

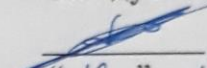
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
“КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО”

ПРИЛАДОБУДІВНИЙ ФАКУЛЬТЕТ
КАФЕДРА ВИРОБНИЦТВА ПРИЛАДІВ

«На правах рукопису»
УДК 615.84: 615.032

До захисту допущено

Завідувач кафедри


“ 10 ” 12 2019 р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

зі спеціальності 151-Автоматизація і комп'ютерно-інтегровані технології

на тему: “ Автоматизований лазерний аналізатор кровотоку в судинах ”

Студентка групи ПБ-з82мп Лоєнко Анжеліка Анатоліївна

Керівник роботи д.т.н, проф. Тимчик Г.С.

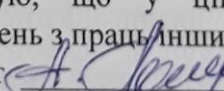
Консультант з розроблення стартап-проекту:
д.е.н., доцент Бояринова К.О.

Консультант

з експериментальної частини: Сорока С.О.

Рецензент:

к.т.н. Нечай С.О.

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації не
запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань
Студент 

Київ-2019

**Національний технічний університет України
"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"**

Факультет

Приладобудівний

Кафедра

Виробництва приладів

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Спеціальність – **151-Автоматизація і компютерно-інтегровані технології**

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри


" 10 " 09 2019 р.

**ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію**

студентці _____ Лоєнко Анжеліці Анатоліївні

1. **Тема роботи** " Автоматизований лазерний аналізатор кровотоку в судинах " затверджена наказом по університету від " 08 " листопада 2019 р. № 3867-с

2. **Термін здачі** студенткою закінченої роботи " 10 " грудня 2019 р.

3. **Вихідні дані до роботи** періодична та наукова література за тематикою роботи; друковані праці наукових конференцій; технічна документація на пульсоксиметр "ЮТАСОКСИ-200".

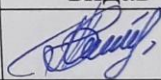
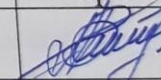
4. **Перелік питань, які мають бути розроблені**

1. Розглянути будову та функції серця.
2. Провести аналіз методу пульсоксиметрії.
3. Проаналізувати існуючі методи та апаратуру для визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі. Обґрунтувати вибір методу для дослідження в даній роботі.
4. Провести порівняльний аналіз існуючих програмних забезпечень.
5. Проаналізувати статистичні методи обробки даних.
6. Розробити алгоритм і програму цифрової кореляційної обробки сигналів датчика оксигенації крові.
7. Провести дослідження та перевірку розробленої системи. Оцінити її практичне значення.

5. **Перелік графічного (ілюстративного матеріалу)** Презентація магістерської роботи в Microsoft Office PowerPoint:

1. Титульний слайд;
2. Мета та задачі роботи;
3. Об'єкт, предмет та методи дослідження, наукова новизна отриманих результатів;
4. Методи визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі;
5. Визначення методу пульсоксиметрії;
6. Структурна схема пульсоксиметра;
- 7-8. Програмні забезпечення для роботи з пульсоксиметрами;
9. Програмне забезпечення "Оксиген";
10. Алгоритм роботи з програмним забезпеченням "Оксиген";
- 11-12. Кореляційний аналіз;
- 13-14. Екстраполяція (прогнозування);
15. Основні результати роботи;
16. Практичне значення отриманих результатів;
17. Рекомендації;
18. Перелік друкованих праць.

8. Консультанти розділів дисертації*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Стартап	Д.е.н, доцент Бояринова К.О.		

з експериментальної частини

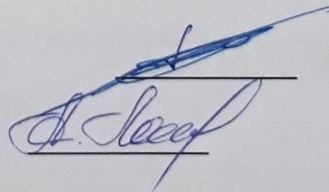
Сорока С.О., асистент

7. Дата видачі завдання

"10" вересня 2019 р.

Керівник магістерської дисертації

Завдання прийняла до виконання



Г.С. Тимчик

А.А. Лоєнко

* Якщо визначені консультанти. Консультантом не може бути зазначено наукового керівника магістерської дисертації.

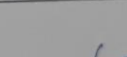
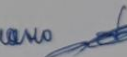
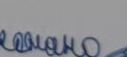
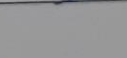
ЗАТВЕРДЖУЮ

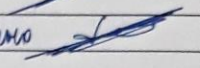
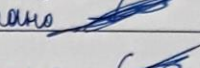
Керівник дипломної роботи

Г.С. Тимчик

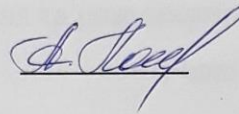
" 10 " 09 2019 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН-ГРАФІК
виконання магістерської дисертації
студенткою Лоєнко А.А.

№ п/п	Назва етапів роботи та питань, які мають бути розроблені відповідно до завдання	Термін виконання	Позначення керівника про виконання завдань
1	Обґрунтування актуальності теми дослідження.	12.09.2019	виконано 
2	Формулювання мети та задач дослідження.	16.09.2019	виконано 
3	Визначення об'єкту та предмету дослідження.	19.09.2019	виконано 
4	Вивчити з чого складається кровоносна система людини та фізіологічні процеси, що протікають в ній.	23.09.2019	виконано 
5	Розглянути методи та обладнання, що використовуються для визначення частоти пульсу та оксигенації крові.	02.10.2019	виконано 
6	Обґрунтування вибору апаратного забезпечення та аналіз методу дослідження.	16.10.2019	виконано 
7	Провести детальний аналіз математичної моделі серцево-судинної та дихальної систем людини.	20.10.2019	виконано 
8	Провести детальний аналіз математичної моделі формування та розповсюдження пульсової хвилі.	25.10.2019	виконано 
9	Аналіз і узагальнення фактичного матеріалу, який використовувався у процесі дослідження.	31.10.2019	виконано 
10	Розробка вдосконаленого алгоритму, який забезпечить більш точні вимірювання та їх ефективну обробку.	05.11.2019	виконано 
11	Розробка програмного забезпечення та вдосконалення відомого методу пульсоксиметрії.	10.11.2019	виконано 

12	Проведення досліджень. Викладення отриманих результатів та оцінка їхнього практичного значення.	15.11.2019	Виконано 
13	Описати хід проведення досліджень.	20.11.2019	Виконано 
14	Зробити висновки по результатам досліджень.	23.11.2019	Виконано 
15	Написання висновків та рекомендацій до роботи	28.11.2019	Виконано 
16	Оформлення пояснювальної записки.	30.11.2019	Виконано 
17	Скласти доповідь на захист дипломної роботи.	10.12.2019	Виконано 

Студентка



РЕФЕРАТ

Магістерська атестаційна робота складається із 146 аркушів. До неї входять 82 ілюстрацій, 10 таблиць, 4 додатків, 46 бібліографічних найменувань.

Метою магістерської роботи є підвищення точності вимірювання оксигенації крові та частоти пульсу шляхом розробки вдосконаленого методу пульсоксиметрії завдяки створенню алгоритму та програмного забезпечення (ПЗ) на його основі, яке забезпечить проведення кореляційного аналізу та екстраполяції (прогнозу) даних характеристик.

Об'єкт дослідження: процеси транспорту та обміну кисню через дихальну та кровоносну системи людини, формування та розповсюдження пульсової хвилі.

Предмет дослідження: система для контролю насичення крові киснем (оксигенації) та частоти серцевих скорочень.

Розроблено ПЗ для пульсоксиметру “ЮТАСОКСИ-200”, що може бути легко модернізоване для роботи з іншими моделями пульсоксиметрів.

На основі дослідження математичного апарату статистичної обробки даних запропоновано розрахунок кореляції та екстраполяції для оксигенації крові та частоти пульсу.

Використання результатів роботи призначене для студентів-медиків, лікарів та інженерів, що спеціалізуються в області медичної апаратури.

Пропозиції щодо можливих напрямків продовження досліджень: провести аналіз плетизмограми з метою отримання інформації про стан судин, покращити якість розрахунків шляхом використання більш складних і точних методів розрахунку, підвищити загальну швидкодію роботи алгоритму програми.

Ключові слова: ПУЛЬСОКСИМЕТРИЯ, ОКСИГЕНАЦІЯ, ПЛЕТИЗМОГРАМА, ОКСИГЕМОГЛОБІН, ДЕЗОКСИГЕМОГЛОБІН, ПУЛЬСОКСИМЕТР, ПУЛЬСОВА ХВИЛЯ, ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ.

ABSTRACT

Master's degree work consist of 146 pages. It includes 82 illustrations, 10 tables, 4 enclosures, 46 bibliographical names.

The purpose of the master's degree work is accuracy improvement of blood oxygenation and pulse frequency measurements by developing improved methods pulsoxymetry through creation of algorithm and software on its basis, which provide the correlation analysis and extrapolation (prediction) of those characteristics.

Object of investigation: the processes of transport and oxygen exchange through the human's respiratory and circulatory systems, the formation and circulation of pulse wave.

Subject of investigation: the system for monitoring blood oxygen saturation (oxygenation) and heart bit frequency.

Software developed for "UTASOXY-200" pulsoxymetr, which can be easily upgraded to work with other pulsoxymetr models.

Based on the investigation of mathematical apparatus calculation of statistical data suggested evaluation of correlation and extrapolation for blood oxygenation and pulse frequency.

Using of the work results is assign for medical students, doctors and engineers, specializing in medical equipment.

Suggestions for possible continuation directions of investigations: conduct plethysmogram analysis to obtain information of the vessels state, improve the calculations quality by using more sophisticated and accurate methods of evaluation, improve the overall work performance of the program's algorithm.

Key words: PULSOXYMETRY, OXYGENATION, PLETHYSMOGRAM, OXYHEMOGLOBIN, DESOXYHEMOGLOBIN, PULSOXYMETR, PULSE WAVE, SOFTWARE.

ЗМІСТ

Перелік умовних позначень, символів, скорочень і термінів _____	11
Вступ _____	12
1. Будова та функції серця _____	14
1.1. Кровоносна система _____	15
1.1.1. Історія дослідження кровообігу _____	17
1.1.2. Склад і “професії” крові _____	20
1.2. Математична модель формування та розповсюдження пульсової хвилі. Модель Франка _____	22
1.3. Модель серцево-судинної та дихальної систем людини _____	29
1.4. Транспорт кисню та вуглекислого газу кров’ю _____	32
1.5. Методи визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі _____	35
1.6. Патентний пошук за темою дослідження _____	35
Висновки до розділу 1 _____	37
2. Пульсоксиметрія _____	38
2.1. Загальні положення _____	38
2.2. Визначення, суть і застосування методу пульсоксиметрії _____	41
2.3. Види пульсоксиметрії _____	43
2.4. Будова та класифікація SpO_2 датчиків _____	43
2.5. Точність і обмеження методу. Артефакти приладів _____	45
2.6. Фізіологічні основи пульсоксиметрії _____	47
2.7. Параметри оксигенації крові _____	48
2.8. Крива дисоціації оксигемоглобіну _____	50
2.9. Про дисгемоглобін, барвники та лак для нігтів _____	53
2.10. Амплітуда фотоплетизмограми _____	55
2.11. Форма фотоплетизмограми _____	58
2.12. Обробка фотоплетизмограми _____	60
Висновки до розділу 2 _____	62

3. Існуючі методи та апаратура для визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі _____	63
3.1. Лабораторні методи визначення насичення крові киснем _____	63
3.2. Метод визначення насичення крові киснем, оснований на використанні ртутного апарату Ван-Слайка _____	63
3.3. Газохроматографічний метод визначення насичення крові киснем _____	64
3.4. Потенціометричний метод визначення насичення крові киснем _____	64
3.5. Пульсоксиметричний метод визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі _____	66
3.6. Фотооксиметричний метод визначення насичення крові киснем _____	72
3.7. Плетизмографічний метод реєстрації пульсової хвилі _____	74
Висновки до розділу 3 _____	77
4. Порівняльний аналіз існуючих програмних забезпечень _____	78
4.1. Програмне забезпечення TrendLibrary (Bitmos, Німеччина) _____	78
4.2. Програмне забезпечення winspiroPRO (MIR, США) _____	80
4.3. Програмне забезпечення nVision (Nonin, США) _____	81
4.4. Програмне забезпечення Pulsmetr (UTAS, Україна) _____	82
4.5. Програмне забезпечення PROFOX (PROFOX, США) _____	83
4.6. Програмне забезпечення CARDIAX (MESA, Німеччина) _____	85
4.7. Програмне забезпечення «pulse.exe» (УДМА, Росія) _____	87
Висновки до розділу 4 _____	89
5. Статистичні методи обробки даних _____	90
5.1. Кореляційний аналіз _____	90
5.2. Екстраполяція _____	92
5.2.1. Лінійна інтерполяція _____	92
5.2.2. Інтерполяційний поліном Лагранжа _____	92
5.2.3. Прямі регресії _____	93

Висновки до розділу 5 _____	94
6. Проведення досліджень та перевірка розробленої системи. _____	95
Висновки до розділу 6 _____	110
РОЗДІЛ 7. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ _____	111
7.1. Мета та завдання підрозділу _____	111
7.2. Зміст розділу _____	112
Висновки до розділу 7. _____	128
Висновки _____	129
Рекомендації _____	130
Перелік посилань _____	131
Додаток 1. Список наукових та навчально-методичних праць _____	136
Додаток 2. Алгоритм програмного забезпечення _____	138
Додаток 3. Акт впровадження _____	143
Додаток 4. Матеріали презентації _____	143

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

SpO_2 – оксигенація артеріальної крові – насичення артеріальної крові киснем (коли мова йде про вимірювання параметру неінвазивним методом)

SaO_2 – сатурація артеріальної крові – насичення артеріальної крові киснем (коли мова йде про вимірювання параметру інвазивним методом)

HbO_2 – оксигемоглобін

Hb – дезоксигемоглобін

$COHb$ – карбоксигемоглобін

ЧСС – частота серцевих скорочень

ССС – серцево-судинна система

ДС – дихальна система

ПМ – пульсоксиметр

PaO_2 – парціальний тиск кисню в артеріальній крові

CaO_2 – вміст кисню в артеріальній крові

PvO_2 – парціальний тиск кисню у венозній крові

SvO_2 – сатурація венозної крові

HbF – фетальний гемоглобін (у однорічних дітей)

HbA – гемоглобін у жінок під час I триместру вагітності («дорослий» гемоглобін)

ФПГ – фотоплетизмограма

ПЛЕ – плетизмограма

ПЗ – програмне забезпечення

ВСТУП

Проблема діагностики та контролю функціональної діяльності різноманітних органів людини є важливим завданням.

На сьогоднішній день приладів для контролю вмісту кисню в крові та реєстрації пульсу стає все більше. У більшості випадків вже не потрібно проводити візуальний контроль за наявності висококваліфікованої апаратури, а саме пульсоксиметрів (ПМ).

У багатьох країнах Європи та США пульсоксиметрія входить у стандарт обов'язкового моніторингу під час наркозу, тому що надійно фіксує епізоди гіпоксемії й дозволяє вчасно проводити лікувально-профілактичні заходи. Пульсоксиметрія служить надійним методом для контролю відновлення життєвих функцій, насамперед, адекватного дихання та кровообігу. Таким чином, пульсоксиметрія є, імовірно, єдиним практично придатним методом оперативного виявлення ранніх ознак гіпоксемії, що є головною причиною ускладнень під час проведення анестезії.

В умовах роботи виїзних бригад швидкої й невідкладної допомоги пульсоксиметрія швидко дає важливі дані про стан хворих, що страждають різними захворюваннями, і дозволяє здійснювати оцінку ефективності негайних заходів надання допомоги й діагностику стану хворих при транспортуванні в стаціонар.

Крім іншого, пульсоксиметрія використовується для оцінки ефективності кисневої терапії в стаціонарі в процесі “відучення” від респіратора. Використання пульсоксиметрії й кисневої терапії в домашніх умовах показало, що вона досить корисна для дозування фізичних вправ [1].

Все вищесказане тільки підтверджує актуальність подальшого розвитку пульсоксиметрії. На жаль, дуже часто навіть найменший рух руки (голови, ноги) пацієнта здатен спотворити сигнал, внаслідок чого можуть бути отримані необ'єктивні дані. Тому постає потреба у створенні такого алгоритму обробки вимірювань та ПЗ на його основі для ПМ, яке давало б змогу записувати

оксигенацію крові та частоту пульсу з високою частотою і точністю, та виконувати їх аналіз як в процесі вимірювання, так і після нього.

Для створення такого алгоритму можна відмітити той факт, що значення вимірювань ПМ є випадковими величинами, які, однак, можуть мати зв'язок (наприклад, вимірювання при однакових умовах для одного і того ж пацієнта), і доречним для їх обробки може бути використання методів математичної статистики.

Метою даної роботи є підвищення точності вимірювання оксигенації крові та частоти пульсу шляхом розробки вдосконаленого методу пульсоксиметрії завдяки створенню алгоритму та ПЗ на його основі, яке забезпечить проведення кореляційного аналізу та екстраполяції (прогноз) даних характеристик.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі **задачі**:

1. Провести детальний аналіз математичної моделі серцево-судинної та дихальної систем людини, а також формування та розповсюдження пульсової хвилі.
2. На основі проведеного аналізу розробити вдосконалений метод пульсоксиметрії шляхом створення алгоритму, який забезпечить більш точні вимірювання та їх ефективну обробку.
3. На основі створеного алгоритму розробити ПЗ для проведення кореляційного аналізу та екстраполяції оксигенації крові та частоти пульсу.
4. Провести дослідження та перевірку розробленої системи, оцінити її практичне значення.

Використання результатів роботи призначене для студентів-медиків, лікарів та інженерів, що спеціалізуються в області медичної апаратури.

За результатами досліджень опубліковано 7 наукових праць, у тому числі 1 стаття та 6 патентів України [Додаток 1].

Магістерська робота пов'язана з науково – дослідною роботою кафедри виробництва приладів приладобудівного факультету Національного технічного університету «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

1. БУДОВА ТА ФУНКЦІЇ СЕРЦЯ

Серце – центральний орган серцево-судинної системи, основна функція якого – насосна (рис. 1.1). Воно ритмічно накачує в артерії кров, що надходить до нього з вен, чим забезпечує її безперервний плин великими і малими кровоносними судинами та безперебійне постачання клітин організму киснем і поживними речовинами.

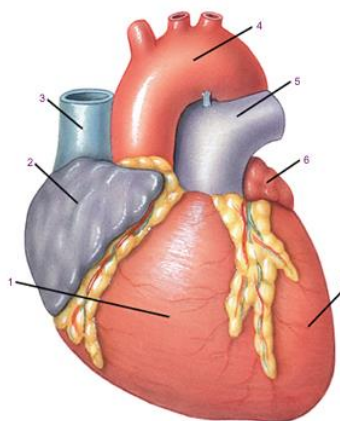


Рисунок 1.1. – Будова серця: 1 – правий шлуночок, 2 – праве передсердя, 3 – верхня порожня вена, 4 – аорта, 5 – легенева артерія, 6 – ліве передсердя, 7 – лівий шлуночок

У правій половині тече венозна кров, у лівій – артеріальна. Кожна з половин серця у свою чергу поділяється ще на дві камери – передсердя та шлуночки. У праве передсердя впадають верхня та нижня порожнисті вени, а з правого шлуночка до легень венозну кров несе легеневий стовбур, що далі поділяється на дві легеневі артерії, кожна з яких підходить до відповідної легені.

У ліве передсердя впадають чотири легеневі вени, що несуть з легень збагачену киснем кров, а з лівого шлуночка виходить аорта, з якої артеріальна кров розноситься по всьому організму, крім малого кола кровообігу (легень).

Розміщується серце у грудній порожнині між правою та лівою легеньми. Більша його частина розташована в лівій частині грудної клітки. Найбільший поперечний переріз серця – 9-10 см, а повздовжній – 6-7 см. Знизу до нього прилягає

діафрагма, яка відокремлює грудну порожнину від черевної. Маса серця – 250-350 г, а розміри приблизно відповідають розміру кулака людини [2].

Головним результатом роботи серця є ефективне, достатнє викидання крові зі шлуночків у велике та мале кола кровообігу для забезпечення органів і тканин киснем і поживними речовинами за різних умов існування людини.

У стані фізичного та емоційного спокою людини при частоті серцевих скорочень 60-85 ударів за 1 хвилину під час скорочення кожен зі шлуночків викидає 65-75 мл крові – це так званий ударний об'єм крові.

Важливим показником насосної функції серця є хвилинний об'єм серця. У стані фізичного та емоційного спокою за нормальної частоти серцевих скорочень в ударному об'ємі крові хвилинний об'єм крові дорівнює 4-5 л/хв.

Під час фізичного навантаження (меншою мірою – емоційного) хвилинний об'єм крові збільшується і може досягати 25-30 л [2].

1.1. Кровоносна система

Серце і кровоносні судини утворюють замкнену систему, яка забезпечує транспорт крові по організму (рис. 1.2). Разом з кров'ю транспортуються різноманітні речовини і виконуються дихальна, видільна, трофічна, регуляторна тощо функції кровоносної системи. Разом з тим в крові є специфічні компоненти, які забезпечують захист організму від чужорідних впливів та від втрати цілісності організму (зсідання крові) [2].

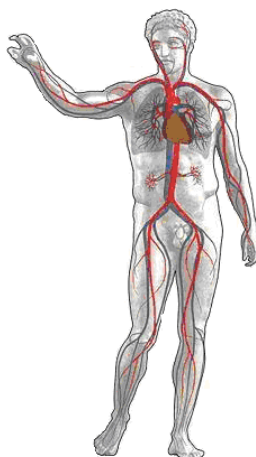


Рисунок 1.2. – Серцево-судинна система

В організмі виділяють артерії, вени і капіляри.

В залежності від розмірів, артерії поділяють на великі (8 і більше мм в діаметрі), середні (від 2 до 8 мм) і малі (2 і менше мм). Артерії можна поділити і за функціями (пристінні, вісцеральні, органні, внутрішньоорганні тощо) або за розташуванням (стегнові, плечові тощо). За співвідношенням структурних елементів артерії поділяють на м'язові, змішані та еластичні [2].

Найтонші артерії м'язового типу – артеріоли, мають діаметр менший 100 мкм і переходять у капіляри. Артеріоли регулюють надходження крові до органів і тканин.

До артерій змішаного типу відносяться такі артерії, у яких у середній оболонці приблизно однакова кількість еластичних волокон і міоцитів. Внутрішня еластична пластинка товста, міцна, пучки міоцитів переплітаються.

До артерій еластичного типу відносяться аорта і легеневий конус [2].

Дистальна частина серцево-судинної системи – мікроциркуляторне русло – є шляхом місцевого кровотоку, де забезпечується взаємодія крові і тканин. Мікроциркуляторне русло розпочинається найдрібнішими артеріальними судинами – артеріолами і закінчується найдрібнішими венами – венули. Від артеріоли відходять прекапіляри і справжні капіляри (діаметром 5-30 мкм). Від прекапіляру відходять справжні капіляри, які потім вливаються в посткапіляри (посткапілярні венули). Посткапіляри утворюються злиттям 2 або більше капілярів, мають тонку адвентиціальну оболонку, стінки їх здатні добре розтягуватися і мають високу проникність.

В міру злиття посткапілярів утворюються венули. Їх калібр широко варіює і у звичайних умовах дорівнює 25-50 мкм. Венули вливаються у вени. В межах мікроциркуляторного русла зустрічаються судини прямого переходу крові із артеріоли у венулу – артеріоло-венулярний анастомоз. До мікроциркуляторного русла відносять також і лімфатичні капіляри.

Посткапілярні венули діаметром 8-30 мкм (кінцеві ланки мікроциркуляторного русла) впадають у збірні венули (діаметром 50-100 мкм). Від

них кров потрапляє у дрібні збірні вени (діаметр 100-300 мкм), які і далі збільшуються за рахунок злиття [2].

Розрізняють два типи вен: м'язеві та безм'язеві. Загальна кількість вен більша, ніж артерій. Поверхневі вени сполучаються з глибокими за допомогою проникаючих вен, які виконують роль анастомозів. Сусідні вени також сполучені між собою багаточисельними анастомозами, які утворюють своєрідні венозні сплетення [2].

1.1.1. Історія дослідження кровообігу

Ще дослідники далекої старовини припускали, що в живих організмах всі органи функціонально зв'язані і роблять вплив один на одного. Висловлювалися різні припущення. Ще Гіппократ — «батько медицини» і Арістотель — найбільший грецький мислитель, що жили майже 2500 років тому, цікавилися питаннями кровообігу і вивчали його. Проте їх уявлення були не досконалі і у багатьох випадках помилкові. Венозні та артеріальні кровonosні судини вони уявляли як дві самостійні системи, не сполучені між собою. Вважалося, що кров рухається тільки по венах, в артеріях, натомість, знаходиться повітря. Це обґрунтовували тим, що при розтині трупів людей і тварин у венах кров була, а артерії були порожні, без крові [3].

Це переконання було спростоване в результаті праць римського дослідника і лікаря Клавдія Галена (130—200). Він експериментально довів, що кров рухається серцем і по артеріях, і по венах. Після Галена аж до XVII століття вважали, що кров з правого передсердя потрапляє в ліве якимось чином через перегородку.

У 1628 році англійський фізіолог, анатом і лікар Вільям Гарвей (1578 — 1657 р.) опублікував свою працю «Анатомічне дослідження про рух серця і крові у тварин», в якому вперше в історії медицини експериментально показав, що кров рухається від шлуночків серця по артеріях і повертається до передсердя по венах.

Поза сумнівом, обставиною, яка більш за інших привела Вільяма Гарвея до усвідомлення того, що кров циркулює, з'явилася наявність у венах клапанів,

функціонування яких є пасивний гідродинамічний процес. Він зрозумів, що це могло б мати сенс тільки в тому випадку, якщо кров у венах тече до серця, а не від нього, як припустив Гален і як вважала європейська медицина до часів Гарвея.

Гарвей був також першим, хто кількісно оцінив серцевий викид у людини, і переважно завдяки цьому, не дивлячись на величезну недооцінку (1020,6 г, тобто близько 1 л/хв замість 5 л/хв), скептики переконалися, що артеріальна кров не може безперервно створюватися в печінці, і, отже, вона повинна циркулювати.

Таким чином, їм була побудована сучасна схема кровообігу людини та інших ссавців, що включає два кола. Невиясненим залишалося питання про те, як кров потрапляє з артерій у вени [3].

Цікаво, що саме в рік публікації революційної праці Гарвея (1628) народився Марчелло Мальпігі, який 50 років опісля відкрив капіляри — ланка кровоносних судин, яка сполучає артерії і вени, — і таким чином завершив опис замкнутої судинної системи.

Найперші кількісні вимірювання механічних явищ кровообігу були зроблені Стівеном Хейлзом (1677 — 1761 р.), який заміряв артеріальний і венозний кров'яний тиск, об'єм окремих камер серця і швидкість витікання крові з декількох вен і артерій, продемонструвавши таким чином, що велика частина опору перебігу крові доводиться на область мікроциркуляції. Він вважав, що унаслідок пружності артерій перебіг крові у венах більш менш сталий, а не пульсуючий, як в артеріях.

Пізніше, в XVIII і XIX століттях ряд відомих гідромеханіків зацікавилися питаннями циркуляції крові і внесли істотний внесок до розуміння цього процесу. Серед них були Ейлер, Даніель Бернуллі (що був насправді професором анатомії) і Пуазейль (також лікар; його приклад особливо показує, як спроба вирішити приватну прикладну задачу може привести до розвитку фундаментальної науки).

Теорія розповсюдження хвиль в пружних трубках одного з найбільших учених-універсалів, лікаря Томаса Юнга (1773 — 1829 р.) до цих пір вважається фундаментальним коректним описом пульсового тиску в артеріях.

Інша важлива область досліджень стосується природи пружності, зокрема властивостей і функції пружних артерій. По нагнітання крові, що розвивається

м'язами, вона не тільки не поступається, але навіть перевищує тиск, що підтримується центральним серцем, і служить ефективним його помічником. У зв'язку з тим, що скелетних м'язів дуже багато, більше 1000, їх роль в просуванні крові у здорової і хворої людини, поза сумнівом, велика [3].

Зв'язок між дихальною та серцево-судинною системою, а також газообмін наведено на рис. 1.3.

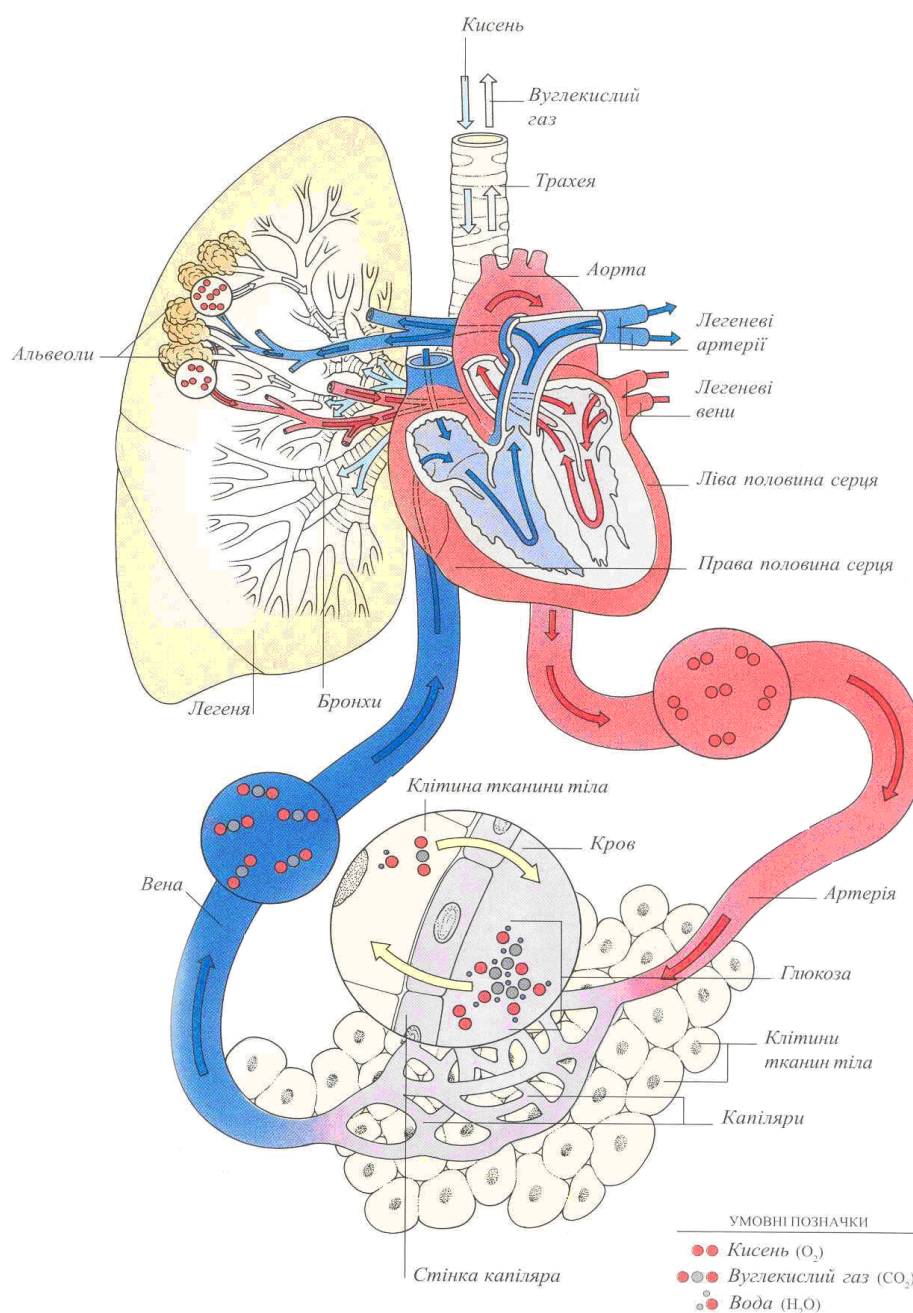


Рисунок 1.3. – Зв'язок між дихальною та серцево-судинною системою.

