

## АНОТАЦІЯ

Баліхін В.В. Імітаційна модель сфігмографічного сигналу для систем діагностики периферійного кровообігу. – Рукопис. Кваліфікаційна робота магістра, Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019.

Роботу присвячено питанням розроблення імітаційної моделі сфігмографічних сигналів для задачі тестування програмного забезпечення систем діагностики периферійного кровообігу. Розглянуто природу сфігмографічних сигналів, їхні параметри, та сформульовано вимоги до імітаційної моделі. Розроблено імітаційну модель у вигляді вектора значень сигналу в межах періоду з періодичним його повторенням та у вигляді суміші зниклих синусоїд.

Ключові слова: сфігмографічний сигнал, діагностика, система кровообігу.

## ABSTRACT

Balikhin V.V. Simulation model of sphygmographic signal for systems of peripheral circulation diagnostic. – Manuscript. Master's qualifying work, Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopil, 2019.

The work is devoted to the development of a simulation model of sphygmographic signals for the task of testing the software of systems of diagnostics of peripheral circulation. The nature of sphygmographic signals, their parameters, and requirements for the simulation model are considered. A simulation model is developed as a vector of signal values within a period with its periodic repetition and as a mixture of stagnant sinusoids.

Key words: sphygmographic signal, diagnostics, circulatory system.

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ПОЗНАЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач;

БО – біооб'єкт;

ЕКС – електрокардіосигнал;

ЕТСС – енергетична теорія стохастичних сигналів;

ІВС – інформаційно-вимірювальна система;

ІЧ – інфрачервоні промені;

МК – мікроконтролер;

ПК – персональний комп'ютер;

СД – світло діод;

СКП – стохастичний коливний процес;

ССС – серцево-судинна система;

ФВП – фотоплетизмографічний вимірювальний перетворювач;

ФПГ – фотоплетизмограма;

ЧСС – частота серцевих скорочень;

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. ЗАДАЧА ДІАГНОСТИКИ ЗА СФІГМОГРАФІЧНИМ СИГНАЛОМ.....	11
1.1 Природа та особливості породження сфінгографічного сигналу.....	11
1.2 Методика проведення сфінгографічного дослідження.....	12
1.3 Структура сфінгограми в нормі.....	14
1.4 Типи сфінгограм в нормі і при порушеннях.....	20
1.5 Непрямі способи відбору сфінгографічних сигналів.....	23
1.6 Висновки до розділу 1.....	27
РОЗДІЛ 2. СПОСОБИ ОТРИМАННЯ СФІГМОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ.....	28
2.1 Апаратні методи одержання сигналів пульсової хвилі.....	28
2.2 Технічні особливості роботи пульсоксиметрів.....	29
2.3 Математичне моделювання сфінгографічних сигналів.....	33
2.4 Висновки до розділу 2.....	38
РОЗДІЛ 3. ВІДБІР СФІГМОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ.....	39
3.1 Оптичні чутливі елементи.....	39
3.2 Відомі схемотехнічні рішення.....	41
3.3 Висновки до розділу 3.....	43
РОЗДІЛ 4. КОМП'ЮТЕРНЕ ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ СФІГМОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ.....	44
4.1 Імітаційне моделювання сигналу пульсової хвилі.....	44
4.2 Імітаційна модель у вигляді вектора значень сфінгографічного сигналу.....	45
4.3 Імітаційна модель сфінгографічного сигналу у вигляді суміші зникних синусоїд.....	50
4.4 Висновки до розділу 4.....	51
РОЗДІЛ 5. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	53
5.1 Методика проведення медико-біологічних досліджень.....	53
5.2 Обґрунтування вибору УДК напряму наукового дослідження.....	55

РОЗДІЛ 6. ОБГРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ.....	58
6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи.....	58
6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	59
6.3. Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи.....	65
6.4 Висновки до розділу 6.....	69
РОЗДІЛ 7. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	70
7.1 Охорона праці.....	70
7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	71
РОЗДІЛ 8. ЕКОЛОГІЯ.....	80
8.1 Актуальність екологічних проблем.....	80
8.2 Шкідливий вплив на довкілля при виготовленні сфигмометра.....	82
8.3 Заходи по охороні навколишнього середовища при промислових процесах виготовлення даного сфигмометра.....	83
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	85
Бібліографія.....	86
ДОДАТКИ	

## ВСТУП

Актуальність теми. За даними ВООЗ (2017 р.) у всьому світі смертність від серцево-судинних захворювань займає перше місце (30% від усіх захворювань), за даними World Health Statistics (2017 р.) - 9,7% захворювань судин, 12,2% захворювань серця. Для розв'язання задач визначення параметрів судин і способів оцінювання їх застосовують сфінгографічні системи, які базуються на опрацюванні сигналів пульсової хвилі (сфінгографічного сигналу). Важливим є питання оцінювання методів опрацювання сфінгографічних сигналів для визначення точності отриманих результатів опрацювання.

Для тестування методів опрацювання, оцінювання достовірності результатів опрацювання сфінгографічного сигналу цими методами і, відповідно, алгоритмів та програмного забезпечення сфінгографічних діагностичних систем, необхідно розробити імітаційну модель такого сигналу, яка б враховувала у своїй структурі основні параметри медичної норми та патології стану серцево-судинної системи.

Під сфінгографією розуміють метод дослідження гемодинаміки і діагностики деяких форм патології серцево-судинної системи, який базується на графічній реєстрації пульсових коливань стінки кровоносної судини [1,2]. Інформативними при цьому є амплітуди характерних точок сфінгографічного сигналу, часові тривалості окремих півхвиль сигналу, періодні зміни. Саме ці параметри повинна враховувати у своїй структурі імітаційна модель сфінгографічних сигналів.

Відповідно, актуальним є розроблення імітаційної моделі сфінгографічних сигналів для задачі тестування сфінгографічних систем.

Мета і задачі дослідження. Метою роботи є розроблення імітаційної моделі сфінгографічних сигналів.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати наступні задачі:

- провести аналіз відомих фізичної природи сфігмографічних сигналів та способів прояву у їхній структурі ознак порушень у роботі системи периферійного кровообігу;
- проаналізувати способи математичного опису сфігмографічних сигналів з метою застосування їх до побудови імітаційної моделі;
- розглянути особливості та методику відбору сфігмографічних сигналів для врахування їхнього впливу в імітаційній моделі;
- провести комп'ютерне імітаційне моделювання сфігмографічного сигналу.

Об'єкт дослідження: процес імітаційного моделювання сфігмографічного сигналу.

Предмет дослідження: Імітаційна модель сфігмографічного сигналу.

Методи дослідження. побудовано на основі теорії стаціонарних випадкових процесів з використанням спектрально-кореляційних методів та на основі енергетичної теорії стохастичних сигналів.

Наукова новизна одержаних результатів. Розроблено імітаційну модель сфігмографічного сигналу, яка враховує у своїй структурі ознаки норми та патології системи периферійного кровообігу.

Практичне значення одержаних результатів. Одержані результати можуть бути використані для задач тестування систем діагностики периферійного кровообігу.

Публікації. Викладені в роботі результати доповідалися і обговорювалися на VII науково-технічній конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Інформаційні моделі, системи та технології».

## РОЗДІЛ 1

## ЗАДАЧА ДІАГНОСТИКИ ЗА СФІГМОГРАФІЧНИМ СИГНАЛОМ

## 1.1 Природа та особливості породження сфівмографічного сигналу

Протягом багатьох років оцінці об'єктивного стану пацієнта велику перевагу надавали пальпації периферичного пульсу, що була предметом постійного вдосконалення. Поняття «пульс» (сфівмос) було введено в медицину Гіппократом, який описував різновиди форм пульсової хвилі.

Порівняльний аналіз форми пульсової хвилі, яку знімали механічно або за допомогою електросфівмографа, довів, що одержані результати в основному однакові. Отже, закономірності, які стосуються змін конфігурації сфівмограми, відомі з класичних підручників із кардіології, багато в чому зберігають значення і в теперішній час, що полегшує задачу подальших досліджень в цьому напрямку.

Від того часу, як ввели у практику дослідження внутрішньо серцевої гемодинаміки кривавих методів, усі думали що сфівмографія поступиться і занепаде. Проте з'ясувалося, що ці методи зовсім не конкурують а лише доповнюють один одного. Коли почали вивчати внутрішньо серцеву гемодинаміку, зрозуміли, що сфівмографія по точності нічим не гірша від дослідження кривавих методів, та має багато переваг, одною з них є те, що вона більш зручна для застосування біля ліжка пацієнта і виключає ризик.

Введення в клініку нових інструментальних методів дослідження серцево-судинної системи на основі радіоелектронної техніки значно розширило діагностичні можливості сфівмографії, яка в поєднанні з іншими графічними методами дослідження гемодинаміки полегшила роботу лікарю при вирішенні складних запитань теперішньої кардіології.



## 1.2 Методика проведення сфігмографічного дослідження

Великим досягненням в області сфігмографічного способу стало винайдена сегментарна капсула, це дало можливість замінити реєструючу пульсову хвилю пучком світла, що призвело до покращення запису пульсової хвилі завдяки тому, що було вдосконалено недоліки, зокрема які стосувалися тертя та інерційності механічного сфігмографа. Ця капсула також дала можливість створити прилад пневматичного запису пульсу, та реєструвати одночасно з багатьох артерій реєстрограму пульсових хвиль. Завдяки дослідженням Н. Н. Савицького збільшилася і амплітуда пульсової кривої. Принцип оптичної реєстрації пульсу заложено в основу конструкції механокардіографа МКГ-01.

Для реєстрації пульсової хвилі використовують сфігмограф типу СГ2-01. Запис такої реєстрограми відбирається під заданим тиском в пневматичному манжеті (близько 30 мм.рт.ст.).

Позитивною стороною нових електросфігмографів є те, що механічні зміни артеріальної стінки із допомогою різних видів датчиків переходять в електричні сигнали. Проте, недоліком є те що, нові прилади потрібно перевіряти, щоб відібрати потрібні результати для правильного висновку.

Метод артеріальної п'єзографії полягає у перетворюванні пульсових хвиль артеріального пульсу у електричний сигнал із його посиленням реєструючи його із використанням п'єзоелементів. Зображення форми пульсової кривої артерії наведено (рис. 1.1) за характером воно практично не відрізняється від сфігмограми променевої артерії. П'єзографічний метод запису пульсової хвилі не потребує складних технічних операцій і використання його біля ліжка пацієнта легко здійснюється в різних умовах.

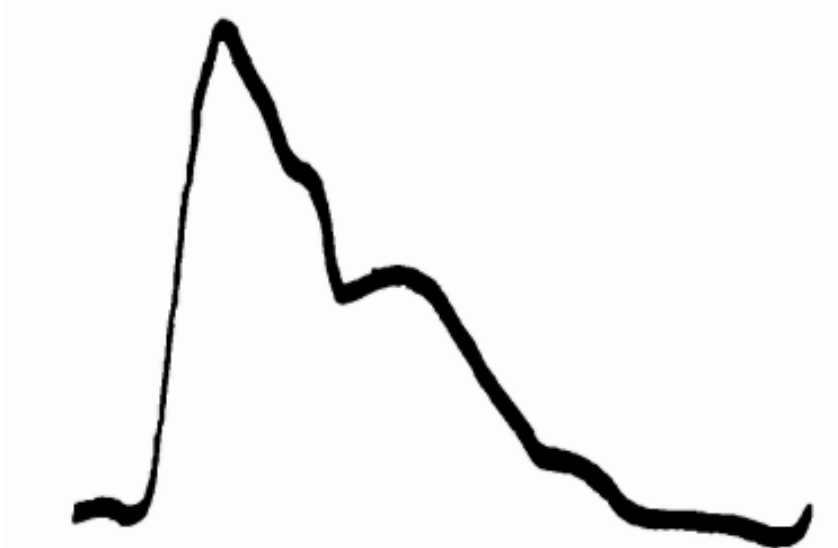


Рис. 1.1 П'єзограма променевої артерії

П'єзодатчики в даний момент широко використовуються при визначенні швидкості поширення пульсової кривої. Каротидна п'єзограма є невід'ємною частиною паралельного полікардіографічного дослідження, що дає можливість визначати фазову структуру серцевого ритму. З розробкою п'єзографічного методу дослідження в кардіології за часом збіглося вивчення, що тісно пов'язано з прогресом хірургії на серці та магістральних судинах. Практично одночасно проводилося дослідження внутрішньосерцевої гемодинаміки у кардіології із ростом методів у хірургії на серці і магістральних судинах.

Узагальнення уявлень про закономірності, які відповідають пульсовим коливанням, знаходиться в тісній залежності від удосконалення сфігмографії і використання в комплексі з іншими методами дослідження серцево-судинної системи. Особливу увагу сконцентовано використанню методу зняття диференціальних хвиль, що в теперішній час набуло значного застосування не лише при сфігмографії, але й при других графічних методах дослідження серцево-судинної системи (електрокардіографія, реографія, балістокардіографія при реєстрації кривих швидкості та прискорення).

Перспективи для застосування диференціальних хвиль виникли у зв'язку із прогресивною розробкою методу математичного диференціювання. Особливе зацікавлення для лікаря диференціальні криві мають тому, що з їх

використанням уможливилось знаходити швидкість розвитку гемодинамічних реакцій.

Для зняття диференціальної кривої користуються пневматичним манжетою, який накладають на досліджувану частину артерії, а також диференціальним манометром. Запропонований метод дослідження найменували тахосцілографічним і був для початку використовувався для зняття параметрів артеріального тиску. З часом до реєстрації диференціальних хвиль стали вдаватися не лише при сфігмографії, але й при інших клініко-інструментальних дослідженнях.

### 1.3 Структура сфігмограми в нормі

У клініці є два види пульсу периферичний і центральний. До першого пульсові коливання, що виникають на артеріях кінцівок, а до другого - відносять аортограму, пульс підключичної і сонної артерій. При дослідженні центрального пульсу важлива роль належить каротидограмі, яка по характеру нагадує сфігмограму аорти. При огляді пацієнтів із розширенням аорти, при встановленні діагнозу між аневризмою аорти і раковими утвореннями та при других хворобах аортограма може викликати значне зацікавлення.

Для визначення фаз серцевого ритму доцільно досліджувати хвилі центрального пульсу із одержанням точного уявлення про час відкриття і закриття полу місячного клапана орти

У нормі кожен серцевий цикл, який одержує відображення на сфігмограмі, складається з двох періодів (рис. 1.2). Перший з них являє зазвичай лінію, яка круто піднімається вгору, і відомий під назвою анакrotи. Остання на вершині головної хвилі переходить в катакrotу - косу лінію, що спрямована вниз до основи наступного пульсового підйому. На Катакrotі розрізняють залишкову, або пізню, систолічну хвилю (б), інцизуру (в) і дикротичну хвилю (г).

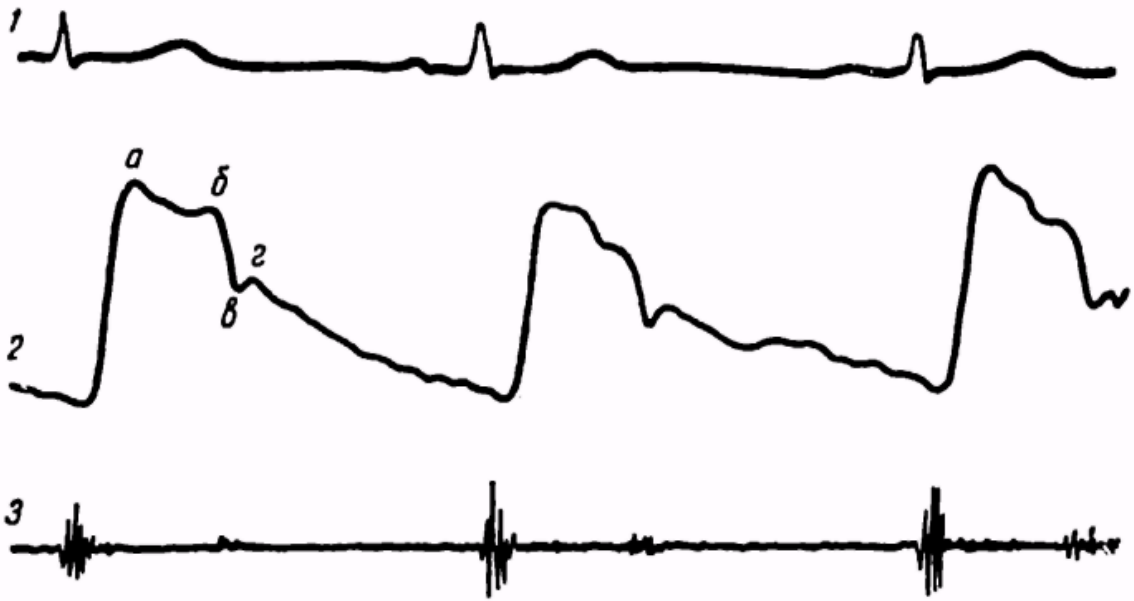


Рис. 1.2 Електрокардіограма (1), сфігмограма сонної артерії (2) та фонокардіограма (3) в нормі: а) – ударна хвиля, б) – пізня систолічна хвиля, в) – інцизура, г) – дикротична хвиля

Анакрота відображає підвищення тиску у великих артеріях в момент систолічного викиду слідом за відкриттям півмісячних клапанів аорти. На фонокардіограмі це співпадає з великими вібраціями I тону. До систоли відноситься період кривої від початку підйому анакроти до інцизури, що передуює появі дикротичного зубця. Це майже точно відповідає тривалості фази вигнання.

Катакроту відображає той період серцевого циклу, коли клапани аорти виявляються закритими і шлуночки серця переходять в стан діастолі. Тривалість періоду діастолі на сфігмограмі отримує відображення в довжині відрізка катакроти від переддикротичної інцизури до початку підйому анакроти наступного пульсового удару. Якщо характер анакроти визначається швидкістю скорочення серця, то поява дикротичної хвилі в основному залежить від тону стінки досліджуваної артерії і швидкості відтоку крові на периферії.

Одним із потрібних напрямків в розвитку сучасної сфігмографії є дослідження диференціальної хвилі. Тоді як каротидна п'езограма зображає

коливання артеріального тиску напротязі серцевого циклу, перша похідна дає уявлення про швидкість, з якою ці зміни розвиваються.

На рис. 1.3 представлена п'єзограма сонної артерії (1, 2) здорової людини. А - анакрота, В- В1-систоличний плато, С - діастолічна хвиля. Хвиля А на першій похідній каротидограмми відображає фазу вигнання і таким чином може характеризувати стан скорочення міокарда. Хвилі Б і С, з яких перша спрямована вниз, а друга вгору, відповідають систолічному плато каротидограмми.

Хвилі D і E співпадають із дикротичною хвилею. Поява негативної хвилі D на диференціальній кривій збігається із переддикротичною інцизурою сфігмограми сонної артерії. Реєстрації першої похідної кривої сонної артерії дозволяє одержати більш розширене уявлення про час періоду вигнання.

