставки пацієнта до місця надання допомоги, підключати необхідні для цього технічні засоби транспортних систем або викликати попереджувальні процеси підготовки складних медичних маніпуляцій або ініціювати процеси матеріального забезпечення пацієнтів в госпітальних умовах і т. д.

Це – не робота з даними, це – процеси за своєю природою зовсім іншого роду, однак і вони можуть запускатися, підтримуватися, координуватися із застосуванням зазначених технологій для управління різнорідними процесами, пов'язаними з наданням медичної допомоги. З урахуванням цієї обставини проникнення в медицину інформаційно-телекомунікаційних технологій виглядає ще більш вагомим.

В цілому, інформаційно-телекомунікаційні технології, представлені відповідними призначеними для користувача сервісами, підтримують

залучення найрізноманітніших і різнорідних сил, засобів та ресурсів (рис 7.27) в територіально розподілені процеси надання медичної допомоги



Рис. 7.27. Можливості інформаційно-телекомунікаційних технологій пацієнтам

### Різновиди сил, засобів і ресурсів територіально розподілених систем



Рис. 7.28 Різновиди сил, засобів і ресурсів територіально розподілених систем

## Можлива допомога в територіально розподілених системах

Завдяки цьому в телемедицині системах при вирішенні різних завдань медичної практики можна розраховувати на найрізноманітнішу допомогу (рис. 7.29).

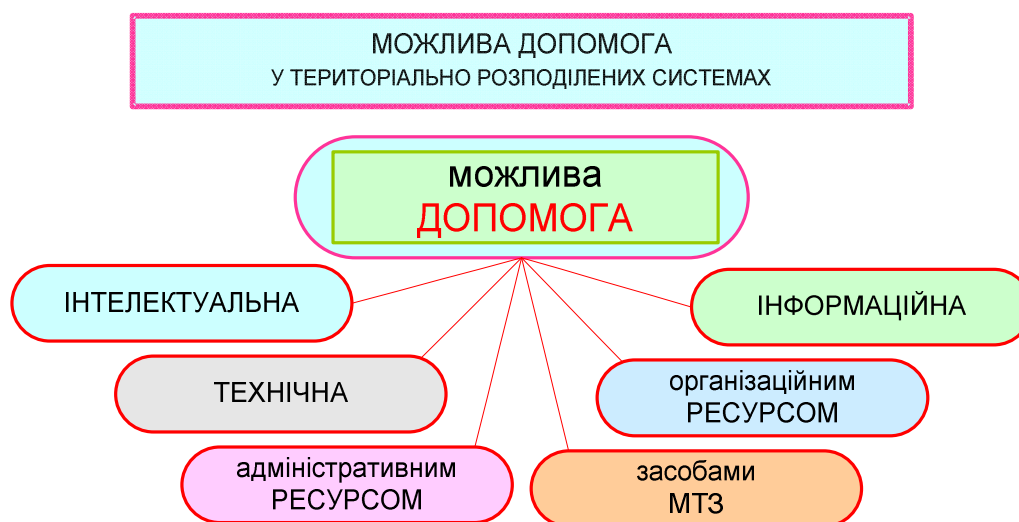


Рис. 7.29 Можлива допомога в територіально розподілених системах

Приклад інформаційної підтримки дають надання інформації зовнішніми базами даних в розподілених системах. Під технічною підтримкою розуміється залучення ззовні апаратних і програмних засобів (обчислювальних потужностей, пам'яті, алгоритмів обробки даних). Інтелектуальна допомога передбачає залучення до вирішення завдання щодо надання допомоги пацієнтові додаткових фахівців або експертних систем, що знаходяться на значних відстанях від місця його вирішення, що має місце, наприклад, при телеконсультації.

### Телемедицина як один з розділів телематики в сфері медицини

Поняття телемедицини, сформований вище, було побудовано на основі того факту, що телемедицина знаходить свій опорний, базовий сегмент в сфері



## Склад сил, засобів і ресурсів в системах телематики

Орієнтовний склад сил, засобів і ресурсів, що традиційно мається на увазі при розгляді телематики як виду діяльності, а також при характеристиці послуг, які надаються нею, і аналізі систем, створюваних у різних предметних областях, відображений нижче (рис. 7.31).