Газообмін

1.1.2. Склад і "професії" крові

Клітини і утворені ними тканини на 70-80 % складаються з води – основного і практично єдиного розчинника, в якому відбуваються всі хімічні перетворення в організмі. Природно, вміст судин – шляхи, що зв'язують тканини між собою, – теж вода з розчиненими в ній різноманітними речовинами і живими клітинами, перш за все еритроцитами, лейкоцитами і тромбоцитами. Ця складна субстанція називається кров'ю [4].

Еритроцити (від грец. "еритрос" – "червоний" і "китос" – "клітина"), або червоні кров'яні клітини, найчисленніші: у 1 мм³ крові людини їх 4-5,5 млн, коня – 8-10 млн, вівці – до 11 млн. У риб, земноводних, плазунів і птахів еритроцити овальні і мають ядро, як і більшість інших клітин. У ссавців (окрім верблюда і лам) вони круглі і без ядра. Еритроцити виникають із спеціальних клітин в тканині червоного кісткового мозку. Основна роль еритроцитів полягає в тому, щоб переносити кисень від органів дихання до тканин, а вуглекислий газ – в протилежному напрямі. Це завдання виконує червоний пігмент гемоглобін (від грец. "гемо" – "кров" і "глобус" – "кулька"). У легенях він вільно приєднує кисень, а вуглекислий газ віддає, в тканинах же – навпаки. У цьому головна цінність гемоглобіну. Деякі морські риби не мають еритроцитів і гемоглобіну та існують лише за рахунок кисню, розчиненого в крові; при цьому киснева ємкість їх крові в 20-25 разів менша, ніж в інших хребетних. Крім того, еритроцити накопичують токсичні (отруйні) речовини, знешкоджуючи їх, а також беруть участь в розщеплюванні білків, жирів та вуглеводів. Кожен еритроцит живе не більше чотирьох місяців, потім "склеюється" з іншими віджилими еритроцитами і з потоком крові потрапляє в печінку або селезінку, де руйнується [4].

Окрім еритроцитів кров містить п'ять видів білих кров'яних тілець – лейкоцитів (від грец. "лейкіс" – "білий" і "китос" – "клітина"). Вони мають ядро і здатні активно рухатися, переповзаючи, подібно до амеби, по поверхні судини. Лейкоцитів в крові значно менше, ніж еритроцитів, – всього біля 7 тис. в 1 мм³. Лейкоцити захищають організм від збудників хвороб, якими є, як правило, бактерії і

інші мікроорганізми. Проникаючи в тканини, вони руйнують клітини, утворюючи токсичні речовини. Судини ураженої ділянки розширюються і пропускають більше крові. В результаті шкіра червоніє, температура підвищується і виникає запалення. Крізь стінки судин лейкоцити спрямовуються до запалених тканин і пожирають бактерій і залишки зруйнованих тканин, обволікаючи їх, тобто шляхом фагоцитозу. Боротьба лейкоцитів з інфекцією шляхом фагоцитозу називається клітинним, або фагоцитарним, імунітетом (неприйнятність до різних захворювань). Лейкоцити живуть всього декілька днів. Одні з них гинуть при фагоцитозі, інші завдяки своїй руховій активності потрапляють в протоки виділень і видаляються з організму разом з сечею [4].

Тромбоцити (від грец. "тромбос" – "кров'яної згусток" і "китос" – "клітина"), або кров'яні пластинки, по будові несхожі на живі клітини; вони безбарвні, позбавлені ядер. Учені вважають, що більшість цих тілець утворюються з фрагментів гігантських клітин червоного кісткового мозку. Коли вони руйнуються, виділяється білок тромбопластин, що грає провідну роль в процесі згортання крові [4].

Плазма (грец. "плазма" – "освіта") – рідка частина крові, водний розчин речовин. Основні компоненти плазми – вода (90-92 %) та білки (7-8 %). Серед них альфа-, бета- і гама-глобуліни, що відповідають за імунітет до різних захворювань; фібриноген і протромбін, що беруть участь в згортанні крові; ферменти. Крім того, плазма містить живильні речовини, що потрапили в кров з травної системи (глюкозу, амінокислоти, жирні кислоти); розчинені кисень і вуглекислий газ; гормони – біологічно активні речовини, що виділяються залозами внутрішньої секреції; рідкі продукти розпаду речовин в тканинах, частина яких постійно видаляється з організму за допомогою органів виділення (сечовина, сечова кислота, креатин, аміак і т. д.); іони калію, натрію, магнію, кальцію та інших металів, хлориди і фосфати, необхідні для нормальної роботи нервової, м'язової та інших тканин [4].

Таким чином, кров, що включає клітинні елементи і плазму, виконує відразу безліч функцій. Вона переносить живильні речовини і кисень від травної системи і

органів дихання до тканин, а рідкі продукти розпаду і вуглекислий газ – від тканин до органів дихання і виділення. Завдяки лейкоцитам, антитілам і тромбоцитам кров захищає організм, а також регулює концентрацію величезної кількості речовин в тканинах і органах, забезпечуючи температурний баланс, тобто охолоджуючи внутрішні органи і зігріваючи поверхню тіла. Всі ці і багато інших функцій кров здійснює, рухаючись по судинах транспортної системи тварин. Саме тому ця система була названа кровоносною, або системою органів кровообігу.

Негативні зміни в органах та в організмі в цілому в багатьох випадках супроводжуються зміною властивостей і складу крові та стану судин. Тому своєчасна діагностика цих змін є необхідною для оперативного втручання та подальшого лікування [4].

1.2. Математична модель формування та розповсюдження пульсової хвилі. Модель Франка

Під час систоли (скорочення серця) кров викидається із лівого шлуночка в аорту і великі артерії, що відходять від неї. При цьому частина кінетичної енергії крові витрачається на розтягання еластичних стінок судин і запас її у вигляді потенціальної енергії пружної деформації. Під час діастоли (розслаблення) шлуночків аортальний клапан закривається і приток крові від серця у великих судинах припиняється. Розтягнуті стінки артерії при цьому скорочуються, цим самим забезпечуючи приток крові в капіляри під час діастоли [5].

В моделі Франка передбачається, що всі великі судини артеріальної частини великого кола кровообігу об'єднані в одну камеру з еластичними стінками та малим гідравлічним опором, а всі малі судини – в жорстку трубку з постійним гідравлічним опором.

Частина крові, що притікає з серця в пружну камеру, залишається в ній та розтягує її, а друга частина витікає в жорстку трубку (рис. 1.4). Тоді можна записати, що

$$Q_c = \frac{dV}{dt} + Q, \quad (1.1)$$

де Q_c – об'ємна швидкість притоку крові із серця; Q – об'ємна швидкість відтоку крові в жорстку трубку; dV/dt – швидкість зміни об'єму пружної камери [5].

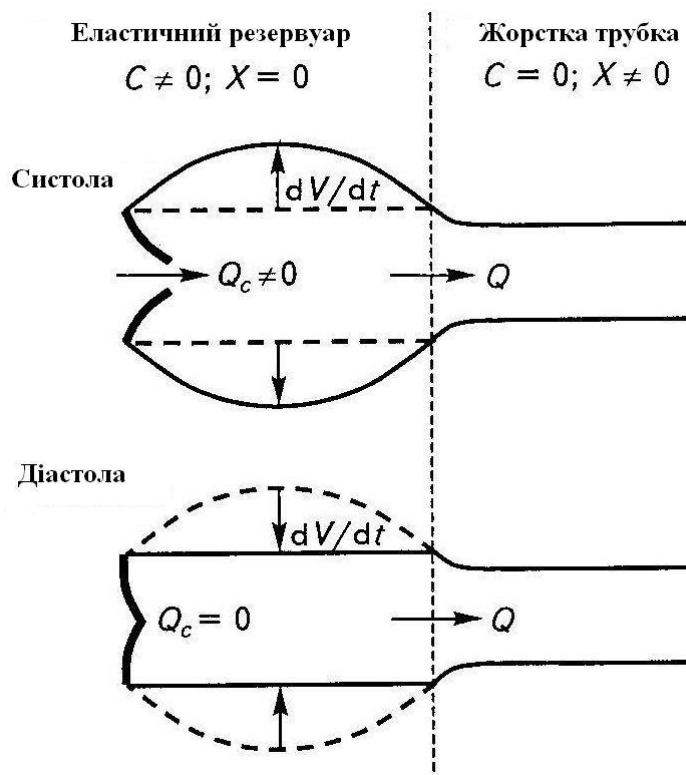


Рисунок 1.4. – Модель Франка

Зміна об'єму камери пропорційна зміні тиску в ній:

$$dV = C dp, \quad (1.2)$$

де C – еластичність камери.

Об'ємна швидкість кровотоку через периферичні судини, що моделюються жорсткою трубкою, згідно рівняння Пуазейля, дорівнює [5].

$$Q = \frac{p - p_v}{X}, \quad (1.3)$$

де X – гідравлічний опір жорсткої трубки (загальний опір периферичної частини системи кровообігу); p – тиск в пружній камері; p_v – венозний тиск, який може бути прийнятий за нуль.

Тоді

$$Q = \frac{p}{X}. \quad (1.4)$$

Підставимо рівняння (1.2) та (1.4) в рівняння (1.1):

$$Q_c = C \frac{dp}{dt} + \frac{p}{X} \quad (1.5)$$

та помножимо його на dt :

$$Q_c dt = C dp + \frac{p}{X} dt. \quad (1.6)$$

Проінтегруємо дане рівняння в межах часу, що дорівнює одному періоду пульсу (від $t_1=0$ до $t_2=T_n$), чому відповідають однакові величини тиску, що дорівнює мінімальному діастолічному тиску (рис. 1.5):

$$\int_0^{T_n} Q_c dt = C \int_{p_d}^{p_d} dp + \frac{1}{X} \int_0^{T_n} p dt. \quad (1.7)$$

Інтеграл з однаковими межами дорівнює нулю:

$$C \int_{p_d}^{p_d} dp = 0,$$

тоді

$$\int_0^{T_n} Q_c dt = \frac{1}{X} \int_0^{T_n} p dt. \quad (1.8)$$

Інтеграл $\int_0^{T_n} p dt$ в правій частині рівняння дорівнює площі фігури, обмеженої кривою $p(t)$ та віссю t (рис. 1.5). Інтеграл в лівій частині рівняння представляє собою ударний об'єм крові у великому колі кровообігу, тобто об'єм крові, що виштовхується лівим шлуночком в аорту за одне скорочення [5].

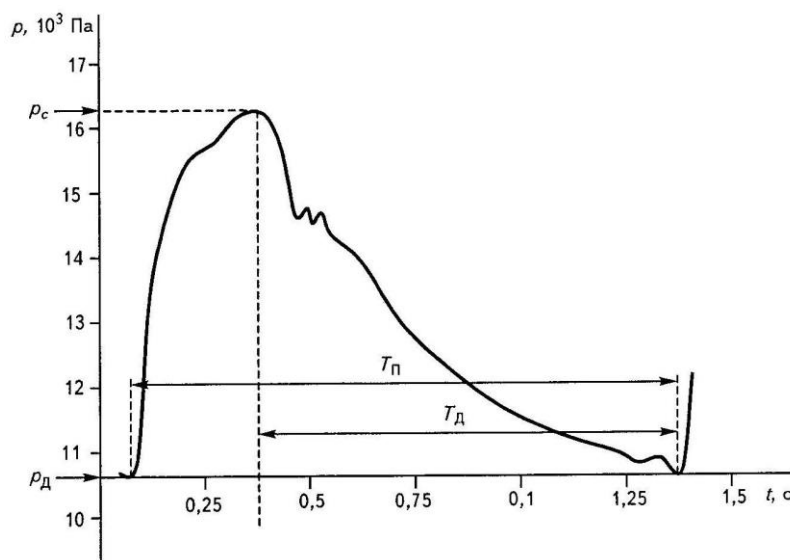


Рисунок 1.5. – Пульс сонної артерії

Цей об'єм може бути визначений експериментально. Знаючи значення інтегралів, по формулі (1.8) можна знайти величину загального гідравлічного опору периферичної частини системи кровообігу[5].

Під час діастоли в період T_d притік крові від серця зупиняється ($Q_c=0$), стінки артерії стискаються (рис. 1.4) та виштовхують кров в периферичні судини (жорстку трубку). Для цієї фази рівняння (1.6) має просте аналогічне рішення:

$$0 = C dp + \frac{p}{X} dt. \quad (1.9)$$

Розділимо змінні

$$\frac{dp}{p} = -\frac{1}{CX} dt \quad (1.10)$$

та проінтегруємо в межах від максимального систолічного тиску, чому відповідає момент часу $t = 0$, до деякого довільного значення тиску p , чому відповідає момент часу t :

$$\int_{p_c}^p \frac{dp}{p} = -\frac{1}{CX} \int_0^t dt;$$

$$\ln p \Big|_{p_c}^p = -\frac{t}{CX} \Big|_0^t;$$

$$\ln \frac{p}{p_c} = -\frac{t}{CX};$$

$$p = p_c \exp\left(-\frac{t}{CX}\right). \quad (1.11)$$

Таким чином, ми отримали залежність тиску в пружній камері від часу в період діастолі. Використовуючи формулу (1.4), можна отримати часову залежність об'ємної швидкості потоку крові в периферичних судинах для цієї фази серцевого циклу:

$$Q = Q_{\text{сист}} \exp\left(-\frac{t}{CX}\right), \quad (1.12)$$

де $Q_{\text{сист}} = p_c/X$ – об'ємна швидкість кровотоку в кінці систоли (на початку діастолі) [5].

Для моделювання процесів кровообігу дуже часто використовуються аналогові електричні схеми. Річ в тому, що кожній гідродинамічній величині відповідає своя електрична величина. Із аналогії між формулою Пуазейля та законом Ома можна побачити, що подібно тому як перепад тиску на ділянці судинного русла викликає потік крові, різниця потенціалів викликає електричний струм, а коефіцієнтами пропорційності між цими величинами є гідравлічний та електричний тиск відповідно. Здатність еластичних кровоносних судин до нагромадження порцій крові та подальшому її виштовхуванню аналогічна заряду та розряду конденсаторів, а інерція крові та гідродинамічна індуктивність, що визивається нею, – інерції електронів та електричній індуктивності [5].

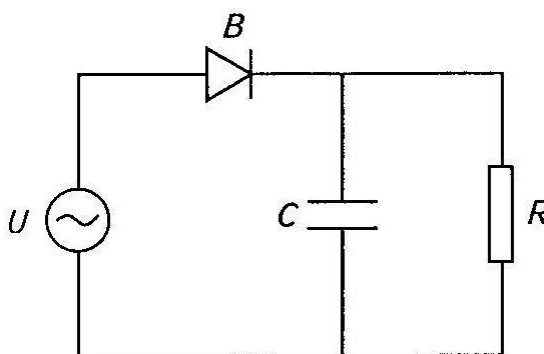


Рисунок 1.6. – Електрична схема моделі Франка

Таким чином процеси, що описуються за допомогою моделі Франка, можуть бути також змодельовані за допомогою електричної схеми (рис. 1.6). Схема складається із джерела змінної напруги U (аналога серця), випрямляча B (аналога серцевого клапану), конденсатора C (аналога еластичного резервуара), що заряджається від джерела напруги та розряджається на резисторі R (аналога жорсткої трубки).

Джерело змінної напруги створює коливання струму в ланцюзі, а випрямляч пропускає струм, який тече тільки в одному напрямку. Подібно йому, серцевий клапан пропускає кров, що витікає із шлуночка в аорту, і не допускає зворотного потоку крові. Конденсатор згладжує коливання електричного струму, що протікає через резистор, подібно тому як еластичні артерії згладжують коливання тиску в малих судинах.

У моделі Франка передбачається, що в момент виштовхування крові із лівого шлуночка усі великі судини артеріального русла великого кола кровообігу розтягуються одночасно, а потім під час діастолі так само одночасно зжимаються та виштовхують кров в жорсткі судини. Але насправді виштовхування крові із шлуночка в перший момент супроводжується розтягом тільки ближчого до нього відділу аорти та збільшенням напруги в її стінках (рис. 1.7, *а*).

По мірі зниження швидкості викиду крові із серця тиск в розтягнутій ділянці починає знижуватися, а розтягнуті стінки втягуються та повертаються в положення рівноваги, проштовхуючи при цьому кров далі по руслу та визиваючи розтяг наступної ділянки аорти (рис. 1.7, *б*). Цей процес продовжується (рис. 1.7, *в*), поступово затухаючи, до області кінцевих розгалужень артерій та артеріол, де пульсуючий потік поступово змінюється на неперервний [5].

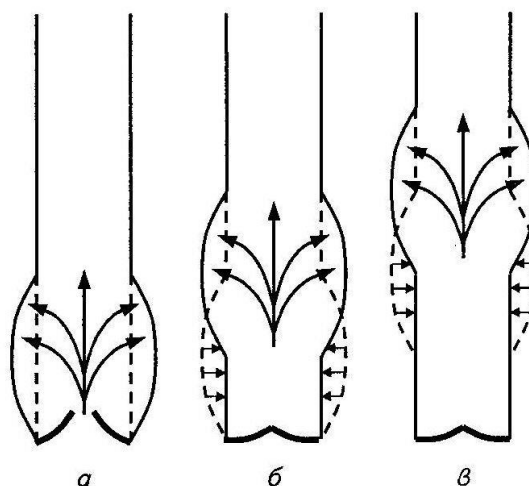


Рисунок 1.7. – Схема розповсюдження пульсової хвилі: *а* – аортальний клапан відкритий; *б* та *в* – аортальний клапан закритий

Таким чином, по судинам розповсюджуються коливання тиску, які називаються **пульсовою хвилею**. Чим більш еластична стінка та чим більша в'язкість крові, тим швидше слабшає пульсова хвиля. Також її послабленню сприяє звуження артерій та розгалуження артеріального дерева.

Пульсова хвиля не є гармонічною. Проте кожне складне коливання може бути розкладено на деяку кількість складових (гармонік) та відновлено потім шляхом їх сумування (рис. 1.8). Цей метод називається **аналізом Фур'є**.

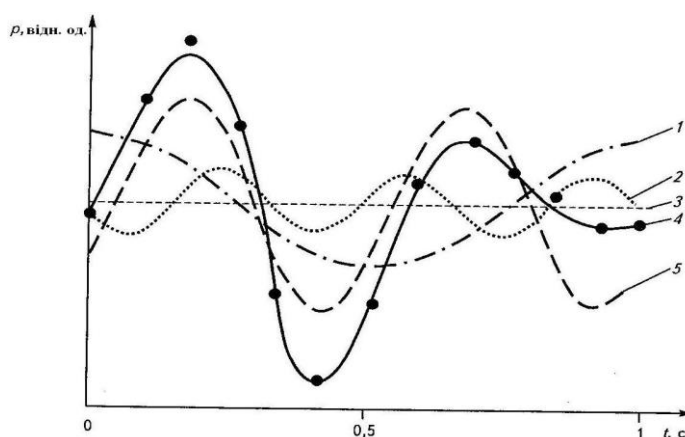


Рисунок 1.8. – Розкладення імпульсу тиску в стегновій артерії собаки на гармонічні складові: *1, 3, 5* – гармонічні коливання з частотою 1, 2, 3 Гц; *2* – постійна складова; *4* – сума гармонік (*суцільна крива*) та експериментальні значення тиску (*кружки*); p – тиск у відносних одиницях; t – час.

Швидкість розповсюдження пульсової хвилі визначається по наступній формулі:

$$v = \sqrt{\frac{Eh}{\rho d}}, \quad (1.13)$$

де E – модуль пружності (модуль Юнга) стінки судини; h – товщина стінки судини; d – її внутрішній діаметр; ρ – густина крові.

Таким чином, чим більший модуль пружності судини, тим вища швидкість розповсюдження пульсової хвилі в ній. Так, швидкість пульсової хвилі в аорті складає 4...6 м/с, а в менш еластичних артеріях м'язового типу (наприклад в лучевій) – 8...12 м/с. У венах, які мають велику еластичність, швидкість пульсової хвилі менша: наприклад, в полії вені – близько 1 м/с. З віком еластичність судин зменшується (коефіцієнт пружності збільшується в 2-3 рази) та, як наслідок, збільшується швидкість розповсюдження пульсової хвилі. До такого ж ефекту приводить збільшення кров'яного тиску, так як при цьому стінки судин знаходяться в розтягнутому стані, що зменшує їх здатність до подальшого розширення. Пружні властивості судин можуть також короткочасно змінюватися під впливом активності нервів чи дії лікарських препаратів. Формула (1.13) дозволяє судити про пружні властивості артерій за допомогою відносно простого способу – вимірювання швидкості розповсюдження пульсової хвилі.

Швидкість розповсюдження пульсової хвилі (6...12 м/с) в 20-40 разів більша ніж швидкість кровотоку (0,3...0,5 м/с). Так, пульсова хвиля досягає артеріол ступні за 0,2 с, в той час як частинки крові, викинутої шлуночком, за цей же час досягає тільки спадної аорти. Крім пульсових хвиль (коливань тиску), по кровоносним судинам розповсюджуються звукові хвилі зі швидкістю 1500 м/с [5].

1.3. Модель серцево-судинної та дихальної систем людини

Однією з основних функцій серцево-судинної системи (ССС) та дихальної системи (ДС) є транспорт кисню з атмосфери у легені, з легенів у кров, із крові у м'язи; вуглекислого газу з м'язів у кров, із крові в легені, з легенів в атмосферу. У

ході виконання фізичних вправ продукти метаболізму La (лактат) та H (водень) проникають із м'язів у кров. Тут іони H взаємодіють із буферними системами крові, що веде до утворення додаткової кількості CO₂. Лактат проникає у кров і стає субстратом окислювання насамперед у серці та діафрагмі. Математично взаємини між атмосферою, кров'ю, м'язом представлені в системі диференціальних рівнянь[5].:

$$O_{2T}/dt = MOK \cdot (O_{2Л} - O_{2T}) - \sum K11 - K15 \quad (1.14)$$

$$O_{2Л}/dt = МОД \cdot (20,0 - O_{2Л}) + MOK \cdot (O_{2T} - O_{2Л}) \quad (1.15)$$

$$CO_{2T}/dt = \sum K12 + MOK \cdot (CO_{2Л} - CO_{2T}) + K16 \quad (1.16)$$

$$CO_{2Л}/dt - MOK \cdot (CO_{2T} - CO_{2Л}) + МОД \cdot (0,03 - CO_{2Л}) \quad (1.17)$$

$$La_T/dt = \sum K13 + K17 - K18 \quad (1.18)$$

$$H_T/dt = \sum K14 - K19 - K20 \quad (1.19)$$

У (1.14) описана зміна парціального тиску O₂ у тканинах тіла, де $\sum K11$ – швидкість споживання кисню всіма м'язовими волокнами (МВ); $K15 = O_2R + O_2B + O_2C$, де O_2R – споживання кисню неактивними тканинами, $O_2B = c1 \cdot МОД^3$ – споживання кисню діафрагмою та іншими м'язами, що беруть участь у процесі дихання, де $c1$ – максимальна швидкість розподілення аденозинтрифосфату (АТФ), $O_2C = c3 \cdot MOK$ – споживання кисню пропорційно хвилинному об'єму кровообігу, де $c3$ – максимальна швидкість ресинтезу КрФ.

$МОД = c2 \cdot (1 - O_{2T}/O_{2Tmax}) \cdot H/H_{max}$ – легенева вентиляція, визначається концентрацією кисню та іонів H у крові, що проходить через дихальний центр, інші фактори – концентрація CO₂ корелює з неметаболічним надлишком CO₂, нервові впливи в моделі не враховуються; гуморальні фактори мають важливе значення в гіпервентиляції, де $c2$ – максимальна швидкість ресинтезу АТФ. Stanley та інші (1985р.) з 2-хвилинною оклюзією судин нижніх кінцівок при педалюванні на велоергометрі з інтенсивністю 98 Вт показали значне підсилення дихання після припинення оклюзії.

$МОК = c4 \cdot (1 - O_{2T}/O_{2Tmax}) \cdot H/H_{max}$ – у моделі регулювання МОК пов'язане із впливом парціального тиску кисню та іонів Н на хеморецептори дуги аорти та каротидного синусу, нервові і гормональні впливи не враховуються, оскільки в умовах м'язової діяльності їхня дія корелює із врахованими показниками, де $c4$ – максимальна швидкість ОФ [6].

Перший доданок у правій частині рівняння описує прихід кисню з артеріальною кров'ю й повернення кисню з венозною кров'ю в легені.

(1.15) описує процес транспорту кисню в легенях. Швидкість зміни парціального тиску в легенях визначається МОД і різницею в змісті кисню в атмосферному повітрі та видихуваному, МОК і різницею в змісті кисню в артеріальній і венозній крові.

(1.16) я описує зміну парціального тиску вуглекислого газу в тканинах тіла. Перший доданок $\sum K12$ правої частини рівняння представляє сумарний вихід CO_2 із всіх м'язових волокон (МВ), друге – прихід і відхід із кров'ю CO_2 , третє ($K16 = K15 + c5 \cdot H/H_{max}$) – утворення CO_2 при роботі серця, дихальних м'язів і при буферизації проникаючих у кров іонів Н, де $c5$ – максимальна швидкість утворення пірувату із лактату, та передбачається, що споживання кисню міокардом і дихальними м'язами дорівнює утворенню CO_2 , так як при важкій м'язовій роботі субстратом окислювання є вуглеводи – глікоген і лактат.

(1.17) описує процес зміни парціального тиску CO_2 у легенях.

(1.18) описує зміну концентрації лактату в тканинах тіла та крові. Перший доданок представляє швидкість обміну лактату МВ із кров'ю, друге – швидкість утворення лактату в кишечнику, третє ($K18 = K15 \cdot La$) – споживання лактату міокардом і дихальними м'язами:

(1.19) описує зміну концентрації іонів Н у тканинах тіла. Перший доданок правої частини рівняння представляє обмін іонами водню між МВ і кров'ю, друге ($K19 = c6 \cdot c5 \cdot H/H_{max}$) – елімінацію іонів Н при буферизації, де $c6$ – максимальна швидкість утворення ацетил-коензиму-А із вільних жирних кислот, третє

($K_{20} = c_7 \cdot K_{15}$) – поглинання іонів водню при аеробному метаболізмі в міокарді та дихальних м'язах, де c_7 – максимальна швидкість синтезу глікогену у МВ [6].

Рішення системи диференціальних рівнянь виконується чисельно методом Ейлера на комп'ютері типу IBM PC/AT. На вхід моделі потрібно подати: відсоток окисних МВ, величину механічної інтенсивності (потужності) вправи у відсотках від, тривалість вправи. На виході, тобто на екрані дисплея з'являються поточні результати розрахунків: концентрації речовин у м'язі та окремих м'язових волокнах, зокрема – АТФ, Крф, Н, La, пірувату, ацетил-коензиму-А, а також фізіологічні показники – споживання кисню, легенева вентиляція, частота серцевих скорочень, показник рекрутування МВ або аналог електроміограми, потужність, що продукується м'язом.

Імітаційне моделювання показало, що система диференціальних рівнянь вирішується й має стійкість при будь-яких припустимих збуреннях, тобто при будь-яких фізіологічно значимих змінах вхідних характеристик [6].

1.4. Транспорт кисню та вуглекислого газу в крові

Кисень транспортується кров'ю у двох формах:

1. Розчинений у плазмі крові. При $P(\text{CO}_2) = 100$ мм.рт.ст. в 1л крові розчиняється 3 мл кисню.

2. В хімічно зв'язаному з гемоглобіном стані – у вигляді оксигемоглобіну. Це основна форма транспорту кисню – 1г гемоглобіну за оптимальних умов може зв'язати 1,34 мл кисню. Виходячи з цього розраховують кисневу ємкість крові (КЄК) – максимальну кількість O_2 , котру може зв'язати 1л крові. КЄК при концентрації гемоглобіну 150 г/л складає 200мл/л, або 20% об'ємних [7,8].

Вуглекислий газ транспортується наступними шляхами:

1. Розчинений у плазмі крові – близько 25 мл/л.
2. Зв'язаний з гемоглобіном (карбогемоглобін) – 45 мл/л.

3. У вигляді солей вугільної кислоти – букарбонати калію та натрію плазми крові – 510 мл/л.

Таким чином, у стані спокою кров транспортує 580 мл вуглекислого газу в 1 л. Отже, основною формою транспорту CO_2 є бікарбонати плазми, що утворюються завдяки активному протіканню карбоангідразної реакції.

В еритроцитах міститься фермент карбоангідаза (КА), котрий каталізує взаємодію вуглекислого газу із водою з утворенням вугільної кислоти, що дисоціює з утворенням бікарбонатного іону та протону (рис. 1.9).

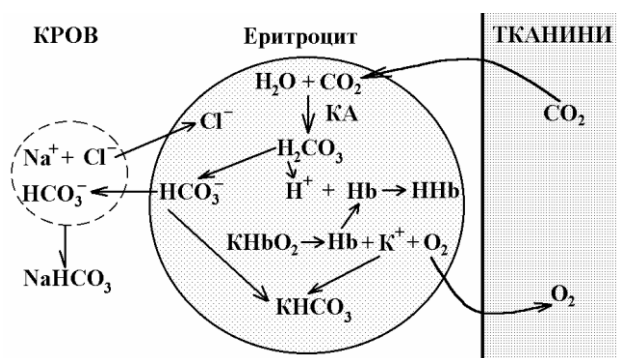


Рисунок 1.9. – Роль еритроцитів у транспорті вуглекислого газу

Бікарбонат всередині еритроцита взаємодіє з іонами калію, що виділяються з калієвої солі гемоглобіну при відновленні останнього. Так всередині еритроцита утворюється бікарбонат калію. Але бікарбонатні іони утворюються в значній концентрації і тому за градієнтом концентрації (в обмін на іони хлору) надходять у плазму крові. Так у плазмі утворюється бікарбонат натрію. Протон, що утворився при дисоціації вугільної кислоти, реагує з гемоглобіном з утворенням слабкої кислоти.