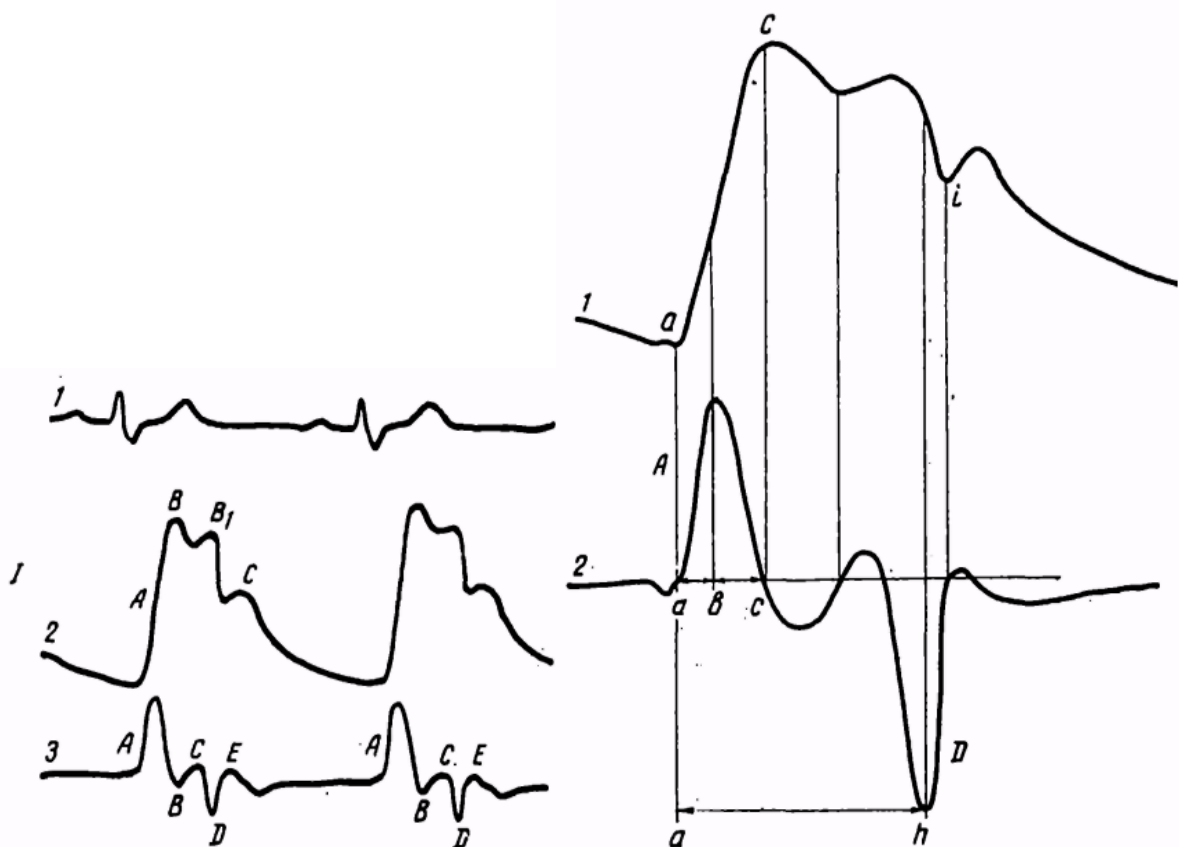


Рис. 1.3. I – електрокардіограма (1), п'єзограма сонної артерії (2) і її перша похідна (3) (А - анакрота); II – схематичне зображення часових співвідношень нормальної каротидограмми (1) і першої похідної (2)

Форма пульсової хвилі на променевої артерії у нормі різниться від каротидограми меншою амплітудою і більш низьким розташуванням вторинних судинних хвиль на катакроті і також дикротичної хвилі.

На рис. 1.4 наведена сфігмограма нормальної форми променевої і пальцевої артерій у двох її варіантах - прямому (а) і об'ємному (б). Об'ємна сфігмограма зображає в цілому зміни обсягу судини, які викликані надходженням і перерозподілом в судинній системі систолічного об'єму крові. Незважаючи на те, що пульсові хвилі, записані в умовах прямої і об'ємної сфігмограми, порівняно мало відрізняються одна від одної, запис об'ємної сфігмограми набуває певного значення при огляді пацієнтів із облітеруючим захворюванням нижніх кінцівок при оцінці стану колатерального кровообігу.

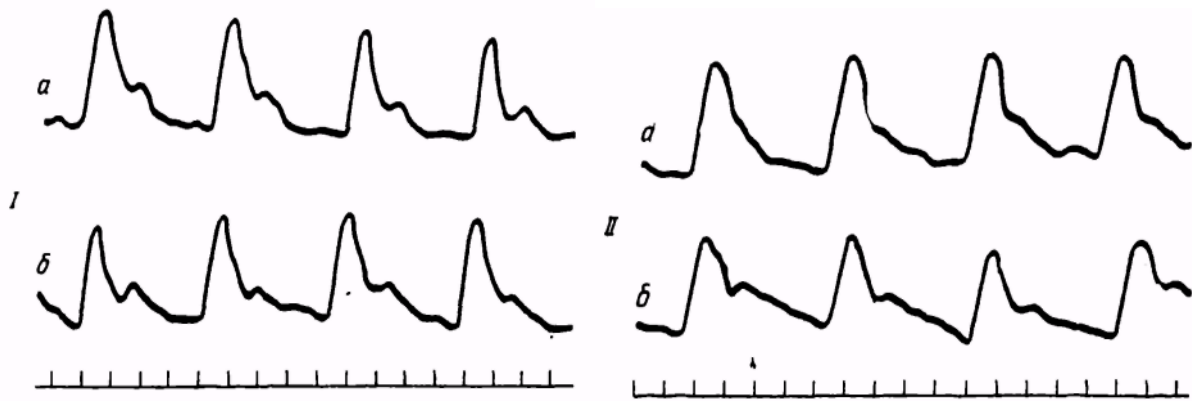


Рис. 1.4. криві пульсу променевої (I) і пальцевої (II) артерій в нормі: а) – пряма; б) – об'ємна електросфігмограма

Спроби клінічної оцінки форми сфігмограми променевої артерії робилися давно. Однак відсутність єдиного підходу до обчислення і позначення окремих елементів форми пульсової кривої сфігмограми позбавляє можливості дати результатами цих досліджень порівняльну оцінку.

В останні десятиліття у зв'язку із введенням в практику електронних графічних методів дослідження гемодинаміки виникла необхідність перегляду питання про аналіз форми периферичного пульсу. В. А. Зарубін для обчислення часових показників сфігмографічної хвилі променевої артерії запропонував

наступні позначення окремих елементів пульсової кривої (рис. 1.5): АБ – час підйому анакрати, БВ – ділянку Катакrotу від вершини головного серцевого зубця до початку дикротичної хвилі, ГД – інтервал між вершиною дикротичної хвилі і початком наступного серцевого циклу.

Інтервал АВ умовно відноситься до систолічного, а ВД – до діастолічного періоду серцевого скорочення. Анакrotичний підйом характеризує швидкість та енергію серцевого скорочення лівого шлуночка із врахуванням ролі, яка належить при цьому фактору периферичного опору. Відрізок ГД відноситься до діастолічного періоду діяльності лівого шлуночка серця.

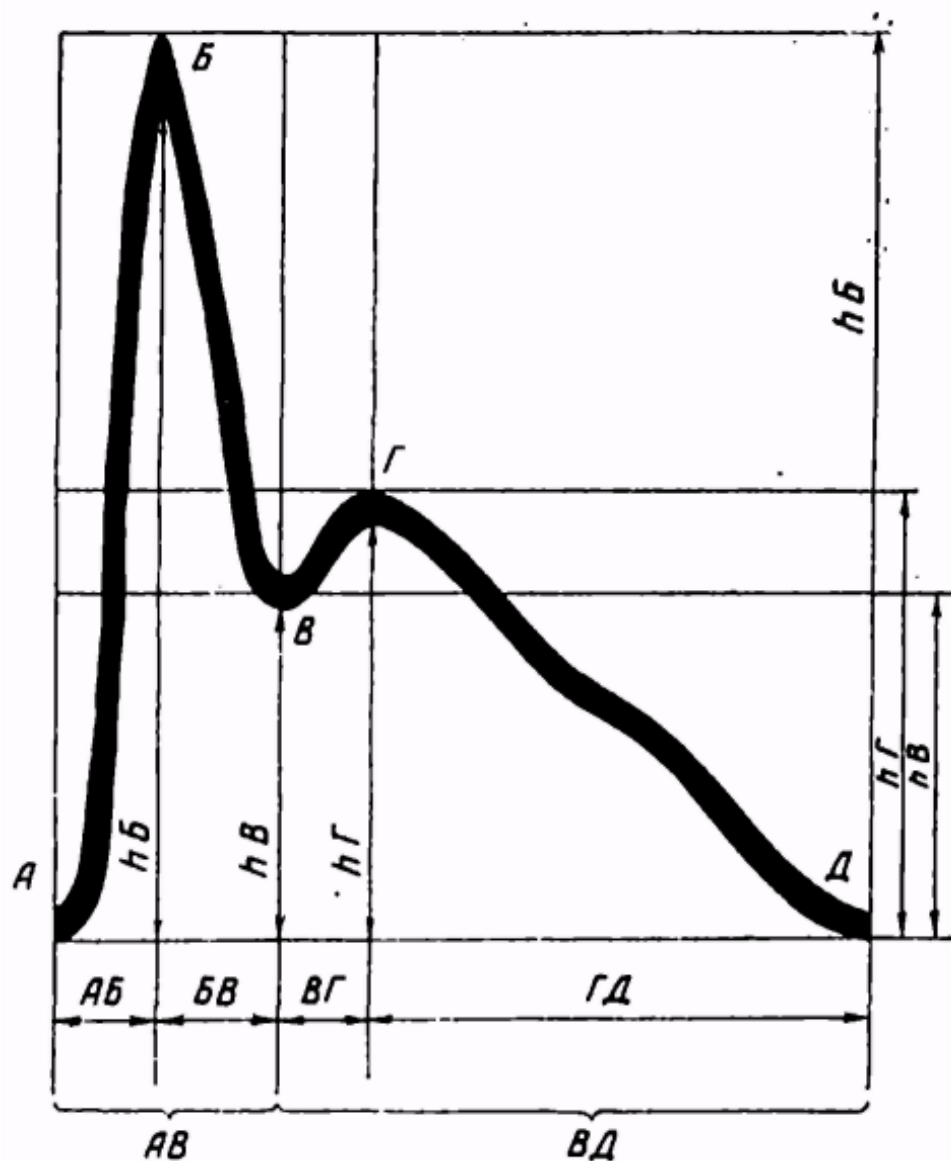


Рис. 1.5. Нормальна сфігмограма променевої артерії і позначення її окремих елементів

Тривалість систоли у здорових молодих осіб (АВ) становить 40%, а довжина діастоли (ВД) 60%, висота НВ дорівнює 35%, висота НГ 50% по відношенню до висоти головної хвилі (КБ), яка приймається за 100% .

Обчислення тривалості окремих відрізків сфігмограми у відсотках до загальної тривалості систолічної хвилі є більш точним, ніж розрахунок тимчасових співвідношень в мілісекундах, який знаходиться в більш значній залежності від частоти серцевих скорочень.

Дослідження в цьому напрямку підтвердили спостереження щодо клінічного значення вимірювання довжини діастолічної паузи серця як діагностичного тесту при визначенні функціональної здатності міокарда.

Що стосується пульсової кривої на плечовій артерії, то до неї частіше вдаються при вивченні об'ємних сфігмограм, тоно- і тахосцілограм.

#### Сфігмограма стегнової артерії

Пульсова крива стегнової артерії різниться від променевої сфігмограми помітно більшою амплітудою. На рис. 1.6, а приведена крива пульсу стегнової артерії здорової людини, а на рис. 1.6, б - сфигмограмма верхньої третини гомілки у того ж особи. У нормі амплітуда пульсу артерії гомілки зазвичай вища, ніж на стегні.

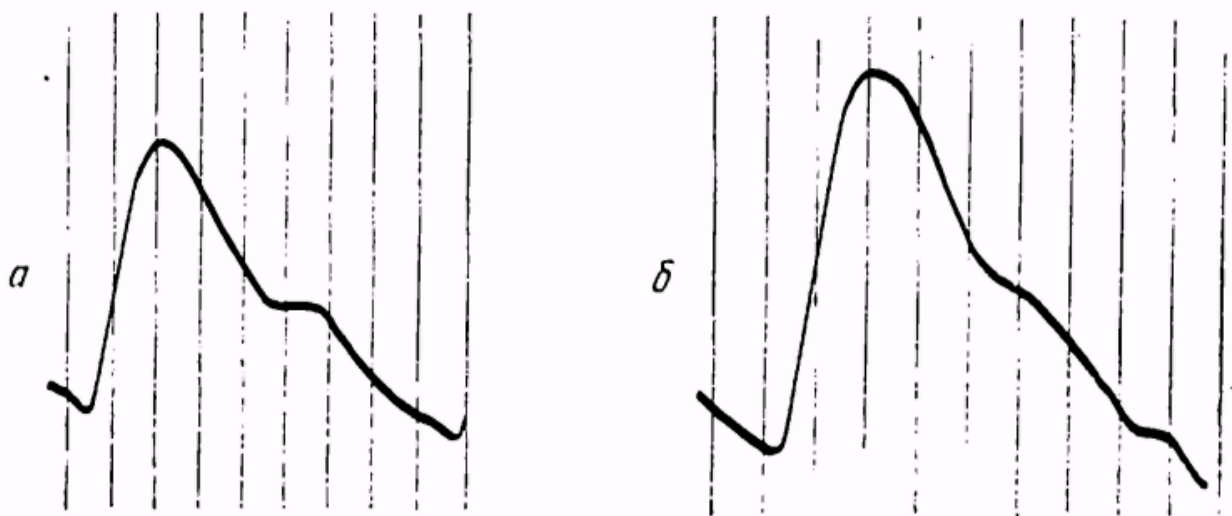


Рис. 1.6. Сфігмограма стегнової артерії (а) і артерії гомілки (б) в стані норми



При аналізі сфігмограми стегнової артерії особливого значення набувають конфігурація дикротичної хвилі і ступінь її вираженості. Згладжування останньої на стегновій артерії буде вказувати на втрату еластичності артеріальної стінки і навпаки.

Патологічні зміни в судинній стінці можуть з'явитися як при атеросклерозі, так і при інших захворюваннях артеріальної системи. У хворих зі значним ураженням аорти на кривій пульсу стегнової артерії може виникнути вигин з характерною для нього деформацією анакротичного коливанням пульсової хвилі і пізнім наростанням систолічного плато. Записом кривої стегнової артерії користуються при обчисленні швидкості поширення пульсової хвилі.

#### 1.4 Типи сфігмограм в нормі і при порушеннях

Головні різновиди пульсу променевої артерії вперше були описані Галеном. На рис. 1.7, а представлена тверда форма пульсу, яка, згідно з класичним уявленням, найчастіше зустрічається при захворюваннях, що супроводжуються підвищенням судинного тону. Для рис. 1.7, б характерні повільний підйом анакроти, закруглена вершина головної пульсової хвилі і нахилу катакроти. Поява повільної форми пульсу пояснювалося тим, що ригідная стінка артерії перешкоджає швидкому підйому пульсової хвилі.

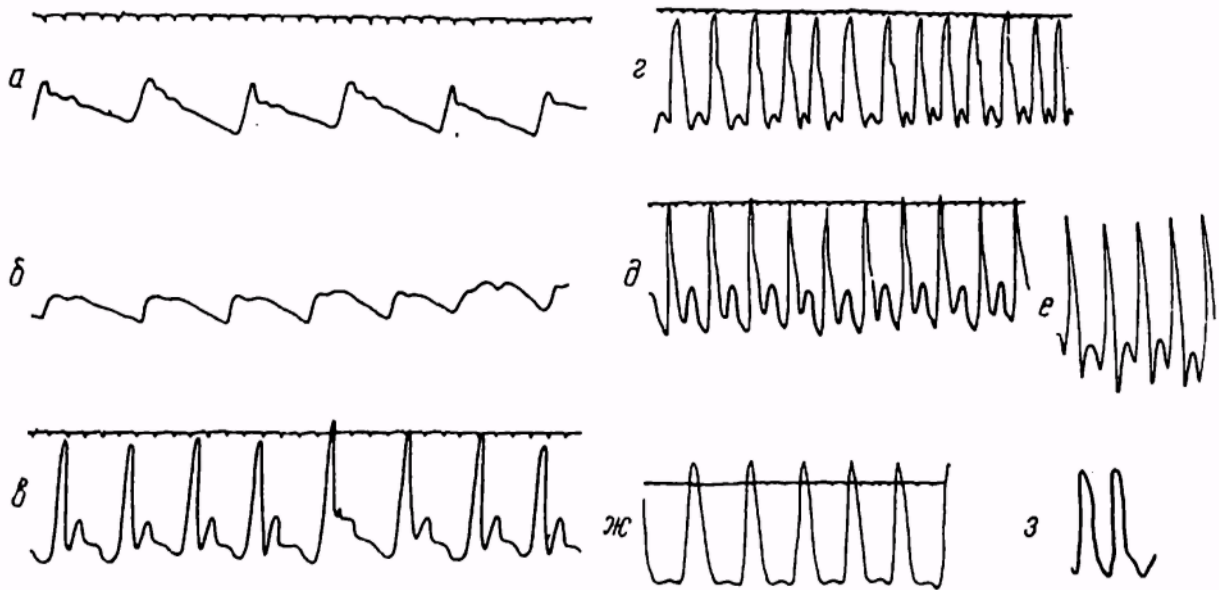


Рис. 1.7. Клінічні різновиди сфігмографічного сигналу променевої артерії:  
 а) – твердий; б) – повільний; в) – швидкий (скорий); г) – дикротичний; д) – піддикротичний; е) – анакротичний; ж) – астенічний; з) – монокротичний

Однак ці уявлення, що йдуть від класичного вчення про пульс, часто суперечать клінічним спостереженнями. Наприклад, тверду форму пульсу нерідко можна зустріти при зниженому артеріальному тиску і відсутності помітно вираженого атеросклерозу периферичних артерій.

Скорий пульс (рис. 1.7, в) відрізняється великою висотою пульсової хвилі, гострою вершиною і зближенням анакроти і катакроти біля основи. Даний вид сфігмограми характерний для недостатності півмісячних клапанів аорти. Велика амплітуда головної пульсової хвилі обумовлена гіпертрофією лівого шлуночка серця, в результаті чого в аорту відразу викидається велика кількість крові. Гостра вершина і круте падіння висхідної гілки знаходяться в залежності від швидкого спорожнення артерії, яке в даному випадку відбувається не тільки через артеріоло-капіляри, але і в напрямку до лівого шлуночка.

На рис. 1.7, г, д представлені різновиди дикротичного пульсу, які у здорових людей можна зустріти при значних м'язових напруженнях, а в патології при гострих інфекціях в результаті наступаючого зниження судинного

тону. Однак в деяких випадках дикротичний пульс може виникнути і при підвищенні артеріального тону.

Якщо дикротична хвиля запізнюється, вона може виявитися розташованою на анакроті наступної пульсової хвилі, і тоді пульс приймає характер анакротичного. При ще більшому запізненні дикротична хвиля може виникнути одночасно з наступною головною пульсовою хвилею, що і призведе до утворення монокротичного пульсу (рис. 1.7, з).

Монокротичний пульс необхідно відрізнити від астенічного (рис. 1.7, ж). Незважаючи на те що обидва зазначені різновиди пульсу складаються тільки з серцевих хвиль, при монокротичном пульсі спадне коліно головної хвилі безпосередньо переходить в висхідне коліно наступного пульсового коливання. При астенічному ж пульсі дві суміжні головні пульсові хвилі з'єднуються між горизонтальною лінією, що представляє собою як би згладжену дикротичну хвилю, або «діастолічний плато».