Рис. 7.31. Склад сил, засобів і ресурсів в системах телематики

Таким чином, виникнення телемедицини можна розглядати як результат проникнення засобів і методів телематики в медицину. Термін), що в зв'язку з цим з'явився, а саме, «медична телематика» (частина телематики, дія якої розповсюдження окреслено межами медичної сфери), за своїм змістом ширше, ніж поняття «телемедицина», і має певні складові частини.

## РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА

1. Абакумов В.Г. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг/ В.Г. Абакумов, О. І. Рибін, Й. Сватош. — Київ: Нора-принт, 2003. — 426 с.
2. Медицинские приборы: Разработка и применение. Ред. Джон Г. Вебстер. — К.: Медторг, 2004. — 620 с.
3. Новые методы электрокардиографии / [под ред. С. В. Грачева, Г. Г. Иванова, А. Л. Сыркина]. — М.: Техносфера, 2007. — 552 с.
4. Іванушкіна Н.Г. Технології високого розрізнення в електрокардіографії: навч. посіб. / Н.Г. Іванушкіна, В.О. Фесечко. — К.: НТУУ "КПІ", 2007. — 116 с.
5. Руководство по кардиологии / [под ред. В. Н. Коваленко]. — К.: Морион, 2008. — 1404 с.
6. Зайченко К.В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов / К. В. Зайченко, О. О. Жаринов, А. Н. Кулин. — СПб.: РИО ГУАП, 2001. — 140 с.
7. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход/ Р. М. Рангайян; пер. с англ. под ред. А. П. Немирко. — М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. — 440 с.
8. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. пособие для вузов/А. Т. Барановский, А. Н. Калиниченко, Л. А. Манило и др.; Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. — М.: Радио и связь, 1993. — 248 с.
9. Габриэль Хан М. Быстрый анализ ЭКГ. — М.: Бином, 2000. — 286 с.
10. Хаутон Э.Р., Грей Д. Расшифровка ЭКГ. Практическое руководство. Пер. с англ. — М.: Медицина, 2001. — 284 с.
11. Агаханян Т.М., Никитаев В.Г. Электронные устройства в медицинских приборах. Учебное пособие. — М.: Бином, 2005. — 510с.
12. Илясов Л.В. Биомедицинская измерительная техника. Учебное пособие для вузов. — М.: Высшая школа, 2007. — 342с.
13. Український доплерівський клуб [Електронний ресурс]/ Режим доступу: <http://www.ultrasound.net.ua>



14. Андреас Мюллер, Сара Гвидо. Введение в машинное обучение с помощью Python, 2017, 393 стр.
15. Duda R. O. Pattern Classification / R. O. Duda, P. E. Hart, D. G. Stork. — Wiley, 2001. — 654 p.
16. Marques de Sá J. P. Pattern recognition: concepts, methods, and applications / Marques de Sá J. P. — Springer, 2001. — 318 p.
17. P. Kim. MATLAB Deep Learning: With Machine Learning, Neural Networks and Artificial Intelligence. Apress. 151 p.
18. M. Swamynathan, Mastering Machine Learning with Python in Six Steps, DOI 10.1007/978-1-4842-2866-1
19. M. Paluszek and S. Thomas, MATLAB Machine Learning, DOI 10.1007/978-1-4842-2250-8
20. T. Hastie et al., The Elements of Statistical Learning, Second Edition, Springer Science+Business Media, 2009, 745 p.
21. David G. Kleinbaum, Mitchel Klein. Logistic Regression. Springer Science+Business Media, 2010, 702 p.
22. Nikhil Ketkar. Deep Learning with Python: A Hands-on Introduction. Apress, 2017, 226 p.
23. Aurélien Géron. Hands-On Machine Learning with ScikitLearn and TensorFlow. O'Reilly Media, 2017, 751 p.
24. Аллен Б.Дауни. Think DSP. Цифровая обработка сигналов на Python, 2017, 160 стр.