В капілярах легень ці процеси йдуть в зворотному напрямку. З іонів водню та бікарбонатних іонів утворюється вугільна кислота, котра швидко розпадається на вуглекислий газ та воду. Вуглекислий газ видаляється назовні.

Отже, роль еритроцитів у транспорті вуглекислоти така:

- утворення солей вугільної кислоти;
- утворення карбогемоглобіну.

Дифузія газів в тканинах підкоряється загальним законам (об'єм дифузії прямопропорційний площі дифузії, градієнту напруження газів в крові та тканинах). Площа дифузії збільшується, а товщина дифузного шару зменшується під час збільшення кількості функціонуючих капілярів, що має місце при підвищенні рівня функціональної активності тканин (рис. 1.10).

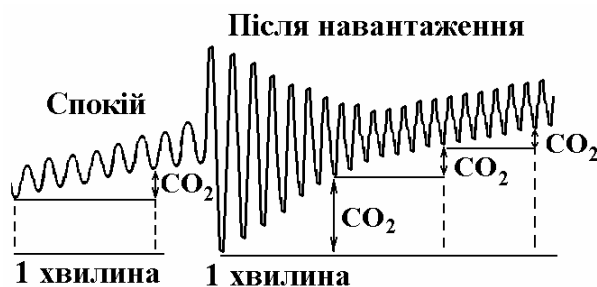


Рисунок 1.10. – Градієнт напруження газів

В цих же умовах зростає градієнт напруження газів за рахунок зниження в активно працюючих органах P_{O_2} та підвищення $P(CO_2)$ (газовий склад артеріальної крові, як і альвеолярного повітря залишається незмінним). Всі ці зміни в активно працюючих тканинах сприяють збільшенню об'єму дифузії O_2 та CO_2 в них [7,8].

1.5. Методи визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі

Існує безліч прямих та непрямих методів для контролю стану кровоносної системи людини [9-14]. Основні з них представлені на рис. 1.11.:

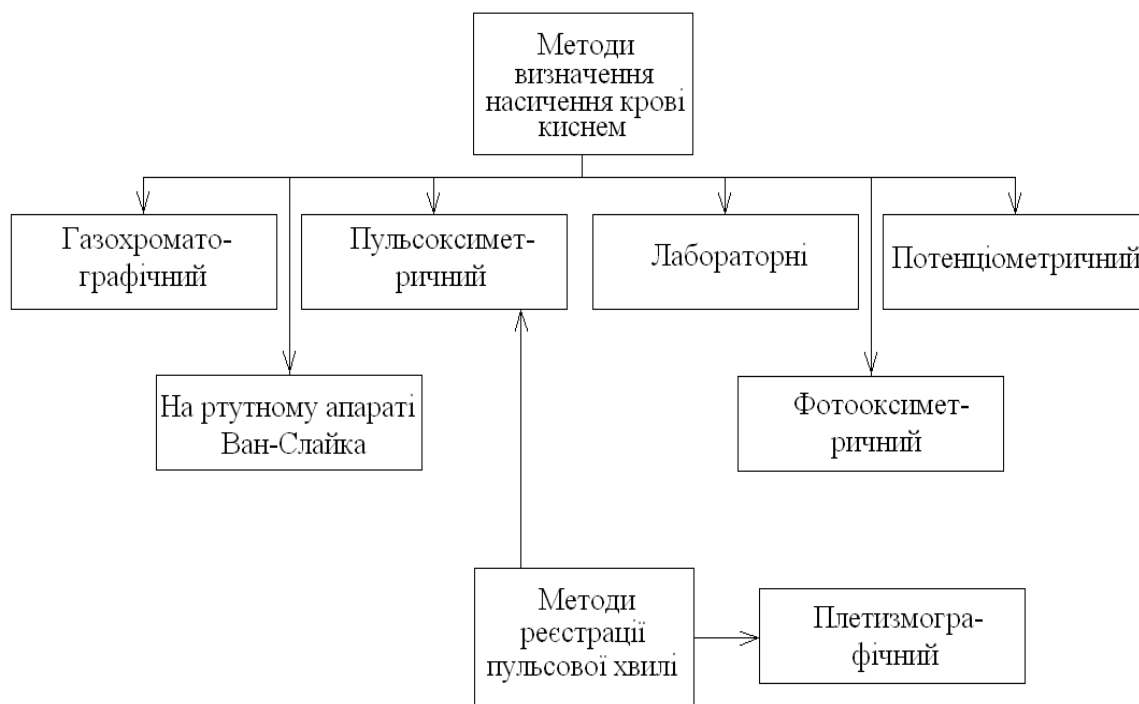


Рисунок 1.11. – Методи визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі

В даній роботі для дослідження був обраний пульсоксиметричний метод визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі, тому що, як видно зі схеми, тільки він дозволяє одночасно реєструвати вищезгадані показники.

Детальніше про всі методи можна дізнатися у розділі 3.

1.6. Патентний пошук за темою дослідження

1. Пат. №1680060 «Способ определения степени насыщения крови кислородом в кровеносном сосуде».

2. Пат. №6872 «Спосіб неінвазивного визначення ступеню насичення крові киснем».

3. Пат. №2040912 «Оптический способ определения оксигенации крови и устройство для его осуществления».

4. Пат. №2060501 «Способ контроля кислородно-транспортной функции крови и устройство для его осуществления».

5. Пат. № 2173082 «Способ неинвазивного измерения насыщения крови кислородов».

6. Пат. №2221485 «Устройство для неинвазивного измерения насыщения крови кислородом».

Висновки до розділу 1

- 1.1. У даному розділі було розглянуто будову та функції серця, кровоносну систему в цілому, представлено модель пульсової хвилі, серцево-судинної та дихальної систем.
- 1.2. Розглянуто фізіологічні процеси транспорту кисню та вуглекислого газу в крові.
- 1.3. Була проведена класифікація основних методів визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі. На основі чого було обґрунтовано вибір методу для подальшого дослідження.
- 1.4. Проведено патентний пошук винаходів за темою дослідження дисертаційної роботи .

2. ПУЛЬСОКСИМЕТРІЯ

2.1. Загальні положення

Перша спроба пульсоксиметрії відноситься до 1874 р., коли Вірорд виявив, що потік червоного світла, проходячи через кисть руки, слабшає після накладення джгута. В 30-60 рр. ХХ століття вживаються спроби створити пристрій для швидкого виявлення гіпоксемії. В 1936 р. К. Меттесом у Лейпцизі створений один з перших подібних приладів. В 1940 р. Г. Мілліканом у Кембриджі сконструйований гемоксиметр для діагностування гіпоксії у пілотів. Прилади були громіздкі, тому що не було компактної елементної бази, світло потрібних хвиль одержували за допомогою системи світлофільтрів. В 1972 р. японським інженером Т. Аоягі розроблений метод реєстрації коливань абсорбції світла при пульсації артерій.

Перший ПМ був випущений в 1975 році корпорацією Nihon Kohden, але джерелом світла як і раніше був світлофільтр. В 1977 році корпорація MINOLTA випустила ПМ, у якому світловий потік від монітора передавався до датчика по світловолоконному кабелі. Потім американський дослідник С. Вілбер створив легкий і компактний вушний датчик зі світлодіодами, застосував для калібрування монітора та обробки даних мікропроцесор, запатентував свій алгоритм розрахунку SpO_2 . Об'єднання принципу Аоягі та напівпровідникових технологій дозволило Вілберу створити сучасний ПМ (компанія BIOX). Незабаром пульсоксиметрію визнали самим популярним методом моніторингу в анестезіології та інтенсивній терапії [15].

Слово “пульс” прийшло в сучасні європейські мови з латинської, де основне значення слова *pulsus* – удар, поштовх. При цьому основною причиною виникнення пульсових коливань є викид крові зі шлуночків в аорту. Найбільш інформативним традиційно вважається артеріальний периферичний пульс, що найчастіше вимірюється на пальці або мочці вуха. Однак швидкість поширення пульсової хвилі досить сильно відрізняється від лінійної швидкості крові й від об'ємної швидкості кровотоку. У різних ділянках судинної системи ці швидкості також різні й залежать

від багатьох факторів. Форма об'ємної пульсової хвилі визначається, головним чином, процесом вигнання крові з шлуночків серця й коливальних явищ, що виникають як у самому серці, так і в прилеглих артеріальних судинах. Застосовуючи різні способи реєстрації периферичного пульсу, можна одержати уявлення про діяльність всіх структурно-функціональних ланок того кола кровообігу, на периферії якого встановлені датчики [1].

Оксиметрія минулих років, що зайшла в глухий кут по ряду причин, отримала “другий подих” з появою ідеї використовувати для оксиметричних вимірів пульсову хвилю. Уперше ця ідея була реалізована в 1975 році в Японії. Базою для створення досить компактного пульсового оксиметру стала поява необхідних для цієї мети комплектуючих: малогабаритних потужних випромінюючих діодів і мікропроцесорної техніки. Підтвердженням тому є поява в останні роки на світовому ринку великої кількості пульсових оксиметрів [1].

Чому ж пульсоксиметрії надається таке велике значення в медицині? Давайте розглянемо найпоширеніші приклади її застосування.

При вступному наркозі ПМ допомагає контролювати адекватність самостійного дихання та вибір моменту для початку допоміжного подиху через маску, не допускаючи вираженої гіпоксемії. На етапі інтубації трахеї можливе більш раннє, ніж виявлене за допомогою клінічних даних, визначення початку вичерпання запасів кисню в легенях. Особливо це стосується пацієнтів зі зниженою функціональною залишковою ємністю (ФЗЄ) легенів при ожирінні, вагітності, асциті, у яких часто виникає ціаноз навіть при неускладненій інтубації трахеї. Пульсоксиметрія корисна також для діагностики ускладнень під час наркозу, не пов'язаних з порушеннями техніки його проведення. Наприклад, “непояснене” зниження насичення крові киснем на 2-5% при кесаревому перетині в перші дві хвилини після витягу плоду може свідчити про мікроемболію легеневої артерії (повітрям або водами, що знаходяться біля плоду). Подібна картина зустрічається в 5-10% анестезій при кесаревому розтині і, зазвичай, проходить сама [1].

У хворих, яким проводилася вентиляція легень сумішшю з високим вмістом кисню, може розвиватися гіпоксемія під час переведення з операційної в палату

інтенсивної терапії за рахунок залишкової дії анестетиків, наркоанальгетиків і міорелаксантів. Іншими причинами можуть бути ожиріння й порушення бронхіальної прохідності (бронхіальна астма в анамнезі, у період ремісії). Ніякого взаємозв'язку з віком, видом анестетика, тривалістю наркозу й рівнем свідомості при транспортуванні виявлено не було. Ці дані свідчать про необхідність застосування ПМ при транспортуванні хворих з операційної для оцінки гіпоксемії і, якщо буде потреба, проведення інгаляції кисню [1].

Практична користь пульсоксиметрії в умовах роботи виїзних бригад швидкої та невідкладної допомоги складається у виявленні гіпоксемії у самих різних категорій хворих будь-якого віку й будь-якого ступеню важкості. Пульсоксиметрія розширює той небагатий арсенал об'єктивних методів дослідження (ЧСС, іноді ЕКГ), які звичайно використовуються лікарями виїзних бригад, дозволяє документувати стан хворих при доставці їх у лікувальні установи [1].

В 1 – 4% вагітних пізніх строків, що одержують терапію β -адреноміметиками (алупент, салбутамол та ін.), можливий розвиток набряку легенів. Імовірність набряку легенів зростає при переливанні, наприклад, окситоцилу в 400-800 мл фізіраствору, а також у вагітних і породіль з гестозом (порушення проникності капілярів малого кола чревате розвитком набряку легенів). Тому оксиметрія повинна входити в стандарт моніторингу у вагітних і породіль даних категорій.

У багатьох країнах пульсоксиметрія включена в перелік методів оцінки стану плода при народженні та у ранньому неонатальному періоді у випадку асфіксії. Спостереження використання пульсоксиметрії під час реанімації новонароджених перших хвилин життя дали високу оцінку цій методиці “у порівнянні з єдиним методом визначення сатурації в подібній ситуації – інтенсивністю ціанозу”. При оживленні 11-місячного було встановлено, що пульсоксиметрія відображає ефективність реанімації через адекватність оксигенації периферичних тканин [1].

У закордонних клініках поширені так звані «міні-ПМ» – розміром не більше сірникової коробки та працюючих від батарейки. Часто медсестри просто носять його в кишені, періодично підходячи до пацієнтів із групи ризику й перевіряють рівень кисню в крові. Але зменшення розмірів, на жаль, аж ніяк не гарантує

збереження колишньої точності. Занадто часто на світлодіодному табло такої «іграшки» виникає цифра 100%, що означає стан ідеальний, а тому недосяжний. Але, якими б не були складні перешкоди, в одному можна не сумніватися – інтерес до цієї області медичної техніки згасне ще нескоро [1].

2.2. Визначення, суть і застосування методу пульсоксиметрії

Пульсоксиметрія – це неінвазивний метод моніторингу відсоткового вмісту гемоглобіну, насиченого киснем (SpO_2), в артеріальній крові (оксигенація) з оцінкою перфузії тканин (по амплітуді пульсу) та частоти серцевих скорочень [16].

У клінічній практиці пропонується користуватися термінами «насичення артеріальної крові киснем» або «оксигенація артеріальної крові», а сам параметр SpO_2 позначати терміном «сатурація». У вітчизняній літературі існує деяка плутанина, обумовлена вживанням аббревіатур SpO_2 і SaO_2 . Вживати скорочення SpO_2 треба в тому випадку, коли мова йде про сатурацію, що виміряна неінвазивним методом, оскільки в цій ситуації результат виміру залежить від особливостей методу. Наприклад, SpO_2 при наявності в крові карбоксигемоглобіну буде вище справжньої величини сатурації. Термін SaO_2 варто вживати для позначення справжньої сатурації, що виміряна лабораторним методом [17].

Мета пульсоксиметрії – визначення насичення гемоглобіну киснем. Ця процедура не дає інформації про рівень гемоглобіну в крові, постачання тканин киснем або дихальну функцію [18,19].

Пульсоксиметрія оснований на тому, що оксигемоглобін (HbO_2) та дезоксигемоглобін (Hb) відрізняються по здатності поглинати промені інфрачервоного та червоного спектрів. HbO_2 сильніше поглинає інфрачервоні промені (910 нм), а Hb – червоне світло (660 нм). При пульсоксиметрії вимірюється зміна абсорбції світла при пульсації артерії. Гемоглобін служить свого роду фільтром для світлового потоку, причому «колір» і «товщина» його можуть змінюватися. «Колір» фільтра залежить від % вмісту HbO_2 . На цьому базується здатність ПМ установлювати ступінь оксигенації крові. На вимірювання «товщини»

фільтра впливає ріст об'єму крові в артеріях та артеріолах при кожній пульсовій хвилі. Лікар визначає це як пульс, а ПМ – як «стовщення» фільтра. Так вимірюється частота пульсу та амплітуда пульсової хвилі. Співвідношення поглинання інфрачервоних та червоних хвиль аналізує мікропроцесор, у підсумку розраховується насичення пульсуючого потоку артеріальної крові O_2 [15,17].

Вимірюючи різницю між кількістю світла, що абсорбується під час систоли та діастоли, ПМ визначає величину артеріальної пульсації. Оксигенація розраховується, як співвідношення кількості HbO_2 до загальної кількості гемоглобіну, та виражається у відсотках [19]:

$$SpO_2 = \left(\frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \right) \cdot 100\% . \quad (2.1)$$

Показники SpO_2 корелюють із парціальним тиском кисню в крові (PaO_2), який у нормі становить 80-100 мм рт. ст. Зниження PaO_2 спричиняє зниження SpO_2 , однак залежність носить нелінійний характер:

- 80-100 мм рт. ст. PaO_2 відповідає 95-100% SpO_2
- 60 мм рт. ст. PaO_2 відповідає 90% SpO_2
- 40 мм рт. ст. PaO_2 відповідає 75% SpO_2

У цей час на ринку є як трансмісійні ПМ (які працюють на просвіт тканини), так і рефракційні (які працюють на відбиття світла від тканини). Останні володіють рядом переваг: немає необхідності точно позиціонувати датчики, що випромінюють та відбивають, один напроти одного, не виникає проблем з нафарбованими або накладними нігтями [19].

Пульсоксиметрія застосовується [19]:

- для оцінки ефективності кисневої/дихальної терапії;
- під час або після процедур, що вимагають застосування седативних препаратів/анестезії або здатних викликати гноблення дихальної функції;
- у пацієнтів з нестабільною гемодинамікою;
- як частина комплексного дослідження дихальної системи у пацієнтів із хронічними легеновими захворюваннями;

- під час транспортування хворих, що перебувають у постійному контролі рівня оксигенації.

2.3. Види пульсоксиметрії

Пульсоксиметрія є двох типів [16]:

- *трансмісійна* – основана на ефекті пропущення світла, коли світло від світлодіоду проходить крізь тканини й уловлюється фотодетектором;
- *рефракційна* – основана на ефекті відбиття світла, тобто коли світло відбивається від тканин.

2.4. Будова та класифікація SpO_2 датчиків

Датчик ПМ містить два світловипромінюючих діоди, що працюють один в “червоній”, інший – в “інфрачервоній” області спектра, а також широкополосний фотоприймач (рис. 2.1).

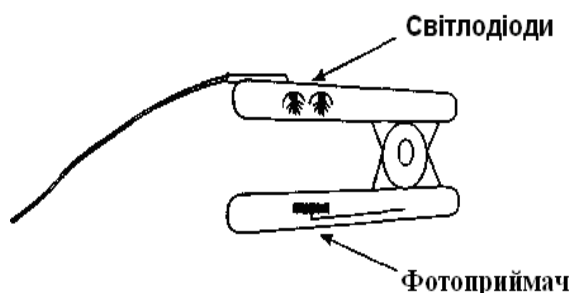


Рисунок 2.1. – Датчик ПМ

На практиці використовуються два типи датчиків: перший, який аналізує випромінювання світлодіодів, що проходять через тканини, і другий – випромінювання, відбите від досліджуваних тканин. Датчики випромінювання, що проходить, закріплюють на кінці пальця руки або ноги, мочці вуха пацієнтів, у дітей датчик часто закріплюється на стопі в області великого пальця або на долоні. Датчики, що реєструють розсіяне тканинами випромінювання, розміщують на поверхні тіла в проекції сонної або скроневої артерії. Розташування датчика, що

«відбиває», на голівці плода дозволяє здійснити фетальний моніторинг сатурації та частоти серцевих скорочень (ЧСС) при пологах [1].

Класифікація SpO₂ датчиків [18,20]:

1) *По виду пульсоксиметрії:*

- трансмісійні (одягаються на палець пацієнта, мочку вуха або крило носа);
- рефракційні (установлюються на будь-яку частину тіла, наприклад, на передпліччя або передній черевній стінці, однак у цьому випадку буває важко зафіксувати датчик).

2) *По тривалості використання:*

- одноразові (використовуються тільки в одного пацієнта обмежений час, як правило, приклеюються до шкіри);
- багаторазові (використовуються необмежену кількість разів і в різних пацієнтів).

Для вибору типу датчика необхідно враховувати тривалість моніторингу, рівень активності пацієнта й можливість виникнення інфекції у місці встановлення датчика.

Цілісність шкіряних покривів і периферичний кровоток – дві важливі складові можливості використання датчиків. Одноразові датчики використовуються як для тривалого, так і для короткочасного моніторингу. Багаторазові датчики використовуються, більшою мірою, для одноразового вибіркового вимірювання SpO₂ або короткочасного моніторингу не більше 4-х годин. Так як багаторазові датчики типово роблять більш виражений тиск на місце установки, вони менш комфортні для тривалого моніторингу, чим одноразові.

Для активних пацієнтів, одноразові датчики вважаються найкращим вибором для моніторингу, у порівнянні з багаторазовими. Одноразові датчики мають так звану «second-skin» (друга шкіра), що забезпечує більшу стабільність у збереженні позиції датчика й поліпшує комфорт пацієнта. Багаторазові датчики, виготовлені по типу затискача на палець, менш безпечні для активних пацієнтів, чим одноразові, і рекомендуються тільки для вибіркового однократного дослідження SpO₂. Багаторазові датчики, які фіксуються до місця установки за допомогою стрічки, є

більш безпечними для активних пацієнтів, однак, стрічки роблять датчик більш громіздким, що зменшує комфорт пацієнта.

Більшість типів одноразових датчиків випускаються в стерильній упаковці. Ці датчики створюють перевагу для пацієнтів з високим інфекційним ризиком, таких як недоношені діти та пацієнти з порушенням імунітету. Багаторазові датчики нестерильні. Вони повинні оброблятися після використання в кожного пацієнта 70% спиртом або розчином розведеного відбілювача (1:10).

3) *За віком:*

- дорослі;
- дитячі (педіатричні);
- дитячі;
- неонатальні (для немовлят).

Пульсоксиметричні датчики, що застосовуються для дорослих, дітей і немовлят відрізняються по своїй конструкції. Так, дорослі датчики найчастіше закріплюються на пальці, а неонатальні датчики на стопі або кисті, крім цього в неонатальних датчиків є ремінь для більш надійної фіксації. Бувають також універсальні датчики, які можуть бути використані і у дорослих і у дітей (такий датчик кріпиться у дорослого на пальці, а в дитини на стопі або кисті).

2.5. Точність і обмеження методу. Артефакти приладів

Найбільша схильність до відображення артефактної інформації відзначається в найпростіших моделях ПМ, що не мають систем захисту від перешкод і програм аналізу сигналу, що розпізнають артефакти. У стандартних ПМ для визначення величини сатурації використовують всього дві точки на періоді пульсограми – максимум (систола) і мінімум (діастола). На практиці частіше доводиться працювати з моніторами, що реагують на артефакти, як на реальну небезпеку.

Точність вимірів максимальна при значеннях сатурації від 70 до 100% ($\pm 2\%$). При насиченні гемоглобіну O_2 від 50% до 69% похибка становить $\pm 3\%$, у цьому діапазоні для всіх ПМ характерне завищення результатів вимірів [15].

Нижче перераховані фактори, що впливають на точність роботи ПМ, а також їхні причини:

- *Якість світлодіодів.*

В ідеалі вимірювання повинно проводитися при довжині хвилі червоного світла 660 нм та інфрачервоного – 940 нм. Кожному екземпляру світлодіодів властива власна унікальна характеристика випромінювання. При відхиленні від ідеальної довжини хвилі на кожні 3 нм помилка у вимірюванні SpO_2 становить 0,5%, а розкид значень у партії може перевищувати ± 15 нм. Щоб величина SpO_2 не залежала від датчика, світлодіоди тестують [15].

- *Розташування датчика.*

Для трансмісійних ПМ необхідно, щоб обидві частини датчика перебували симетрично, інакше шлях між фотодетектором і світлодіодами буде нерівним і одна з довжин хвиль буде «перевантаженою». Зміна положення датчика часто приводить до раптового «поліпшення» сатурації. При м'язовому тремтінні, руховому занепокоєнні, судорогах треба взагалі відмовитися від пульсоксиметрії. Даного недоліку позбавлені рефракційні ПМ [19].

- *Пульсація вен і капілярів.*

Венозна та капілярна кров – перший виборчий фільтр, що послаблює інфрачервоне та червоне випромінювання залежно від рівня HbO_2 і Hb у крові. Але тому, що пульсація венул і капілярів незначна, об'єм крові в них вважається постійним, що враховується при розрахунках. Пульсація артеріального кровотоку може передаватися на вени при: сильному здавлюванні пальця або мочки вуха датчиком, недостатності тристулкового клапана, гострої дилатації правого шлуночка, знаходженні датчика значно нижче рівня серця. У цих випадках ПМ не відрізняє пульсацію артерій від пульсації вен і починає включати в розрахунок поглинання світла венозною кров'ю, занижуючи результат [15].

- *Стан пацієнта.*

У першу чергу – це виражені порушення перфузії периферичних тканин на фоні периферичного вазоспазму (гіпотермія, гіповолемія, сильний болючий синдром, шок, гіпотензія, холод, серцева недостатність). Ці порушення ведуть до

зменшення або зникнення пульсової хвилі. Якщо немає видимої пульсової хвилі на ПМ, будь-які цифри відсотка сатурації малозначимі. По-друге – це аномальні типи гемоглобіну. По-третє, хвороби, такі як анемія, трикуспідальна регургітація, що викликає венозну пульсацію, серцеві аритмії, хвороби, які супроводжуються підвищеною температурою. Установлено, що вік, стать, жовтяниця та шкіра темного кольору практично не впливають на роботу ПМ [16].

- *Швидкість реакції ПМ на зміни SpO_2 .*

Швидкість реакції ПМ визначається лінійною швидкістю артеріального кровотоку, що залежить від серцевого викиду й просвіту судин. У нормі кров досягає пальцевого датчика через 3-5 с, вушного – через 2-3 с після серцевого скорочення. Більшості моніторів потрібно не менш 5 пульсових ударів для визначення SpO_2 . Таким чином, отримані дані відображають ситуацію, що мала місце 5-10 с назад. Також парціальний тиск кисню в крові може знижуватися набагато швидше, ніж почне знижуватися сатурація [15].

2.6. Фізіологічні основи пульсоксиметрії

Транспорт кисню в організмі – складний процес. Він включає безліч послідовних етапів, у силу чого міцність всього ланцюжка визначається міцністю найслабшої її ланки. Одне з таких ланок – насичення венозної крові киснем у легенях. Сам цей процес дотепер залишається схованим від нашого погляду. Не випадково Дж. Ф. Нанн, автор сучасного посібника із клінічної фізіології дихання, зрівняв легені з "чорним ящиком", усередину якого не можна заглянути; про те, що в ньому відбувається, можна лише здогадуватися, аналізуючи кров і газ, що надходять у легені й покидає їх. Знання механізмів легеневого газообміну в багатьох випадках дозволяє відновити картину їхнього порушення по характерних змінам складу крові й газу. Отриманий у такий спосіб патофізіологічний діагноз допомагає зрозуміти, що відбувається із хворим, вибрати й контролювати терапію [17].

Пульсоксиметрія надає можливість безупинно спостерігати лише за однією із ланок ланцюга процесів газообміну — якістю оксигенації артеріальної крові в

легенях. На шляху від лівого шлуночка до артеріол газовий склад крові в артеріях залишається практично незмінним, тому, хоча територіально датчик ПМ розташований досить далеко від легенів, величина SpO_2 є однієї із ключових характеристик легеневого газообміну [17].

2.7. Параметри оксигенації крові

Якість оксигенації артеріальної крові оцінюють по трьом показникам: тиску кисню (PaO_2), вмісту кисню (CaO_2) і насиченню гемоглобіну (SaO_2). Всі три параметри взаємозалежні, але при цьому по кожному з них судять про різні аспекти оксигенації [17].

PaO_2 — напруга кисню в артеріальній крові; вимірюється в одиницях тиску (традиційно — у *мм рт. ст.* [*torr*]), а останнім часом — у кілопаскалях [*кПа*]). PaO_2 чисельно дорівнює тиску, під яким відбулося насичення крові киснем. Його можна визначити і як тиск кисню, що вимагається для того, щоб удержати в артеріальній крові розчинений кисень. Чим вище PaO_2 , тим більше кисню втримується в крові й тем вище швидкість руху кисню з капілярної крові в тканини. У нормі (тобто коли здорова людина дихає атмосферним повітрям) цей показник становить 92-98 мм рт. ст. (для кожного вікового діапазону існують власні нормативи цього показника). PaO_2 звичайно вимірюють у лабораторних умовах у пробі артеріальної крові або в моніторинговому режимі мікроелектродом, уведеним в артерію.

CaO_2 — кількість кисню в артеріальній крові; звичайно вимірюється в *мл O_2 /100мл* крові. Найчастіше даний показник одержують розрахунковим шляхом, рідше – лабораторно. Кисень утримується в крові у двох формах:

Кисень, фізично розчинений у крові. Розчинність кисню в біологічних рідинах дуже низька, а його кількість у них прямо пропорційно тиску [17].

В 100 мл крові на кожний 1 мм рт. ст. тиску O_2 припадає 0,0031 мл розчиненого O_2 . Неважко підрахувати, що в 100 мл артеріальній крові в нормі міститься всього близько 0,3 мл розчиненого кисню. Тому істотна кількість фізично розчиненого кисню з'являється в крові лише в гіпербаричних умовах або після

інфузії перфторкарбонованих з'єднань. Варто згадати про те, що ПМ не реагує на кисень, розчинений у крові [17].

Основний запас кисню перебуває в зворотньому зв'язку з гемоглобіном. Один грам повністю насиченого киснем гемоглобіну ($SpO_2 = 100\%$) містить 1,39 мл кисню. Тому кількість мл кисню, приєднаного до гемоглобіну, в 100 мл крові дорівнює:

$$Hb(\text{г}/100\text{мл}) \cdot SaO_2 \cdot 1,39/100. \quad (2.1)$$

Так, при $Hb = 15 \text{ г}/100 \text{ мл}$ і $SaO_2 = 98\%$ гемоглобін артеріальної крові містить:

$$(15 \cdot 0,98 \cdot 1,39) = 20,4 \text{ мл } O_2 / 100 \text{ мл крові}. \quad (2.2)$$

Таким чином, у нормі в 100 мл артеріальній крові при даній кількості гемоглобіну втримується $(20,4 + 0,3) = 20,7$ мл кисню [17].

Слід зазначити, що навіть при нормальному PaO_2 вміст кисню в крові може бути низьким (наприклад, при анемії або отруєнні окисом вуглецю). І, навпаки, при зниженому тиску кисню в артеріальній крові SaO_2 може бути нормальним (наприклад, при гемоконцентрації або поліцитемії).

SaO_2 — ступінь насичення гемоглобіну артеріальної крові киснем. ПМ вимірює саме цей показник (нагадаємо, що в цьому випадку він позначається SpO_2), тому ми розглянемо його докладніше.

Ступінь насичення гемоглобіну киснем залежить від тиску кисню в крові. Зв'язок між PaO_2 і SaO_2 досить складні, регулюються декількома фізіологічними факторами і графічно виражаються S-подібною кривою дисоціації оксигемоглобіну [17].