Анакротизм характеризується наявністю на висхідному коліні пульсової хвилі одного або декількох невеликих додаткових зубців. Цю форму пульсу в умовах патології можна зустріти при звуженні гирла аорти і у людей похилого віку з ригідними артеріями. Появі анакротичного пульсу сприяють різко виражені спастичні стани артеріальної системи, як це має місце, наприклад, при свинцевому отруєнні.

Незважаючи на те що анакротичний пульс має важливе значення для клініки, механізм його виникнення досі залишається недостатньо вивченим.

Дикротичний пульс і механізм його виникнення. Є теорія центрального походження дикротичної хвилі, яка вважає, що кров, викинута під час систоли в початкову частину аорти, в подальшому безпосередньо після закривання аортальних клапанів частково спрямовується в відцентровому напрямку. Аортальні клапани в момент закривання відкидають хвилю крові від себе, і вона направляється в артеріальну систему слідом за головною серцевою хвилею.

Однак, приймаючи таке трактування, потрібно було б допустити, що дикротична хвиля виявиться краще контурованою на судинах, розташованих ближче до аорти, ніж на периферичних. Насправді справа йде інакше. Дикротична хвиля в більш дистальних відділах артеріальної системи не зникає, а стає більшею.

Є теорія, згідно з якою дикротична хвиля виникає раніше в дистальних відділах артеріальної системи в результаті зіткнення пульсової хвилі з периферійними перешкодами на рівні біфуркації артерій і в артеріолах, а потім, повертаючись до серця, вдруге відбивається від напівмісячних клапанів аорти і приймає відцентровий напрямок. Визнання цієї гіпотези дозволяє розглядати артеріальну систему як своєрідний резонатор постійних коливань хвилеподібного характеру.

У фізіологічних умовах в артеріальній системі існують постійні коливальні рухи хвилеподібного характеру. Артеріальна система має певну частоту власного механічного резонансу, який в 2 рази перевищує частоту серцевих скорочень. Порушення цих нормальних для фізіологічного стану організму умов може спричинити за собою збільшення ступеня периферичного опору, що в свою чергу викличе підвищення вимог до роботи серця. На думку авторів, регуляція режиму артеріального резонансу здійснюється в основному за рахунок функції вазомоторного механізму артеріол.

Одним з основних умов, необхідних для переходу дикротичного пульсу в астенічний, є зміна периферичних перешкод. Для оптимальних умов просування пульсуючого струменя крові по судині необхідна наявність периферичної перешкоди.

### 1.5 Непрямі способи відбору сфігмографічних сигналів

Одним із основних неінвазивних методів вимірювання сфігмографічного сигналу є фотоплетизмографічний метод (ФПМ) [19]. Прилад для вимірювання називається фото плетизмографом. Розглянемо принцип його роботи.

Плетизмограф складається з трьох основних вузлів: плетизморецептора, трансформуючої або підсилюючої техніки і реєструючої апаратури. Плетизморецептор (датчик) знаходиться безпосередньо на досліджуваній частині тіла, другий вузол передає, підсилює або трансформує механічні коливання в електричний сигнал, а реєструюча апаратура відображає їх у вигляді неперервної кривої.

Спочатку фотоплетизмографи представляли собою досить громіздкі прилади. До широкого поширення кремнієвої технології вони виготовлялися на лампах. Як датчики використовувалися фотоелементи, як випромінювачі застосовувалися лампи з різними фільтрами, світло передавалося по громіздким хвилеводам. Реєструючими пристроями були з'єднані самописці і мікроампервольтметри.

З розвитком напівпровідникової технології пристрої стали виготовляти на транзисторах, як датчики стали використовувати фотодіоди, а замість випромінювачів світла і світловодів - світлодіоди, що зробило фотоплетизмографи значно більш компактними і мобільними, також знизивши енергоспоживання, що сприяло їх автономності.

Фотоплетизмографія відстежує зміни в поглинанні світла, що викликані пульсацією крові. Так як відстежується тільки змінна компонента сигналу, поглинання світла венозною кров'ю або тканиною враховується в її постійній складовій.

Одне з найбільших поліпшень фотоплетизмографів в порівнянні з ранніми пристроями, це використання світлодіодів в якості джерел випромінювання. Світлодіоди можуть випромінювати світло великих інтенсивностей пропорційно кількості керованого струму. Блок управління світлодіодами в фотоплетизмографі регулює керуючий струм і часи включення світлодіодів, при використанні декількох. Фотоплетизмографія ґрунтується на роботі мікропроцесорної системи для синхронізації пульсацій світлодіодів з вимірюванням сигналу в АЦП, таким чином, що сигнал від кожного світлодіода

детектувати фотодіодом, який міг бути прив'язаний до конкретно цього світлодіода.

Дві довжини хвилі, 660 нм і 940 нм, були обрані, ґрунтуючись на доступності світлодіодів даних довжин хвиль і тому, що коефіцієнти загасання не окисленого і окисленого гемоглобіну відрізняються на цих довжинах хвиль настільки, наскільки це можливо.

Один з недоліків використання світлодіодів як джерел світла це те, що конкретна довжина хвилі кожного світлодіода може варіюватися в межах +/- 15 нм. Інтенсивність кожного світлодіода регулюється за допомогою керованого джерела постійного струму.

Зараз фотодетектором є кремнієвий фотодіод, який виробляє струм, лінійно пропорційний інтенсивності опромінюваного світла.

Переваги кремнієвої технології дозволяють виготовляти фотодиод досить маленьким, щоб бути встановленим в сенсор, що прикріплюється на палець. Ці переваги допомогли зробити фотоплетизмографи точнішими і зручними ніж їх попередники. Раніше, фотоплетизмографи потребували частоті калібрування, тому що фотоелектричні пристрої, які використовуються як сенсори, були нестійкими.

Мікропроцесорна система послідовно включає кожен світлодіод. Фотоплетизмограф послідовно реєструє сигнал фотодіода, коли включений світлодіод, потім, коли вимкнений для того, щоб можна було відняти присутні шуми, які дає навколишнє освітлення. Це значно збільшує точність вимірювань.

Вдосконалені технології фотодіодів і світлодіодів мають одну спільну перевагу. Вони дозволяють пристрою бути маленьким і прикріплятися до фотоплетизмографа звичайними проводами.

На рис. 1.8 показані фотоплетизмографія на поглинання і фотоплетизмографія на відображення. Фотоплетизмографія на проходження вимірює кількість світла, яке проходить через тканину і в цьому випадку найчастіше кріпиться на палець. Фотоплетизмографія на відображення вимірює

кількість світла, відбитого назад в датчик від тканини, і зазвичай наклеюється на ділянку тіла пацієнта. Обидва типи фотоплетизмографів використовують схожі технології, відрізняючись тільки розміщенням датчиків і калібруванням.

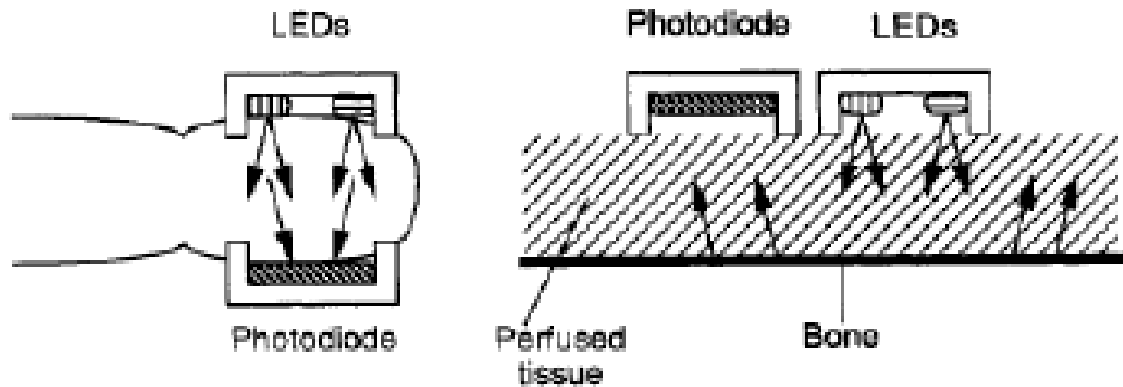


Рис. 1.8. Зліва показаний фотоплетизмограф на проходження через палець пацієнта. Справа показаний фотоплетизмограф на відображення, що вимірює кількість світла, відбитого від тканини назад в датчик.

Фотодіод генерує струм, пропорційний падаючому на нього світлу.

Аналоговий підсилювач перетворює цей струм в напругу. Так як зміни в напрузі через пульсації в артеріях досить малі в порівнянні з постійною складовою сигналу, постійна компонента сигналу повинна бути вирахована з усього сигналу за допомогою демодулятора. Змінна частина цих сигналів проходить через фільтр низьких частот, для того щоб позбутися від електромагнітної перешкод. Потім сигнал проходить через програмовану схему посилення, після якої перетворюється в аналого-цифровому перетворювачі. Далі цифровий код надходить в мікропроцесор. Алгоритм обробки сигналів також здійснює деяку фільтрацію шумів. Деякі фотоплетизмографи використовують електрокардіограму в алгоритмах обробки сигналів, для того, щоб мінімізувати помилки, що виникають із-за артефактів руху.

## 1.6 Висновки до розділу 1

Проаналізовано фізичну природу та параметри сфігмографічних сигналів. Проаналізовано основні способи відбору таких сигналів та вимоги до засобів відбору з метою уточнення вимог до імітаційної моделі сфігмографічних сигналів.



## РОЗДІЛ 2

## СПОСОБИ ОТРИМАННЯ СФІГМОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

## 2.1 Апаратні методи одержання сигналів пульсової хвилі

Поширеними сьогодні є неінвазивні методи отримання сфiгмографiчних сигналiв шляхом вимiрювання степенi ослаблення iнтенсивностi свiтлового сигналу, який проходить через дiлянки тiла (наприклад пальця чи мочки вуха) або при вiдбиттi його вiд поверхнi шкiри людини. В першому випадку ослаблення є викликане змiною об'єму кровi в кровоносних судинах. В другому випадку вiдбувається амплiтудна модуляцiя вiдбитого свiтла пульсацiями кровоносних судин [19]. Такий вiдбитий сигнал називається фотоплетизмосигналом. Вiн мiстить змiнну складову, що несе iнформацiю про пульсацiї кровi в судинах, та постiйну складову. Яка характеризує степенЬ постiйного поглинання свiтла шкiрою (рис. 2.1).

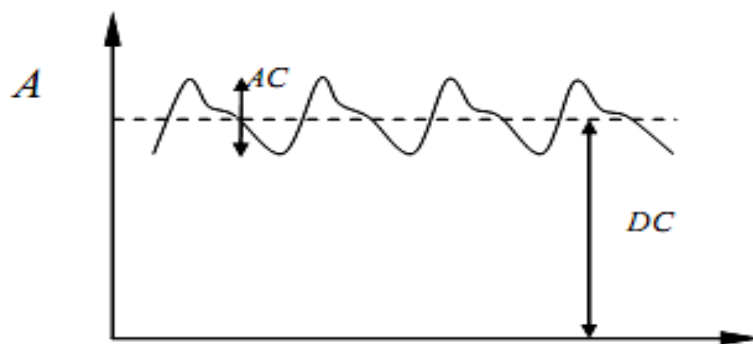


Рис. 2.1 Сигнал пульсової хвилі [21]

В загальному випадку для реєстрації сфiгмографiчних сигналiв використовують прилади, якi називаються пульсоксиметрами. Це є прилади для неiнвазивного вимiрювання рiвня сатурацiї кисню капiлярної кровi [22].

## 2.2 Технічні особливості роботи пульсоксиметрів

Розглянемо принцип роботи пульсоксиметра, який працює на основі фотоплетизмографічного методу.

Прилад для визначення частоти пульсу працює за принципом вимірювання зміни оптичної густини шкіри – степені її кровонаповнення, шляхом пропускання через палець потоку інфрачервоного випромінювання та вимірювання зміни його випромінювання. В основі принципу вимірювання лежить закон Бугера-Ламберта-Бера [23], що визначає ослаблення паралельного монохроматичного пучка світла при проходженні (відбитті) його через поглинаюче середовище. Ілюструє закон рисунок 2.2.

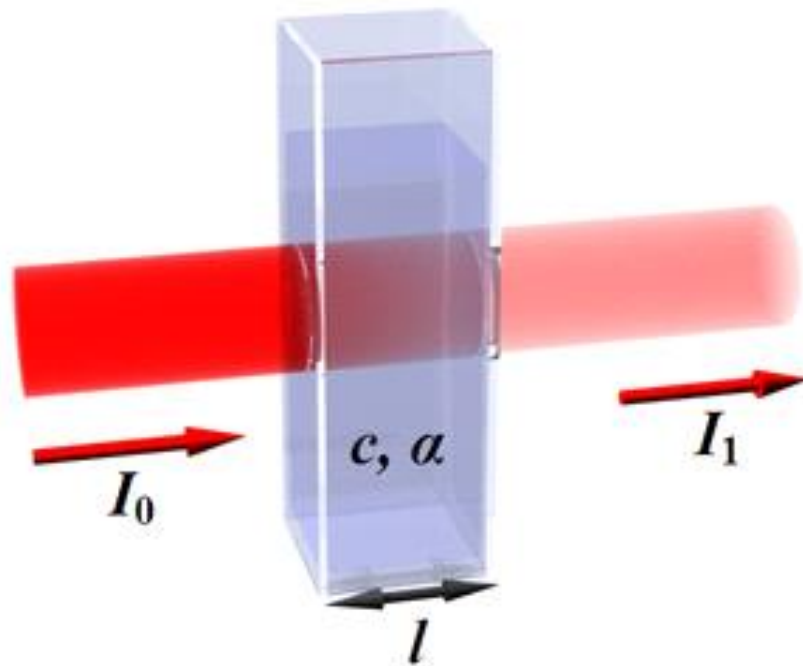


Рис. 2.2 Пояснення зміни інтенсивності променя, що проходить через середовище з іншою оптичною густиною

Світло (інтенсивності  $I_0$ ) проходить через розчин товщини  $l$ . Закон виражається наступною формулою:

$$I(l) = I_0 e^{-k_\lambda l} \quad (2.1)$$

де  $I_0$  - інтенсивність падаючого випромінювання,  $l$  - товщина середовища з відмінною оптичною густиною,  $k_\lambda$  - показник оптичного поглинання середовища

Показник поглинання характеризує властивості речовини і залежить від довжини хвилі  $\lambda$  поглинається світла. Ця залежність називається спектром поглинання речовини.

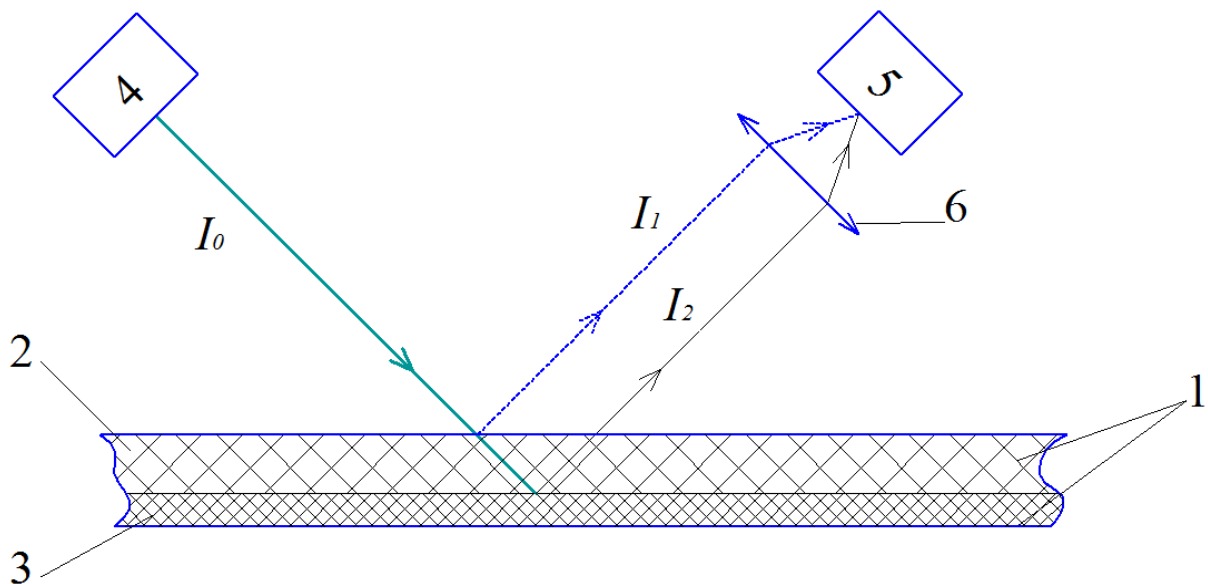


Рис. 2.3 Відбивання ІЧ променя від шкіри із кровоносними судинами: 1 – шкіра, 2 – верхній шар шкіри, 3 – шар шкіри із кровоносними судинами, 4 – джерело ІЧ випромінювання, 5 – приймач ІЧ випромінювання, 6 – фокусуєча лінза зі світлофільтром

Відповідно до рисунка 2.3, ІЧ промінь інтенсивності  $I_0$  від випромінювача падає на поверхню шкіри. Частина падаючого ІЧ світла відбивається від поверхні шкіри, інша частина падаючого світла відбивається від пульсуючої кровоносної судини в шарі 3. Інтенсивність падаючого променя зменшується на кожній межі двох середовищ та залежить від

товщини кожного середовища. Тоді зареєстрований чутливим елементом сигнал матиме інтенсивність, що виражатиметься виразом (2.2) та змінюватиметься пропорційно до степеня кровонаповнення судин кров'ю. Відповідно, в вихідному сигналі з'являтимуться пульсації, що відповідатимуть моментам скорочення серця, так як в ці моменти часу степінь кровонаповнення судин зростатиме максимально, товщина шару 3 (рисунок 2.3) зростатиме максимально, інтенсивність відбитого випромінювання буде максимальною.

$$I_0 = I_1 + I_2 \quad (2.2)$$

де  $I_0$  є інтенсивністю падаючого світла;  $I_1$  – інтенсивність відбитого від поверхні шкіри світла – постійна складова сигналу;  $I_2$  – інформативна складова прийнятого сигналу і пропорційна до степені наповнення судин кров'ю.

Типовий вигляд сигналу на виході чутливого елемента зображений на рисунку 2.4 [24].

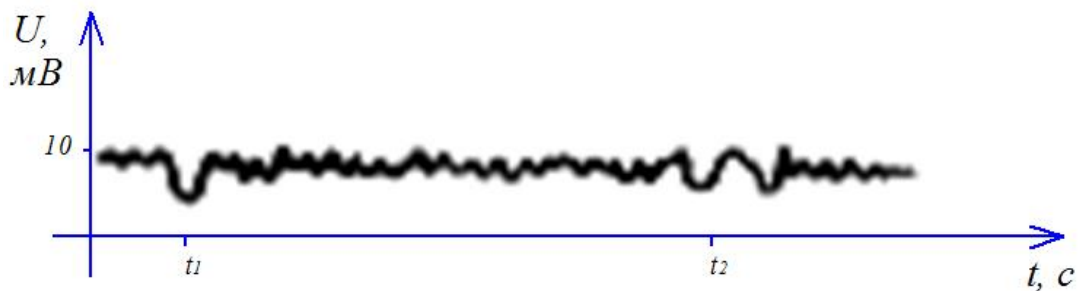


Рис. 2.4 Приклад сигналу, зареєстрованого чутливим елементом [24]

Нехай, корисний сигнал –  $f(t)$ . Постійна складова сигналу створює певний шум –  $g(t)$ . Тоді зареєстрований сигнал можна подати у вигляді:

$$x(t) = f(t) + g(t) \quad (2.3)$$

Прилад виконує попередню фільтрацію сигналу та підсилення його по амплітуді. Це можна виразити наступним чином:

$$x(t) = k \cdot (G \cdot [f(t) + g(t)]) \quad (2.4)$$

де,  $G$  – оператор фільтрування,  $k$  – коефіцієнт підсилення по потужності.

В результаті цих операцій одержуємо сигнал, поданий на рисунку 2.5.

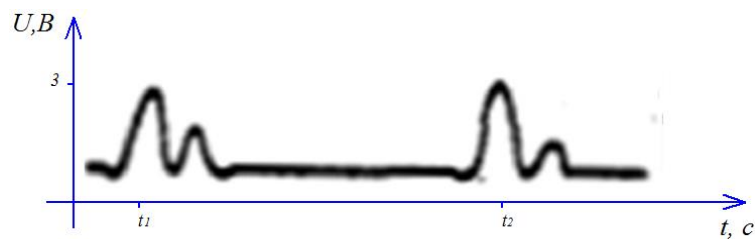


Рис. 2.5 Приклад сигналу після фільтрування та підсилення [24]

Прилад формує послідовність прямокутних імпульсів, які співпадають із піками в відфільтрованому сигналі. Вигляд імпульсів наведено на рисунку 2.6.

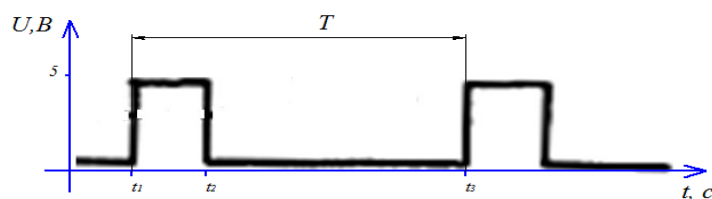


Рис. 2.6 Послідовність прямокутних імпульсів [24]

Величина, обернена до періоду називається частотою серцевих скорочень. Її визначає цифрова частина схеми приладу, шляхом вимірювання відстані між імпульсами сигналу  $x(t+nT)$ .

Типова структурна схема пульсоксиметра, яка працює описаним способом, наведена на рисунку 2.7.

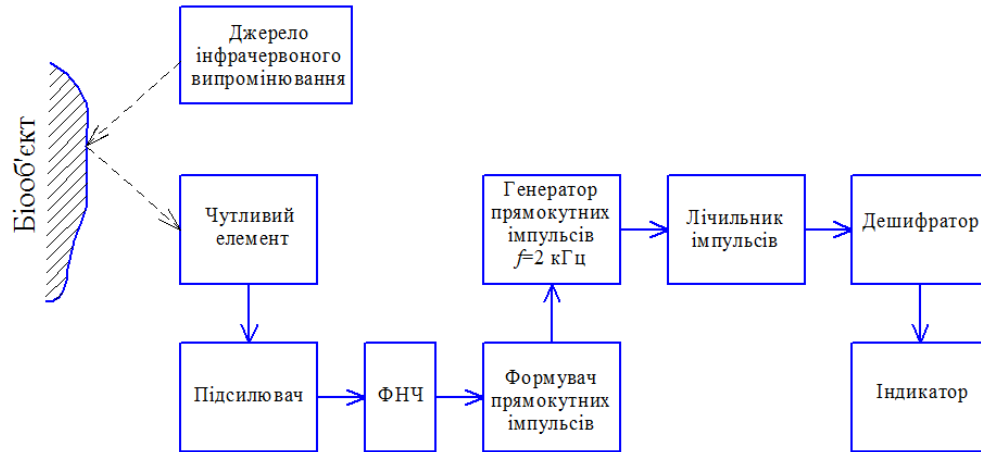


Рис. 2.7 Структурна схема приладу

Відповідно до структурної схеми, потік інфрачервоних променів падає на поверхню шкіри, відбивається рухається до фотоелемента, який перетворює його у зміну напруги. Далше такий електричний сигнал, вигляд якого наведено на рис. 2.4, підсилюється підсилювачем та фільтрується ФНЧ. Вигляд відфільтрованого та підсиленого сигналу наведено на рис. 2.5. Формувач прямокутних імпульсів виробляє імпульси заданої трималості. Вигляд імпульсів зображено на рис. 2.6.

Ці імпульси запускають генератор прямокутних імпульсів частотою 2 кГц, таким чином формуються пачки імпульсів, тривалість яких рівна періоду імпульсів на виході формувача. Лічильник підраховує число імпульсів в пачці, дешифратор переводить це значення в значення частоти серцевих скорочень та відображає це значення на індикаторі. Після додаткового опрацювання сигналу пульсової хвилі на індикаторові додатково може відобразитись і величина загальної сатурації крові.

### 2.3 Математичне моделювання сфігмографічних сигналів

Вибір моделі сигналу є важливим етапом, оскільки від цього залежатимуть методи, які застосовуватимуться до опрацювання сигналу.

Результати експериментальних досліджень можна подати як детерміновані або недетерміновані [26-28]. Детерміновані процеси – це процеси, які можна описати явними математичними формулами.

Віднесення тих або інших фізичних процесів до детермінованого або випадкового типу часто не беззаперечно. Наприклад, можна стверджувати, що фізичні процеси, що зустрічаються на практиці, взагалі не можуть бути детермінованими, оскільки ніколи не можна виключити можливості того, що в майбутньому відбудеться яка-небудь подія, яка вплине на явище, що породжує процес, абсолютно непередбачуваним чином [26]. З іншого боку, можна стверджувати, що немає і істинно випадкових процесів, оскільки може виявитись, що при достатньо повному знанні основних механізмів явища породжуваний цим явищем процес вдасться описати точними математичними формулами.

### 2.3.1 Детерміновані процеси [26]

На рис. 2.8 наведена умовна класифікація детермінованих процесів.

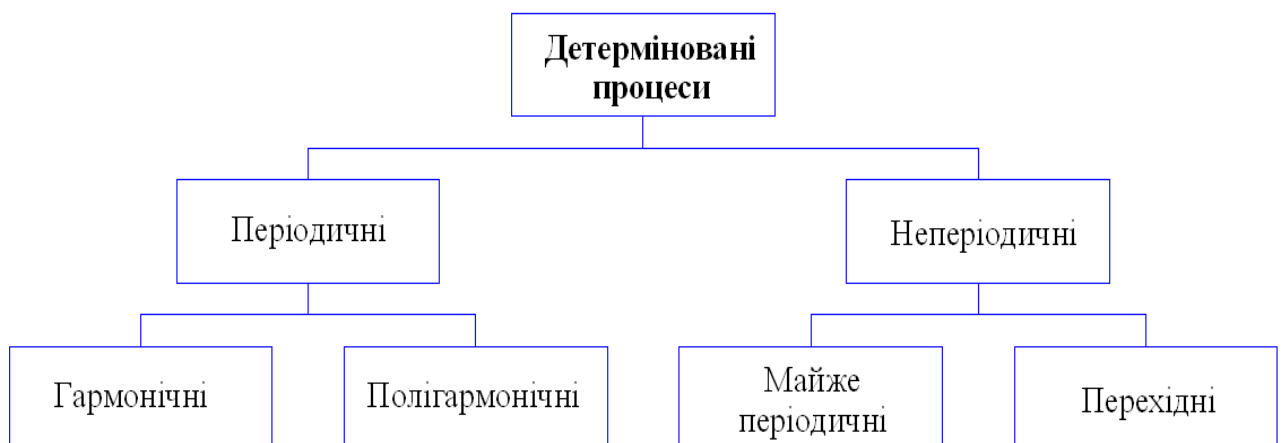


Рис. 2.8 Класифікація детермінованих процесів [26]

Так, сфінгографічний сигнал можна подати як складний полігармонічний сигнал чи як суміш перехідних процесів. Аналізуючи рис. 2.8, сигнал можна описати як складний перехідний процес. Однак, важливим є питання оцінювання енергетичних характеристик сигналу, що

повинні бути у випадку такої моделі інваріантними до зсувів у часі інформативними ознаками процесу полімеризації матеріалу. Розглянемо методи їх знаходження.

### 2.3.2 Енергетичний спектр сигналу [27]

Спектральний опис сигналів дає змогу в багатьох випадках істотно спростити розрахунок їх енергії і отримати низку важливих співвідношень.

Розподіл потужності у спектрі періодичного сигналу. Ненай сигнал  $s(t)$  — це складна періодична функція з періодом  $T$ .

Оскільки сигнал теоретично існує у межах  $-\infty < t < \infty$ , то його енергія є нескінченно великою. Тому практичний інтерес представляє його середня за період  $T$  потужність, яка знаходиться згідно виразу:

$$P_T = \frac{1}{T} \int_0^T s^2(t) dt \quad (2.5)$$

Використавши тригонометричну форму представлення ряду Фур'є отримуємо:

$$P_T = \frac{1}{T} \int_0^T \left[ A_0 + \sum_{k=1}^{\infty} A_k \cos(k\omega_o t + \psi_k) \right]^2 dt. \quad (2.6)$$

Права частина отриманого співвідношення містить інтеграли виду:

$$\int_0^T \cos(k\omega_o t + \psi_k) dt; \quad \int_0^T \cos^2(k\omega_o t + \psi_k) dt; \quad (2.7)$$

$$\int_0^T \cos(k\omega_o t + \psi_k) \cos(m\omega_o t + \psi_m) dt, \quad (2.8)$$

де  $k$  та  $m$  — довільні цілі числа, причому  $k \neq m$ .

Перший та третій інтеграл дорівнюють нулю, а другий інтеграл



$$\int_0^T \cos(k\omega_0 t + \psi_k) dt = \frac{1}{2} T. \quad (2.9)$$

Отже, враховуючи сказане, отримуємо кінцевий результат:

$$P_T = A_0^2 + \frac{1}{2} \sum_{k=1}^{\infty} A_k^2 \quad (2.10)$$

Фізичний сенс співвідношення (2.25) полягає у тому, що середня за період потужність складного періодичного сигналу дорівнює сумі середніх потужностей усіх спектральних складових (постійної складової та всіх гармонік) і не залежить від початкових фаз окремих гармонік. Це означає, що різні за формою сигнали, але і однаковими амплітудними спектрами, мають однакову середню потужність.

Енергія сигналу на інтервалі часу, рівному періодові  $T$ , дорівнює:

$$W_T = TP_T = T \left[ \left( A_0^2 + \frac{1}{2} \sum_{k=1}^{\infty} A_k^2 \right) \right]. \quad (2.11)$$

Співвідношення (2.10) та (2.11) відображають розподіл середньої потужності та енергії періодичного сигналу по частотах і дають можливість побудувати його енергетичний спектр. Оскільки складові енергетичного спектра пропорційні квадратам амплітуд відповідних гармонік, то для наочного зображення енергетичного спектра треба відкласти на осі частот вертикальні лінії, висоти яких пропорційні квадратам амплітуд складових амплітудного спектра на відповідних частотах.

Сфігмографічному сигналу притаманна мінливість його амплітудного спектру для різних вибірок одного об'єму з одного і того ж сигналу. Це пов'язано з тим, що в матеріалі можуть бути присутні певні домішки, через

що процес полімеризації буде протікати неоднаково в часі. Крім того, важко забезпечити однакові умови відбору сигналів на практиці через наявність додаткового зовнішнього освітлення, температури навколишнього середовища, тиску, вологості тощо. Всі ці фактори накладають багато додаткових умов на вибір математичної моделі сфігмографічного сигналу, врахувати які важко або неможливо. Тому доцільно розглянути можливості, що їх дає імовірнісний підхід, щодо побудови математичної моделі сфігмографічного сигналу та основні класи моделей при цьому.

### 2.3.3 Імовірнісний підхід щодо математичного моделювання сфігмографічного сигналу

Іншим способом подання сфігмографічного сигналу є ймовірнісний підхід. Тут сфігмографічний сигнал розглядається як випадковий процес. На рис. 2.9 умовно наведено основні типи випадкових процесів.



Рис. 2.9 Класифікація випадкових процесів [26]

Стационарна модель, при описі нею плетизмографічного сигналу, характеризуватиме складність його в розподілі спектральної густини потужності, однак не враховує у своїй структурі фазово-часові характеристики сигналу, оскільки цей сигнал розглядається як такий, який знаходиться в стані статистичної рівноваги. Однак, фазово-часові характеристики дають можливість визначення вершин сигналу пульсової хвилі з метою формування сигналів керування світло імпульсним

подразненням. Враховуючи сказане, можна припустити, що в якості моделі доцільно використати нестационарний випадковий процес.

#### 2.4 Висновки до розділу 2

З метою врахування і імітаційній моделі сфінгографічного сигналу необхідних параметрів реального сигналу при нормі та патології проаналізовано фізичну суть відбору таких сигналів.

Встановлено, що поширеними сьогодні є неінвазивні методи отримання сфінгографічних сигналів шляхом вимірювання ступені ослаблення інтенсивності світлового сигналу, який проходить через ділянки тіла (наприклад пальця чи мочки вуха) або при відбитті його від поверхні шкіри людини. В першому випадку ослаблення є викликане зміною об'єму крові в кровоносних судинах. В другому випадку відбувається амплітудна модуляція відбитого світла пульсаціями кровоносних судин. При цьому в структурі сигналу присутня змінна та постійна складові. Друга складова є малоінформативною.

Також розглянуто способи математичного опису та види математичних моделей сфінгографічного сигналу для врахування важливих з точки зору діагностики параметрів таких сигналів у їхній імітаційній моделі.

## РОЗДІЛ 3

### ВІДБІР СФІГМОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

#### 3.1 Оптичні чутливі елементи [31]

Метод вимірювання сатурації кисню в крові заснований на вимірюванні різниці в поглинанні об'єктом певних довжин хвиль - червоної та інфрачервоної. Випромінююча частина датчика містить 2 світлодіоди (світлодіодну збірку), зазвичай включених паралельно-зустрічно (катод одного до анода іншого і навпаки). Світлодіоди випромінюють поперемінно строго на певних довжинах хвиль - від цього залежить точність вимірювання. Випромінювання, що пройшло через палець пацієнта, приймається фотодіодом і надходить на підсилювач приладу.

На точність методу сильно впливає наявність між випромінювачем і приймачем деяких зон, які б могли бути свого роду світлофільтрами. Такими зонами можуть бути, наприклад, нафарбовані нігті, шкіра пальця, змащена зеленкою і т. п.

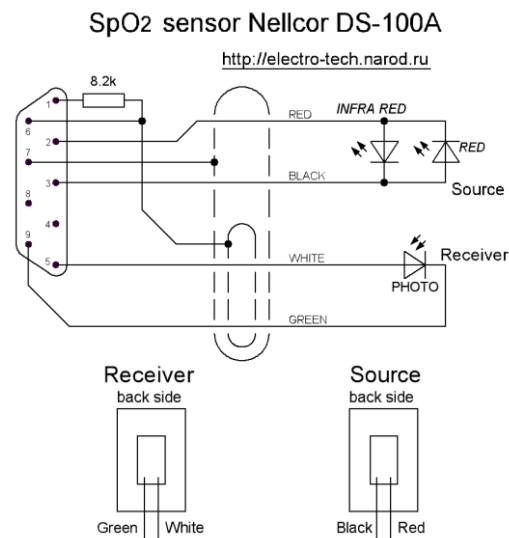


Рис. 3.1 Схема адаптера датчика сатурації кисню DS-100A для реанімаційного монітора Argus TM-7 фірми Schiller [31]

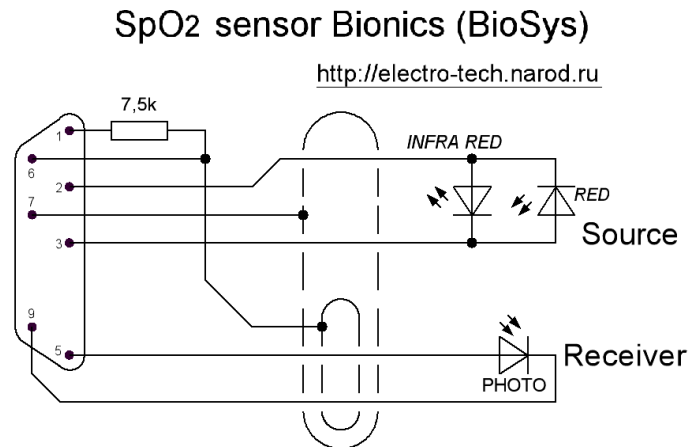


Рис. 3.2 Схема датчика сатурації кисню BioSys [31]

В дипломному проекті використовується датчик SpO<sub>2</sub> серії BioSys, зображення якого показано на рисунку 3.2.

Метод вимірювання сатурації кисню в крові базується на вимірюванні різниці в поглинанні об'єктом визначених довжин хвиль – червоної та інфрачервоної. Випромінююча частина датчика складається з двох світлодіодів, зазвичай включених паралельно-зустрічно

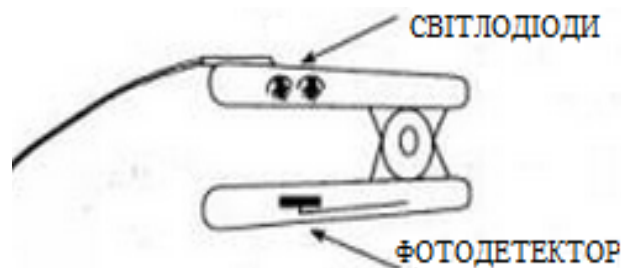


Рис. 3.3 Датчик пульсоксиметра [31]

Щодо детальнішого опису датчика, то всередині датчика знаходиться джерело червоного світла, тобто світлодіод. В датчику їх два, але людина може побачити лише червоне світло, оскільки другий фотодіод випромінює ІЧ промені.

З іншої сторони розміщений фотодетектор, який визначає інтенсивність світлового потоку, який потрапляє на нього. Фотодетектор

вимірює випромінювання двох світлодіодів та здатний приймати і оточуюче світло.

Коли між світлодіодами і фотодетектором знаходиться палець, форма ІЧ випромінювання змінюється структурними елементами пальця і інтенсивність ІЧ випромінювання, що доходить до фотодіода, знижується.

Тканини, через які проходять два світлових потоки, знижують інтенсивність ІЧ випромінювання двох світлодіодів. Рівень послаблення залежить від товщини пальця, його стану, наявності забруднень тощо.

Гемоглобін є свого роду оптичним фільтром з максимумом поглинання в інфрачервоній області, а степінь поглинання залежить від рівня насичення киснем крові [32].

Дезоксигемоглобін поглинає червоний колір і слабо затримує інфрачервоний. Тому, якщо на кров, яка не містить кисню, направити червоний та інфрачервоний колір, то перший буде майже повністю затриманий, а другий – лише дещо ослабленим. І навпаки, оксигемоглобін добре розсіює червоний колір і послаблює ІЧ випромінювання. Проте, який з двох світлових потоків пройде через оксигеновану кров, можна лише припускати [32].

Таким чином, відношення двох світлових потоків, які доходять до фотодіода через палець, в значній та вирішальній степені визначається рівнем насичення киснем гемоглобіну крові, тобто рівнем сатурації.

### 3.2 Відомі схемотехнічні рішення

Типова структурна схема пульсоксиметра зображена на рисунку 3.4.



Рис. 3.4 Структурна схема пульсоксиметра

Щодо структурної схеми, то фотоприймач переводить зміну інтенсивності пройденого через тканини червоного та ІЧ випромінювання у зміну форми напруги на фотоелементі, яка поступає в тракт підсилення.