Дисоціація оксигемоглобіну — відділення кисню від оксигемоглобіну. Зворотній процес – утворення оксигемоглобіну з гемоглобіну й кисню – називається сатурацією, або оксигенацією гемоглобіну. Ці два процеси лежать в основі транспорту кисню кров'ю [17].

Дисоціація гемоглобіну. Цим терміном, схожим з попереднім по звучанню, але не по суті, у дійсності позначається руйнування гемоглобіну з утворенням ему й глобіну; однак у клініці ним нерідко помилково користуються, говорячи про SaO_2 [17].

2.8. Крива дисоціації оксигемоглобіну

Нормальна крива дисоціації оксигемоглобіну представлена на рис. 2.2. У вихідній її точці, коли $P_{aO_2} = 0$, гемоглобін не містить кисню й SaO_2 також дорівнює нулю. У міру підвищення P_{aO_2} гемоглобін починає швидко насичуватися киснем, перетворюючись в оксигемоглобін: невеликого збільшення тиску кисню виявляється досить для істотного приросту змісту HbO_2 . При 40 мм рт. ст. вміст HbO_2 досягає вже 75 %. Потім нахил кривої стає усе більш і більш пологим. На цій ділянці кривої гемоглобін уже менш охоче приєднує до себе кисень, і для насичення 25 % Hb , що залишилися, потрібно підняти P_{aO_2} з 40 до 150 мм рт. ст. Втім, у природних умовах гемоглобін артеріальної крові ніколи не насичується киснем повністю, тому що при диханні атмосферним повітрям P_{aO_2} не перевищує 100 мм рт. ст. [17].

Нормальному рівню P_{aO_2} (92 – 98 мм рт.ст.) відповідає SaO_2 94 – 98 %. Домогтися повного насичення гемоглобіну киснем можна тільки за допомогою збільшення вмісту кисню у газі, що вдихається.

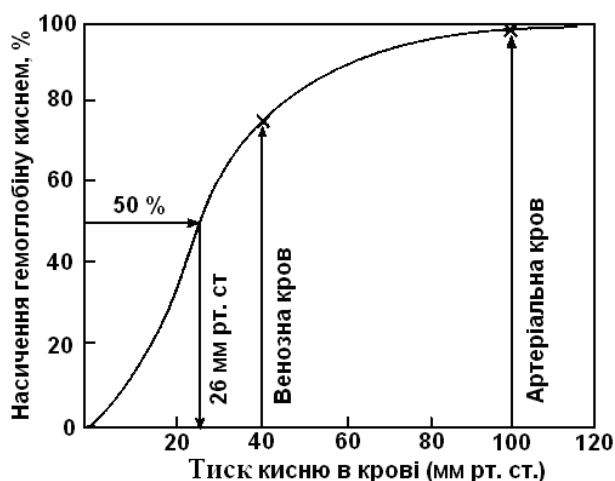


Рисунок 2.2. – Крива дисоціації оксигемоглобіну

Обираючи ПМ, звичайно перевіряють його на собі. Якщо монітор показує $SpO_2 = 100\%$ (а такі моделі – оптимісти зустрічаються досить часто), слід замислитися, чи потрібно його купувати. Випробовувати ПМ повинна людина, що не палить, тому що після викуреної сигарети до 8 – 10 % гемоглобіну крові

перетворюється в карбоксигемоглобін. При цьому ПМ завищує значення SaO_2 , і модель може виявитися незаслужено скомпрометованою [17].

Залежність SaO_2 від PaO_2 для кожного хворого можна описати емпіричними формулами (рівняння Хілла, алгоритми Келмана, Северингхауза та ін.), у яких враховуються температура, рН та інші фактори. Дані формули в різних модифікаціях звичайно вводять у сучасні автоматичні прилади контролю газового складу крові (Radiometer, AVL, Instrumentation Laboratories та ін.), які обчислюють сатурацію гемоглобіну по тиску кисню в крові. Сама крива дисоціації оксигемоглобіну і є графічним вираженням цих рівнянь. Більш простий показник положення кривої дисоціації — індекс P_{50} ; він дорівнює тиску кисню в крові, при якому сатурація гемоглобіну становить 50 % (рис. 2.2).

Нормальна величини P_{50} дорівнює 27 мм рт. ст. Її зменшення відповідає зміщенню кривої вліво, а збільшення — зміщенню вправо.

Після повного насичення гемоглобіну киснем подальше підвищення PaO_2 супроводжується лише незначним приростом SaO_2 за рахунок фізично розчиненого кисню. Тому збільшення концентрації кисню у газі, який вдихається, або газі, який вдмухається (FiO_2), понад рівень, достатній для повного насичення гемоглобінової ємності ($\text{SaO}_2 = 99 - 100 \%$), рідко буває виправдане [17].

Проходячи через капіляри, артеріальна кров віддає тканинам частину кисню, що втримується в ній, і перетворюється у венозну ($\text{PvO}_2 = 40$ мм рт. ст., $\text{SvO}_2 = 75 \%$). Таким чином, у газообміні бере участь лише близько 25 % запасу кисню артеріальної крові, а сатурація й десатурація гемоглобіну відбуваються на пологій ділянці кривої дисоціації.

Патологія дихальної системи приводить до порушення оксигенації крові в легенях з розвитком артеріальної гіпоксемії, ступінь якої кількісно оцінюється ПМ. У цих умовах постачання тканин киснем здійснюється в "аварійному" режимі, на крутій ділянці кривій, де незначного падіння PaO_2 виявляється досить для відділення від оксигемоглобіну необхідної кількості кисню. Аварійність режиму полягає у зменшенні тиску та, отже, вмісту кисню в тканинах, про що свідчить низький тиск кисню у венозній крові [17].

Гемоглобін як транспортний білок покликаний вирішувати два завдання: приєднувати кисень у легенях і віддавати його тканинам. Ці завдання протилежні по своїй суті, але виконуються тією самою речовиною, тому прагнення гемоглобіну зв'язуватися з киснем (спорідненість гемоглобіну до кисню) повинно бути достатнім – щоб забезпечити оксигенацію крові в легенів, але не надлишковим – щоб не порушити процес віддачі кисню до периферії. Нормальне положення кривої дисоціації оксигемоглобіну саме й відповідає оптимальній готовності гемоглобіну до реалізації обох завдань. Але за певних умов баланс між прагненням гемоглобіну приєднати кисень і готовністю його віддати порушується. Графічно це виражається зміщенням кривої дисоціації вправо або вліво (рис. 2.3).

При ацидозі (респіраторному або метаболічному), гіпертермії й збільшенні концентрації 2, 3-дифосфогліцерата (2, 3-ДФГ) в еритроцитах спорідненість гемоглобіну до кисню знижується й крива дисоціації HbO_2 зрушується вправо. При цьому насичення гемоглобіну киснем у легенях погіршується (зменшення SpO_2 при попередньому PaO_2), але відділення кисню від оксигемоглобіну в капілярах полегшується [17].

Якщо газообмін у легенях не порушений, то навіть істотне зміщення кривої дисоціації вправо супроводжується досить незначним зниженням SpO_2 , оскільки події в легенях відбуваються на пологій ділянці кривої. У тканинах же тиск кисню підвищується. Відносно кисневого гомеостазу це в цілому безпечна ситуація. Деякі фахівці навіть вважають, що при нормальній роботі легень ацидоз сприяє постачанню тканин киснем [17].

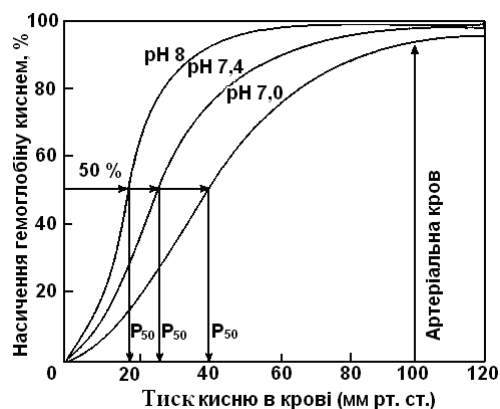


Рисунок 2.3. – Зміщення кривої дисоціації оксигемоглобіну

Інша картина спостерігається при грубій патології дихання, коли від легень відтікає кров з низьким тиском кисню, що відповідає крутій ділянці кривої дисоціації HbO_2 . Якщо при цьому крива зміщена вправо, SpO_2 може виявитися набагато нижче, ніж при нормальному положенні кривої. Дана обставина — додатковий удар по постачанню тканин киснем і важливий внесок у справу розвитку гіпоксії. Таким чином, при вихідній артеріальній гіпоксемії (низькому рівні PaO_2) метаболічний ацидоз, гіперкапнія й гіпертермія здатні помітно знизити сатурацію гемоглобіну (SpO_2) і, отже, зміст кисню в артеріальній крові [17].

Алкалоз (респіраторний або метаболічний), гіпотермія й зменшення концентрації 2, 3-ДФГ підвищують спорідненість гемоглобіну до кисню, і крива дисоціації HbO_2 зміщується вліво. У цих умовах гемоглобін жадібно приєднує до себе кисень у легенях (SpO_2 зростає при колишньому PaO_2) і неохоче віддає його тканинам. Вважається, що зміщення кривої дисоціації вліво завжди несприятливо позначається на оксигенації тканин, тому що невеликий приріст вмісту (але не тиску) кисню в артеріальній крові не окупає наступного небажання оксигемоглобіну ділитися киснем із тканинами на периферії. Мабуть, від лівого положення кривої дисоціації HbO_2 не страждають тільки немовлята [17].

2.9. Про дисгемоглобін, барвники та лак для нігтів

Ще одна обставина, що впливає на показання ПМ, — це наявність у крові додаткових фракцій гемоглобіну. До них належать дисгемоглобіни (карбокси – і метгемоглобін), а також фетальний гемоглобін.

У нормі вміст карбоксигемоглобіну (COHb) у крові невеликий (1-3 %) і не позначається на величині SpO_2 . Однак при отруєнні чадним газом або у хворих з недавно отриманими опіками полум'ям карбоксигемоглобін може складати десятки відсотків від загальної кількості гемоглобіну. COHb поглинає світло майже так само, як HbO_2 , тому замість насичення гемоглобіну киснем ПМ у таких пацієнтів показує суму відсоткових концентрацій COHb і HbO_2 . Наприклад, якщо $\text{SaO}_2 = 65 \%$, а

$\text{COHb} = 25 \%$, ПМ висвітить на дисплеї величину SpO_2 , близьку до 90% . При карбоксигемоглобінемії ПМ завищує ступінь насичення гемоглобіну киснем [17].

Метгемоглобінемія виникає в результаті дії на гемоглобін метгемоглобінутворюючих речовин. До них відносяться не тільки певні отрути, але й деякі лікарські препарати, зокрема нітропруссид натрію або сульфален-меглюмін. MetHb поглинає червоне та інфрачервоне світло так само, як і гемоглобін, насичений киснем на 85% .

При помірній метгемоглобінемії ПМ занижує SpO_2 , а при вираженій метгемоглобінемії показує величину, близьку до 85% , що майже не залежить від коливань SaO_2 [17].

Фетальний гемоглобін (HbF) утримується в еритроцитах плода та у дітей першого року життя. У невисокій концентрації (до 5%) він також може бути виявлений у жінок у першому триместрі вагітності. HbF відрізняється від гемоглобіну дорослих (який позначається "HbA" [від англ, adult — дорослий]) значно більшою спорідненістю до кисню. І це не дивно. Тиск кисню в оксигенированій крові, що відтікає по пупочній вені від плаценти до плода, становить усього 30 мм рт. ст. , і лише зміщене вліво положення кривої дисоціації фетального оксигемоглобіну забезпечує при цьому $\text{SaO}_2 = 75 \%$. Метаболізм плода настроєний на низький тиск кисню в тканинах, а збільшення метаболізму після народження компенсується зростанням PaO_2 і SaO_2 при переході на дихання атмосферним повітрям [17].

Фетальний гемоглобін відрізняється від гемоглобіну дорослих тільки амінокислотним складом двох глобінових ланцюгів, що робить HbF менш чутливим до зміни концентрації 2, 3-ДФГ, чим і пояснюється висока спорідненість фетального гемоглобіну до кисню.

Як реагує ПМ на присутність у крові фетального гемоглобіну? Практично ніяк. Величина SpO_2 у немовлят відповідає справжньому значенню SaO_2 , тому що гемові групи HbF і HbA, що визначають світлопоглинання властивості гемоглобіну, ідентичні, а молекули глобіну — безбарвні і не впливають на вимірювання. Особливості пульсоксиметрії в неонатології відносяться в основному до

інтерпретації даних моніторингу. Зокрема, необхідно враховувати високу спорідненість фетального гемоглобіну до кисню й істотне розходження нормальних значень параметрів кисневого гомеостазу в новонародженого й дорослого [17].

За кілька тижнів до строку народження в еритроцитах плода починається синтез дорослого гемоглобіну, і до моменту народження дитини вміст HbA досягає 15-25 %. Через різку перевагу HbF крива дисоціації оксигемоглобіну в немовляти зміщена вліво ($P_{50} = 19-22$ мм рт. ст.). Через тиждень після появи дитини на світ HbF поступово починає заміщуватися на HbA [17].

Внутрішньовенне введення барвників. Деякі барвники, що застосовуються з діагностичною метою, здатні змінювати світлопоглинаючі властивості крові саме в тому частотному діапазоні, що використовується в пульсоксиметрії (сильне поглинання світла з довжиною хвилі 660 нм). До таких речовин відносяться метиленовий синій (метиленблау) і, у меншому ступені, індоціанін. Їхнє внутрішньовенне введення супроводжується швидким і вираженим зниженням величини SpO_2 , що триває 5-10 хв. На цьому оснований простий тест на правильність установки внутрішньовенного катетера: якщо відразу після введення барвника спостерігається різке зниження сатурації, катетер перебуває у вені.

Лак для нігтів зазвичай не спотворює показання ПМ. У деяких випадках він здатний зменшити сигнали обох світлодіодів, але це не позначається на розрахунку SpO_2 . Правда, існує інформація про те, що синій лак може вибірково послабляти випромінювання одного зі світлодіодів (660 нм), що приводить до артефактного заниження SpO_2 . Це варто мати на увазі, працюючи з пацієнтками, які надходять в операційну в повному бойовому розфарбуванні [17].

2.10. Амплітуда фотоплетизмограми

Фотоплетизмограма (ФПГ) — не тільки вихідний матеріал для розрахунку SpO_2 : вона також має власне діагностичне значення. Амплітуда ФПГ відображає об'ємну пульсацію артеріол і, значить, характеризує периферичний кровоток. Гарні моделі ПМ здатні вловлювати навіть різко ослаблену пульсацію, коли величина

периферичного кровотоку досягає лише 4-5 % від нормальної. Зрозуміло, фотоплетизмограма непридатна для кількісної оцінки кровопостачання периферії, але вона дозволяє скласти досить точне враження про локальний кровоток. Зневажати такою можливістю непотрібно, тим більше що метод неінвазивний і тривалість його застосування не обмежена [17].

У клінічних умовах амплітуда ФПГ здатна змінюватися в десятки разів, тому на дисплеї зубці кривої в одних випадках не поміщаються на екрані, а в інших — зменшуються настільки, що стають незрозумілими. Щоб ФПГ завжди мала зручний для аналізу вигляд і стандартну висоту, вона піддається автоматичному масштабуванню (*autoscaling*); ця процедура виробляється при кожній стійкій зміні амплітуди. У результаті навіть при жалюгідному стані периферичного кровотоку крива на дисплеї може мати нормальний зовнішній вигляд і по її формі важко запідозрити лихо. У програмному забезпеченні деяких моніторів утримується набір стандартних масштабів, і вибір нової шкали здійснюється автоматично лише в тих випадках, коли піки кривої виходять за межі дисплея або зливаються з ізолінією. Такий спосіб подання даних зручний тим, що дозволяє в заданих діапазонах відслідковувати зміни амплітуди ФПГ [17].

Для запобігання втрати інформації про реальну амплітуду ФПГ на дисплеї деяких моделей передбачений спеціальний індикатор. Як правило, це стовпчик, висота якого відбиває справжню величину піків кривої. Максимальна висота стовпчика властива нормальному периферичному кровотоку; при порушенні кровопостачання стовпчик знижується. Надалі, розглядаючи амплітуду ФПГ, будемо мати на увазі показання саме цього індикатора [17].

Окремого згадування заслуговує інший, більш зручний, але рідкісний спосіб відображення ФПГ. Після першого автоматичного масштабування лікар вручну вибирає більш вдалий, на його думку, постійний масштаб і спостерігає за змінами форми й висоти фотоплетизмограми у динаміці. Так працюють, наприклад, монітори фірм DATEX і BRUEL & KJAER. ПМ фірми DATEX, крім того, видають чисельний параметр (він називається "амплітудний фактор"), що відбиває реальний обсяг артеріальних пульсацій. Монітори з такою організацією дисплея дозволяють

відслідковувати ситуації, коли амплітуда ФПГ перевищує норму. Фотоплетизмограма за формою досить схожа на криву артеріального тиску, але, на відміну від останньої, характеризує коливання об'єму мікро судин [17].

Амплітуда ФПГ залежить від тонуусу мікросудин і ударного об'єму серця. Ось чому зміни фотоплетизмограми далеко не завжди відповідають змінам артеріального тиску. При артеріальній гіпотензії, викликаній вазодилататорами, крива на екрані ПМ може мати високу амплітуду. І навпаки, зниження хвиль ФПГ при вазоконстрикції іноді спостерігається і на фоні артеріальної гіпертензії.

Мікросудини тканин пальця багатоіннервовані волокнами симпатичної системи й містять велику кількість рецепторів для "плаваючих" катехоламінів. Тому активація симпатичної системи, інфузія альфа₁-адреномиметиків, бета₂-адреноблокаторів, ангіотензину та інших судинозвужувальних препаратів супроводжується зниженням амплітуди ФПГ. Необхідно пам'ятати, що дані, які одержуються при пульсоксиметрії, через специфіку регуляції пальцевого кровотоку не завжди придатні для судження про кровопостачання внутрішніх органів. Приклад такої невідповідності – холодова вазоконстрикція [17].

Інший фактор, від якого залежить форма фотоплетизмографічної кривої, – ударний об'єм серця, що визначає наповнення пульсової хвилі. Його безпосередній вплив на амплітуду окремих хвиль ФПГ добре видно на екрані ПМ при парадоксальному пульсі. Крім того, вплив серцевого викиду на форму ФПГ може бути й опосередкованим, оскільки його зниження часто супроводжується периферичною вазоконстрикцією.

Зниження амплітуди ФПГ служить ознакою периферичної вазоконстрикції і/або зменшення ударного об'єму, а підвищення амплітуди свідчить про зворотнє. Тонус судин – основний фактор, що визначає висоту хвиль фотоплетизмограми.

На жаль, пульсоксиметрія у своєму сучасному варіанті не дозволяє диференціювати вазоконстрикцію від зменшення ударного об'єму. Принципова можливість такої диференціації, що заснована на математичному аналізі форми пульсової хвилі, існує, але в серійних моніторах ще не реалізована [17].

2.11. Форма фотоплетизмограми

Форма хвилі ФПГ індивідуальна і повної клінічної її інтерпретації поки немає. Але деякі автори [21] намагаються апроксимувати цю криву за допомогою 2-х парабол (рис. 2.4).

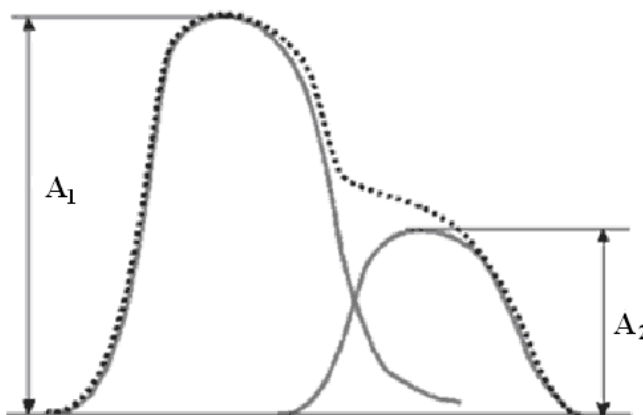


Рисунок 2.4. – Схематичне зображення пульсової хвилі (по осі абсцис – час, по осі ординат – амплітуда сигналу): A_1 – відповідає анакrotичному періоду, A_2 – дикротичному періоду

На рис. 2.4 схематично представлена форма пульсової хвилі, що складається з двох основних компонент. Перший пік пульсової хвилі, що відповідає анакrotичному (анакрота – висхідна ділянка пульсової хвилі) періоду пульсової хвилі, утворюється у період систоли. Амплітудне значення анакrotичної фази носить також назву амплітуди пульсової хвилі та якісно відповідає ударному об'єму крові при серцевому викиді. Спадає ділянка пульсової хвилі називається катакротою. На спадній ділянці є хвиля, що називається дикротичною, яка обумовлена захлопуванням напівмісячних клапанів між лівим шлуночком серця та аортою.

Другий пік пульсової хвилі, що відповідає дикротичному періоду пульсової хвилі (A_2), утворюється за рахунок відбиття об'єму крові від аорти та великих магістральних судин і частково відповідає діастолічному періоду серцевого циклу. Дикротична фаза несе інформацію про тонус судин. Вершина пульсової хвилі відповідає найбільшому об'єму крові, а її протилежна частина – найменшому об'єму

крові на досліджуваній ділянці тканини. Характер пульсової хвилі залежить від еластичності судинної стінки, частоти пульсу, об'єму досліджуваної ділянки тканини, ширини просвіту судин. Вважається, що частота і тривалість пульсової хвилі залежать від особливостей роботи серця, а величина та форма її піків – від стану судинної стінки [21].

На спадному коліні кожної хвилі помітна вирізка – дикротична інцизура, – яка відповідає закриттю аортального клапана. За інцизурою йде додатковий пік – дикротичний зубець (рис. 2.5). Чіткість зображення інцизури й зубця на дисплеях різних моделей ПМ неоднакова, і нерідко вони представлені ледь помітною хвилюю.

При вираженій артеріальній гіпертензії або аортальній недостатності дикротичний зубець може бути дуже високим (рис. 2.6) і ПМ інтерпретує його як самостійну пульсову хвилю. У результаті частота пульсу артефактно збільшується.

У кожному випадку, коли дані пульсоксиметрії свідчать про виражену тахікардію, неодмінно зверніть увагу на форму ФПГ і порахуйте пульс вручну. При роботі з ПМ, що не виводить ФПГ на дисплей, корекції тахікардії обов'язково повинна передувати перевірка частоти пульсу. Наявність високого дикротичного зубця – типова причина розбіжності показань ПМ та ЕКГ-монітору, тому такі артефакти нехарактерні для моделей, у яких використовується принцип C-lock [17].

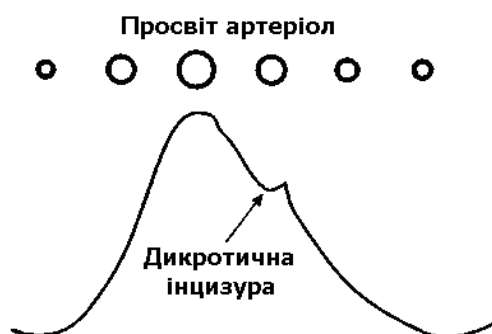


Рис. 2.5. – Хвиля ФПГ як відбиття пульсації артеріол

Іноді в проміжках між піками ФПГ спостерігаються додаткові коливання – венозні хвилі.

Пульсоксиметрія дозволяє безупинно контролювати найважливішу функцію легень — насичення гемоглобіну крові киснем. При всій безсумнівній важливості

цієї інформації не можна забувати, що SpO_2 — лише один з багатьох параметрів, що використовується для опису кисневого гомеостазу. Наведених вище фрагментарних відомостей з фізіології досить для того, щоб зрозуміти, наскільки непростим може стати трактування цього показника, коли він вирваний із клініко-фізіологічного контексту. Тим не менш пульсоксиметрія – найпоширеніший, а в багатьох випадках і взагалі єдиний доступний метод визначення оксигенації [17].



Рисунок 2.6. – Високий дикротичний зубець, що імітує хвилю ФПГ

Моніторинг амплітуди ФПГ – простий та неінвазивний метод орієнтовної оцінки периферичного артеріального кровотоку. Якщо причина зміни ФПГ лежить на поверхні, висновок, зроблений лікарем, допоможе вчасно вжити правильних заходів і контролювати їхню ефективність. Однак при наявності складних розладів кровообігу, коли амплітуда ФПГ формується під впливом відразу декількох факторів, вона втрачає самостійне діагностичне значення й стає лише додатковим аргументом у диференціальній діагностиці [17].

2.12. Обробка фотоплетизмограми

На рис. 2.7 показаний приклад реєстрації пульсової хвилі із зазначенням контрольних точок на кривій. Крапка В1 відповідає початку періоду вигнання (систоличного періоду), точка В2 відповідає моменту максимального розширення судини під час фази форсованого вигнання, точка В3 відповідає протодіастолічному періоду, точка В4 відповідає початку діастолі, точка В5 відповідає настанню кінця діастолі і вказує на завершення серцевого циклу [21].

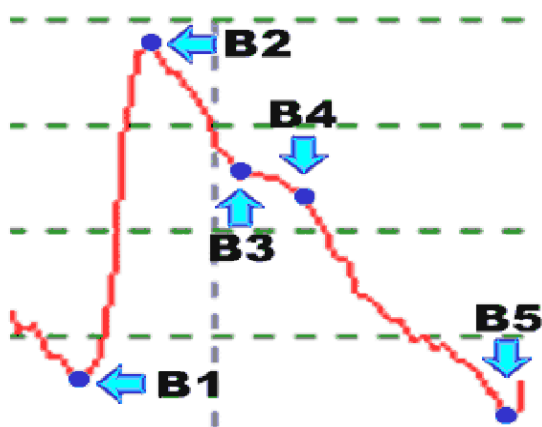


Рисунок 2.7. – Контрольні точки на кривій об'ємного пульсу
(по осі абсцис – час, по осі ординат – амплітуда)

Користуючись маркуванням точок на кривій пульсової хвилі, можна розрахувати наступні параметри [21]:

1. **Амплітуда пульсової хвилі** або **анакротичної фази (АПХ)**, визначається по вертикальній осі як: $АПХ = B2 - B1$.

2. **Амплітуда дикротичної хвилі (АДХ)**, визначається по вертикальній осі як: $АДХ = B4 - B5$.

3. **Індекс дикротичної хвилі (ІДХ)**, визначається у відсотках як: $ІДХ = ((B3 - B5) / (B2 - B1)) \cdot 100$.

4. **Тривалість анакротичної фази пульсової хвилі (ТАФ)**, визначається у секундах по горизонтальній осі як: $ТАФ = B3 - B1$.

5. **Тривалість дикротичної фази пульсової хвилі (ТДФ)**, визначається у секундах по горизонтальній осі як: $ТДФ = B5 - B3$.

6. **Тривалість пульсової хвилі (ТПВ)**, визначається у секундах по горизонтальній осі як: $ТПВ = B5 - B1$.

7. **Тривалість систолічної фази серцевого циклу (ТС)**, визначається у секундах по горизонтальній осі як: $ТС = B4 - B1$.

8. **Тривалість діастолічної фази серцевого циклу (ТД)**, визначається у секундах по горизонтальній осі як: $ТД = B5 - B4$.

9. **Частота серцевих скорочень (ЧСС)**, визначається в ударах за хвилину як: $ЧСС = 60 / ТПВ$.

Висновки до розділу 2

2.1. У даному розділі були розглянуті загальні положення розвитку пульсоксиметрії як методу, її практичне значення в медицині.

2.2. Також представлено визначення та мету методу, види пульсоксиметрії, будову та класифікацію датчиків, точність та обмеження методу, артефакти приладів.

2.3. Запропоновано ознайомитись з існуючими параметри оксигенації крові, а також теоретичними аспектами про криву дисоціації оксигемоглобіну та дисгемоглобін.

2.4. Описана фотоплетизмограма та її обробка (розрахунок) по ключовим точкам кривої.

3. ІСНУЮЧІ МЕТОДИ ТА АПАРАТУРА ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ НАСИЧЕННЯ КРОВІ КИСНЕМ ТА РЕЄСТРАЦІЇ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ

На даний час існує безліч методів визначення насичення крові киснем (І типу) та реєстрації пульсової хвилі (ІІ типу). Найбільш популярними методами І типу є: лабораторні, за допомогою ртутного апарату Ван-Слайка, газохроматографічний, потенціометричний, фотооксиметричний, а ІІ – плетизмографічний. Також існує універсальний метод, що дозволяє проводити дослідження обох типів одночасно – пульсоксиметричний.

3.1. Лабораторні методи визначення насичення крові киснем

Лабораторні методи потребують великих затрат часу (більше десяти хвилин), що в критичних ситуаціях неприпустимо. Існуючі лабораторні методи направлені на визначення оптичної густини, яка є дуже великою. У зв'язку з цим беруть тонкий шар крові. Але для цього необхідно розвести її плазмою, що значно знижує точність визначення кисню і є суттєвим недоліком лабораторних методів [22].

3.2. Метод визначення насичення крові киснем, оснований на використанні ртутного апарату Ван-Слайка

Насичення крові киснем також можна визначати за допомогою ртутного апарату Ван-Слайка. Спочатку визначається вміст кисню в крові, потім вона насичується до 100 % у сатураторі і визначається киснева ємність, тільки після цього визначається відсоток оксигемоглобіну (HbO_2). Недоліком цього методу є тривалість аналізу (2-2,5 год) та використання ртуті [22].

3.3. Газохроматографічний метод визначення насичення крові киснем

Газохроматографічний метод аналізу O_2 в крові має ряд переваг: для визначення потрібен незначний об'єм крові (0,1-0,2 мл), на проведення аналізу витрачається всього декілька хвилин.

В хроматографах, спеціально призначених для аналізу розчинених і зв'язаних газів крові, операцію хімічної обробки проби крові проводять в окремому реакторі та по закінченню реакції суміш газів, що виділилася, видують потоком газу-носія у прилад. Таке поступове введення проби газової суміші, що аналізується, може призвести до зменшення ефективності розподілення хроматографічної колонки та зменшенню точності аналізу.

Об'єм проби повинен бути не менше 0,1 мл. Зменшення об'єму проби може призвести до зниження точності аналізу. Відносна точність хроматографічного визначення кисню в крові складає $\pm 3\%$. Поріг чутливості для O_2 та N_2 приблизно дорівнює 0,5 об. %, для CO_2 – приблизно 2 об. %. Для підвищення чутливості вимірювань можна збільшити об'єм взятої крові до 0,5 мл. Тривалість аналізу близько 10 хв.