Випромінювачі датчика включаються по черзі, комутуються з частотою близько 1 кГц. При цьому стає можливим використання єдиного фотодіода для реєстрації обох випромінювань.

Далі в підсилювальному модулі сигнали червоного та ІЧ випромінювання розходяться по двом каналам за допомогою комутатора. В цих каналах відбувається вимірювання двох складових фотоплетизмограми сигналу, обумовлених постійною і пульсуючою складовими абсорбції, необхідних для обчислення величини  $R$  та визначення сатурації по кривій калібрування.

Вимога підсилення сигналів більше 60 дБ, що в основному визначається параметрами оптичної проникності та степені поглинання шкіри, належних тканин, вираженості пульсації кровотоку в місці розташування датчика у різних людей.

АЦП пульсоксиметра містить програмне забезпечення, яке реалізує первинну обробку фотоплетизмограми сигналу, алгоритми виведення артеріальних пульсацій по двох каналах, обчислення  $R$  і визначення величини  $SaO_2$  по занесеній в пам'яті калібрувальній залежності.

### 3.3 Висновки до розділу 3

В розділі проаналізовано принцип роботи пульсоксиметрів та оксипульсоксиметрів, які можуть бути використані для відбору сфігмографічних сигналів плетизмографічним методом.



## РОЗДІЛ 4

### КОМП'ЮТЕРНЕ ІМІТАЦІЙНЕ МОДЕЛЮВАННЯ СФІГМОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

#### 4.1 Імітаційне моделювання сигналу пульсової хвилі

Для тестування сфінгографічних діагностичних систем необхідним є набір тестових сфінгографічних сигналів, які отримуються із застосуванням імітаційної моделі таких сигналів. При цьому необхідним є забезпечення імітації сигналів як у нормі, так і в стані порушення роботи периферичної кровоносної системи.

Основними етапами процесу імітаційного моделювання є [36]: визначення системи, формулювання моделі, що передбачає перехід від реальної системи до деякої логічної схеми (абстрагування), підготовлення даних (відбір даних, необхідних для побудови моделі, і представлення їх в відповідній формі), оцінювання адекватності моделі, експериментування, як процес виконання імітації з метою одержання бажаних результатів і аналізу чутливості, інтерпретація результатів імітаційного моделювання та реалізація – практичне використання моделі або результатів моделювання.

Першими етапами побудови імітаційної моделі є перехід від реального фізичного об'єкта – сигналу пульсової хвилі до математичного його представлення, яке повинне враховувати суттєві для задач тестування діагностичних систем характеристики сигналу [36]. В загальному вигляді структуру моделі можна представити математично у вигляді виразу:

$$y = f(x_i, k_i) \quad (4.1)$$

де  $y$  – результат роботи системи – сфінгографічний сигнал,  $x_i$  – керовані змінні і параметри,  $k_i$  – некеровані фактори [36].

Проведемо імітаційне моделювання сфігмографічного сигналу в середовищі Matlab.

4.2 Імітаційна модель у вигляді вектора значень сфігмографічного сигналу

Найпростішим способом задання одного періоду сигналу пульсової хвилі є формування вектора значень її амплітуд через рівні проміжки часу. Позначимо цей вектор літерою  $z$ . В середовищі Matlab він запишеться як:

```
z=[0,0.04,0.2,0.45,0.6,0.65,0.6,0.46,0.4,0.40,0.39,0.35,0.27,0.19,0.1,0.05,0.01,0];
```

Розмірність цього вектора – 18 значень амплітуд сигналу. Виведемо цей вектор у вигляді графіка з допомогою функції `plot(.)`.

```
z=[0,0.04,0.2,0.45,0.6,0.65,0.6,0.46,0.4,0.40,0.39,0.35,0.27,0.19,0.1,0.05,0.01,0];
```

```
figure(2);
```

```
plot(z);
```

```
grid on; % накладання сітки на графік
```

Графік одержаного сигналу наведено на рис. 4.1.

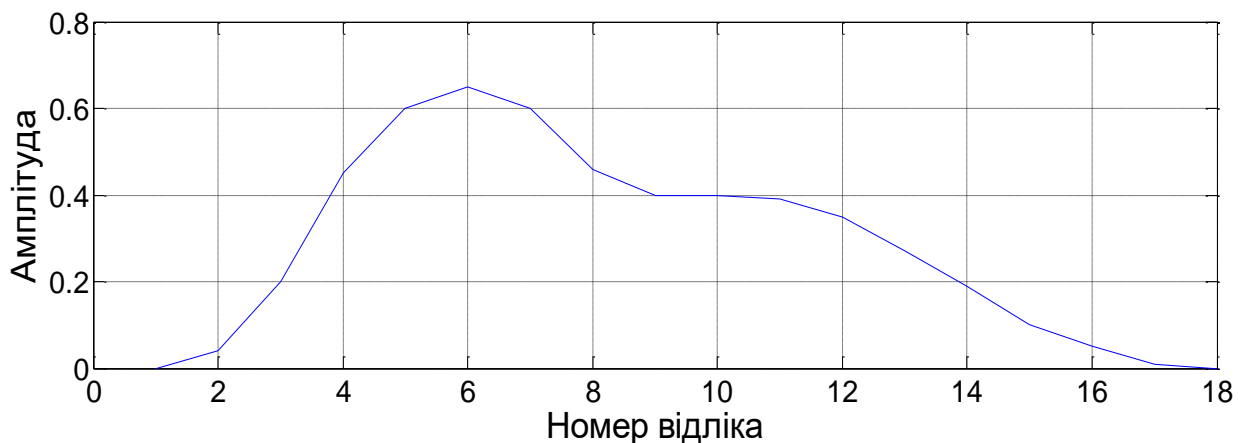


Рис. 4.1 Дискретне задання сигналу пульсової хвилі

Для практичних досліджень необхідно, щоб розмірність цього вектора  $z$  була значно більшою, тобто необхідно збільшити іншими словами частоту дискретизації. Зараз вона становить 18 Гц при ЧСС – 60 уд/хв.

Збільшимо частоту дискретизації в 10 разів, тобто піднімемо її до значення 180 Гц. Для цього використаємо функцію інтерполяції `interp(.)`:

```
q=180;           % необхідна частота дискретизації
w=length(z);    % розмір вектора z
g=q/w;         % визначення числа точок інтерполяції між точками
                  вектора z
f=interp(z,g);  % функція інтерполяції
figure(3);
plot(f);        % виведення графіка інтерпольованої функції (рис. 4.8)
grid on;       % накладання сітки на графік
```

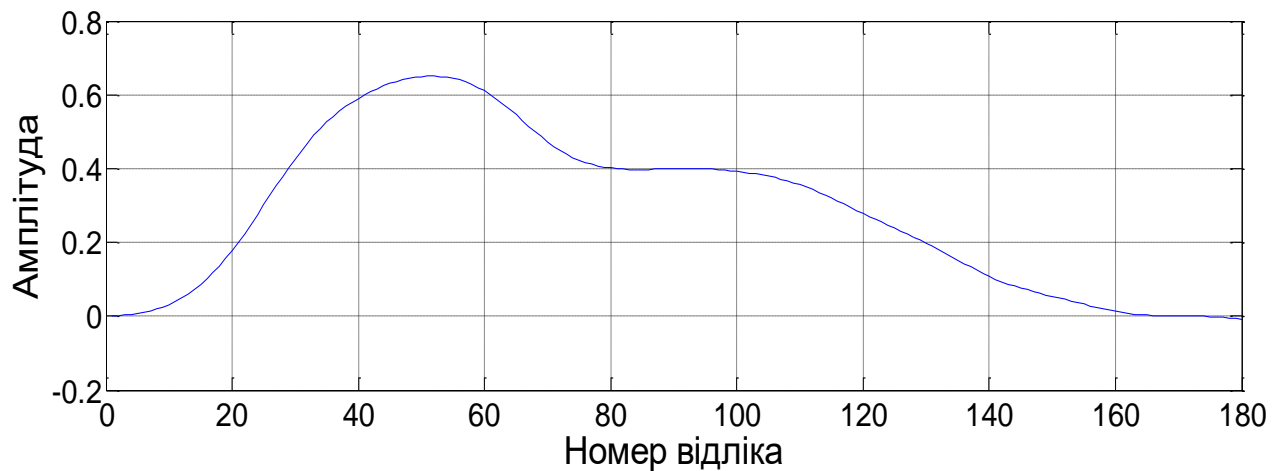


Рис. 4.2 Сигнал пульсової хвилі після інтерполяції

Також для практичних досліджень необхідно зімітувати послідовність періодів пульсової хвилі. Для цього створимо вектор `g[.]`, елементами якого є інтерпольовані функції зімітованого сигналу пульсової хвилі:

```
g=[f f f f f];
```

Побудуємо графік одержаного сигналу:

```
figure(4);
```

```
plot(g);
grid on;
```

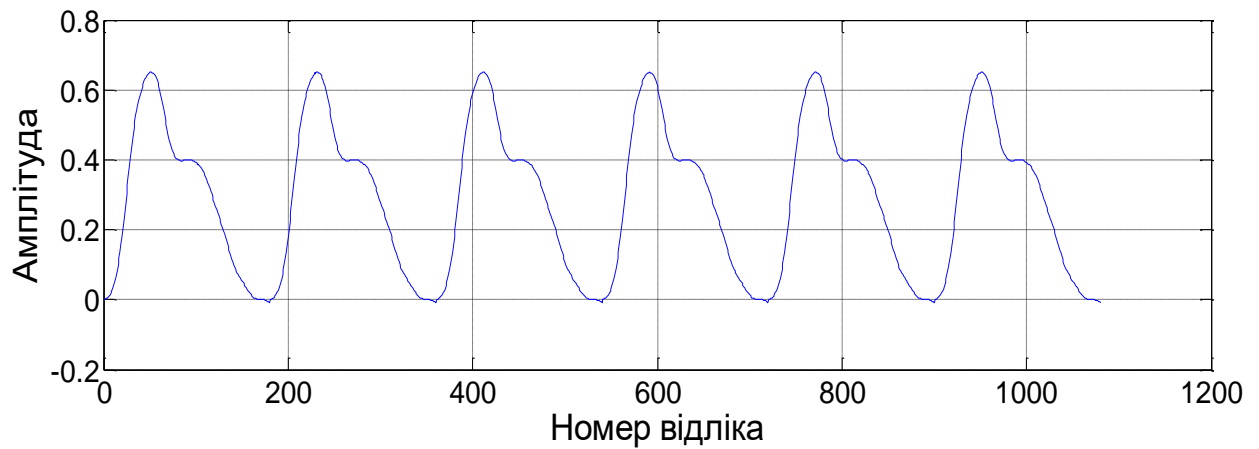


Рис. 4.3 Послідовність шести сигналів пульсової хвилі

Як зазначалось в першому розділі, сигнал пульсової хвилі містить постійну та змінну складові. Постійна складова відображає інтенсивність світлового випромінювання датчика, яка повністю пройшла через тканини або відбилась від поверхні. Змінна складова відображає сам процес кровонаповнення судин кров'ю. Інформативною є саме змінна складова. Згенерований сигнал пульсової хвилі містить певну постійну складову. Для виділення її з метою одержання корисного інформативного сигналу проведемо центрування сигналу. Постійною складовою сигналу є його математичне сподівання чи середнє значення. Для усунення постійної складової необхідно відняти від сигналу його математичне сподівання. Функція числення математичного сподівання – `mean(g)`:

```
r=g-mean(g);    % центрування сигналу
figure(5);
plot(r);
grid on;
```

На попередніх рисунках вісь  $x$  має розмірність числа відліків. Приведемо її до розмірності часу. Для цього визначимо довжину вектора  $f$

функцією `length(f)`. Число періодів – 6, за умови числа серцевих скорочень – 60 уд/хв тривалість сигналів становить 6 с. Текст програми матиме вигляд:

```
fs=length(f);
t=0:1/(fs-0.1):6
figure(6);
plot(t,r);
grid on;
```

Графік функції із приведеною віссю часу наведено на рис. 4.10.

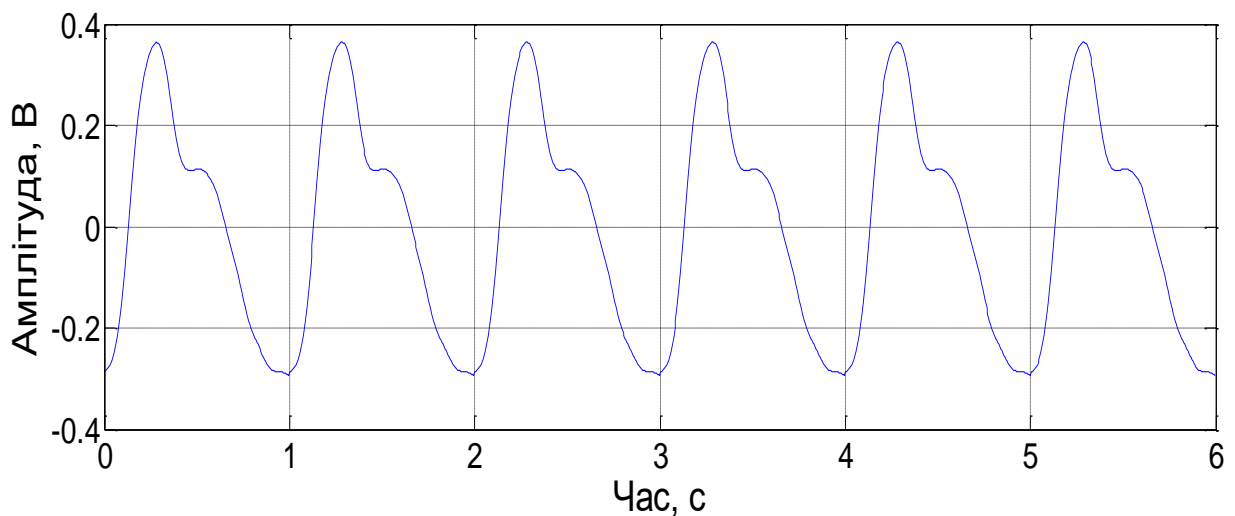


Рис. 4.4 Центрований сигнал пульсової хвилі в координатах Амплітуда-Час (60 скорочень серця за хвилину)

Для оцінювання спектрального складу сигналу побудуємо амплітудний спектр сигналу з використанням функції `fft(.)`.

```
gh=abs(fft(r));
figure(7);
plot(gh(1:100));
grid on;
```

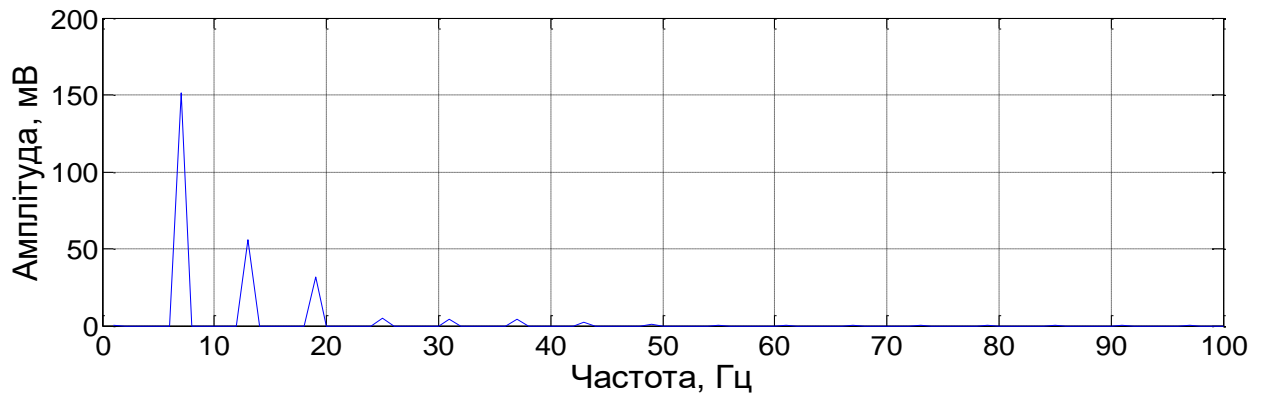


Рис. 4.5 Амплітудний спектр сигналу пульсової хвилі

Також важливою статистичною характеристикою сигналу є його кореляційна функція. Її можна обчислити в середовищі Matlab з використанням функції `xcorr`:

```
% Кореляція
figure(2);
r=xcorr(r);
plot(t,r(N:length(r)));
axis tight;
grid on;
xlabel('Зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');
```

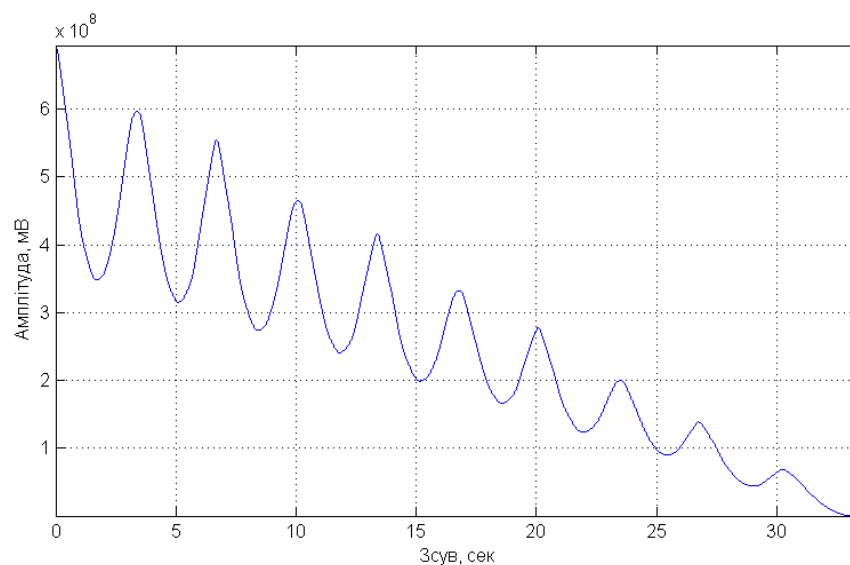


Рис. 4.6 Реалізації автокореляційної функції зімітованого сигналу

#### 4.3 Імітаційна модель сфігмографічного сигналу у вигляді суміші зникних синусоїд

Іншим способом задання сфігмографічного сигналу є подання його у вигляді зникної суміші гармонічних сигналів на визначених часових інтервалах. Для цього необхідно виділити характерні точки амплітуд та часових тривалостей сигналу в межах одного періоду. Це відображає рис. 4.7. На рис. 4.7 позначено:  $t_1 \dots t_3$  – часові тривалості півхвиль, що складають період сигналу,  $A_1, A_2$  – амплітуди цих півхвиль.

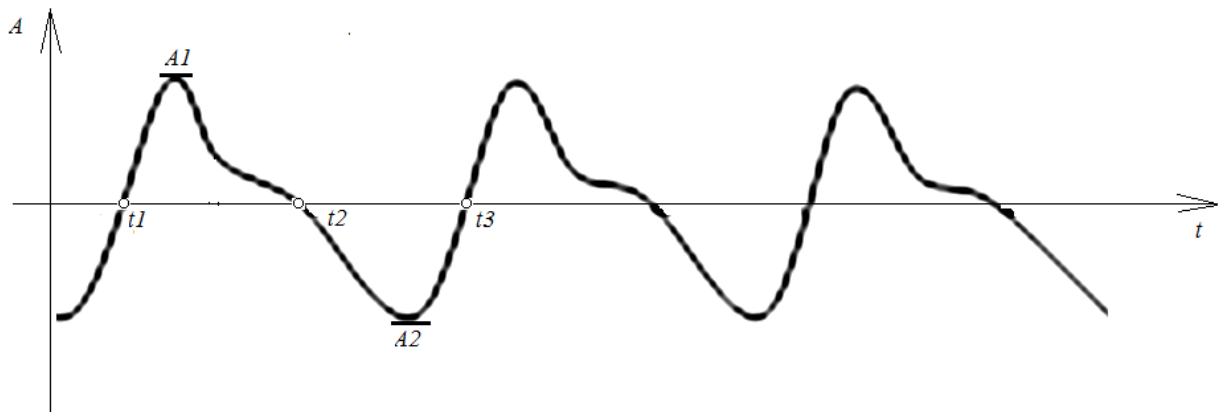


Рис. 4.7 Вибірка з сигналу пульсової хвилі, що рівна трьом періодам

Будуємо модель сигналу пульсової хвилі у вигляді суміші зникних синусоїд, яка враховує всі вище наведені медичні діагностичні параметри:

$$p(t) = \begin{cases} A_1 \sin(2\pi f_1 t) \cdot e^{-t \cdot K_1} \cdot S_1 & t \in [t_1 + nT, t_2 + nT] \\ A_2 \sin(2\pi f_2 t) \cdot e^{t \cdot K_2} \cdot S_2 & t \in [t_2 + nT, t_3 + nT] \end{cases} \quad n = 0, 1, 2, \dots, \infty \quad (4.2)$$

де:  $A_1, A_2$  - амплітуди хвиль;

$f_1, f_2$  - частоти коливань гармонік;

$K_1, K_2$  - коефіцієнти нахилу;  $S_1, S_2$  - масштабні коефіцієнти;

$T$  - період сигналу.

Приведемо систему рівнянь (4.2) до одного виразу :

$$p_j(t) = A_j \sin(2\pi f_j t) \cdot e^{-t \cdot K_j} \cdot S_j, \quad t \in [t_{1j} + nT, t_{2j} + nT], \quad n = 0, 1, 2, \dots, \infty \quad (4.3)$$

де  $j$  – номер хвилі на певних інтервалах  $t \in [t_{1j} + nT, t_{2j} + nT]$ .

Програмна реалізація імітації сигналу в середовищі Matlab наведена нижче.

```

fs=32000;
t(1)=0;
t(2)=0.3;
t(3)=0.7;
A1=0.45;
A2=-0.2;
i1=0:1/fs:t(1); f1=2*t(1); y1=A1*sin(2*pi*i1/f1);
i2=0:1/fs:t(2); f2=2*t(2); y2=A2*sin(2*pi*i2/f2);
k=[y1 y2];
r=[k k k k k k k k k k k k k k k k k k];
t=0:length(r)-1; t=t./fs;

```

Описана програма дозволяє імітувати сигнал пульсової хвилі із заданими параметрами часових та амплітудних значень характерних точок півхвиль.

#### 4.4 Висновки до розділу 4

Розроблено імітаційну модель сфігмографічного сигналу у вигляді вектора значень такого сигналу із періодичним продовженням. Встановлено,



що найпростішим способом задання одного періоду сигналу є формування вектора значень її амплітуд через рівні проміжки часу.

Розроблено імітаційну модель сфігмографічного сигналу у вигляді суміші зникних синусоїд

## РОЗДІЛ 5

### СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

#### 5.1 Методика проведення медико-біологічних досліджень

Сфігмографія (грец. *Sphygmós* - «пульс» і *gráphō* - «пишу») - медичний інструментальний метод дослідження артеріального пульсу, заснований на реєстрації розширення ділянки артерії під час проходження по ньому пульсової хвилі, що набув поширення в ХІХ-ХХ століттях.

Власне сфігмографія реєструє коливання судини на ділянці тіла за допомогою приймача, який строго фіксований над артерією, не надаючи на її стінки істотного тиску. Таке дослідження можливо лише там, де артерії розташовані поверхнево, і в тих точках, де зазвичай проводять пальпацію пульсу.

Так звана об'ємна сфігмографія визначає сумарні об'ємні зміни шиї (або кінцівки) пацієнта, на яку одягають компресійну (для шиї - вузьку, з камерою розміром не більше половини довжини окружності) пневматичну манжету (за вказаною вище ГОСТу, прилад для вимірювання залежності обсягу органу або ділянки тіла при кровонаповненні від часу називається «плетизмовазограф»). В середині ХХ століття вважалося, що об'ємна сфігмографія займає проміжне положення між сфігмографією і плетизмографом. У сучасній літературі термін «об'ємна сфігмографія» або «*volume sphygmography*» можна зустріти лише в невеликій кількості публікацій російських авторів, а в світовому співтоваристві дослідників цей термін в даний час не вживається.

Разом з тим, в 2016 році Наказом Міністерства охорони здоров'я РФ 997-н від 26.12.2016 Додаток 15 пункт 10 в стандарт оснащення відділень функціональної діагностики сучасних клінік включені апарати для об'ємної сфігмографія.

Можна також виявити термін об'ємна сегментарна сфігмографія, тобто реєстрація об'ємних змін будь-якої ділянки тіла, доступного для накладення манжети. Найбільш важливим показником при проведенні ОСФГ є вимір швидкості поширення пульсової хвилі в артеріях еластичного і м'язового типів. До артерій еластичного типу відносяться аорта, підключичної, сонна і легенева артерії, до артерій м'язового типу - плечова, променева, стегнова і артерії гомілки.

Методи з використанням компресійної манжети можуть бути багатоканальними, коли використовують кілька манжет для різних кінцівок (зазвичай в умовах лабораторії), або одноканальними, як в пристроях, які суміщають осцилометрична сфігмоманометри і отримання периферичних і центральних сфігмограмі (використовують як для амбулаторного моніторингу пульсових хвиль, так і для їх аналізу в умовах офісу лікаря).

Розрізняють сфігмограму центрального і периферичного пульсу. Сфігмограма центрального пульсу проводиться на підключичної і сонної артерії, або за допомогою спеціальних перетворень відновлюється з кривою периферичного пульсу. Периферичний пульс досліджують на стегнової, променевої, артеріях стопи і при об'ємної сфігмографія.

Сфігмограма сонної артерії може записуватися синхронно з електрокардіограмою і фонокардіограму (полікардіографія).

Правила підготовки до сфігмографія схожі з правилами підготовки до вимірювання артеріального тиску (сфігмоманометр). За деякий час перед сфігмографією необхідно виключити фактори, що впливають на пульс і артеріальний тиск пацієнта: психічне напруження (також і під час проведення дослідження), прийом їжі (за 1 годину), фізичне навантаження, вживання тонізуючих напоїв (чаю, кави, какао), прийом ліків з групи симпатоміметиків, куріння (за 1,5-2 години), вживання алкоголю.

Основне положення тіла пацієнта - лежачи на спині. Руки трохи розсунуті в сторони, голова трохи піднята (знаходиться на подушці).

При дослідженні сонної артерії голова злегка відведена в сторону, шийні м'язи розслаблені. Пелот або воронку встановлюють на рівень верхнього краю щитовидного хряща або вище під нижню щелепу, в залежності від місця найкращою пульсації, яка визначається пальпаторно. Сфігмографія стегнової артерії визначається у верхній третині передньої поверхні стегна (трикутнику Ськарпа).

Для отримання сфігмограми кінцівок зручніше використовувати манжету, яку надягають на плече, передпліччя, стегно або гомілку пацієнта; в разі амбулаторного моніторингу підготовка і рекомендації пацієнтові такі ж, як і при добовому моніторингу артеріального тиску.

Швидкість поширення пульсової хвилі (СРПВ) визначають або по одночасного запису сфігмограмі двох і більше артерій, або при поділі контуру пульсової хвилі в одній артерії (за допомогою спеціальних алгоритмів) на прямі і відбиті хвилі. Різні техніки аналізу пульсових хвиль дозволяють також отримати значення центрального артеріального тиску та індексу аугментації.

## 5.2 Обґрунтування вибору УДК на пряму наукового дослідження

Універсальна десяткова класифікація (УДК) є міжнародною системою класифікації документів. Вона відповідає найістотнішим вимогам до класифікації (міжнародність, універсальність) та надає можливість відображати новітні досягнення науки й техніки без будь-яких суттєвих змін в її структурі. Такої гнучкості не має жодна з існуючих систем класифікації.

Наявність детально розробленої системи допоміжних таблиць визначників, здатність відображати нові поняття за допомогою розподілу рубрик від загального до конкретного також роблять систему УДК гнучкою. Це дає змогу багатоаспектно розкривати зміст матеріалів за допомогою комбінування індексів. Застосування визначників безмежно розширює

можливості класифікації та відкриває нові для детальної класифікації матеріалу.

В основі структури УДК – принцип десяткових дробів. Для позначення рубрик застосовують арабські цифри, зрозумілі в усіх країнах, що робить УДК загальнодоступною міжнародною системою. Десятковий принцип структури дає змогу безмежно розширювати її за допомогою приєднання нових цифрових позначень до існуючих, не змінюючи системи загалом.

Індекси УДК побудовані так, що кожна наступна цифра, що приєднується до індексу, не змінює попереднє значення, а лише уточнює, позначаючи конкретніше поняття.

Отже, тема наукового дослідження включає у своїй структурі дві сторони:

Тема включає у своїй структурі дві сторони:

- 1) Медична (діагностування кровотоку).
- 2) Метод статистичного опрацювання

Згідно з класифікатором УДК (сайт - <http://teacode.com/online/udc/>), **медична сторона** класифікується наступною послідовністю дій, при виборі номера:

- 1) УДК 61 - Медицина. Охорона здоров'я. Пожежна справа;
- 2) УДК 612 - Фізіологія. Порівняльна фізіологія
- 3) УДК 612.1 - Кровообіг. Кров
- 4) УДК 612.15 - Швидкість кровотоку в артеріях, венах, капілярах.

Вимірювання швидкості

**А технічна сторона** класифікується наступною послідовністю:

- 1) УДК 51 - Математика
- 2) УДК 519 - Не використовується
- 3) УДК 519.2 - Теорія ймовірностей і математична статистика
- 4) УДК 519.21 - Теорія ймовірностей і випадкові процеси

5) УДК 519.218 - Випадкові процеси спеціального виду

Загальний номер УДК буде такий:

**УДК 612.15:519.218**

Отже, у розділі описано методику проведення медико-біологічного дослідження та обґрунтовано вибір УДК тематики за напрямом наукового дослідження.

## РОЗДІЛ 6

### ОБҐРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

#### 6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи

Наукові дослідження, які є основою наступних стадій інноваційних процесів, класифікують по трьом видам: фундаментальні, пошукові та прикладні.

Фундаментальні дослідження проводять з метою отримання систематизованих даних щодо певної науково-технічної проблеми, виявлення нових закономірностей і принципів розвитку світу, обґрунтування нових понять, створення нових теорій.

Пошукові дослідження розвивають фундаментальні розробки з метою їх практичної використання, тобто вони спрямовані на конкретний науково-технічний результат.

Прикладні наукові дослідження, в свою чергу, базуються на пошукових і проводяться для розробки нових чи удосконалення існуючих технологічних процесів; створення матеріалів з особливими властивостями; принципово нових зразків машин, обладнання, приладів, оснащення, високотехнологічних наукомістких виробництв.

І, нарешті, розробки – технологічні, дослідно-конструкторські, проектні, організаційні роботи, які включають створення техніко-економічної документації для освоєння нововведень (нових технологій, нової продукції та виробництв, споруд, прогресивних методів організації та управління виробництвом) та їх дослідно-експериментального випробування.

Основне завдання економічного обґрунтування – довести, що тема досліджень, яку опрацьовує магістрант, має, перш за все, наукову, технічну, а також економічну, соціальну або екологічну значущість і сприяє тим самим зростанню темпів науково-технічного прогресу в цілому. З цією метою акцентується увага на масштабах виробництва і використання продукції, на

підвищення якості або удосконалення виробництва якої направлена тема магістерської роботи.

У разі, коли дослідження має фундаментальний або фундаментально-пошуковий характер необхідно висвітлити науково-технічне значення даної сфери знань та перспективи, які розкривають дослідження по темі магістерської роботи.

Ця частина економічного розділу повністю формується на основі критичного опрацювання фахових публікацій останніх років, які присвячені питанням, що стосуються теми дослідження. Всі викладки цієї частини повинні спиратись на конкретні кількісні оцінки експлуатаційних та технологічних властивостей матеріалів та виробів, обсягів їх виробництва та використання, режимів технологічних процесів, ринкової вартості виробів та технологічних матеріалів, сировини, енергоресурсів тощо з відповідним посилками в тексті на першоджерела.

Результатом цього розділу має стати чітко сформульована науково-технічна проблема, на вирішення якої повинна бути направлена дана дослідницька робота. Таким чином, сформульована проблема і тема науково-дослідницької роботи повинні знаходитись у логічній єдності між собою.

## 6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат організації-виконавця НДР, пов'язаних з виконанням теми, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість. Кошторис розробляє виконавець робіт на основі календарного плану проведення досліджень і затверджує замовник або орган, що забезпечує фінансування робіт. Як правило, кошторис складається до початку виконання робіт і тому називається плановим.

Встановлення величини витрат на проведення робіт по темі в розрізі типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР наводяться нижче.



6.2.1 Витрати на оплату праці. Витрати за цією статтею включають заробітну плату безпосередніх виконавців теми, а заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу, працівників дослідних виробництв включаються в кошторисну вартість теми через статтю «Накладні витрати». Крім цього, слід враховувати, що для тем, які фінансуються за рахунок держбюджету прибуток не планується і тому в дану статтю витрат включається тільки основна заробітна плата (без премій та інших виплат, що здійснюються із прибутку). Витрати на оплату праці розраховують на основі даних про трудомісткість окремих робіт по темі (табл. 1.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Загальна трудомісткість робіт, що виконуються безпосередньо студентом (інженером - дослідником), визначається навчальним планом відповідного напрямку підготовки.

Таблиця 6.1

## Трудомісткість робіт по темі НДР

Найменування робіт по темі дослідження	Трудомісткість за виконавцями, людино-днів					
	Провідний науковий співробітник	Старший науковий співробітник	Молодший науковий співробітник	Інженер	Лаборант	Студент
1. Уточнення та конкретизація завдань по темі дослідження	1	1	1	–	–	–
2. Аналіз науково-технічних публікацій з теми	1	–	2	–	–	1
3. Розроблення математичної моделі	2	2	2	–	–	–
4. Розроблення методу опрацювання	1	3	1	–	–	–
5. Експериментальні дослідження	2	2	2	2	2	2
6. Формування звіту по НДР	4	4	4	4	4	2
Разом за виконавцями теми	11	12	12	6	6	5

Подальші розрахунки витрат на оплату праці проводиться за алгоритмом, зрозумілим із табл. 6.2.

Середньоденна заробітна плата за категоріями виконавців розраховується шляхом ділення їх посадового місячного окладу на 21,2 (де 21,2 – усереднене число робочих днів за місяць).

Таблиця 6.2

## Розрахунок витрат на оплату праці

Посада виконавців теми	Планова трудомісткість, люд-днів	Заробітна плата, грн		
		Посадовий місячний оклад	Середньоденна зарплата	Усього за виконавцями
1.Провідний науковий співробітник	11	4847	228,63	2514,93
2.Старший науковий співробітник	12	3768	177,74	2132,88
3. Молодший науковий співробітник	13	2036	96,04	1248,52
4. Інженер	6	1902	89,72	538,32
5. Лаборант	6	1470	69,34	416,04
6. Студент	5	1470	69,34	346,7
Разом оплата праці з теми				7196,39

6.2.2 Відрахування на соціальні заходи. До цієї статті витрат належать виплати у вигляді єдиного соціального внеску, які здійснює організація – виконавець теми в пенсійний фонд в розмірі 37,26%, що становить 2681,37 грн. від загальних витрат на оплату праці.

Базою вказаного нарахування слугують загальні витрати на оплату праці по темі (табл.6.2).

6.2.3 Обладнання, необхідне для проведення досліджень. В даній статті враховують вартість усіх видів матеріалів, необхідних для проведення НДР, з вирахуванням вартості зворотних відходів.

Тематика дослідницьких робіт, які виконуються на факультеті контрольньо-вимірвальних та радіокомп'ютерних систем, передбачає використання, перш за все, комп'ютерної діагностичної системи,

комп'ютерів для опрацювання кардіосигналів сигналів та формування матеріалів звітності, оргтехніки та інші.

Розрахунки зведено за формою у табл.6.3

Таблиця 6.3

Розрахунки витрат на обладнання

Найменування обладнання	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн	Сума,грн.
1. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	шт	1	9300	9300
2. Принтер лазерний	шт	1	1800	1800
3. Кабель для підключення до ПК	шт	1	100	100
Загальні витрати на матеріали				11200

6.2.4 Енергоносії для проведення досліджень. На підприємстві електроенергія використовується для освітлення, живлення медобладнання, комп'ютерної техніки та оргтехніки.

$$Z_{cm} = \sum_{i=1}^n P_i \cdot k_i \cdot t_i \cdot C_i, \quad (6.1)$$

де  $P_i$  – витрата  $i$ -го виду матеріального ресурсу, натуральні одиниці;

$C_i$  - ціна за одиницю  $i$ -го виду матеріального ресурсу, грн;

$k_i$  – коефіцієнт використання потужності  $i$ -го виду матеріального ресурсу;

$t_i$  – час роботи  $i$ -го виду матеріального ресурсу;

$i$  - вид матеріального ресурсу;

$n$  - кількість видів матеріальних ресурсів.

Якщо для проведення НДР використовується електрообладнання, то необхідно розрахувати витрати на електроенергію за формою (6.1), наведеною в таблиці 6.4.

Таблиця 6.4

## Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Паспортна потужність, Вт	Коефіцієнт використання потужності	Час роботи обладнання для розробку АІС, год	Ціна електроенергії, Грн/ (кВт/год)	Сума, грн.
ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	200	0,15	100	1,72	5160
Принтер лазерний	500	0,25	3	1,72	645
Лампи розжарювання (освітлення)	100	0,85	10	1,72	1462
РАЗОМ витрати на електроенергію					7267

6.2.5 Витрати на службові відрядження. Дані витрати складаються із фактичних витрат на службові відрядження штатних працівників, зайнятих виконанням НДР: витрат на проїзд до місця відрядження і назад; витрат на проживання у готелі; добових витрат, які розраховуються на кожний день перебування у відрядженні, враховуючи час перебування в дорозі, та деякі інші.

Під час виконання НДР здійснюються ряд відряджень, які пов'язані із доповідями на конференціях, які наведено у таблиці 6.5.

Таблиця 6.5

## Приблизні витрати на службові відрядження

Тип відрядження	Кількість	Приблизна вартість відрядження
Конференція	5	1200
Здача звітів НДР	1	400
Впровадження результатів НДР	3	500
Всього	—	2100

6.2.6. Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми. Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі

складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.6.6).

Таблиця 6.6

## Планова калькуляція кошторисної вартості НДР

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1	2	3
1.Витрати на оплату праці	7196,39	Відповідно до розрахунків
2.Відрахування на соціальні заходи	2681,37	Відповідно до діючих загальнодержавних нормативів
3.Обладнання для проведення досліджень	11200	Відповідно до розрахунків
4.Енергоносії для проведення досліджень	7267	Відповідно до розрахунків
5.Витрати на службові відрядження	2100	Відповідно до розрахунків
6.Інші невраховані прямі витрати по темі	3044,48	10% від суми прямих розрахованих витрат по темі
7.Кошторисна вартість теми	33489,24	Сума попередніх статей

Кінцевим результатом науково-дослідницьких робіт є досягнення наукового, науково-технічного, економічного, соціального, екологічного та інших видів ефектів.