Газохроматографічний метод аналізу O_2 в крові має не тільки переваги (зокрема, точність вимірювання), але і недоліки: газохроматограф являє собою установку лабораторного типу великих розмірів, що припускає його місцеве застосування тільки в лабораторії та непридатність для експрес-аналізу в критичних ситуаціях, а також використання реактивів є незручним та вносить додаткову похибку у результат вимірювання [22].

3.4. Потенціометричний метод визначення насичення крові киснем

Потенціометричний метод можна представити за допомогою оксигеометру. У порівнянні з попереднім методом він дає можливість швидко отримати величину насичення крові киснем у відсотках та дозволяє проводити неперервні спостереження за хворим [22].

Будова оксигеметрів. Фотоелемент, представлений на рис. 3.1, – це металева пластинка, покрита світлочутливим матеріалом (селен, сірчане срібло, кремній та ін.). У вітчизняних оксиметрах застосовується в якості чутливого матеріалу кремній. Кремнієва пластинка накладається на мідну пластинку. Під впливом променів світла зі світлочутливого матеріалу «вибиваються» електрони, які утворюють електронну хмарину, у результаті чого сама кремнієва пластинка, заряджаючись позитивно, здобуває потенціал. Якщо з'єднати кремнієву та мідну пластинки (остання має нульовий потенціал) з гальванометром, то відхилення його стрілки буде реєструвати різницю потенціалів.

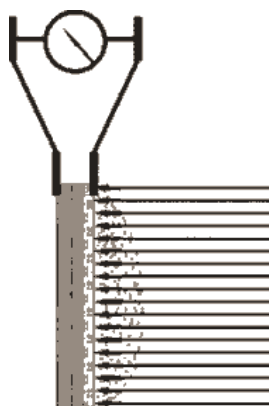


Рисунок 3.1. – Принцип реалізації потенціометричного методу

Різниця потенціалів буде тим більше, чим більша інтенсивність світлового потоку, спрямованого на фотоелемент. Якщо пропустити червоний промінь світла довжиною хвилі близько 600 мкм через шар крові на фотоелемент, то тим більше цього світла пройде крізь кров і, отже, тим менше його поглинеться, чим більше в крові буде оксигемоглобіну. Оксигемоглобін практично не поглинає червоне світло, а відновлений гемоглобін майже повністю поглинає його. Виходить, чим більше в даній крові буде оксигемоглобіну, тим більше червоного світла дійде до фотоелемента й тим більше відхилиться стрілка гальванометра. Якщо шкалу гальванометра відградувати на відсотки насичення гемоглобіну киснем, то відхилення стрілки покаже ступінь насичення крові киснем [22].

При збільшенні товщини шару однієї і тієї ж крові в 2 рази відбудеться зменшення кількості червоного променя світла, що пройшов цю кров, і показання на шкалі гальванометра зменшиться, незважаючи на те, що насичення крові киснем

залишилося колишнім. Отже, для правильного вимірювання насичення гемоглобіну крові киснем у крові з різною товщиною шару необхідно враховувати цю товщину. Для автоматичної реєстрації товщини шару крові використовується зелений промінь світла з довжиною хвилі 800 мкм. Зелений промінь світла однаково поглинається як окисленим гемоглобіном, так і відновленим, і його інтенсивність після проходження крові буде залежати від товщини шару крові: чим вужче шар, тим зеленого променя пройде більше, і навпаки. Зелений і червоний промені світла реєструються роздільно двома фотоелементами, які становлять «диференціальний датчик». Ці два фотоелементи з'єднані з гальванометром через «рамочну» схему (рис. 3.2):

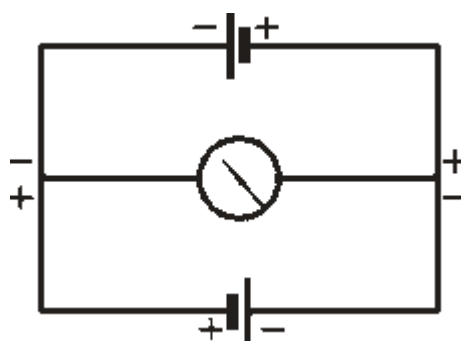


Рисунок 3.2. – «Рамочна» схема з'єднання фотоелементу з гальванометром

Зі схеми видно, що показання одного фотоелемента автоматично компенсують показання другого фотоелемента. Кров – досить щільна субстанція, і так як принцип дії оснований на вимірюванні коефіцієнта поглинання, то показання залежать від товщини шару, що вносить додаткову похибку і збільшує тривалість процесу вимірювання [22].

3.5. Пульсоксиметричний метод визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі

Пульсоксиметричний метод оснований на використанні фотоплетизмографії, що дозволяє виділити артеріальну складову абсорбції світла для визначення оксигенації артеріальної крові [22]. Абсорбцією світла називається зменшення інтенсивності світла при проходженні крізь речовину в наслідок перетворення енергії світла в інші види енергії [23]. Визначення цієї складової дає можливість

використовувати спектрофотометрію для неінвазивного черезшкірного моніторингу оксигенації артеріальної крові киснем. У відповідності з методикою фотоплетизмографії ділянка тканин, на якій досліджується кровоток, розміщується на шляху променя світла між джерелом та фотоприймачем датчика (рис. 3.3) [22].

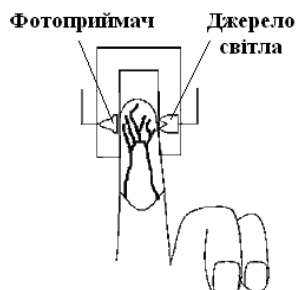


Рисунок 3.3. – Датчик ФПГ при дослідженні кровотоку у пальці руки

Експериментально встановлено, що зміна інтенсивності монохроматичного світла у середовищі залежить від природи речовини та пропорційна товщині шару, крізь який проходить світло, та інтенсивності падаючого світла.

Така природа речовини описується наступними законами [23]:

1. Закон Ламберта-Бугера

$$I = I_0 e^{-k_\lambda d}, \quad (3.1)$$

де I_0 – інтенсивність падаючого світла, I – інтенсивність світла, що пройшло крізь шар речовини товщиною d , k_λ – натуральний коефіцієнт поглинання, величина, яка залежить від хімічної будови та природи речовини, а також від довжини хвилі падаючого світла.

Інтенсивність світла, що пройшло, прямо пропорційна інтенсивності падаючого світла та убиває по експоненціальному закону при збільшенні товщини шару середовища.

2. Закон Бера

При поглинанні світла речовиною, розчиненою у прозорому розчиннику (тобто в розчиннику, який не поглинає світло тієї довжини хвилі, яку поглинає розчинена речовина), коефіцієнт поглинання пропорційний концентрації речовини:

$$k_\lambda = \chi_\lambda C, \quad (3.2)$$

де χ_λ – молярний коефіцієнт поглинання розчину, одиничної концентрації, інакше – питомий молярний коефіцієнт поглинання.

3. Об'єднаний закон поглинання світла

$$I = I_0 e^{-\chi_\lambda C d} \quad (3.3)$$

На основі об'єднаного закону поглинання світла розроблений ряд фотометричних методів по визначенню концентрації речовин у розчині, зокрема, метод пульсоксиметрії, при якому використовується ефект пульсації артеріальної крові. У ПМ аналізується поглинання (або розсіювання) світла різної довжини хвилі окисленим гемоглобіном та гемоглобіном.

Довжина хвилі світла обирається таким чином, щоб вона максимально поглиналась (розсіювалась) оксигемоглобіном та гемоглобіном та мало поглиналась іншими тканинами. Цій вимозі задовольняють $\lambda_1 = 660$ нм (червона область спектру) та $\lambda_2 = 940$ нм (інфрачервона область спектру). При $\lambda_1 = 660$ нм гемоглобін поглинає в 10 разів більше світла, ніж оксигемоглобін, а на довжині $\lambda_2 = 940$ нм поглинання оксигемоглобіну більше, ніж гемоглобіну.

Світло, що пройшло крізь насичені артеріальною кров'ю тканини пацієнта, реєструються фотоприймачем датчика (зазвичай це фотодіод – напівпровідник, сила струму в якому залежить від освітленості). Випромінювачі червоного та інфрачервоного каналів (світлодіоди) працюють по чергово (рис. 3.4). Крім того, передбачена фаза, коли обидва світлодіоди не випромінюють світло. Темна фаза необхідна для виключення впливу фонового засвітлення від інших джерел освітлення, наприклад, від денного світла [23].

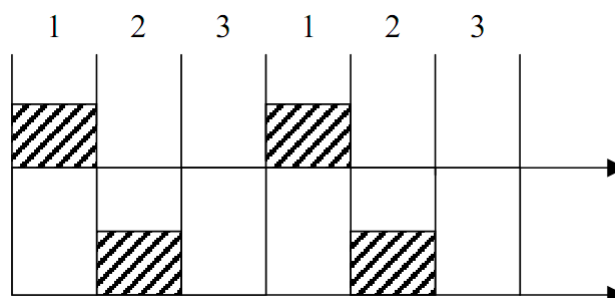


Рисунок 3.4. – Фази роботи випромінювачем ПМ: 1 – випромінювач червоного світла, 2 – інфрачервоний випромінювач, 3 – темна фаза

Після розділення (фільтрації) сигналів червоного та інфрачервоного світла, сигнали каналів мають вигляд, зображений на рис. 3.5.

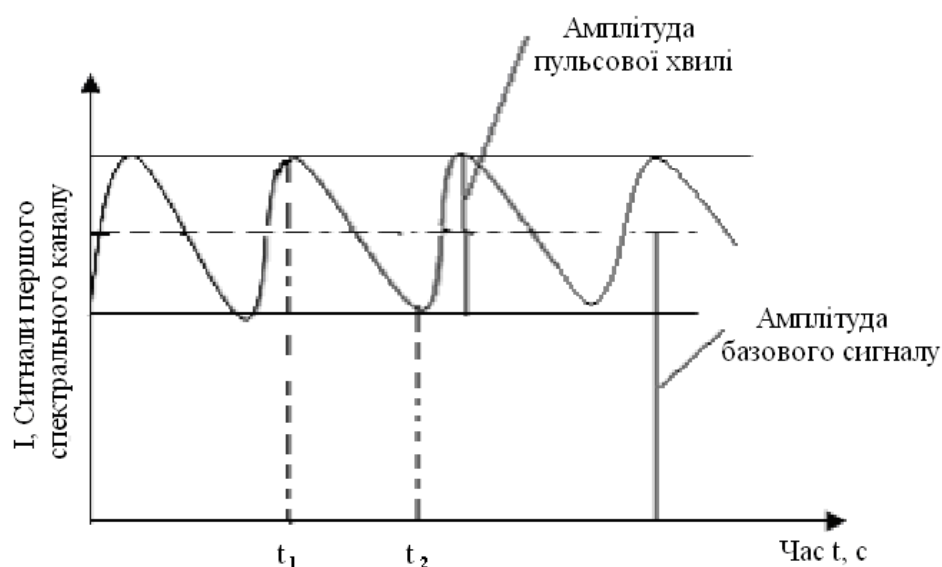


Рисунок 3.5. – Форма світлового потоку на фотоприймачі

Сигнал пульсової хвилі створюється тільки пульсуючою артеріальною кров'ю. Він загасає в міру наповнення мікросудин кров'ю під час систоли серця (t_2) і збільшується під час діастолі (t_1). Передбачається, що інтенсивність поглинання світла іншими тканинами у конкретної людини є постійною величиною. Тому з урахуванням цього факту значення сигналу у момент часу t_1 :

$$I_{1t_1} = I_0 K e^{-\alpha_1 x_1 - \alpha_2 y_1}, \quad (3.4)$$

де K – коефіцієнт поглинання світла усіма іншими тканинами, крім артеріальної крові; α_1 – ефективний відносний перетин поглинання молекул окисленого гемоглобіну у першому спектральному каналі; α_2 – ефективний відносний перетин поглинання молекул відновленого гемоглобіну в першому спектральному каналі; x_1 – число молекул окисленого гемоглобіну у момент часу t_1 ; y_1 – число молекул відновленого гемоглобіну у момент часу t_1

Для моменту часу t_2 :

$$I_{1t_2} = I_0 K e^{-\alpha_1 x_2 - \alpha_2 y_2}. \quad (3.5)$$

Для усунення залежності результату виміру від впливу інших тканин обчислимо:

$$\ln \frac{I_{1t_1}}{I_{1t_2}} = \alpha_1(x_2 - x_1) + \alpha_2(y_2 - y_1) = \alpha_1\Delta x + \alpha_2\Delta y, \quad (3.6)$$

де Δx – зміна числа молекул окисленого гемоглобіну за час $(t_1 - t_2)$; Δy – зміна числа молекул відновленого гемоглобіну за час $(t_1 - t_2)$.

Аналогічно для другого спектрального каналу:

$$\ln \frac{I_{2t_1}}{I_{2t_2}} = \alpha_3\Delta x + \alpha_4\Delta y, \quad (3.7)$$

де α_3 – ефективний відносний перетин поглинання молекул окисленого гемоглобіну у другому спектральному каналі; α_4 – ефективний відносний перетин поглинання молекул відновленого гемоглобіну у другому спектральному каналі.

Розділимо рівність (3.6) на (3.7)

$$R = \frac{\ln \left(\frac{I_{1t_1}}{I_{1t_2}} \right)}{\ln \left(\frac{I_{2t_1}}{I_{2t_2}} \right)} = \frac{\alpha_1\Delta x + \alpha_2\Delta y}{\alpha_3\Delta x + \alpha_4\Delta y}. \quad (3.8)$$

Чисельник і знаменник правої частини виразу (3.8) розділимо на $(\Delta x + \Delta y)$ та врахуємо, що у фізичному значенні

$$\frac{\Delta x}{\Delta x + \Delta y} = SaO_2,$$

$$\frac{\Delta y}{\Delta x + \Delta y} = 1 - SaO_2.$$

Остаточний вираз має вигляд:

$$R = \frac{\alpha_1 SaO_2 + \alpha_2 (1 - SaO_2)}{\alpha_3 SaO_2 + \alpha_4 (1 - SaO_2)}. \quad (3.9)$$

У випадку, коли довжина хвилі першого спектрального каналу $\lambda_1 = 660$ нм, а друга $\lambda_2 = 940$ нм, графічна залежність величини SaO_2 від R , що називається калібрувальною кривою пульсоксиметра. На рис. 3.6 наведено графічне представлення калібрувальної кривої [23].

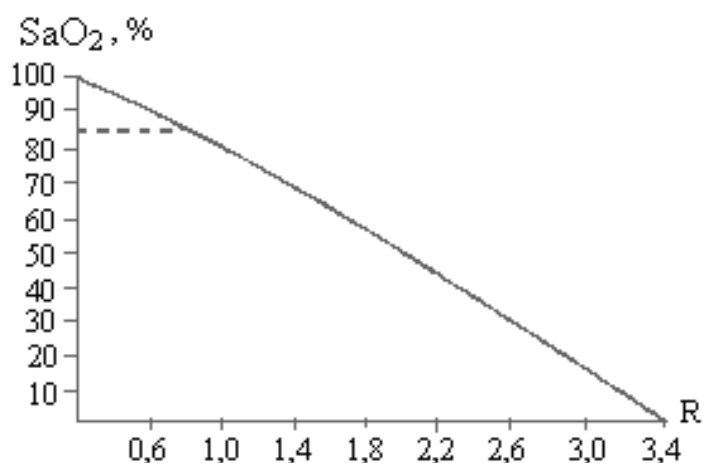


Рисунок 3.6. – Калібрувальна крива ПМ

Технічна реалізація методу пульсоксиметрії

Структурна схема ПМ наведена на рис. 3.7. Випромінювачі каналів та фотоприймач розміщені всередині датчика. Сигнали пульсових хвиль (див. рис. 3.5) виділяють після попереднього підсилення та фільтрації. Потім вони перетворюються аналого-цифровим перетворювачем (АЦП) в числові значення та використовуються процесором для розрахунку наповнення пульсу та величини сатурації крові SaO_2 по калібрувальній кривій ПМ, яка закладена в пам'ять мікропроцесору [23].

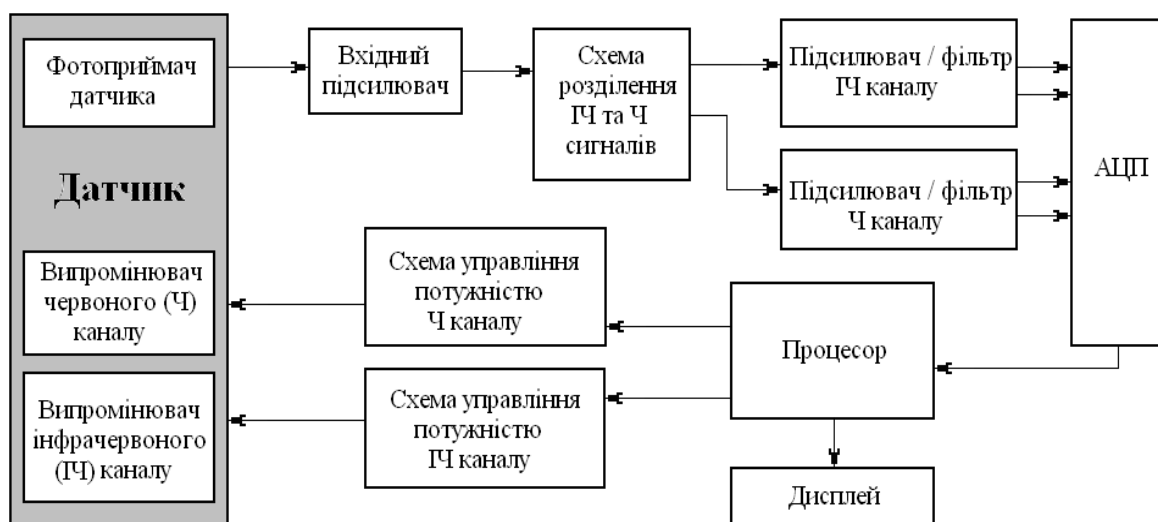


Рисунок 3.7. – Структурна схема ПМ

Перевагами таких приладів є їх мобільність та можливість проведення експрес-аналізів. Але недоліки полягають у самій методиці вимірювання, тобто в

неможливості точно синхронізувати момент максимуму хвилі та випромінювання джерела. А також із-за особливостей серцебиття кожної людини буде спостерігатись фазове запізнення. Ці фактори приводять до похибок вимірювання [22].

3.6. Фотооксиметричний метод визначення насичення крові

В дослідженнях оксигенації крові використовується методика спектрофотометрії, що полягає у вимірюванні поглинання світла, що проходить через пробу крові в різних спектральних діапазонах [22].

Кількісна спектрофотометрія крові основана на використанні закону Бера-Ламберта для розчинів, який зв'язує інтенсивність падаючого ($I_{\text{пад}}$) світла та інтенсивність світла, що проходить ($I_{\text{пр}}$), крізь досліджувану пробу (рис. 3.7):

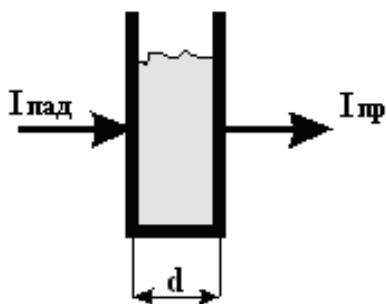


Рисунок 3.7. – До закону Бера-Ламберта

$$I_{\text{пр}} = I_{\text{пад}} \exp(-A), \quad (3.3)$$

де $A = k [C] d$ – величина абсорбції (поглинання);

тут k – коефіцієнт молярної екстинкції, постійний для кожної речовини та довжини хвилі світла, що падає; $[C]$ – концентрація речовини, що поглинає світло; d – товщина шару речовини, що поглинається.

Поглинання світла для постійної товщини шару досліджуваної речовини, що визначається, наприклад, розміром вимірювальної кювети, залежить від коефіцієнта екстинкції та пропорційне концентрації речовини, що поглинається. Залежність коефіцієнта екстинкції від довжини хвилі падаючого світла утворює спектр поглинання речовини [22].

Для n -компонентних розчинів сумарна абсорбція A_j , що виміряна на довжині хвилі випромінювання L_j , може бути представлена у вигляді:

$$A_j = d \sum_{i=1}^n [C_i] k_i(\lambda_j). \quad (3.4)$$

Даний вираз дозволяє визначити концентрації речовин-компонентів розчину $[C_i]$, вимірюючи величину абсорбції на різних довжинах хвиль світла, для яких коефіцієнти екстинкції досліджуваних речовин відомі. У цьому випадку вираз для сумарної абсорбції дає систему рівнянь ($j = [1, m]$, де m - кількість довжин хвиль світла, що використовуються у вимірах), що має рішення при $m > n$ [22].

Дослідження оптичних властивостей крові з метою визначення ступеня її оксигенації показує, що кожна форма гемоглобіну має свій власний спектр поглинання (рис. 3.8). Так, HbO_2 має мінімум поглинання у червоній частині спектру, де поглинання редуційованого Hb вище; в інфрачервоній (ІЧ) частині спектру поглинання HbO_2 стає трохи вище поглинання Hb . $COHb$ має різко падаючу залежність поглинання і в ІЧ області його поглинання незначне. $MetHb$ має більш складну залежність поглинання від довжини хвилі випромінювання, однак можна виділити характерні ділянки спектру, де оптичні властивості $MetHb$ істотно відрізняються від властивостей інших форм гемоглобіну [22].

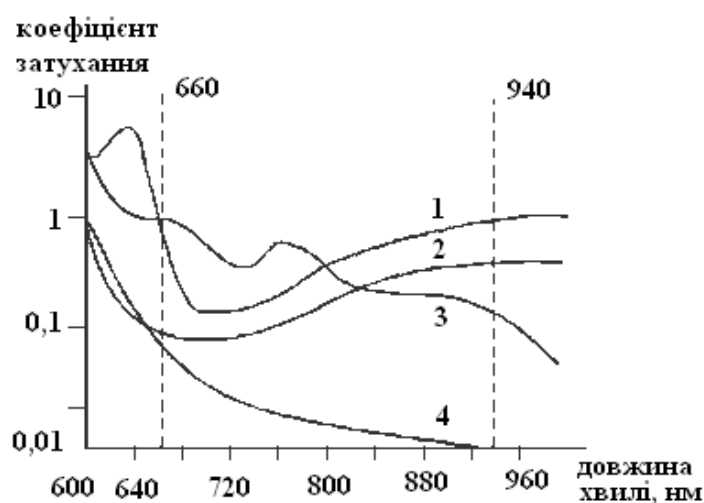


Рисунок 3.8. – Залежність поглинання світла від довжини хвилі випромінювання для різних форм гемоглобіну: 1 – метгемоглобін, 2 – оксигемоглобін, 3 – гемоглобін, 4 – карбоксигемоглобін

Для вимірювання концентрації всіх чотирьох форм гемоглобіну необхідно провести вимірювання поглинання світла, принаймні, на чотирьох довжинах хвиль.

Для цілей клінічної оксиметрії можна припустити, що концентрація фракцій COHb і MetHb мала в порівнянні з концентрацією HbO_2 і Hb , тоді функціональну сатурацію артеріальної крові можна визначити за допомогою вимірів тільки на двох довжинах хвиль світла.

Для визначення фракційної сатурації необхідно використовувати чотири довжини хвилі випромінювання, щоб додатково знайти концентрації MetHb і COHb .

Перевагою даного методу є те, що забезпечується швидкість одержання результатів, достатня точність вимірювання. Але недоліком є те, що при визначенні коефіцієнта поглинання необхідно враховувати товщину крові або попередньо розводити її плазмою. Щоб виключити ці недоліки, визначається не коефіцієнт поглинання, а коефіцієнт відбиття [22].

Так як у крові міститься декілька складових, для виділення й конкретизації однієї мною запропоновано використовувати багаточастотний метод визначення кисню в крові, що дозволить підвищити точність і зменшити похибку вимірювання [Додаток 2].

3.7. Плетизмографічний метод реєстрації пульсової хвилі

Плетизмографія – спосіб реєстрації змін об'єму тіла або його частини, пов'язаних з динамікою кровонаповнення. Загальна плетизмографія (body plethysmography) використовується для дослідження функцій зовнішнього дихання та хвилинного об'єму кровообігу. За допомогою плетизмографії можна оцінити судинний тонус і, при використанні різних проб, скласти уявлення про органічну або функціональну природу судинних змін [24].

Реєстрація плетизмограм проводиться за допомогою спеціальних приладів – плетизмографів різної конструкції (водяні, електро–, фотоплетизмографи). Кожний з них має плетизмографічний рецептор і датчик вимірювального пристрою. Залежно від характеру сигналу, що одержується при зміні кровонаповнення, розрізняють

механічну плетизмографію, при якій частина тіла, що обстежується, поміщається в герметично закриту посудину із твердими стінками, а коливання об'єму реєструються завдяки повітряній або водяній передачі; електроплетизмографію, що відображає динаміку електропровідності залежно від ступеня кровонаповнення (вона називається також імпедансною плетизмографією, реографією, її різновиди транстрахеальна, полісегментарна, електроплетизмографія та ін.); фотоелектрична плетизмографія, або денсографія, в основі якої лежить оцінка світлопроникності органів або частини тіла залежно від ступеня кровонаповнення. Останній метод не одержав широкого застосування, тому що не є кількісним [24].

Плетизмографічні показники прийнято відносити до 100 см³ тканини. У здорових людей оклюзійний приріст об'єму пальця (h) коливається в межах 20 – 60 мм³ (або 0,3 – 0,4 см³/100 см³ тканини). Розрахунок об'ємної швидкості кровотоку здійснюється по початковому відхиленню плетизмограми (перші 1 – 3 пульсові хвили) за допомогою наступної формули:

$$Q = V/I, \quad (3.5.)$$

де Q – об'ємна швидкість кровотоку, см³/хв; H – приріст об'єму, см³ за час t , с, 60 — коефіцієнт переведення із однієї розмірності часу (с) в іншу (хв).

Окклюзійна плетизмографія – це метод реєстрації приросту об'єму частини тіла (або органа) після створення його венозної оклюзії, що порушує венозний відтік з органа.

За допомогою оклюзійної плетизмографії діагностуються складні форми порушення регіонарного кровотоку, мозкового кровотоку, органічний стеноз внутрішньої сонної артерії та ін. Можна також вивчати фармакодинаміку вазоактивних лікарських засобів [24].

Досліджувана частина тіла (наприклад, палець) герметизується в спеціально підібраній посудині (рецепторі) (рис. 3.9). Середовище, що оточує цю частину тіла (повітря або вода) і передає зміни об'єму органа через систему датчиків і підсилення, пов'язане із пристроєм, що реєструє. Проксимальніше досліджуваної частини тіла, наприклад на плече, накладають манжету для вимірювання артеріального тиску. Спочатку реєструють вихідну плетизмограму, на якій видно

коливання об'єму, пов'язані з пульсовим кровонаповненням органа. Після цього в манжеті створюють тиск 20 мм рт. ст. і знову записують плетизмограму. На фоні венозної оклюзії відбувається збільшення об'єму досліджуваної частини тіла, оскільки зберігається артеріальний приплив крові.

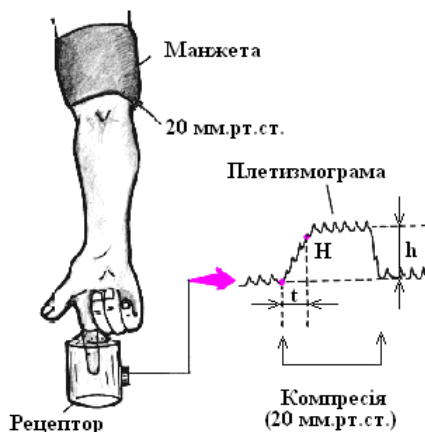


Рисунок 3.9. – Принцип методу плетизмографії та схема аналізу плетизмограми. (пояснення та позначення в тексті)

Швидкість оклюзійного приросту об'єму відображає об'ємну швидкість кровотоку в пальці. Її визначають, обчислюючи приріст об'єму H за час t (рис. 3.9). Величина й швидкість оклюзійного приросту об'єму, насамперед, залежить від тону артеріальних судин: чим нижче їхній тонус, тим більшим виявляється приріст об'єму. Застосування функціональних проб (тепловий, з нітрогліцерином та ін.) дає можливість диференціювати функціональні й органічні зміни тону артерій [24].

Висновки до розділу 3

3.1. У даному розділі було розглянуто декілька основних методів визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі, проведено їх порівняльний аналіз.

3.2. На основі розгляду, враховуючи переваги та недоліки кожного, було показано, що пульсоксиметричний метод є більш універсальним, зручним у використанні та більш точним у порівнянні з іншими методами.

4. ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ ПРОГРАМНИХ ЗАБЕЗПЕЧЕНЬ

Поставлена мета створення алгоритму та ПЗ на його основі, яке забезпечить проведення кореляційного аналізу та екстраполяції (прогноз) даних характеристик, передбачає пошук аналогів, аналізу їх роботи, встановлення їх переваг та недоліків. Зважаючи на це, до аналогів ПЗ для роботи з ПМ висувуються наступні вимоги:

- запис даних вимірювань оксигенації і частоти пульсу (і бажано плетизмограму) та їх графічне відображення з можливістю подальшого завантаження для аналізу;
- робота з пацієнтами;
- прийнятна ціна.