Науковий ефект від виконання теми передбачає приріст наукових знань у певній сфері науки, а науково-технічний ефект характеризує можливість використання цих наукових знань в інших наукових напрямках та при розробці принципово нових технічних рішень. Економічний ефект відображає потенціал НДР в досягненні кращого співвідношення результатів виробництва до витрат і має прогностичний характер. Соціальний ефект заводить до збільшення числа робочих місць, поліпшення умов праці та побуту, скорочення тривалості робочого тижня, розвитку охорони здоров'я, науки, культури, освіти. Екологічний ефект полягає в поліпшенні стану навколишнього середовища, зменшенні електромагнітного та іонізуючого випромінювання тощо.

### 6.3. Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи

Економічна оцінка фундаментальних і пошукових НДР у вартісному вимірі, як правило, неможливо, бо ймовірність доведення результатів таких досліджень до конкретного практичного застосування невелике. Для таких досліджень рекомендується визначати науковий та науково-технічний ефект, який враховує результати наукових досліджень та їх значущість для прискорення науково-технічного прогресу та розвитку національної економіки.

Науковий та науково-технічний ефект рекомендується оцінювати коефіцієнтом науково-технічної ефективності ( $E_{нт}$ ) за допомогою формули:

$$E_{нт} = \frac{\sum B_i \cdot B_{ij}}{\sum B_i \cdot B_{ij}^{\max}}, \quad (6.2)$$

де  $B_i$  – нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності (табл. 6.7);

$B_{ij}$  – середнє значення балу, який виставляється експертами  $i$ -му фактору;

$B_{ij}^{\max}$  – максимально можливе значення балу (табл. 6.8);

$i$  – порядковий номер фактору;

$j$  – відповідна характеристика  $i$ -го фактора.

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності наведені в табл. 6.7.

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів  
науково-технічної ефективності

Фактори ( $i$ )	Коефіцієнти вагомості ( $B_i$ )
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	0,25
2.Глибина наукового опрацювання	0,16
3.Ступінь ймовірності успіху	0,09
4.Перспективність використання результатів	0,25
5.Масштаб можливої реалізації результатів	0,15
6.Завершеність одержаних результатів	0,10
Разом	1,00

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР наведена в табл. 6.8.

Таблиця 6.8

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР

Фактор наукової та науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Оцінка фактора	
		Якісна	Бальна $A_{ij}^{\max}$
<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
1.Новизна одержаних або передбачуваних результатів	Одержані принципово нові результати, раніше невідомі в науці, розроблена нова теорія, відкрита нова закономірність	Висока	10
	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	Середня	7
	Позитивне вирішення поставлених задач на підставі простих узагальнень, аналіз зв'язків між факторами, розповсюдження відомих наукових принципів на об'єкти	Недостатня	3
	Опис окремих елементарних фактів, передача та поширення отриманих раніше результатів, реферативні огляди	Тривіальна	1

## Продовження таблиці 6.8

1	2	3	4
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена значна кількість експериментів по нетрадиційним методикам, виконані складні теоретичні розрахунки, підтверджені експериментальними даними	Істотна	10
	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	Середня	6
	Проведена недостатня кількість експериментів, виконані прості теоретичні розрахунки без експериментальної перевірки	Несуттєва	1
3.Стінь ймовірності успіху	Висока ймовірність повного вирішення поставлених задач НДР	Значна	10
	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	Помірна	6
	Низька ймовірність вирішення поставлених задач, отримання позитивних результатів сумнівне	Незначна	1
4.Масштаб використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	Широкий	10
	Результати можуть бути використані в конкретному науковому напрямку при розробці нових технічних рішень, спрямованих на суттєве підвищення продуктивності суспільної праці	Достатньо широкий	8
	Результати будуть використані при проведенні наступних НДР, при розробці нових технічних рішень в конкретній галузі	Достатній	5
5.Ступінь реалізації результатів	Строк впровадження, роки: До 2	Висока	10
	До 4	Середня	7
	До 6	Достатня	4
	Більше 6	Недостатня	2
6.Завершення одержаних результатів	Авторське свідоцтво, стаття в фаховому виданні, методика, інструкція, класифікатор, стандарти, нормативи.	Висока	10
	Технічне завдання на прикладну НДР	Середня	8
	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	Достатня	6
	Огляд, інформаційне повідомлення	Недостатня	3



Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 6.9.

Таблиця 6.9

## Результати розрахунків науково-технічної ефективності НДР

Фактори науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Розрахунок $B_{ij}$			$B_{ij}^{\max}$
		Експертні оцінки		$B_{ij}$	
		1	2		
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	3	3	3	10
2.Глибина наукового опрацювання	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	6	6	6	10
3.Ступінь ймовірності успіху	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	6	6	6	10
4.Перспективність використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	10	10	10	10
5.Масштаб можливої реалізації результатів	До 2 років	10	10	10	10
6.Завершеність одержаних результатів	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	6	6	6	10

Розраховане за формулою 6.2 значення  $E_{нт}$  буде відображати рівень наукової та науково-технічної ефективності конкретної теми фундаментального чи пошукового дослідження:

$$E_{нт} = \frac{0.25 \cdot 3 + 0.16 \cdot 6 + 0.09 \cdot 6 + 10 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,685 .$$

Загальну оцінку магістерської НДР можна здійснити, користуючись даними табл. 6.10.

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності  
фундаментальних та пошукових НДР

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності		Можливі рекомендації по результатам виконання НДР
Розраховане значення $E_{нт}$	Загальна якісна оцінка ефективності	
0,91-1,00	Відмінно	Оформлення авторського свідоцтва, публікація у фаховому виданні, продовження досліджень по даній тематиці
0,76-0,90	Дуже добре	
<b>0,61-0,75</b>	<b>Добре</b>	<b>Рекомендації можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів</b>
0,36-0,60	Достатня	Переглянути технічне завдання у разі продовження досліджень по даній темі
Менш 0,35	Незадовільна	Здійснити всебічний аналіз отриманих результатів по темі

#### 6.4 Висновки до розділу 6

У розділі на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних встановлено, що планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі становить 33489,24 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,685 від максимального числа 1, а рекомендації по результатам виконання НДР можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів.

## РОЗДІЛ 7

### ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

#### 7.1 Охорона праці

При виконанні досліджень на тему: «Імітаційна модель сфігмографічного сигналу для систем діагностики периферійного кровообігу» використовується сфігмометр VASERA VS-1500N і тому потрібно врахувати всі вимоги охорони праці, техніки безпеки та протипожежної безпеки.

Для попередження і недопущення нещасних випадків при роботі з сфігмометром необхідно щоб облаштування його відповідало діючим «Правилам облаштування електроустановок».

Медичний персонал повинен знати тип і клас медичної апаратури ,системи діагностики периферійного кровообігу (сфігмометру) і безпечно користуватись нею.

Монтажем, наладкою та підключенням сфігмометру займається інженерно-технічний персонал.

Медичні працівники, в обов'язки яких входить обслуговування сфігмометру, при необхідності, повинні пройти навчання по безпечній експлуатації і бути атестовані.

Персонал, який працює з системою діагностики периферійного кровообігу (сфігмометром) повинен бути старше 18 років, пройти медогляд і бути придатним до роботи, пройти вступний, первинний інструктаж та через кожних 3 місяці проходити повторні інструктажі.

Перед включенням системи діагностики периферійного кровообігу (сфігмометру) необхідно візуально перевірити електрошнур на наявність механічних порушень. Забороняється працювати з сфігмометром вологими руками. Не залишати його без нагляду на довгий час, після закінчення роботи перевірити, чи він вимкнений. При виявленні або виникненні несправності в

сфігмометрі негайно викликати електрика, що його обслуговує. Категорично заборонено виконувати будь-які ремонтні роботи самостійно.

Термін експлуатації сфігмометру - 3 роки. З метою довгого терміну служби, звертайте увагу на технічне обслуговування.

Отже використання сфігмометра VASERA VS-1500N, для відбору сигналів і подальшої роботи по розробці імітаційної моделі сфігмографічного сигналу, є безпечною з точки зору охорони праці та електробезпеки, і забезпечить безпечні умови праці при його експлуатації.

## 7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

7.2.1 Забезпечення стійкості роботи об'єктів зв'язку, радіомовлення і телебачення до дії вражаючих факторів надзвичайних ситуацій

У разі виникнення надзвичайних ситуацій в населених пунктах, на об'єктах складається обстановка, обумовлена впливом вражаючих факторів. Під обстановкою розуміють сукупність впливу вражаючих факторів на території району, населеного пункту, об'єкта, що впливають на безпеку життєдіяльності робітників, службовців і населення.

Обстановка характеризується масштабами, ступенем впливу вражаючих факторів на місцевість, атмосферу, будівлі та споруди, на безпеку життєдіяльності і т.д.

За характером обстановка може бути інженерної, хімічної, радіаційного, бактеріологічного, комбінованої і т.д.

Оцінка обстановки - це вивчення і аналіз чинників і умов, що виникають в результаті надзвичайних ситуацій і впливають на безпеку людей і функціонування об'єктів зв'язку. При оцінці обстановки проводиться збір і обробка інформації, що дає можливість визначити масштаби поразки і їх вплив на безпеку людей.

Результатом оцінки обстановки є прийняття рішення керівником підприємства, міста, щодо вибору оптимального режиму захисту людей, при якому забезпечуються найменші втрати від впливу вражаючих факторів.

Основними методами оцінки обстановки є прогнозування і розвідка.

Під прогнозуванням розуміють деякий дослідний процес, в результаті якого виробляється судження про майбутній стан об'єкта у випадках впливу на нього вражаючих факторів.

Найбільш точним методом є метод оцінки обстановки за даними розвідки - метод розвідки. В цьому випадку збір даних про вплив вражаючих факторів проводиться методом візуального або інструментального спостереження. Метод дуже точний, але може застосовуватися тільки після того, як подія вже станеться.

Для проведення розвідки на об'єктах можуть створюватися нештатні розвідувальні формування: розвідувальні групи і ланки, пости радіаційного та хімічного спостереження (ПРХН).

Дані розвідки і спостереження збираються і обробляються в комісіях з надзвичайних ситуацій (штабу ЦО НС).

Під інженерної обстановкою розуміють сукупність наслідків впливу вражаючих факторів, що виникають в результаті надзвичайних ситуацій і викликають руйнування, пожежі і загибель людей, тварин, рослинності.

Даними для оцінки інженерної обстановки є:

- Відомості про найбільш можливі стихійні лиха в даному районі, можливих аваріях, які можуть статися на самому об'єкті або поблизу нього;
- Можливі вражаючі фактори, які можуть виникнути в результаті НС;
- Міцності будівель, споруд, ліній зв'язку, радіоелектронної апаратури, комунально-енергетичних мереж і т.д.

Вплив ударної і сейсмічної хвиль на будівлі, споруди, апаратуру оцінюються межею стійкості, під яким розуміють максимальний надлишковий тиск у фронті ударної хвилі, що викликає слабкі руйнування або мінімально-надлишковий тиск у фронті ударної хвилі, що викликає

середні руйнування. Це така величина надлишкового тиску, після дії якого будівлі, споруди, апаратура можуть бути відновлені в мінімально короткі терміни.

Під хімічної обстановкою розуміють сукупність наслідків хімічного зараження місцевості ОР і СДОР, що впливають на безпеку персоналу і населення, стійкість функціонування об'єктів і дії рятувальних формувань.

Під радіаційною обстановкою розуміють сукупність наслідків радіоактивного забруднення місцевості, надають впливу на безпеку населення, персоналу, на функціонування об'єктів зв'язку, роботу рятувальних формувань.

Радіаційна обстановка характеризується: масштабами забруднення, характером РЗМ, тобто радіонуклідом складу і рівнями радіації на місцевості.

Радіаційний захист визначається допустимими дозами опромінення Ддоп.

Всі режими захисту включають три послідовні етапи:

I етап - укриття в протирадіаційних укриттях (ПРУ) з припиненням роботи на об'єкті;

II етап - укриття в ПРУ вільної зміни і позмінна робота за графіком у виробничих приміщеннях;

III етап - позмінна робота в виробничих приміщеннях з відпочинком вдома і з обмеженим перебуванням людей на відкритій місцевості (не більше 1-2 год. На добу).

При проектуванні об'єктів і споруд зв'язку необхідно передбачати забезпечення роботи об'єктів не тільки в нормальних (штатних), але і в екстремальних умовах, викликаних надзвичайними ситуаціями.

Екстремальні ситуації для функціонування об'єктів зв'язку можуть створюватися в результаті різких змін температури, надлишкового тиску, електромагнітних та іонізуючих випромінювань, шкідливих забруднень навколишнього середовища. Ці зміни можуть призводити до різних

деформацій, пошкоджень, руйнувань, змін екологічної рівноваги навколишнього середовища, негативним емоційним явищам, виникненню епідемій, втрати працездатності, загибелі людей та інших катастрофічних явищ (до катастроф і катастрофічних наслідків відносять стихійні лиха, великі аварії, військові конфлікти та епідемії, при яких виникає небезпека для життя людей).

В даний час при проектуванні об'єктів і пристроїв зв'язку повинні розглядатися питання експлуатації не тільки в штатних, а й в екстремальних умовах, тому на випадок різних НС повинні розроблятися практичні рекомендації по відновленню працездатності об'єктів зв'язку та їх елементів.

Об'єкти, споруди та системи зв'язку займають важливе місце в економіці країни, так як їх нормальна робота забезпечує управління господарською та іншою діяльністю в будь-яких умовах, а тому одним із найважливіших завдань є забезпечення сталого їх функціонування в надзвичайних умовах.

Для підвищення стійкості роботи об'єктів зв'язку передбачається здійснення комплексу інженерно-технічних заходів ГО НС (ІТМ ГО НС), які повинні проводитися на всіх об'єктах зв'язку.

Під об'єктами зв'язку розуміють будівлі, споруди, транспортні засоби, в яких розміщуються підприємства зв'язку з обладнанням та обслуговуючим персоналом. До них відносяться: вузли зв'язку, різні лінії зв'язку з каналообразующою апаратурою, що обслуговуються і не обслуговуються підсилювальні пункти, телефонні станції, радіорелейні, тропосферних, супутникові лінії зв'язку, радіоцентри, центри радіомовлення і телебачення, радіотрансляційні вузли, промислові підприємства, що випускають апаратуру зв'язку та ін.

Під стійкістю функціонування об'єктів зв'язку розуміють їх здатність працювати в нештатних, т. Е. Надзвичайних ситуаціях мирного і воєнного часу, а при порушеннях їх роботи - це здатність відновлювати працездатність в найкоротші терміни.

Поняття стійкість функціонування об'єктів зв'язку по суті включає два поняття: фізичну (статичну) і оперативну стійкості.

під *фізичної стійкістю* об'єктів зв'язку або їх елементів розуміють фізичну міцність його будівель, споруд, обладнання, різних пристроїв до впливу вражаючих факторів, які можуть виникнути у випадках НС.

під *оперативної стійкістю* функціонування систем зв'язку розуміють забезпечення сталого управління господарською та іншою діяльністю у випадках НС, а у випадках порушення роботи систем зв'язку - це здатність відновлювати зв'язок в найкоротші терміни.

Основні вимоги, виконання яких веде до підвищення стійкості функціонування об'єктів зв'язку:

- зниження можливих втрат і руйнувань від впливу вражаючих факторів, викликаних стихійними лихами, виробничими аваріями і військовими діями;
- створення оптимальних умов для відновлення зруйнованих, пошкоджених об'єктів в мінімально короткі терміни;
- забезпечення безпеки життєдіяльності людей.

Для підвищення стійкості електропостачання об'єкту необхідно мати дублюючі і аварійні джерела електропостачання, тому на об'єктах зв'язку має бути не менше двох введів від незалежних джерел, обов'язково з різних сторін, і підведення електроенергії повинно здійснюватися підземним кабелем. Крім того, об'єкти зв'язку повинні мати свої автономні джерела електроживлення (акумуляторні батареї, дизельелектричні станції і т. Д.), Що включаються автоматично при виході з ладу основних джерел живлення.

Водопостачання об'єкта стійко тоді, коли воно здійснюється від декількох незалежних систем водопостачання або від декількох вододжерел, рознесених відносно один одного на безпечні відстані.

Міжміські магістральні кабельні лінії зв'язку повинні прокладатися поза зонами можливих слабких руйнувань.



Вузли зв'язку державної мережі зв'язку повинні розміщуватися в захисних спорудах і поза зонами можливих руйнувань і катастрофічних затоплень. Вузли зв'язку повинні мати можливість передачі транзитних каналів на інші магістральні лінії зв'язку в обхід великих міст і важливих об'єктів і на вузли зв'язку Міністерства зв'язку та інформатизації та інших центральних органів виконавчої влади.

7.2.2 Організація та проведення оповіщення робітників і службовців підприємства та населення з використанням систем автоматизованого і централізованого оповіщення цивільного захисту на об'єкті що проектується

**оповіщення** - доведення сигналів і повідомлень органів управління ЦЗ про загрозу та виникнення НС, аварій, катастроф, епідемій, пожеж тощо до центральних і місцевих органів виконавчої влади, підприємств, установ, організацій та населення;

**система оповіщення** - комплекс організаційно-технічних заходів, апаратури і технічних засобів оповіщення, апаратури, засобів та каналів зв'язку, призначених для своєчасного доведення сигналів та інформації про виникнення НС до центральних і місцевих органів виконавчої влади, підприємств, установ, організацій та населення.

### **Оповіщення про загрозу або виникнення НС (Стаття 30)**

1. Оповіщення про загрозу або виникнення НС полягає у своєчасному доведенні такої інформації до органів управління ЦЗ, сил ЦЗ, суб'єктів господарювання та населення.

2. Оповіщення про загрозу або виникнення НС забезпечується шляхом:

1) функціонування загальнодержавної, територіальних, місцевих автоматизованих систем централізованого оповіщення про загрозу або виникнення НС, спеціальних, локальних та об'єктових систем оповіщення;

2) централізованого використання телекомунікаційних мереж загального користування, у тому числі мобільного (рухомого) зв'язку, відомчих телекомунікаційних мереж і телекомунікаційних мереж суб'єктів господарювання в порядку, встановленому Кабінетом Міністрів України, а

також мереж загальнонаціонального, регіонального та місцевого радіомовлення і телебачення та інших технічних засобів передавання (відображення) інформації;

3) автоматизації процесу передачі сигналів і повідомлень про загрозу або виникнення НС;

4) функціонування на об'єктах підвищеної небезпеки автоматизованих систем раннього виявлення НС та оповіщення;

5) організаційно-технічної інтеграції різних систем централізованого оповіщення про загрозу або виникнення НС та автоматизованих систем раннього виявлення НС та оповіщення;

б) функціонування в населених пунктах, а також місцях масового перебування людей сигнально-гучномовних пристроїв та електронних інформаційних табло для передачі інформації з питань ЦЗ.

3. Встановлення сигнально-гучномовних пристроїв та електронних інформаційних табло покладається на органи місцевого самоврядування, суб'єкти господарювання. Місця встановлення сигнально-гучномовних пристроїв та електронних інформаційних табло визначаються органами місцевого самоврядування, суб'єктами господарювання.