4.1. Програмне забезпечення TrendLibrary (Bitmos, Німеччина)

ПЗ для аналізу даних пульсоксиметрії TrendLibrary (рис.4.1, рис. 4.2) представляє собою пакет програм, що дозволяє [25]:

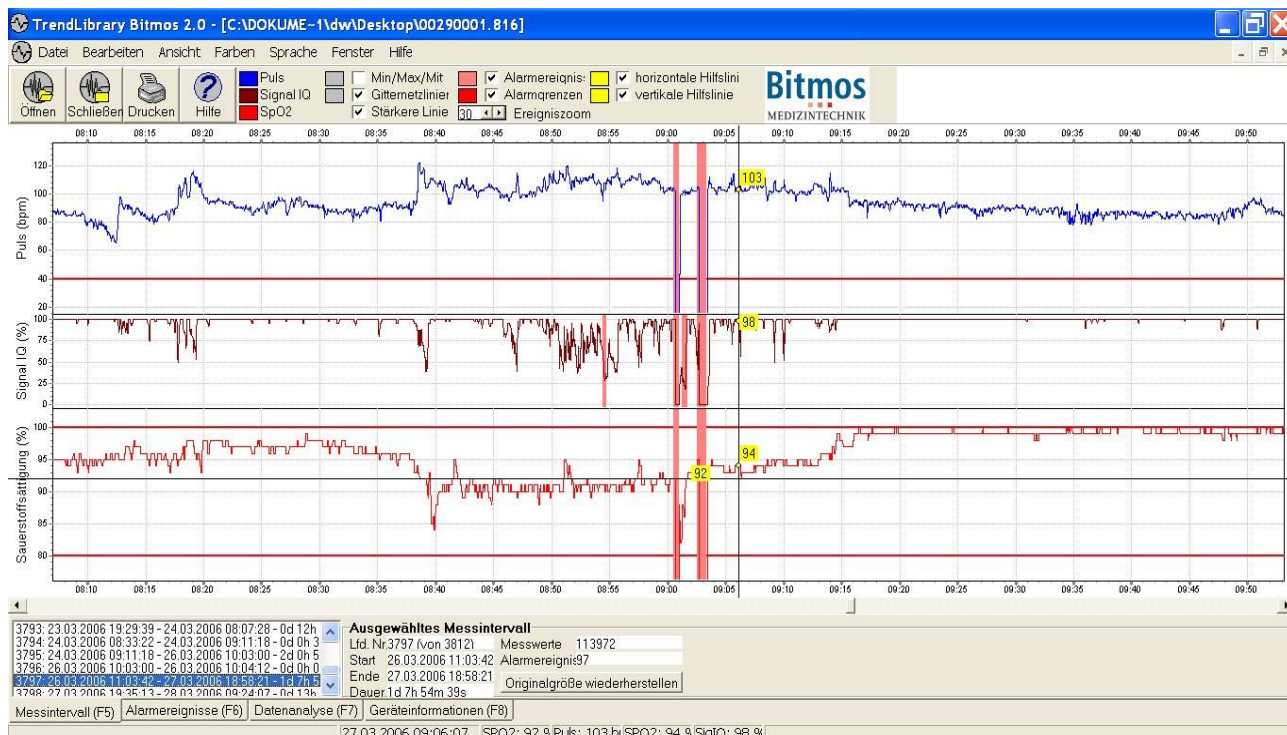


Рисунок 4.1. – Зовнішній вигляд програми TrendLibrary



Рисунок 4.2. – Відображення статистики вимірювань

- швидко автоматичну інсталяцію;
- експортувати дані вимірювань з ПМ за допомогою карти пам'яті (MultiMediaCard), що надається в комплекті;
- управляти програмою тільки за допомогою мишки;
- швидко переглядати та аналізувати дані пульсоксиметрії, графічно відображати криві частоти пульсу, сигналу IQ та SpO₂ (зі зміною масштабу відображення та автоматичним вибором шкали);
- відображати курсор поточних значень частоти пульсу, сигналу IQ та SpO₂;
- працювати з різними інтервалами вимірювань;
- встановлювати рівні тривоги, та завантажувати список тривоги, що мали місце;
- виводити гістограми розподілень значень пульсу та SpO₂ за час вибраного періоду моніторингу;
- виводити мінімальне, максимальне та середнє значення частоти пульсу та SpO₂, а також число дійсних значень за час вибраного періоду моніторингу;
- переглядати інформацію про прилад.

Недоліками даної програми є:

- немає можливості записувати дані «на льоту», а отже і отримувати своєчасні сигнали тривоги при десатурації, тахікардії, або брадикардії;
- відсутнє графічне відображення плетизмограми;
- відсутня підтримка роботи з пацієнтами;

- незручний пошук серед інтервалів вимірювань;
- висока ціна.

4.2. Програмне забезпечення winspiroPRO (MIR, США)

Універсальне ПЗ winspiroPRO (рис.4.3) дозволяє [26,27]:



Рисунок 4.3. – Зовнішній вигляд програми winspiroPRO

- працювати одночасно як із спірометрами так і з ПМ;
- управління ПМ із програми з простим інтуїтивно зрозумілим інтерфейсом;
- реєструвати нових пацієнтів та проводити вимірювання для них;
- вимірювати та відображати SpO_2 та частоту пульсу;
- проводити навантажувальний 6-ти хвилинний тест та специфічний аналіз сну;
- відображати статистику вимірювань (серед них патологічні відхилення);
- друк графіків вимірювань;

- експорт даних та графіків у різних форматах, включаючи Word, Excel, Adobe Acrobat (PDF), HTML та текстові файли, з можливістю відправки їх по e-mail;
- працювати у телемедицинській мережі.

Недоліками цього ПЗ є:

- відсутнє відображення плетизмограми;
- відсутня можливість масштабувати графічне відображення вимірювань;
- відсутність україно- або російськомовного інтерфейсу;
- висока ціна.

4.3. Програмне забезпечення nVision (Nonin, США)

ПЗ nVision (рис.4.4) має наступні особливості [28]:

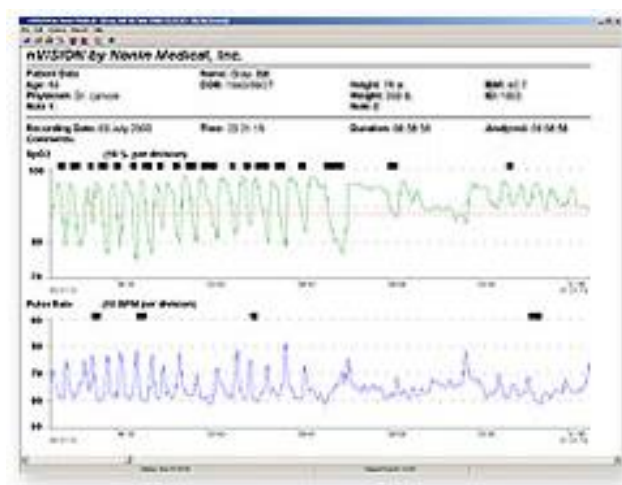


Рисунок 4.4. – Зовнішній вигляд програми nVision

- реєструвати нових пацієнтів;
- інтерфейс із застосуванням online-довідки;
- просте та швидке редагування даних, миттєвий доступ до них та широкофункціональний аналіз стану пацієнта;
- дозволяє відразу після закінчення запису передавати результати на комп'ютер за допомогою кабелю;

- застосовується з різними видами імпульсних приладів виробника NONIN;
- автоматичний розрахунок та відображення статистичного зведення;
- встановлення критеріїв десатурації та пульсу;
- створення різних порівняльних, узагальнюючих та статистичних звітів, їх оформлення та можливість друку;
- збереження усіх вимірів у папці пацієнта з можливістю подальшого пошуку, або їх експорт у текстові файли.

Недоліками цього ПЗ є:

- немає можливості записувати дані «на льоту», а отже і отримувати своєчасні сигнали тривоги при десатурації, тахікардії, або брадикардії;
- відсутнє графічне відображення плетизмограми;
- відсутність україно- або російськомовного інтерфейсу;
- висока ціна.

4.4. Програмне забезпечення Pulsmetr (UTAS, Україна)

Стандартне ПЗ (рис.4.5), що йде у комплекті з ПМ «ЮТАСОКСИ-200» (інструкція по експлуатації наведена у Додатку 3), дозволяє [29]:

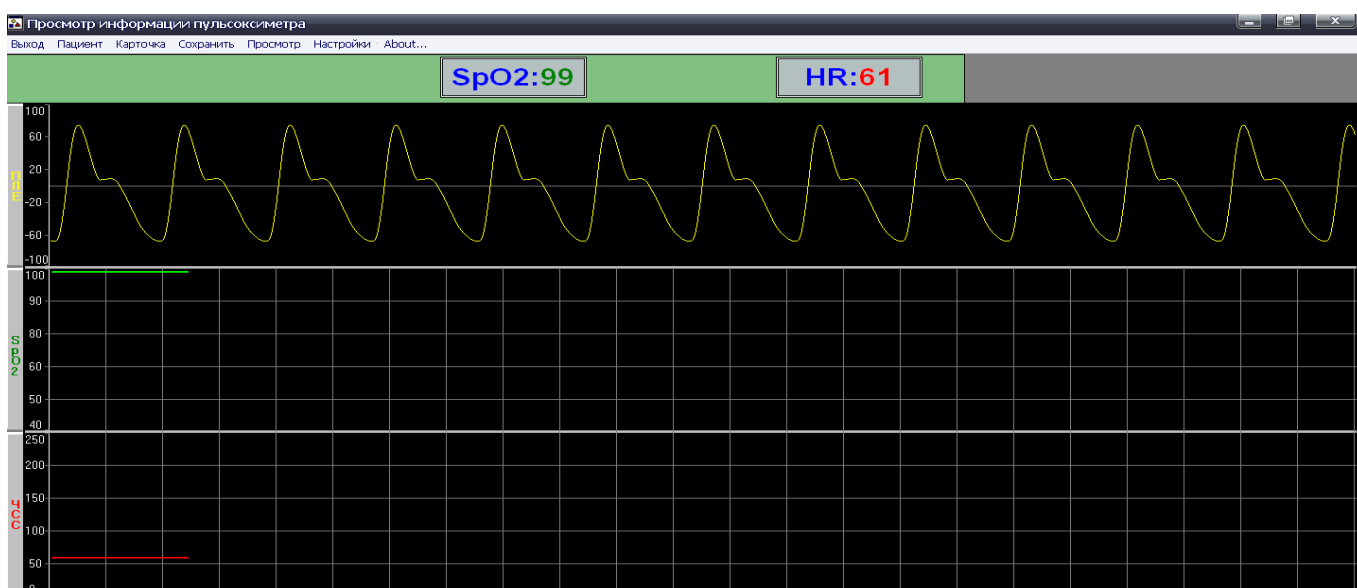


Рисунок 4.5. – Зовнішній вигляд програми Pulsmetr

- реєструвати нових пацієнтів, переглядати та редагувати їх картки;
- вносити зміни до налаштувань параметрів комунікаційного порту, задавати шлях до бази даних та інтервал вимірювань (від 1с до 60 с);
- проводити запис та графічне відображення плетизмограми (ПЛЕ), оксигенації (SpO_2) і частоти серцевих скорочень (ЧСС) (без масштабування) та виводити чисельні значення поточної SpO_2 і ЧСС, а також зберігати записані дані в базу (окремо ПЛЕ та SpO_2 з ЧСС);
- завантажувати збереженні в базі ПЛЕ, або SpO_2 і ЧСС, графічно відображати їх (без можливості змінити масштаб відображення) та експортувати SpO_2 і ЧСС дані у вигляді таблиці в текстовому файлі;
- використовувати російсько- та англійський інтерфейси.

Недоліками цієї програми є:

- незручний процес установки;
- нестабільна робота, що супроводжується відображенням аварійних повідомлень користувачу;
- інтуїтивно незрозумілий та незручний інтерфейс (налаштування COM-порту, відсутність головної панелі, зайві та не функціональні кнопки, нечіткі назви);
- необхідність вручну зберігати записані дані;
- роздільне завантаження ПЛЕ та SpO_2 з ЧСС в окремих вікнах програми;
- для використання змінених налаштувань програму потрібно перезапустити;
- дуже малий набір функцій (відсутність масштабування, статистики, тривожних повідомлень та інших).

4.5. Програмне забезпечення PROFOX (PROFOX, США)

Це ПЗ (рис.4.6, рис.4.7) має наступні можливості [30]:

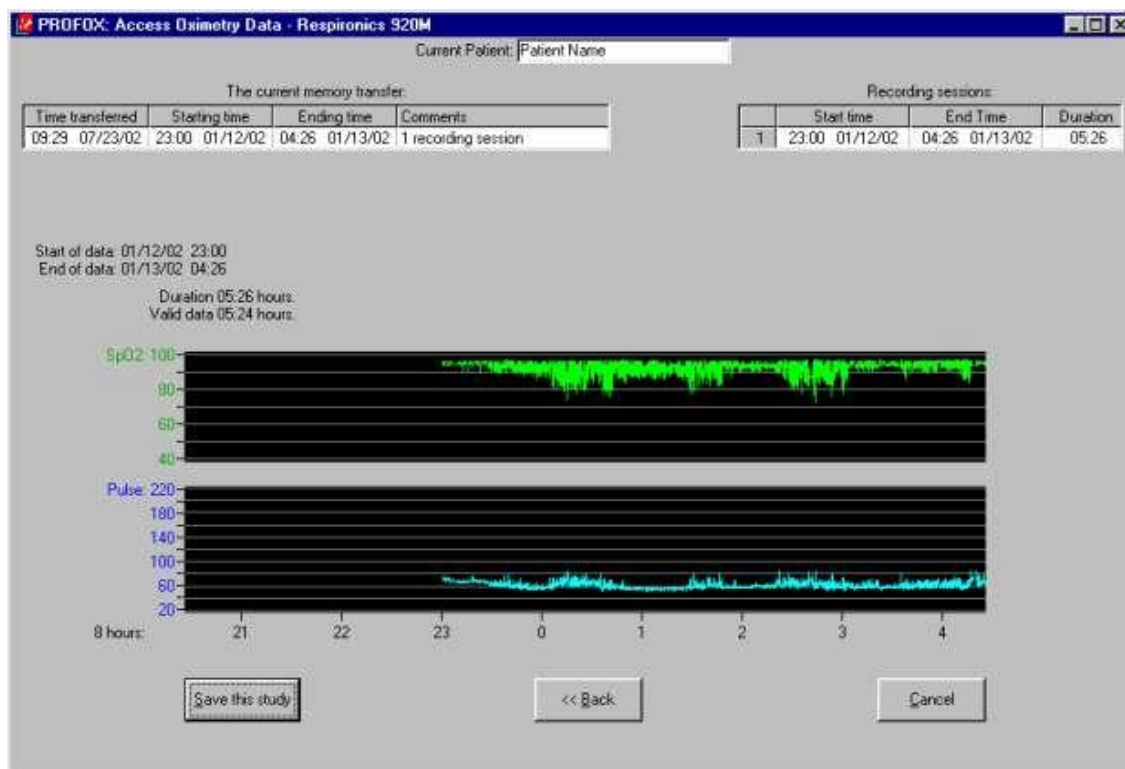


Рисунок 4.6. – Зовнішній вигляд вікна вимірювань програми PROFOX

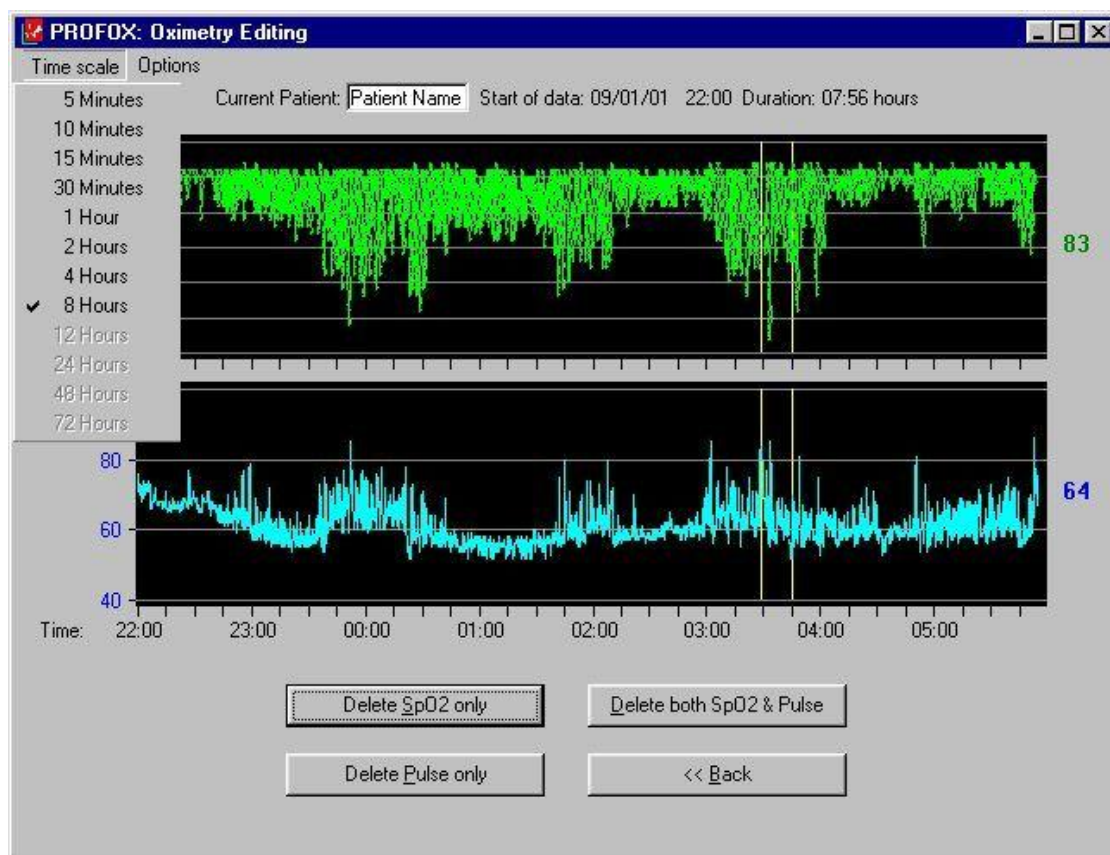


Рисунок 4.7. – Зовнішній вигляд вікна обробки програми PROFOX

- запис даних оксигенації та пульсу до 72 годин;
- встановлення рівнів десатурації та отримання відповідних сигналів тривоги;
- підтримка роботи з різними приладами багатьох виробників;
- створення різних порівняльних, узагальнюючих та статистичних звітів, їх оформлення та експорт у текстові, табличні, Adobe Acrobat (PDF) та Rich Text (RTF) файли.

Недоліками цієї програми є:

- відсутність функцій масштабування (крім вибору періодів часу);
- відсутність україно- або російськомовного інтерфейсу;
- висока ціна.

4.6. Програмне забезпечення CARDIAX (MESA, Німеччина)

Ця програма (рис. 4.8, рис.4.9.) розроблена для зняття електрокардіограм (ЕКГ), а також дозволяє проводити пульсоксиметричні вимірювання [31, 32, 33]:

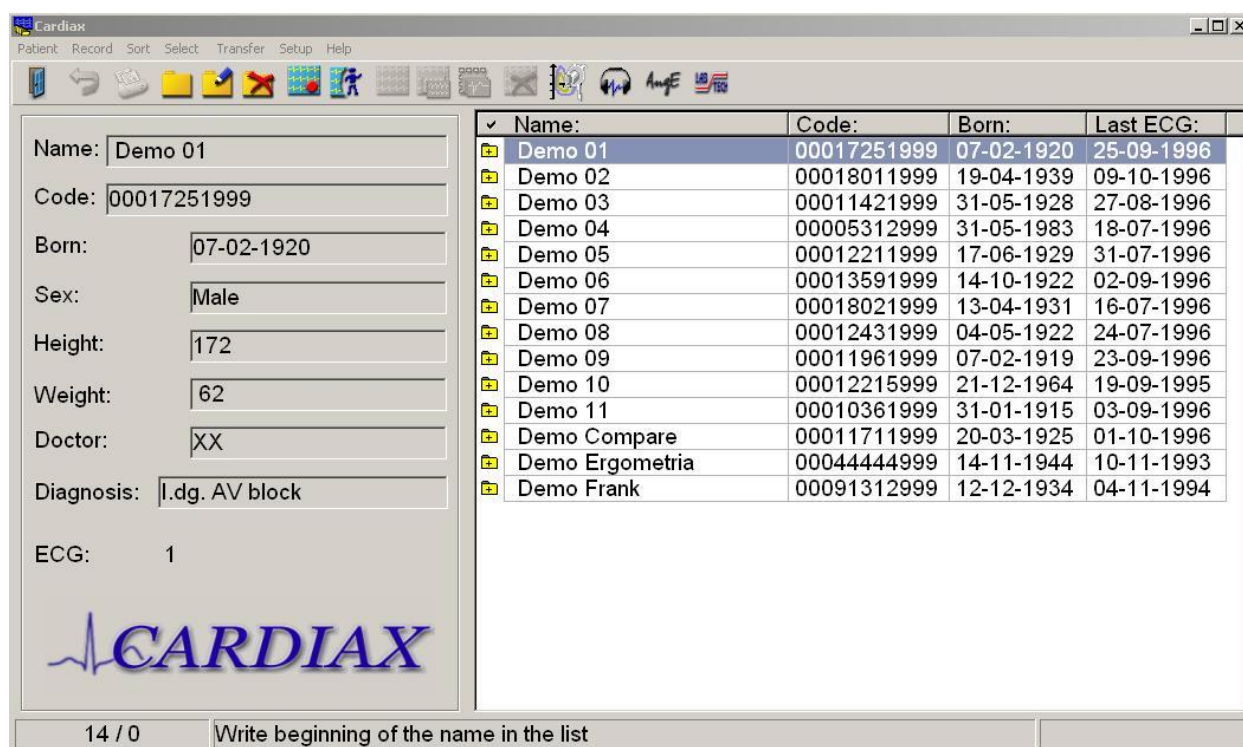


Рисунок 4.8. – Вікно роботи з пацієнтами програми CARDIAX



Рисунок 4.9. – Вікно запису вимірювань програми CARDIAX

- реєструвати нових пацієнтів, переглядати та редагувати їх картки;
- вносити зміни до налаштувань параметрів комунікаційного порту;
- завантажувати з приладу дані плетизмограми, оксигенації, пульсу та інші (є підтримка GDT-інтерфейсу);
- графічне відображення плетизмограми зі змінним масштабом.

Недоліками цієї програми є:

- обмежений вибір налаштувань параметрів порту;
- графічне відображення лише плетизмограми;
- відсутність україно- або російськомовного інтерфейсу;
- висока ціна.

4.7. Програмне забезпечення «pulse.exe» (УДМА, Росія)

Ця програма (рис. 4.10) розроблена для запису графіків пульсових хвиль червоного (1) та інфрачервоного (2) каналів, а також ФПГ (3; по даним червоного та інфрачервоного каналів). Має наступні особливості [21]:

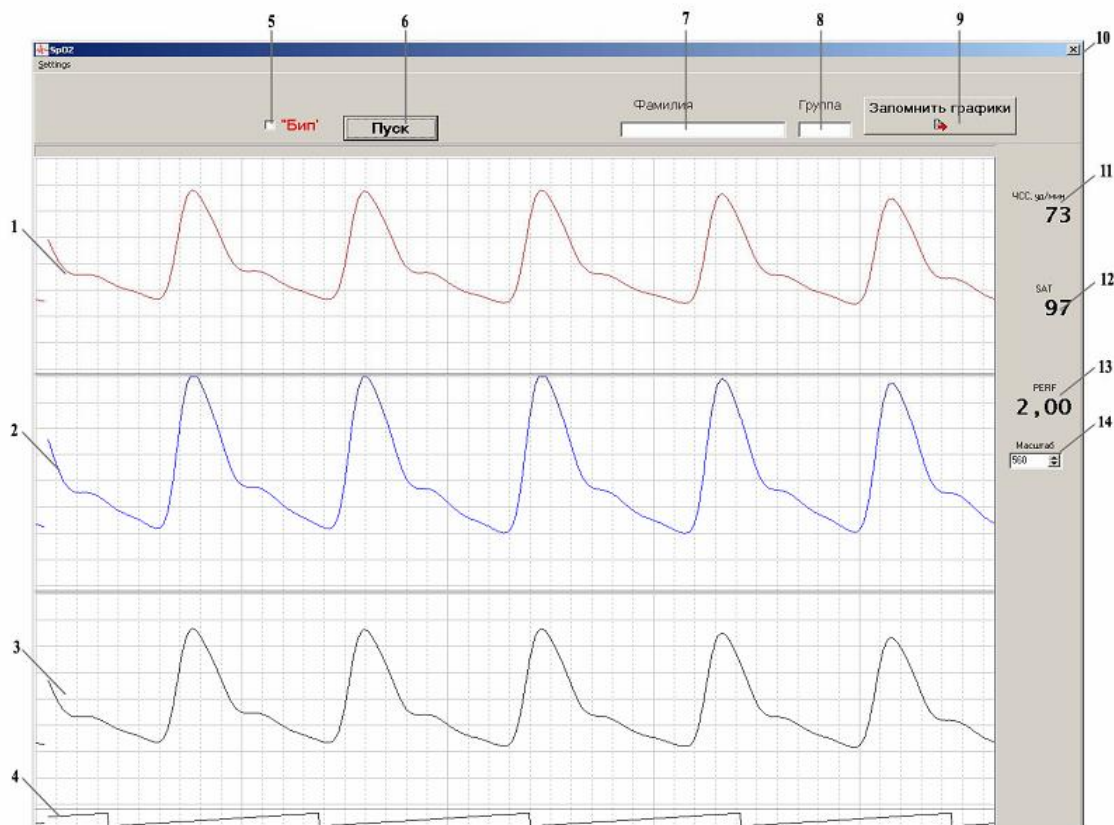


Рисунок 4.10. – Робоче вікно програми «pulse.exe»

- проведення досліджень для пацієнтів та встановлення для них груп за допомогою вікон 7 та 8 відповідно та кнопки 6 (запуск/зупинка програми);
- зберігання графіків вимірювання у файл (кнопка 9);
- вимірювання ЧСС (уд/хв.), SpO₂ (%) та величини перфузії – відношення амплітуди пульсової хвилі до її середнього значення (%) (мітки 11, 12 та 13 відповідно);
- зміна масштабу по осі ординат (використовуючи прокрутчик 14);
- управління звуковим сигналом (флаг 5).

Недоліками цієї програми є:

- неможливість завантажувати та аналізувати попередні вимірювання;
- немає графічного відображення ЧСС та SpO_2 ;
- примітивна робота з пацієнтами;
- відсутня статистична обробка даних;
- відсутня можливість змінювати масштаб по осі абсцис;
- немає налаштувань комунікаційного порту з'єднання з ПМ;
- інтуїтивно незрозумілий інтерфейс.

Висновки до розділу 4

4.1. У даному розділі був представлений порівняльний аналіз існуючих програмних забезпечень.

4.2. Враховуючи поставлені задачі дипломної роботи, та у результаті порівняння існуючих ПЗ для роботи з ПМ було показано, що всі розглянуті програми не відповідають поставленим вимогам.

4.3. Тому є потреба у розробці алгоритму програми, що в більшій мірі мала б переваги існуючих ПЗ, не мала їх недоліків та мала б унікальні покращення та особливості.

5. СТАТИСТИЧНІ МЕТОДИ ОБРОБКИ ДАНИХ

5.1. Кореляційний аналіз

Кореляція — статистичний взаємозв'язок двох або декількох випадкових величин (або величин, які можна з деяким допустимим ступенем точності вважати такими). При цьому зміни однієї або декількох із цих величин приводять до систематичної зміни іншої або інших величин [34].

Автокореляція — статистичний взаємозв'язок між випадковими величинами з одного ряду, але взятих зі зсувом, наприклад, для випадкового процесу — зі зсувом в часі [34].

Математичною мірою кореляції двох випадкових величин служить коефіцієнт кореляції.

Коефіцієнт кореляції або **парний коефіцієнт кореляції** в теорії імовірностей та статистиці — це показник характеру зміни двох випадкових величин.

Коефіцієнт кореляції знаходиться в інтервалі від -1 до +1. Значення кореляції +1 говорить про сильний взаємозв'язок, тобто величини спрямовані однаково. Значення -1, навпаки, свідчить про різноспрямованість, тобто ріст однієї величини супроводжується падінням іншої. Значення 0 говорить про відсутність кореляції.

Формула коефіцієнта кореляції:

$$R = \frac{\text{Cov}(X, Y)}{\sigma_X \cdot \sigma_Y} = \frac{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \cdot \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}{n-1}}}; \quad (5.1)$$

де $X = \{x_i\}$ і $Y = \{y_i\}$ — два набори випадкових експериментальних значень (наприклад, оксигенація та пульс), $\text{Cov}(X, Y)$ — коваріація між величинами X та Y , σ_X та σ_Y — стандартні відхилення величин X і Y , $\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$ та $\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i$ — відповідні середні значення величин X та Y [34-36].

Сила зв'язку характеризується абсолютною величиною коефіцієнта кореляції. Для словесного опису величини коефіцієнта кореляції використовуються наступні градації:

<u>Значення</u>	<u>Інтерпретація</u>
0	Кореляційний зв'язок відсутній
до 0,2	Дуже слабка кореляція
до 0,5	Слабка кореляція
до 0,7	Середня кореляція
до 0,9	Висока кореляція
понад 0,9	Дуже висока кореляція
1	Існує прямий функціональний зв'язок

Кореляційний аналіз — метод обробки статистичних даних, що полягає у вивченні коефіцієнтів кореляції між змінними. При цьому порівнюються коефіцієнти кореляції між однією парою або безліччю пар ознак, для встановлення між ними статистичних взаємозв'язків.

У самому загальному вигляді прийняття гіпотези про наявність кореляції означає, що зміна значення змінної A відбудеться одночасно із пропорційною зміною значення B : якщо обидві змінні зростають, то кореляція позитивна, якщо одна змінна зростає, а інша зменшується, кореляція негативна.

Кореляція відображає лише лінійну залежність величин, але не відображає їх функціональний зв'язок [34].

Обмеження кореляційного аналізу [34,36]:

1. Застосування можливо у випадку наявності достатньої кількості величин для вивчення.
2. Друге обмеження випливає із гіпотези кореляційного аналізу, у яку закладена лінійна залежність змінних. У багатьох випадках, коли достеменно відомо, що залежність існує, кореляційний аналіз може не дати результатів просто через те, що залежність не лінійна (виражена, наприклад у вигляді параболи).

3. Сам по собі факт кореляційної залежності не дає підстави стверджувати, яка із змінних передуює або є причиною змін, або що змінні взагалі зв'язані між собою по причині, наприклад, через дію третього фактора.

5.2. Екстраполяція

Екстраполяція (від екстра... та лат. *polio* – пригладжую, виправляю, змінюю) – розповсюдження виявлених в аналізі рядів динаміки закономірності розвитку досліджуваного предмету на майбутнє [37].

Найбільш розповсюдженим видом екстраполяції є параболічна екстраполяція, при якій у якості значення досліджуваної функції $f(x)$ в точці x береться значення багаточлену $P_n(x)$ в степені n , що приймає x_n задані значення $y_i = f(x_i)$ у $n+1$ точці. На практиці для параболічної екстраполяції частіш за все користуються інтерполяційними формулами, наприклад, лінійної інтерполяції або інтерполяційним поліномом Лагранжа. Також у випадку нормально розподілених значень для екстраполяції можна скористатися методом лінійної регресії [37,38].

5.2.1. Лінійна інтерполяція

Лінійна інтерполяція – інтерполяція алгебраїчним двочленом $P_1(x) = ax+b$ функції f , що задана в двох точках x_0 та x_1 на відрізку $[a,b]$, та проводиться за наступною формулою [39]:

$$f(x) \approx P_1(x) = f(x_0) + \frac{f(x_1) - f(x_0)}{x_1 - x_0} (x - x_0). \quad (5.2)$$

5.2.2. Інтерполяційний поліном Лагранжа

Інтерполяційний поліном Лагранжа – багаточлен мінімальної степені, що приймає дані значення у даному наборі точок. Для $n+1$ пар чисел $(x_0, y_0), (x_1, y_1), \dots$,

(x_n, y_n) , де всі x_i різні, існує єдиний багаточлен $L(x)$ степені не більше n , для якого $L(x_i) = y_i$ [40].

Лагранж запропонував спосіб розрахунку таких багаточленів [40]:

$$L(x) = \sum_{j=0}^n y_j l_j(x), \quad (5.3)$$

де базисні поліноми визначаються за формулою:

$$l_j(x) = \prod_{i=0, i \neq j}^n \frac{x - x_i}{x_j - x_i} = \frac{x - x_0}{x_j - x_0} \dots \frac{x - x_{j-1}}{x_j - x_{j-1}} \frac{x - x_{j+1}}{x_j - x_{j+1}} \dots \frac{x - x_n}{x_j - x_n}. \quad (5.4)$$

5.2.3. Прямі регресії

За допомогою прямих регресії можна зробити найкраще прогнозування значень (у термінах методу найменших квадратів). Прямі регресії будуються наступним чином [35]:

$$f(x) \approx A \cdot x + B, \quad (5.5)$$

$$\text{де } A = \frac{\text{Cov}(x, y)}{(\sigma X)^2}, \quad B = \bar{y} - A \cdot \bar{x}.$$

Висновки до розділу 5

5.1. Розглянуті методи математичної статистики можуть бути використані для аналізу даних пульсоксиметрії. Наприклад, можна проводити кореляційний аналіз цілих вимірювань або їх фрагментів як для одного і того ж пацієнта, так і для різних для встановлення зв'язку між ними.

5.2. Корисним могло б бути прогнозування значень SpO_2 та (або) частоти пульсу на майбутнє (на декілька секунд уперед). Це припущення можна обґрунтувати доцільністю попередження настання критичних станів організму людини, особливо в екстремальних ситуаціях. Для цього можна використати метод екстраполяції.

6. ПРОВЕДЕННЯ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА ПЕРЕВІРКА РОЗРОБЛЕНОЇ СИСТЕМИ.

На основі розробленого алгоритму, представленого у Додатку 4, було побудовано ПЗ «Оксиген» [Додаток 5], інструкція з використання якого наведена у Додатку 6. Зовнішній вигляд програми представлено на рис. 6.1.



Рисунок 6.1. – Зовнішній вигляд головного вікна ПЗ «Оксиген»

Для перевірки роботи алгоритму та ПЗ на його основі було обрано групу добровольців, яких було зареєстровано у розробленій програмі у вигляді пацієнтів, та проведено ряд вимірювань плетизмограми, оксигенації та частоти пульсу. Дослідження проводились у відносно однакових умовах (тьм'яне освітлення, спокійне дихання та серцебиття).

Для демонстрації та перевірки прогнозування (екстраполяції) значень оксигенації та частоти пульсу зробимо кілька вимірювань з різними настройками прогнозування.

Оберемо наступні настройки, представлені у Табл. 6.1:

Таблиця 6.1 – Варіанти налаштувань прогнозування

Варіант №	Метод			Округляти результат	Кількість обрахункових точок	Прогнозувати на, с
	Лінійний	Поліноми Лагранжа	Лінійна регресія			
1	+			+	4	5
2		+		+	4	5
3			+	+	4	5
4	+			—	10	10
5		+		—	10	10
6			+	—	10	10

Результати запису вимірювань та прогнозування представлено на рис. 6.2 – 6.7 для варіантів № 1 – 6 відповідно.

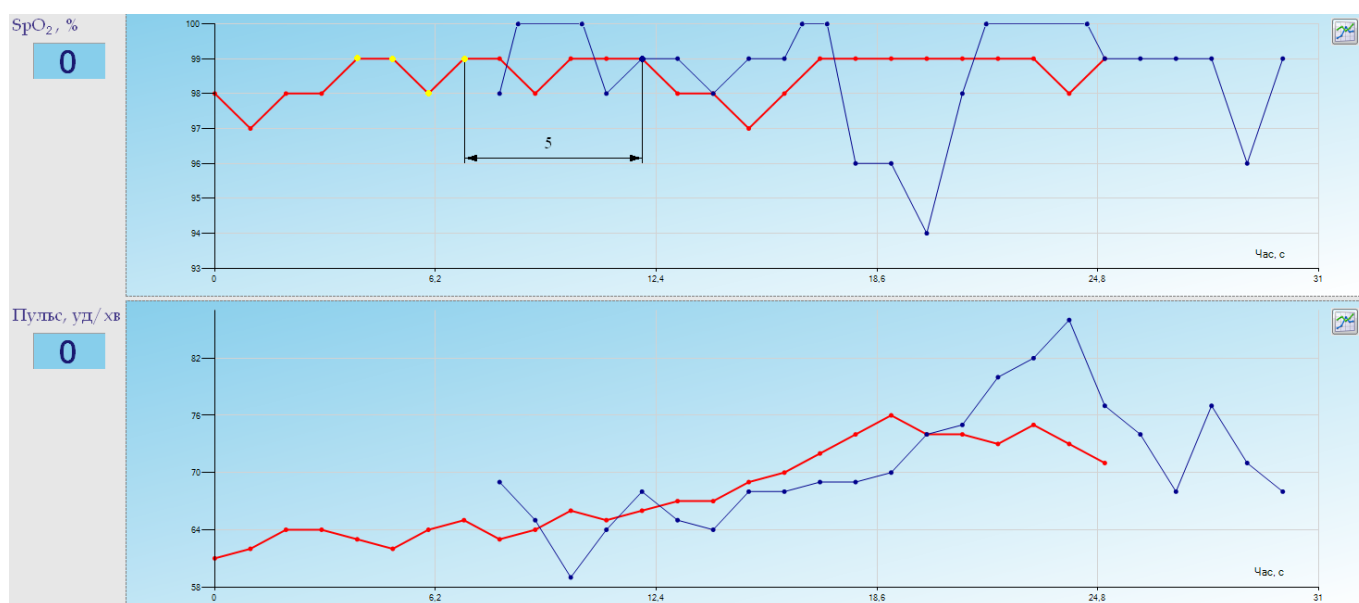


Рисунок 6.2. – Результат вимірювання та прогнозування для варіанту № 1:

• – значення вимірювань, • – прогнозовані значення, • – обрахункові точки

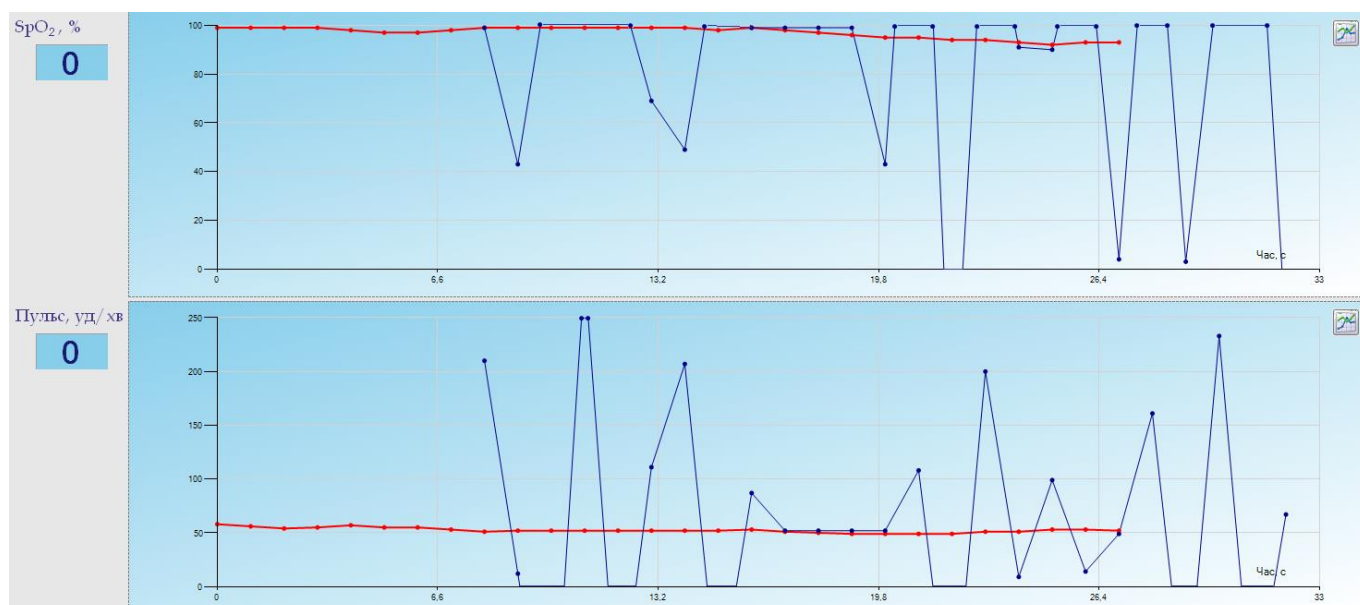


Рисунок 6.3. – Результат вимірювання та прогнозування для варіанту № 2:

• – значення вимірювань, • – прогнозовані значення

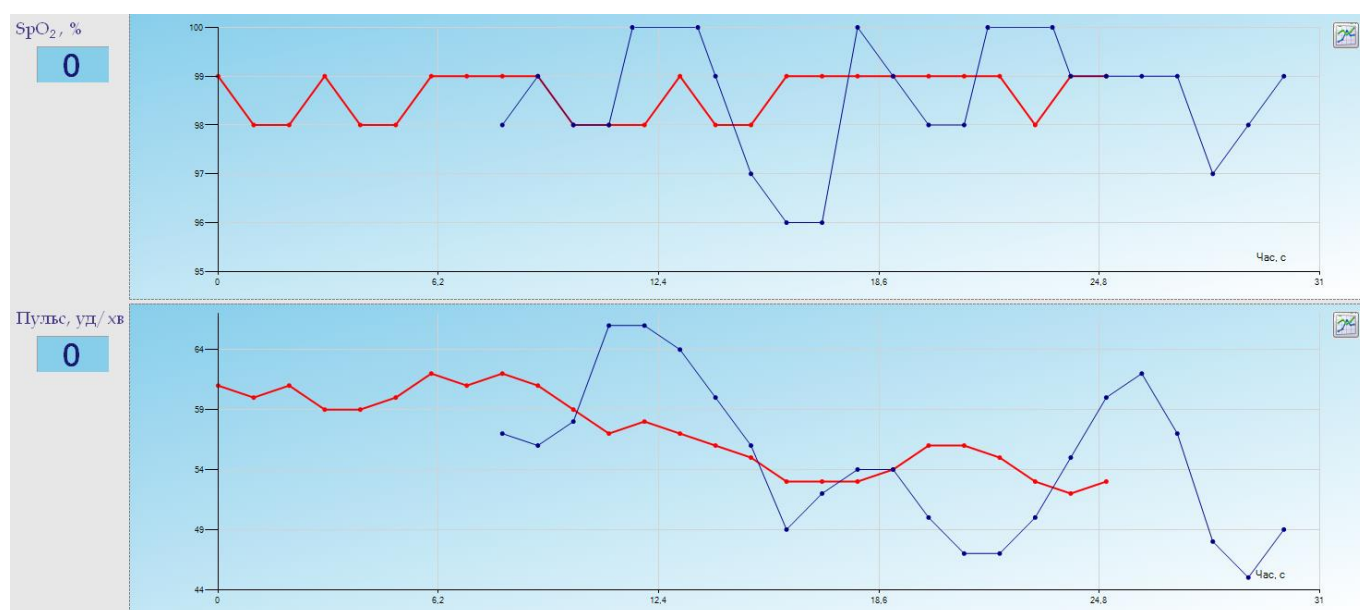


Рисунок 6.4. – Результат вимірювання та прогнозування для варіанту № 3:

• – значення вимірювань, • – прогнозовані значення

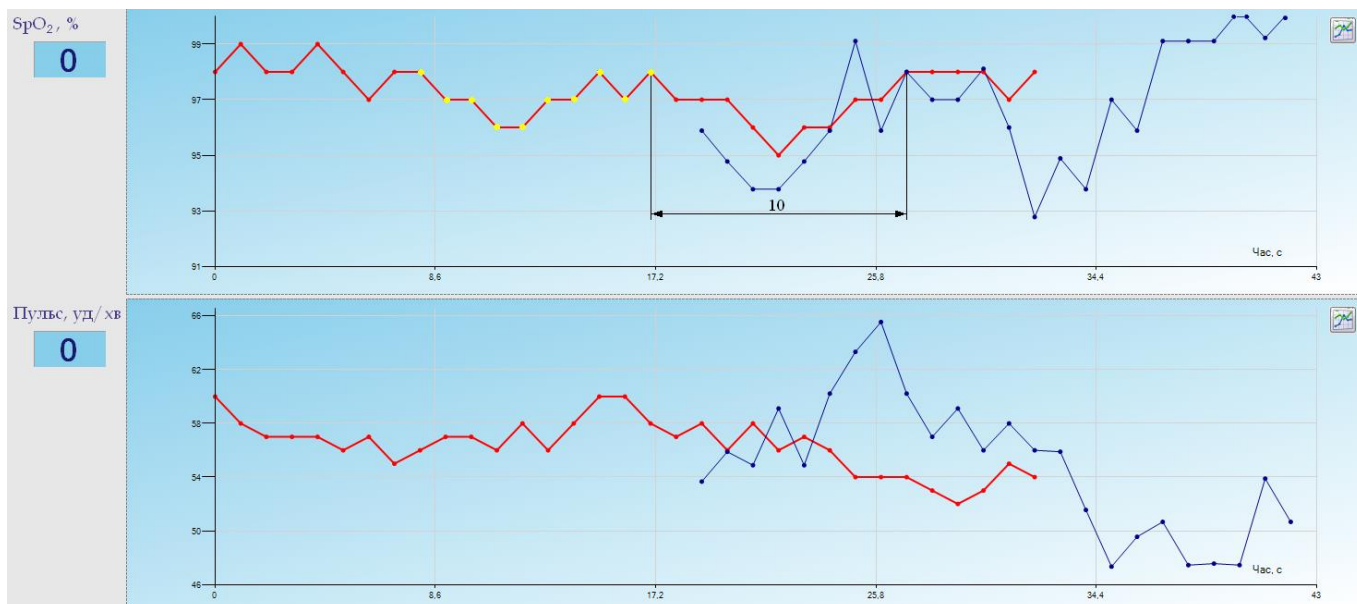


Рисунок 6.5. – Результат вимірювання та прогнозування для варіанту № 4:

• – значення вимірювань, • – прогнозовані значення, • – обрахункові точки

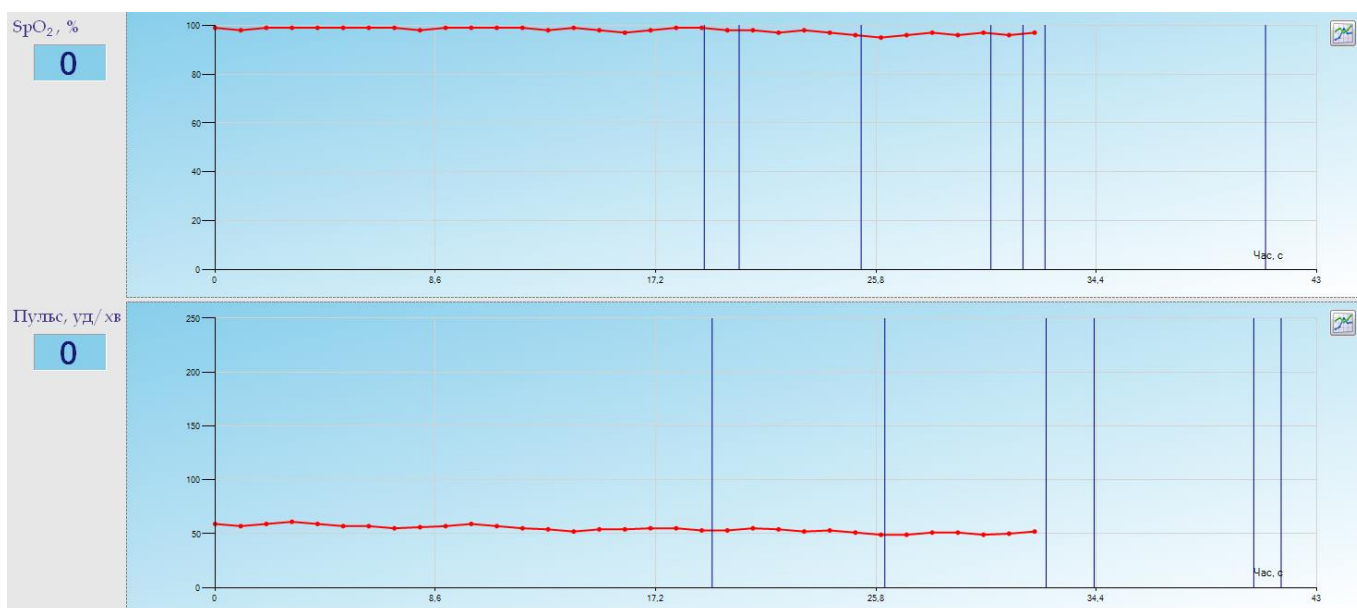


Рисунок 6.6. – Результат вимірювання та прогнозування для варіанту № 5:

• – значення вимірювань, • – прогнозовані значення

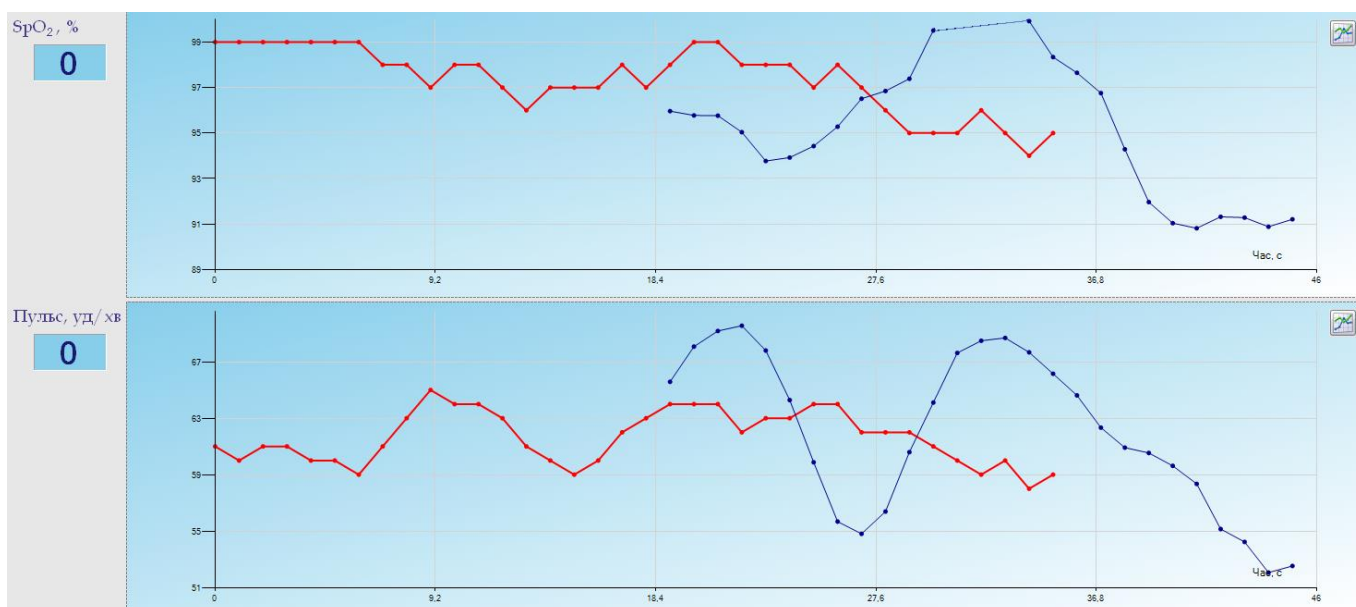


Рисунок 6.7. – Результат вимірювання та прогнозування для варіанту № 6:

• – значення вимірювань, • – прогнозовані значення

Фізичний зміст прогнозування полягає у відображенні майбутніх значень вимірювання, якщо динаміка вимірювань не змінить свого характеру (точність прогнозування на пряму залежить від «інерційності» вимірювань). Це може бути корисним, наприклад, в умовах надзвичайних ситуацій, коли значення оксигенації або частоти пульсу лише зменшуються.

Лінійний метод та метод Лінійної регресії базуються на заміні значень вимірювання прямими (див. розділ 5). Ці методи, як видно з рис. 6.2, 6.4, 6.5 та 6.7, дають добру оцінку прогнозованих значень, але так як значення вимірювань мають «імовірний» характер, то прогнозовані значення не завжди збігаються з ними. На відміну від цих методів, метод Поліномів Лагранжа базується на заміні значень вимірювання багаточленом (див. розділ 5). Цей метод, як видно з рис. 6.3 та 6.6, дає дуже погану оцінку прогнозованих значень. Це зв'язано з тим, що на кінцях значень вимірювань, що інтерполюються, багаточлени побудовані з поліномів Лагранжа мають значні осциляції. Тому цей метод не підходить для прогнозування.

Крім зазначених популярних методів екстраполяції існує ще безліч більш складних та при цьому точних методів, і, можливо, їх використання поліпшить точність прогнозування.

Для демонстрації та перевірки роботи кореляційного аналізу розглянемо, наприклад, по два фрагменти вимірювань оксигенації та частоти пульсу для двох пацієнтів. У Табл. 6.2 наведено результати проведених вимірювань.

Таблиця 6.2 – Результати проведених вимірювань для двох пацієнтів

Пацієнт №7						Пацієнт №5					
Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №1			Фрагмент №2		
Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв
762	98	60	33	99	59	110	99	56	549	99	55
763	98	60	34	99	59	111	99	56	550	99	55
764	98	62	36	99	56	112	99	56	551	99	55
765	98	62	38	98	56	113	99	56	552	99	55
766	97	62	39	98	56	114	99	56	553	99	55
767	97	62	41	98	57	115	99	56	554	99	55
768	97	62	42	98	57	116	99	56	555	99	55
769	98	61	44	99	57	117	99	56	556	99	55
770	98	61	46	99	57	118	99	56	557	99	57
771	98	61				119	99	56	558	99	57
						120	99	56	559	99	57
						121	99	56	560	99	57
						122	99	56	561	99	57
						123	99	56	562	98	57
						124	99	56	563	98	57
						125	99	56	564	98	57
						126	99	55	565	97	57
						127	99	55	566	97	57
						128	99	55	567	97	57
						129	99	55	568	97	57
						130	99	55	569	97	57
						131	98	56	570	97	57
						132	98	56	571	97	57
						133	98	56	572	97	57
						134	98	56	573	97	57
						135	98	56	574	97	57
						136	98	56	575	97	57
						137	98	56	576	97	57
						138	98	56	577	97	57

Пацієнт №7						Пацієнт №5					
Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №1			Фрагмент №2		
Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв
						139	98	56	578	97	57
						140	98	56	579	96	57
						141	98	56	580	96	57
						142	97	56	581	96	57
						143	96	59	582	96	57
						144	96	59	583	95	64
						145	96	59	584	95	63
						146	96	59	585	95	63
						147	96	59	586	95	63
						148	96	59	587	95	63
						149	95	59	588	95	63
						150	95	59	589	95	63
						151	95	59	590	96	63
						152	95	59			
						153	95	59			
						154	95	59			
						155	95	59			
						156	95	59			

Розрахуємо коефіцієнт кореляції для трьох пар вимірювань «Пацієнт №7 Фрагмент №1 – Пацієнт №7 Фрагмент №2», «Пацієнт №5 Фрагмент №1 – Пацієнт №5 Фрагмент №2» та «Пацієнт №7 Фрагмент №2 – Пацієнт №5 Фрагмент №2» за указаним алгоритмом (а саме методу розрахунку кореляції) та порівняємо отриманий результат із результатом роботи програми «Оксиген».

Перший етап. Зробимо зсув усіх пар вимірювань у часі так, щоб їх початок дорівнював нулю. Ця дія необхідна для того, щоб різні фрагменти знаходилися в одному часі. Результат цієї операції наведено у Табл. 6.3 (змінені значення виділено).

Таблиця 6.3 – Зсунення пар вимірювань у часі

Пара 1						Пара 2						Пара 3					
Пацієнт №7						Пацієнт №5						Пацієнт №7 – Пацієнт №5					
Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №2			Фрагмент №2		
Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв
0	98	60	0	99	59	0	99	56	0	99	55	0	99	59	0	99	55
1	98	60	1	99	59	1	99	56	1	99	55	1	99	59	1	99	55
2	98	62	3	99	56	2	99	56	2	99	55	3	99	56	2	99	55
3	98	62	5	98	56	3	99	56	3	99	55	5	98	56	3	99	55
4	97	62	6	98	56	4	99	56	4	99	55	6	98	56	4	99	55
5	97	62	8	98	57	5	99	56	5	99	55	8	98	57	5	99	55
6	97	62	9	98	57	6	99	56	6	99	55	9	98	57	6	99	55
7	98	61	11	99	57	7	99	56	7	99	55	11	99	57	7	99	55
8	98	61	13	99	57	8	99	56	8	99	57	13	99	57	8	99	57
9	98	61				9	99	56	9	99	57				9	99	57
						10	99	56	10	99	57				10	99	57
						11	99	56	11	99	57				11	99	57
						12	99	56	12	99	57				12	99	57
						13	99	56	13	98	57				13	98	57
						14	99	56	14	98	57				14	98	57
						15	99	56	15	98	57				15	98	57
						16	99	55	16	97	57				16	97	57
						17	99	55	17	97	57				17	97	57
						18	99	55	18	97	57				18	97	57
						19	99	55	19	97	57				19	97	57
						20	99	55	20	97	57				20	97	57
						21	98	56	21	97	57				21	97	57
						22	98	56	22	97	57				22	97	57
						23	98	56	23	97	57				23	97	57
						24	98	56	24	97	57				24	97	57
						25	98	56	25	97	57				25	97	57
						26	98	56	26	97	57				26	97	57
						27	98	56	27	97	57				27	97	57
						28	98	56	28	97	57				28	97	57
						29	98	56	29	97	57				29	97	57
						30	98	56	30	96	57				30	96	57
						31	98	56	31	96	57				31	96	57
						32	97	56	32	96	57				32	96	57
						33	96	59	33	96	57				33	96	57

Пара 1						Пара 2						Пара 3					
Пацієнт №7						Пацієнт №5						Пацієнт №7 – Пацієнт №5					
Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №2			Фрагмент №2		
Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв
						34	96	59	34	95	64				34	95	64
						35	96	59	35	95	63				35	95	63
						36	96	59	36	95	63				36	95	63
						37	96	59	37	95	63				37	95	63
						38	96	59	38	95	63				38	95	63
						39	95	59	39	95	63				39	95	63
						40	95	59	40	95	63				40	95	63
						41	95	59	41	96	63				41	96	63
						42	95	59									
						43	95	59									
						44	95	59									
						45	95	59									
						46	95	59									

Другий етап. За умовами алгоритму необхідно, щоб тривалості вимірювань у кожній парі була однаковою, тому скоротимо довше вимірювання для кожної з пар. Результат цієї операції наведено у Табл. 6.4.

Таблиця 6.4 – Зрівняння тривалостей пар вимірювань зсунутих у часі

Пара 1						Пара 2						Пара 3					
Пацієнт №7						Пацієнт №5						Пацієнт №7 – Пацієнт №5					
Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №2			Фрагмент №2		
Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв
0	98	60	0	99	59	0	99	56	0	99	55	0	99	59	0	99	55
1	98	60	1	99	59	1	99	56	1	99	55	1	99	59	1	99	55
2	98	62	3	99	56	2	99	56	2	99	55	3	99	56	2	99	55
3	98	62	5	98	56	3	99	56	3	99	55	5	98	56	3	99	55
4	97	62	6	98	56	4	99	56	4	99	55	6	98	56	4	99	55

Пара 1						Пара 2						Пара 3					
Пацієнт №7						Пацієнт №5						Пацієнт №7 – Пацієнт №5					
Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №2			Фрагмент №2		
Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв
5	97	62	8	98	57	5	99	56	5	99	55	8	98	57	5	99	55
6	97	62	9	98	57	6	99	56	6	99	55	9	98	57	6	99	55
7	98	61				7	99	56	7	99	55	11	99	57	7	99	55
8	98	61				8	99	56	8	99	57	13	99	57	8	99	57
9	98	61				9	99	56	9	99	57				9	99	57
						10	99	56	10	99	57				10	99	57
						11	99	56	11	99	57				11	99	57
						12	99	56	12	99	57				12	99	57
						13	99	56	13	98	57				13	98	57
						14	99	56	14	98	57						
						15	99	56	15	98	57						
						16	99	55	16	97	57						
						17	99	55	17	97	57						
						18	99	55	18	97	57						
						19	99	55	19	97	57						
						20	99	55	20	97	57						
						21	98	56	21	97	57						
						22	98	56	22	97	57						
						23	98	56	23	97	57						
						24	98	56	24	97	57						
						25	98	56	25	97	57						
						26	98	56	26	97	57						
						27	98	56	27	97	57						
						28	98	56	28	97	57						
						29	98	56	29	97	57						
						30	98	56	30	96	57						
						31	98	56	31	96	57						
						32	97	56	32	96	57						
						33	96	59	33	96	57						
						34	96	59	34	95	64						
						35	96	59	35	95	63						
						36	96	59	36	95	63						
						37	96	59	37	95	63						
						38	96	59	38	95	63						
						39	95	59	39	95	63						
						40	95	59	40	95	63						
						41	95	59	41	96	63						

Третій етап. Останньою операцією підготовки даних є вирівнювання кількості значень у парах шляхом додавання значень у «менші» фрагменти, використовуючи сусідні значення. Після цієї операції було отримано пари вимірювань, підготовлені до розрахунку коефіцієнта кореляції, їх наведено у Табл. 6.5 (значення, які було додано, виділено).