4. Оператори та провайдери телекомунікації, телерадіоорганізації зобов'язані забезпечити підключення технічних засобів мовлення до автоматизованих систем централізованого оповіщення з установленням спеціального обладнання для автоматизованої передачі сигналів та повідомлень про загрозу або виникнення НС.

5. Порядок організації оповіщення про загрозу або виникнення НС та організації зв'язку у сфері ЦЗ визначається положенням, яке затверджується Кабінетом Міністрів України.

### **Інформування у сфері ЦЗ (Стаття 31)**

1. Інформацію з питань ЦЗ становлять відомості про НС, що прогнозуються або виникли, з визначенням їх класифікації, меж поширення і наслідків, а також про способи та методи захисту від них.

2. Органи управління ЦЗ зобов'язані надавати населенню через засоби масової інформації оперативну та достовірну інформацію, зазначену в частині першій цієї статті, а також про свою діяльність з питань ЦЗ, у тому числі в доступній для осіб з вадами зору та слуху формі.

3. Керівники суб'єктів господарювання, що експлуатують потенційно небезпечні об'єкти та об'єкти підвищеної небезпеки, зобов'язані систематично та оперативно оприлюднювати інформацію про такі об'єкти в офіційних друкованих виданнях, на офіційних веб-сайтах, інформаційних стендах та в будь-який інший прийнятний спосіб.

4. Інформація має містити дані про суб'єкт, який її надає, та сферу його діяльності, про природу можливого ризику під час аварій, включаючи вплив на людей та навколишнє природне середовище, про спосіб інформування населення у разі загрози або виникнення аварії та поведінку, якої слід дотримуватися.

5. Оприлюднення інформації про наслідки ЦЗ здійснюється відповідно до законодавства про інформацію.

Підприємства електрозв'язку забезпечують на договірних умовах експлуатаційно-технічне обслуговування апаратури і технічних засобів оповіщення та зв'язку ЦЗ, що належить до сфери управління центральних та місцевих органів виконавчої влади, знаходяться в пунктах управління, на підприємствах, в установах і організаціях.

Експлуатаційно-технічне обслуговування апаратури і технічних засобів оповіщення та зв'язку ЦЗ повинно забезпечувати підтримання їх у готовності до виконання завдань у разі загрози або виникнення надзвичайних ситуацій та забезпечення сталого управління заходами ЦЗ.

Відповідальність за збереженість апаратури і технічних засобів оповіщення та зв'язку ЦЗ і їх технічну готовність несуть керівники підприємств, установ, організацій (у тому числі органів МВС), де встановлено ці засоби. Відповідальність за технічну готовність апаратури і технічних засобів оповіщення та зв'язку ЦЗ, виконання організаційно-

технічних заходів з попередження несанкціонованого запуску несуть підприємства електрозв'язку, що прийняли ці засоби на експлуатаційно-технічне обслуговування.

Категорично забороняється самостійно проводити відключення (перенесення на інше місце) апаратури і технічних засобів оповіщення та зв'язку ЦЗ без дозволу відповідного органу ЦЗ та НС. За самовільне відключення систем оповіщення посадові особи притягаються до відповідальності згідно із законодавством.

Для здійснення контролю за станом готовності систем централізованого оповіщення черговими службами органів ЦЗ та НС передаються контрольні сигнали (команди). Порядок та час їх передавання визначаються спеціальною інструкцією.

Отже, в підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях розглянуто такі важливі питання як: забезпечення стійкості роботи об'єктів зв'язку, радіомовлення і телебачення до дії вражаючих факторів надзвичайних ситуацій; організація та проведення оповіщення робітників і службовців підприємства та населення з використанням систем автоматизованого і централізованого оповіщення цивільного захисту на об'єкті що проектується.

## РОЗДІЛ 8 ЕКОЛОГІЯ

### 8.1 Актуальність екологічних проблем

Ми живемо в такий час, коли забруднення навколишнього середовища з кожним днем зростає. І природа не в змозі долати ці перешкоди самотійно.

Взаємодія виробничо-господарських та природних процесів привела до порушення взаємних зв'язків між елементами живої та неживої природи. В результаті з'явилися такі глобальні негативні наслідки:

- знищення лісів та багатьох видів тварин, зменшення їх кількості;
- збільшення промислових відходів;
- вітрова та водна ерозія, утворення пустель, пилові бурі;
- розповсюдження шкідників сільського господарства;
- радіоактивне забруднення;
- надмірний ріст чисельності населення Землі;
- суттєве зменшення невідновлюваних сировинних ресурсів:
  - а) чистої води;
  - б) палива;
  - в) будівельних матеріалів.

Вони призвели до помітної деградації біосфери, а в наш вік науково-технічної революції – до екологічної кризи.

Саме тому в Україні розпочато екологічну реформу майже одночасно з проголошенням незалежності.

Великої гостроти набула проблема радіоактивних відходів. На атомних електростанціях накопичено тисячі тон відпрацьованого ядерного палива, десятки тисяч кубометрів твердих і десятки мільйонів літрів рідких радіовідходів. В промисловості, сільському господарстві, медицині та в наукових закладах накопичено більше ста тисяч відкритих та закритих

радіоактивних джерел. Понад 70 млн. м радіоактивних відходів зосереджено у підвалах уранової, гірничодобувної та переробної промисловості.

В 1991 році прийнято Закон про охорону навколишнього середовища, утворено відповідний комітет, який в кінці 1994 року перетворено в Міністерство екологічної та ядерної безпеки, а Верховна Рада постановою від 05.03.98 року №188/98-89 затвердила “Основні напрямки державної політики України в галузі охорони довкілля, використання природних ресурсів та забезпечення екологічної безпеки”.

Вони включають мету, пріоритетні завдання, механізми їх реалізації та інтеграції у Європейському екологічному процесі на базі сучасного екологічного права, стандартів та нормативів.

Для запобігання техногенних аварій та катастроф введено державну екологічну експертизу проектів, програм чи діяльності з метою їх заборони в разі підвищеної екологічної небезпеки. Цю експертизу здійснює спеціальна інспекція з участю громадськості. Перевіряються всі проекти, в тому числі нової техніки, технологій, матеріалів.

Використання та охорона водних ресурсів. Зростають обсяги скидання забруднених стічних вод у водоймищах України. У 1993 році їх кількість становила 4,7 млрд.м<sup>3</sup> проти 4,3 в 1991 році.

Основними забрудненнями водних джерел залишаються підприємства металургії, енергетики, вугільної промисловості, агропромислового комплексу, а також комунальне господарство, частка котрого складає майже половину забруднених станів країни.

Забруднення повітряного басейну. На стан повітряного басейну впливають внутрішні стаціонарні та пересувні джерела і повітряні потоки з території Західної Європи. Викиди шкідливих речовин від стаціонарних джерел забруднення склали 7,3 млн. тонн. Виявляються та знешкоджуються лише 3/4 шкідливих речовин, котрі викидаються стаціонарними джерелами забруднення, в тому числі газоподібних та рідких – менше 1/3. Викиди автотранспорту склали 2,7 млн. т. (27 % від загальних викидів). Високий

рівень забруднення спостерігається в 13 містах України, котрі знаходяться в Донецьк – Придніпровському промисловому регіоні. Такий рівень зумовлений підвищеним вмістом специфічних шкідливих речовин, а також вмістом діоксиду азоту та пилу.

## 8.2 Шкідливий вплив на довкілля при виготовленні сфигмометра

Під час свого функціонування підприємств здійснюють наступні забруднення:

- забруднення повітря газами, пилом;
- забруднення ґрунту;
- теплове забруднення;
- хімічне забруднення води.

Забруднення повітря відбувається під час паяння, де виділяються пари металів. Під час сушіння і лакування друкованого вузла виділяються пари органічних речовин.

Шкідливі речовини, які є у повітрі, потрапляють в органи дихання людини, також вони можуть потрапити в органи людини через шкіру, що викликає гострі та хронічні отруєння.

Для очищення повітря використовують механічну вентиляцію і засоби очищення повітря від пилу та газів, парів спирто-бензинової суміші.

Забруднюється і ґрунт на території підприємств. Своєчасна ліквідація та утилізація відходів, утримання в чистоті робочих територій є також важливим засобом у комплексі робіт і захисту навколишнього середовища.

Теплове забруднення викликається тим, що апаратура виділяє під час роботи значну кількість тепла, що призводить до підвищення температури повітря в приміщенні. Усунення тепла відбувається за допомогою механічної вентиляції.

Хімічне забруднення води відбувається за рахунок електрохімічної обробки, гальванічних робіт, сполуками металів, кислотами, лугами, травлення міді, змиванні флюсів так само забруднюють водні стоки.

### 8.3 Заходи по охороні навколишнього середовища при промислових процесах виготовлення даного сфінгометра

Використання сучасної елементної бази при виробництві даного електронного апарату дозволило скоротити кількість дискретних елементів, для виробництва яких необхідно задіяти різні типи виробництва, які можуть виявитись шкідливими для навколишнього середовища. Зменшення кількості матеріалів, які необхідні при виробництві, дозволило не тільки зменшити собівартість, але і величину відходів при виробництві. Кількість місць пайки зменшена, що дозволяє підвищити економію електроенергії.

Значна кількість підприємств є потужним джерелом забруднень, яке охоплює великі території та негативно впливає на екологію. Тому в промисловості треба приділяти серйозну увагу питанням оцінки її впливу на навколишнє середовище і розробляти природоохоронні заходи.

У системі заходів з охорони навколишнього середовища істотну роль відіграє вибір площі для будівництва підприємства та планування рішення їх розміщення.

При наявності технологічних процесів, в яких передбачено використання води в значних об'ємах, технологічні рішення мусять забезпечити використання систем обертового водопостачання, зменшення кількості стічних вод.

При проектуванні та спорудженні підприємств для навколишнього середовища потрібно передбачити технологічні процеси та виробниче обладнання, при яких відходи можуть бути зменшені до мінімальних об'ємів.



При розробці виробничих та технологічних проектів треба передбачити:

- герметизацію та максимальне ущільнення етапів та з'єднань у технологічному обмеженні підприємства;
- заміну рідкого та твердого палива газом;
- заміну процесів та технологічних операцій, зв'язаних із виникненням шуму, вібрацій та інших шкідливих факторів, процесами чи операціями, при яких відсутня чи зменшується інтенсивність цих факторів;
- виділення та виявлення шкідливих речовин у процесі виробництва.

Поступовий перехід від механізації до автоматизації виробництва з наступною його комп'ютеризацією, з одного боку, збільшує потужність впливу людини на природу, але, з іншого, дозволяє мати принципово нову технологічну основу для вирішення екологічних проблем, розробляючи прогресивні природоохоронні технології.

## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В результаті виконання роботи отримано наступні результати.

Проведено аналіз природи та параметрів сфігмографічного сигналу та встановлено, що такий сигнал несе відомості про стан периферійного кровообігу та використовується як додаткове джерело інформації при діагностуванні його різних захворювань.

З метою врахування і імітаційній моделі сфігмографічного сигналу необхідних параметрів реального сигналу при нормі та патології проаналізовано фізичну суть самого процесу відбору таких сигналів. Встановлено, що поширеними сьогодні є неінвазивні методи отримання сфігмографічних сигналів шляхом вимірювання степені ослаблення інтенсивності світлового сигналу, який проходить через ділянки тіла (наприклад пальця чи мочки вуха) або при відбитті його від поверхні шкіри людини. В першому випадку ослаблення є викликане зміною об'єму крові в кровоносних судинах. В другому випадку відбувається амплітудна модуляція відбитого світла пульсаціями кровоносних судин. При цьому в структурі сигналу присутня змінна та постійна складові. Друга складова є малоінформативною.

Також розглянуто способи математичного опису та види математичних моделей сфігмографічного сигналу для врахування важливих з точки зору діагностики параметрів таких сигналів у їхній імітаційній моделі.

Розроблено імітаційну модель сфігмографічного сигналу у вигляді вектора значень такого сигналу із періодичним продовженням. Встановлено, що найпростішим способом задання одного періоду сигналу є формування вектора значень її амплітуд через рівні проміжки часу. Також запропоновано імітаційну модель сфігмографічного сигналу у вигляді суміші зниклих синусоїд. Результати експериментального моделювання в середовищі Matlab показали відповідність імітованих та реальних сигналів.

## Бібліографія

1. Бендат, Дж. Прикладной анализ случайных данных : пер. с англ. / Дж. Бендат, А. Пирсол. – М. : Мир, 1989. – 540 с. – ISBN 5-03-001071-8.
2. Биологическая и медицинская кибернетика : Справочник / О.П. Минцер, В.Н. Молотков и др.. – К.:Наукова думка, 1986. – 374 с.
3. Ситько, С.П. Аппаратное обеспечение современных технологий квантовой медицины / С.П. Ситько, Ю.А. Скрипник, А.Ф. Яненко/ – "Федос Лтд." – К., 1999. – 199 с.
4. Пульс (<http://ru.wikipedia.org/wiki>).
5. Компьютерный комплекс для сфигмографических исследований / Ф.Ф. Колпаков, Г.Л. Хильченко, В.Е. Доброва, С.К. Пидченко // Открытые информационные и компьютерные интегрированные технологии. Выпуск 1. Сборник научных трудов. – Харьков, ХАИ.- 1998.- С. 180-184.
6. Сфигмография : Медицинская энциклопедия (<http://slozare.coolreferat.com>).
7. Сфигмография ([http://online.adviser.kg/Document/?doc\\_id=30479762](http://online.adviser.kg/Document/?doc_id=30479762)).
8. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи : Монографія / С.В. Павлов, В.П. Кожем'яко, В.Г. Петрук, П.Ф. Колісник/ – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 254 с. ISBN 978-966-641-211-2.
9. Ситько, С.П. Аппаратное обеспечение современных технологий квантовой медицины / С.П. Ситько, Ю.А. Скрипник, А.Ф. Яненко.-"Федос Лтд." – К., 1999. – 199 с.
10. Мосійчук, В. С., Шарпан О. Б. Застосування цифрового оптоелектронного сенсора для вимірювання пульсу в системі кровообігу людини / В. С. Мосійчук, О. Б. Шарпан // Вестник Национального техн. ун-та Украины «Киевский политех-ский ин-т». Серия машиностроение. – 2009. – Вып. 57. – с.111-115.
11. Пульсоксиметр (<http://ru.wikipedia.org/wiki>).

([http://www.femto.com.ua/articles/part\\_1/0388.html](http://www.femto.com.ua/articles/part_1/0388.html)).

13. Мандзій, Б.А. Основи теорії сигналів. Навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів України. / Б.А. Мандзій, Р.І. Желяк. – Львів: НВП «НОВИЙ ТЕЗАУРУС», 2011. – 152 с.

14. Мышкис, А.Д. Элементы теории математических моделей. Изд. 3-е, исправленное / А.Д. Мышкис. – М. : КомКнига, 2007. – 192 с. – ISBN 978-5-484-00953-4.

15. Шеннон, Р. Имитационное моделирование систем – искусство и наука : пер. с англ. / Р. Шеннон. – М.: Мир, 1978. – 421 с.

16. Лазарев, Ю. Начала программирования в среде Matlab : учеб пособ. // Ю. Лазарев. – Киев – НТУУ “КПИ”, 2003. – 425 с.

17. Ануфриев, И.Е. MATLAB 7. – СПб.: БХВ-Петербург, 2005. – 1104 с.

18. Вайнштейн, С.Я., Безпека і охорона праці на підприємствах машинобудування. – К.: Техніка, 1967.

19. Охрана окружающей среды: учеб. для техн. спец. вузов под ред Белова С.В. – М.: В/ш, 1996.

20. Кучерявий, В.П. Екологія : Підручник – Львів: Світ, 2001 – 500 с: іл.

# ДОДАТКИ

## Текст програми імітації сфігнографічного сигналу

```
z=[0,0.04,0.2,0.45,0.475,0.5,0.46,0.455,0.47,0.7,0.5,0.45,0.3,0.2,0.1,0.05,0.005,0];  
figure(2);  
plot(z);  
q=1000;  
w=length(z);  
g=q/w;  
f=interp(z,g);  
figure(3);  
plot(f);
```

УДК 612.843.363

**В. Баліхін, Н. Карпович**

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя)

## ІМІТАЦІЙНА МОДЕЛЬ СФІГМОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

За даними ВООЗ (2011 р.) у всьому світі смертність від серцево-судинних захворювань займає перше місце (30% від усіх захворювань), за даними World Health Statistics (2011 р.) - 9,7% захворювань судин, 12,2% захворювань серця. Для розв'язання задач визначення параметрів судин і способів оцінювання їх застосовують сфінгографічні системи, які базуються на опрацюванні сигналів пульсової хвилі (сфінгографічного сигналу). Для тестування методів опрацювання, оцінювання достовірності результатів опрацювання сфінгографічного сигналу цими методами і, відповідно, алгоритмів та програмного забезпечення сфінгографічних діагностичних систем, необхідно розробити імітаційну модель такого сигналу, яка б враховувала у своїй структурі основні параметри медичної норми та патології стану серцево-судинної системи.

Під сфінгографією розуміють метод дослідження гемодинаміки і діагностики деяких форм патології серцево-судинної системи, який базується на графічній реєстрації пульсових коливань стінки кровеносної судини [1,2]. Інформативними при цьому є амплітуди характерних точок сфінгографічного сигналу, часові тривалості окремих півхвиль сигналу, періодні зміни.

Найпростішим способом задання одного періоду сфінгографічного сигналу є формування вектора значень його амплітуд через рівні проміжки часу. Також для практичних досліджень було зімітовано послідовність періодів сфінгографічного сигналу. Для цього створено вектор значень, елементами якого є функції зімітованого сфінгографічного сигналу (рис. 1).

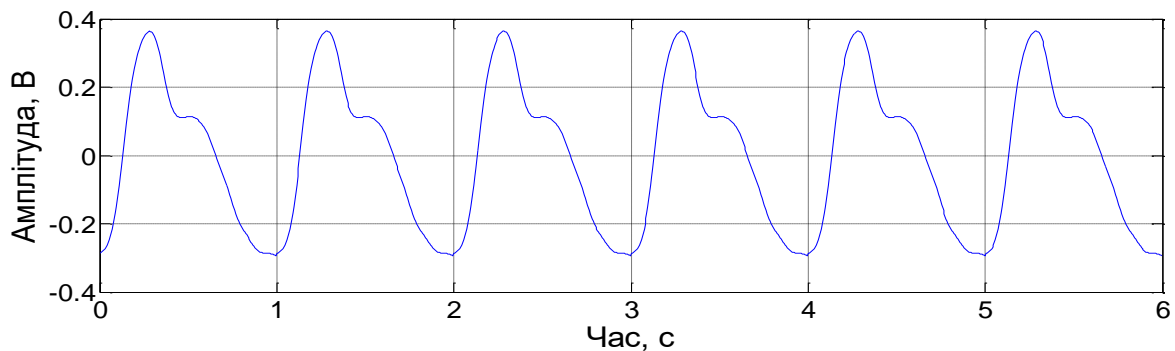


Рис. 1. Вигляд зімітованого сфінгографічного сигналу (60 скорочень серця за хвилину)

Розроблена імітаційна модель є детермінованою, однак дає можливість за відомими медичними параметрами моделювати сигнали патологій і норм для задач тестування сфінгографічних діагностичних систем.

### Література

1. Каро К, Педли Т., Шротер Р., Суд У. Механіка кровообращення. -М.: Мир, 1981,- 624 с.
2. Педли. Т. Гидродинаміка крупных кровеносных сосудов / Пер. с. англ. -М.: Мир, 1983.-400 с.