Таблиця 6.5 – Підготовка пар вимірювань до розрахунку коефіцієнта кореляції

Пара 1						Пара 2						Пара 3					
Пацієнт №7						Пацієнт №5						Пацієнт №7 – Пацієнт №5					
Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №2			Фрагмент №2		
Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пульс, уд/хв
0	98	60	0	99	59	0	99	56	0	99	55	0	99	59	0	99	55
1	98	60	1	99	59	1	99	56	1	99	55	1	99	59	1	99	55
2	98	62	2	99	57,5	2	99	56	2	99	55	2	99	57,5	2	99	55
3	98	62	3	99	56	3	99	56	3	99	55	3	99	56	3	99	55
4	97	62	4	98,5	56	4	99	56	4	99	55	4	98,5	56	4	99	55
5	97	62	5	98	56	5	99	56	5	99	55	5	98	56	5	99	55
6	97	62	6	98	56	6	99	56	6	99	55	6	98	56	6	99	55
7	98	61	7	98	56,5	7	99	56	7	99	55	7	98	56,5	7	99	55
8	98	61	8	98	57	8	99	56	8	99	57	8	98	57	8	99	57
9	98	61	9	98	57	9	99	56	9	99	57	9	98	57	9	99	57
						10	99	56	10	99	57	10	98,5	57	10	99	57
						11	99	56	11	99	57	11	99	57	11	99	57
						12	99	56	12	99	57	12	99	57	12	99	57
						13	99	56	13	98	57	13	99	57	13	98	57
						14	99	56	14	98	57						
						15	99	56	15	98	57						
						16	99	55	16	97	57						
						17	99	55	17	97	57						
						18	99	55	18	97	57						
						19	99	55	19	97	57						
						20	99	55	20	97	57						
						21	98	56	21	97	57						
						22	98	56	22	97	57						

Пара 1						Пара 2						Пара 3					
Пацієнт №7						Пацієнт №5						Пацієнт №7 – Пацієнт №5					
Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №1			Фрагмент №2			Фрагмент №2			Фрагмент №2		
Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв	Час, с	SpO ₂ , %	Пультс, уд/хв
						23	98	56	23	97	57						
						24	98	56	24	97	57						
						25	98	56	25	97	57						
						26	98	56	26	97	57						
						27	98	56	27	97	57						
						28	98	56	28	97	57						
						29	98	56	29	97	57						
						30	98	56	30	96	57						
						31	98	56	31	96	57						
						32	97	56	32	96	57						
						33	96	59	33	96	57						
						34	96	59	34	95	64						
						35	96	59	35	95	63						
						36	96	59	36	95	63						
						37	96	59	37	95	63						
						38	96	59	38	95	63						
						39	95	59	39	95	63						
						40	95	59	40	95	63						
						41	95	59	41	96	63						

Четвертий етап. Проводимо розрахунок коефіцієнта кореляції по формулі (5.1), де за набір значень X приймемо значення першого фрагменту у парі, а Y – другого. Хід та результат розрахунку представлено у Табл. 6.6.

Таблиця 6.6 – Розрахунок коефіцієнта кореляції

		Пара 1	Пара 2	Пара 3
SpO ₂	$\bar{x}$	97,70	97,24	98,93
	$\bar{y}$	98,45	97,98	98,54
	Cov(X, Y)	0,05944	1,63995	-0,03532
	σ_X	0,48305	1,44508	0,26726
	σ_Y	0,48334	1,33413	0,45905
	R	0,25459	0,85063	-0,28789

		Пара 1	Пара 2	Пара 3
Пульс	$\bar{x}$	61,30	57,79	55,86
	$\bar{y}$	57,00	56,52	57,00
	$Cov(X, Y)$	-0,75	3,16376	-0,04396
	σ_X	0,82327	2,73670	1,02711
	σ_Y	1,19373	1,34777	0,98507
	R	-0,76316	0,85775	-0,04345

Для перевірки розрахункових значень проведемо обчислення коефіцієнта кореляції за допомогою створеної програми. Результати наведено на рис. 6.8 – 6.10 для першої, другої та третьої пари відповідно.

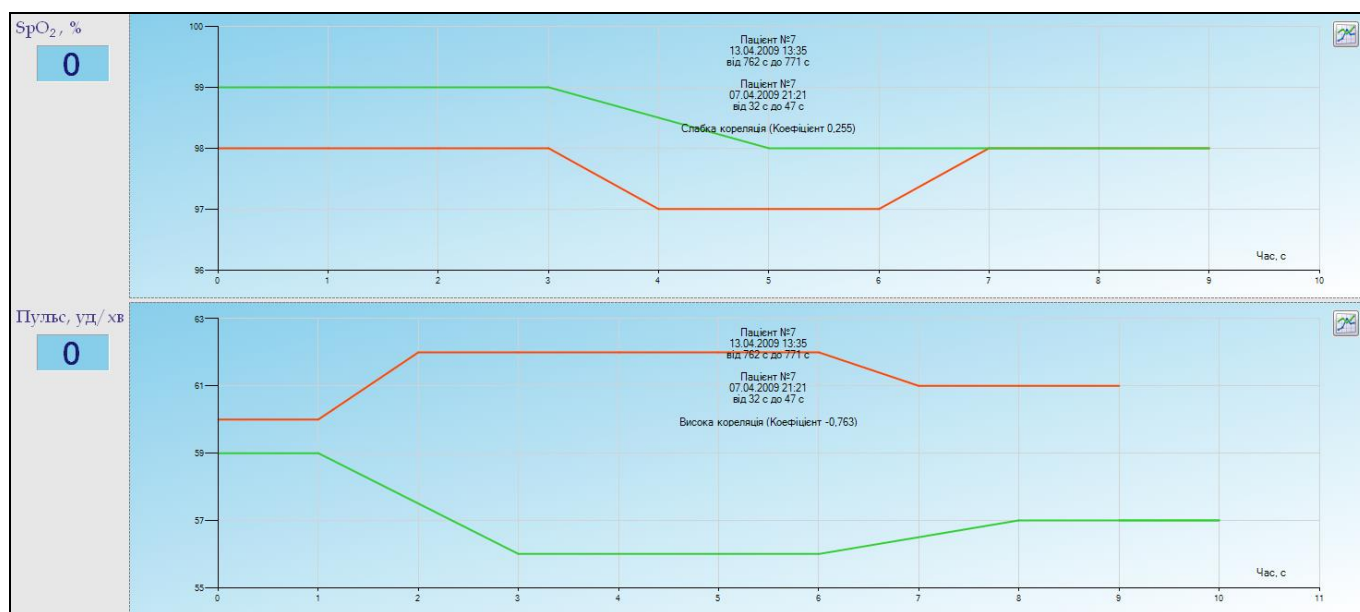


Рисунок 6.8. – Результат обчислення коефіцієнта кореляції (SpO₂ та частоти пульсу) для пари «Пацієнт №7 Фрагмент №1 – Пацієнт №7 Фрагмент №2»

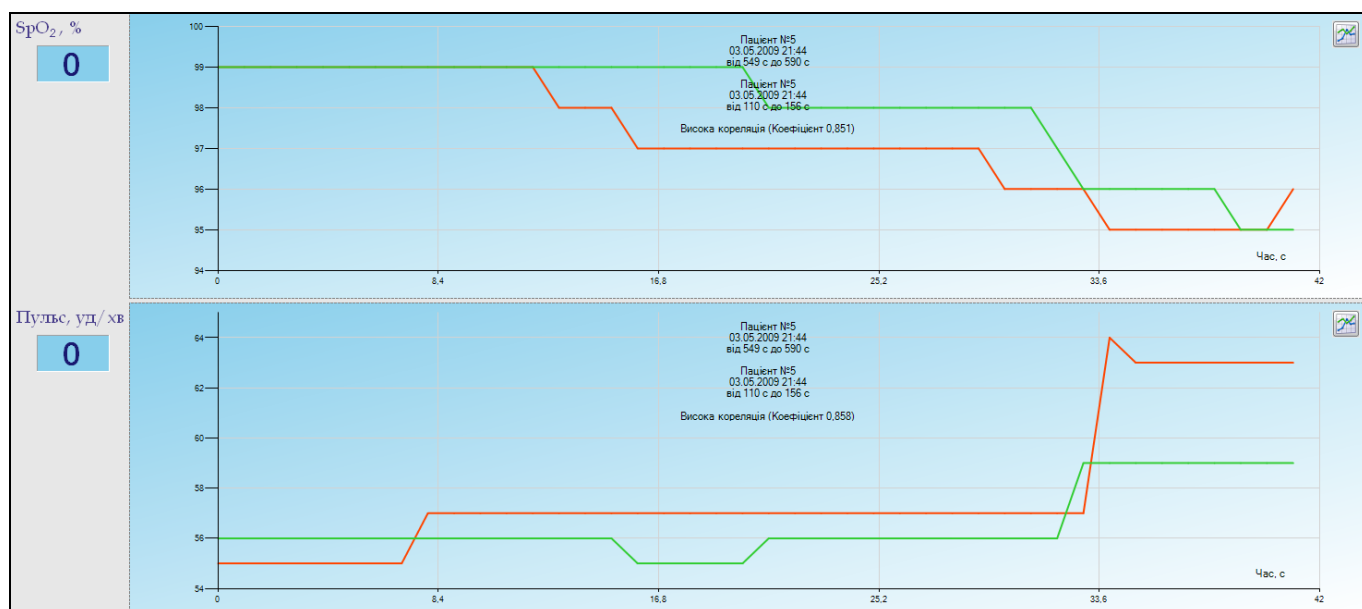


Рисунок 6.9. – Результат обчислення коефіцієнта кореляції (SpO₂ та частоти пульсу) для пари «Пацієнт №5 Фрагмент №1 – Пацієнт №5 Фрагмент №2»

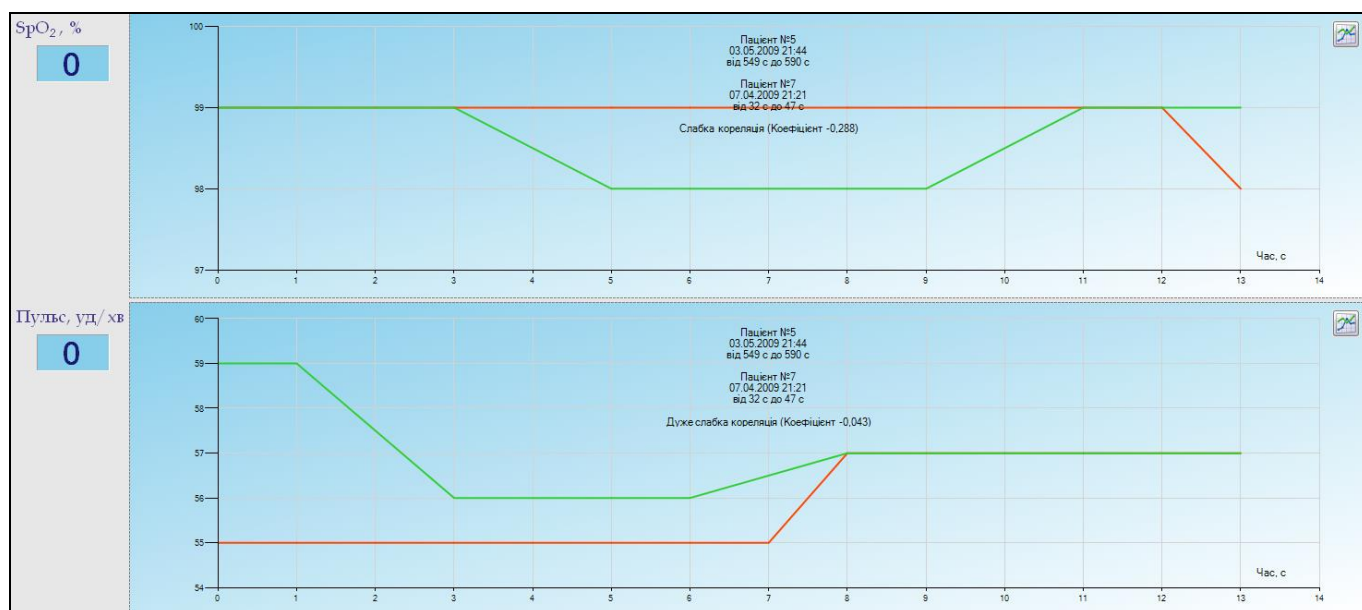


Рисунок 6.10. – Результат обчислення коефіцієнта кореляції (SpO₂ та частоти пульсу) для пари «Пацієнт №7 Фрагмент №2 – Пацієнт №5 Фрагмент №2»

Порівнявши розрахункові значення коефіцієнту кореляції з обчисленими програмою, можна побачити, що вони співпадають, а, отже, можна зробити висновок про коректність роботи ПЗ «Оксиген».

Фізичний зміст коефіцієнта кореляції полягає у тому, що він відповідає схожості наборів даних, по якому він розраховується, що і видно на графіках.

Для демонстрації та перевірки режиму запису зі збільшеною частотою (зменшеним інтервалом) вимірювань проведемо запис значень оксигенації з інтервалом 0,3 секунди та проаналізуємо отриманий результат. На рис. 6.11 наведено фрагмент вимірювання оксигенації.

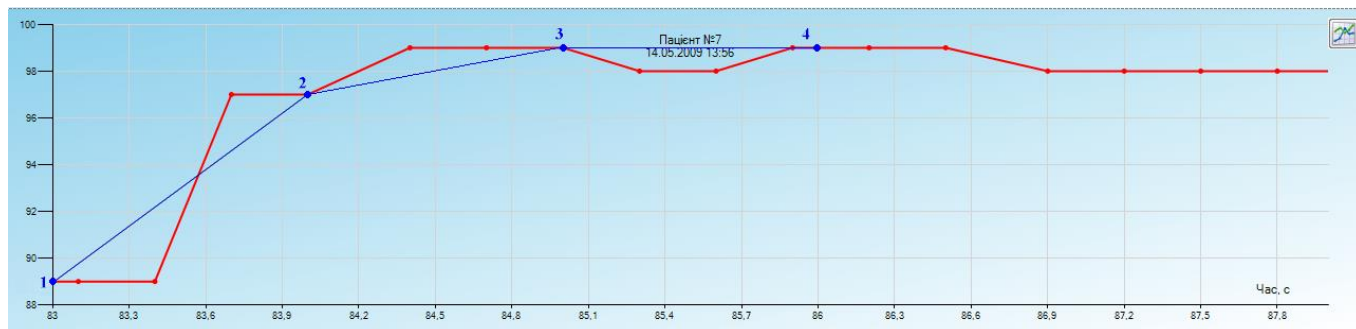


Рисунок 6.11. – Фрагмент вимірювання оксигенації:

- – вимірювання з інтервалом 0,3 с., • – порівняння значень з інтервалом 1 с.

З рисунку видно, що використання вимірювань з високою частотою у ПЗ дає можливість більш точно відображати стан пацієнта, особливо це може бути корисним при використанні ПМ у наукових дослідженнях, наприклад, визначення оптимальної дози лазерного опромінення [41,43-45]. При використанні інтервалу меншого за 1 секунду існує можливість записати короткі зміни вимірюваних величин. Але слід зазначити, що до цієї точності треба відноситись обережно, через те, що короточасні зміни можливо являються причиною артефактів [44].

Висновки до розділу 6

6.1. Розроблено алгоритм запису, обробки та аналізу даних з пульсоксиметру «ЮТАСОКСИ-200», який був програмно реалізований за допомогою мови програмування C# для платформи Microsoft .Net Framework 3.5 та дозволяє:

- реєструвати нових пацієнтів в базі, переглядати та редагувати їх картки, при необхідності – видаляти з бази;
- записувати дані (оксигенацію та частоту пульсу) з високою частотою (тобто з малим інтервалом), що дає більш точне відображення отриманих значень, що поступають з пульсоксиметру, а це, в свою чергу, дає змогу реєструвати найменші зміни в організмі пацієнта;
- записувати дані в зручному форматі сумісному з іншими програмами (Excel, Origin, Maple та ін.);
- встановлювати таймер вимірювання при необхідності та налаштовувати параметри комунікаційного порту;
- масштабувати відображені дані вручну та автоматично;
- створювати, загрузати та видаляти фрагменти вимірювань в процесі вимірювання та на отриманих раніш даних;
- проводити кореляційний аналіз по типу «повне вимірювання-повне вимірювання», «фрагмент-фрагмент», «фрагмент-повне вимірювання» як для одного і того ж пацієнта, так і для різних;
- виводити статистику по даним під час вимірювання та, завантажуючи раніш отримані дані;
- відправляти результати вимірювань та аналізу електронною поштою;
- відображати тривожні значення оксигенації та частоти пульсу;
- автозбереження даних під час вимірювання;
- проводити екстраполяцію (прогноз) оксигенації крові та частоти пульсу різними методами в різних умовах.

РОЗДІЛ 7. РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП ПРОЕКТУ

7.1. Мета та завдання підрозділу

Розділ магістерських дисертацій «Розроблення стартап-проекту» присвячено реалізації першого етапу розроблення стартап – проекту, а саме висвітленню маркетингових аспектів створення стартапу: відбору ідей, створенню концепції продукту, визначення перспектив ринкової реалізації проекту та розроблення маркетингової стратегії.

Розділ є завершальною частиною магістерської дисертації і виконується у вигляді оцінювання можливостей та формування заходів із ринкового впровадження інноваційних пропозицій магістранта.

Метою розділу є формування інноваційного мислення, підприємницького духу та формування здатності оцінювання ринкових перспектив і можливостей комерціалізації основних науково-технічних розробок, сформованих у попередній частині магістерської дисертації у вигляді розроблення концепції стартап – проекту в умовах глобалізаційних ої ринкової економіки глобалізаційних процесів.

Завдання розділу полягає в маркетинговому аналізі перспектив реалізації запропонованих магістрантом науково-технічних рішень та пропозицій, оцінювання можливостей їх ринкового впровадження.

Під час виконання розділу студенти мають продемонструвати знання:

- сутності та особливостей ринку інноваційної продукції, його інституціональних складових;
- алгоритму комерціалізації науково-технічних рішень та розробок; особливостей поведінки споживачів інноваційної продукції;
- засад, етапів та принципів маркетингового ситуаційного аналізу ринку;
- основних груп ринкових факторів, що формують можливості та загрози для реалізації стартап-проекту;
- засади пошуку інформації для проведення ринкового аналізу;
- потенційно можливі джерела фінансування стартап-проекту, їх сильні та слабкі сторони;

- складові та алгоритм розробки ринкової стратегії стартап-проекту;

уміння:

- використовувати ринково-орієнтований економічний підхід до вирішення науково-технічних завдань;
- аналізувати ринкове середовище для стартап-проектів із зазначенням факторів впливу;
- будувати ієрархію факторів із зазначенням сутнісних зв'язків між ними, міри та характеру впливу на стан ринку науково-технічних інноваційних розробок;
- розробляти заходи з комерціалізації стартап-проекту;
- формувати систему складових маркетингової стратегії для стартап-проектів;
- управління взаємодією учасників стартап-проекту.
- визначати доцільні форми впливу стартап-компанії на ринок відповідно до проведеного аналізу стану ринку із урахуванням специфіки його функціонування.
- проводити порівняльний аналіз переваг та недоліків різних стартап-проектів.

7.2. Зміст розділу

Розділ має на меті проведення маркетингового аналізу стартап проекту задля визначення принципової можливості його ринкового впровадження та можливих напрямів реалізації цього впровадження.

Проведення маркетингового аналізу передбачає виконання нижченаведених кроків.

Етапи маркетингового аналізу стартап-проекту:

1) Опис ідеї проекту

В межах підпункту слід послідовно проаналізувати та подати у вигляді таблиць:

- зміст ідеї (що пропонується);
- можливі напрямки застосування;

- основні вигоди, що може отримати користувач товару (за кожним напрямком застосування);
- чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників;

1.1) Перші три пункти подаються у вигляді таблиці (табл. 7.1) і дають цілісне уявлення про зміст ідеї та можливі базові потенційні ринки, в межах яких потрібно шукати групи потенційних клієнтів.

Таблиця 7.1 Опис ідеї стартап - проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Пропонується нова методика з відповідним алгоритмом і програмним забезпеченням для обробки сигналів пульсоксиметра	1. Амбулаторний аналіз стану пацієнтів	Об'єктивна оцінка нейропсихічного стану шляхом зняття пульсограми
	2. Використання в лазаретних умовах	Нагальна оцінка стану пацієнтів, військовослужбовців чи мирного населення в стресових умовах без їхнього госпіталювання.
	3. Використання в якості персонального пристрою	Мобільна діагностика стану пацієнта в домашніх умовах.

Основна відмінність даної методики полягає в можливості екстреної та надійної діагностики нейропсихічного стану пацієнта з можливістю проведення локальної терапії комплексними засобами лікування апаратними методами.

1.2) Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї (чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників) порівняно із пропозиціями конкурентів передбачає:

- визначення переліку техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;
- визначення попереднього кола конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-замінників чи товарів-аналогів, що вже існують на ринку, та проводиться збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів відповідно до визначеного вище переліку;

• проводиться порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначаються показники, що мають а) гірші значення (W, слабкі); б) аналогічні (N, нейтральні) значення; в) кращі значення (S, сильні) (табл. 7.2).

Таблиця 7.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п / п	Технік о- економ ічні власти вості	(потенційні) товари/концепції конкурентів			W (слабка сторона)	N (нейтра- льна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Конкурен т 1 – Метод психіатри чної діагности ки	Конкуре нт 2 – Метод клінічної діагности ки			
1	Час діагнос тики 1 пацієнт а	15 хв.	30 хв.	15 хв.	Обстеження може проводитися лікарем, після спеціального навчання	Неінвазив на методика	Отриман ня результат ів відразу після дослідже ння
2	Мобіль ність	Може бути персона льним	Може проводит ися персональ но	Проводи ться в амбулато рних умовах	Необхідність повного комплекту обладнання	Об'ємне устаткуван ня	Незадеж ність від стаціона ру
3	Достов ірність результ атів	Залежи ть від дотрим ання умов дослідж ення	Суб'єктив на оцінка тестом	Провиди ться висококв аліфікова ним персонал ом	Задається алгоритмом обробки сигналу	Визначенн ятиповихс танів	Висока достовір ність при опрацьов аній базі станів
4	Інвазив ність	Неінваз ивна	Неінвазив на	Неінвази вна	Необхідність попередньої підготовки досліджувани х	Безболісні сть	

На основі переліку слабких, сильних та нейтральних характеристик та властивостей ідеї потенційного товару формується його конкурентоспроможності.

2) Технологічний аудит ідеї проекту

В межах даного підрозділу необхідно провести аудит технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею проекту (технології створення товару).

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз таких складових (табл. 7.3):

- за якою технологією буде виготовлено товар згідно ідеї проекту?
- чи існують такі технології, чи їх потрібно розробити/доробити?
- чи доступні такі технології авторам проекту?

Таблиця 7.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Доступний моніторинг стану пацієнта	Використання ПК та мобільного пристрою	Апаратура є розробленою	Прилад для зняття ЕКГ та ПК є у вільному доступі
2	Математичне моделювання	Методи математичного аналізу, статистики	Розроблені та методики обрахунку	Методика описана в літературі
3	Доступність методики	Лабораторна установка	Наявний апаратний комплекс та ПК	У вільному доступі
4	Розробка приладу, на основі проведених досліджень	Технологія 3D моделювання та друку, механічна обробка, електричний монтаж елементів	Технологія розроблена	Відносно доступні

Висновок: згідно з даними наведеними в таблиці 4.3 можна зробити висновок, що можливість технологічної реалізації даного проекту досить висока. Оскільки, технології, що використовуються при розробці продукту відносно доступні та включають поєднання існуючих доступних технологій та математичного моделювання.

3) Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть перешкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку проекту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів.

3.1) Спочатку проводиться аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (табл. 7.4).

Таблиця 7.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	5 «ФармЕкспо» (Київ); «АТЕК» НМЦ (Київ); МЦ «Віта-Медикал» (Київ); МЦ «Оптима Фарм» (Київ, Дніпро); НДІ «Медицини транспорту» (Одеса)
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	820 000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Стагнує
4	Наявність обмежень для входу	Якісна апробація результатів.
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Дозвіл на медичні дослідження. Додаткові випробування (клінічні/доклінічні). Вимоги щодо безпеки та нешкідливості
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	60

Отже, даний ринок є привабливим для входження за попереднім оцінюванням, за умови наявності сертифікованого дозволу на впровадження медичних досліджень, є привабливим для входження: високий попит споживачів на продукцію вітчизняного виробництва (в зв'язку з її доступністю); відносна відсутність обмежень для входу; середня норма рентабельності більша ніж банківський відсоток.

3.2) Надалі визначаються потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формується орієнтовний перелік вимог до товару для кожної групи (табл. 7.5).

Таблиця 7.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Гнучкість методики	Лікарі клінік, лікувально-профілактичні, медичні установи; реабілітаційні центри; медичні лабораторії; науково-дослідні установи.	Особливості експлуатації	- випробувана продукція - надійний сервіс в разі потреби
2	Швидка доступність кожному пацієнту	Психіатричні лікарні та мед. центри	Швидкість діагностики та отримання результату, рентабельність	- запатентована методика - компанія з відомим ім'ям

3.3) Після визначення потенційних груп клієнтів проводиться аналіз ринкового середовища: складаються таблиці факторів, що сприяють ринковому впровадженню проекту, та факторів, що йому перешкоджають (табл. №№ 7.6-7.7). Фактори в таблиці подавати в порядку зменшення значущості.

Таблиця 7.6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Достовірність результатів	Не точна методика	Перехід на іншу методику чи розвиток існуючої
2	Низький попит	Наявність власних методик у клієнтів	Завоювання ринку покращенням сервісу
3	Технічне обслуговування	Унікальність терапевтичного обладнання	Перехід на більш популярні методи

Таблиця 7.7. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Потреба в методиці	Актуальна розробка з низькою собівартістю	Залучення іноземних партнерів
2	Різкий попит	Необхідність	Відкриття регіональних

		методики	представництв
3	Зростання рівня доходів населення	Збільшення кількості продажів, підвищення ціни	Збільшення одиниць товару, підвищення ціни.
4	Впровадження нових технологій	Якісне покращення основних параметрів продукту	Підвищення попиту та ціни

3.4) Надалі проводиться аналіз пропозиції: визначаються загальні риси конкуренції на ринку (табл. 7.8).

Таблиця 7.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

<i>Особливості конкурентного середовища</i>	<i>В чому проявляється дана характеристика</i>	<i>Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)</i>
1. Вказати тип конкуренції - монополія/олігополія/ монополістична/чиста	чиста	Підвищувати якість методики
2. За рівнем конкурентної боротьби		Співпрацювати з мережами медичних закладів
- локальний/національний/ ...	Локальний	
3. За галузевою ознакою		
- міжгалузева/ внутрішньогалузева	внутрішньогалузева	Створювати міжгалузеві продукти
4. Конкуренція за видами товарів:	товарно-родова	Укріплення штату та дослідження в заданому напрямку
5. За характером конкурентних переваг		Підвищення довіри від клієнтів
- цінова / нецінова	нецінова	
6. За інтенсивністю		
- марочна/не марочна	марочна	Затвердження власної марки на ринку

3.5) Після аналізу конкуренції проводиться більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (за моделлю 5 сил М. Портера, додаток А) (табл. 7.9).

Таблиця 7.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Складові аналізу	1. Методика тестового аналізу психічного стану пацієнта 2. Спосіб адитивного виявлення депресій 3. Лікування психотерапією	1. Інститут прикладних проблем фізики та біофізики НАН України 2. «АТЕК» НМЦ	НМЦ «Медінтех»	Обсяги закупок; Контроль якості; Змінні витрати; Система інформації; Прибутки;	Ціна; Змінні витрати; Лояльність споживачів
Висновки :	При вузькоспеціалізованій сфері конкуренція є високою в боротьбі з кращі методи лікування.	Є можливість входу на ринок при якісній методиці. Прямих конкурентів немає. Строк виходу на ринок обмежується отриманням ліцензії.	Виготовлення апаратури на базі постачальників.	Постійна технічна підтримка апаратів та удосконалення методик.	Без обмежень

За результатами аналізу таблиці 7.9 можна зробити висновок, що в даного проекту є всі можливості роботи на ринку, враховуючи низьку інтенсивність конкуренції. Також проект якісно відрізняється від проектів-конкурентів (забезпечується точність виміру з можливістю аналізу, мобільність та доступність споживачам, забезпечується комплексний підхід).

3.6) На основі аналізу конкуренції, проведеного в п. 3.5 (табл. 7.9), а також із урахуванням характеристик ідеї проекту (табл. 7.2), вимог споживачів до товару (табл. 7.5) та факторів маркетингового середовища (табл. № 7.6-7.7) визначається та обґрунтовується перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлюється за табл. 7.10.

Таблиця 7.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Мобільність	Може використовуватися амбілаторно та в персональних цілях
2.	Достовірність результатів	Забезпечується якісним математичним аналізом
3.	Комплексний підхід	На основі діагностики можливий відразу терапевтичний вплив на хворі зони
4.	Доступність	Забезпечується використанням існуючих методами діагностик та лікування

3.7) За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 10) проводиться аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл. 7.11).

Таблиця 7.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів конкурентів у порівнянні з «Tredex»						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1	Точність отриманих результатів	12				+			
2	Можливість аналізу результатів	15			+				
3	Комплексний підхід	10					+		
4	Доступність пацієнтам	15					+		
5	Простота реалізації	18			+				
6	Мобільність	17		+				+	
7	Технічне обслуговування	15						+	

3.8) Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 7.12) на основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін (табл. 7.11).

Перелік ринкових загроз та ринкових можливостей складається на основі аналізу факторів загроз та факторів можливостей маркетингового середовища.

Ринкові загрози та ринкові можливості є наслідками (прогнозованими результатами) впливу факторів, і, на відміну від них, ще не є реалізованими на ринку та мають певну ймовірність здійснення.

Наприклад: зниження доходів потенційних споживачів – фактор загрози, на основі якого можна зробити прогноз щодо посилення значущості цінового фактору при виборі товару та відповідно, – цінової конкуренції (а це вже – ринкова загроза).

Таблиця 7.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Використання існуючих методів; Обласні дослідження та вплив; Вплив конкретними частотами; Впровадження результатів; Низький коефіцієнт відмов	Слабкі сторони: Унікальність матеріалу обробки кожного пацієнта; Вузька спеціалізованість; Унікальне ПЗ для обробки результатів
Можливості: закріпитись на ринку товарів та послуг; конкурентоспроможність; іноземні інвестиції; модифікація існуючих апаратів та створення нових.	Загрози: збільшення конкуренції на ринку медичної техніки;

3.9) На основі SWOT-аналізу розробляються альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок (див. табл. 7. 9, аналіз потенційних конкурентів).

Визначені альтернативи аналізуються з точки зору строків та ймовірності отримання ресурсів (табл. 7.13).

Таблиця 7.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтованій комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Залучення нових споживачів — рекламувати товар в профільних медичних для створення стійкого попиту та заохочення.	Ймовірність висока, оскільки якщо дана альтернатива виявиться новітньою розробкою, споживачі запитуватимуть продукт у посередників, а ті в свою чергу – у виробника.	2 роки

2	Встановлення високої первинної ціни на новий товар для поступового отримання максимального прибутку з усіх сегментів ринку, готових заплатити високу ціну. Компанія отримає менші обсяги продажу за більшого прибутку з кожної реалізованої одиниці товару.	Ймовірність мала, оскільки існує альтернативна конкуренція на ринку.	6 місяців
3	Встановлення низької ціни на новий товар для залучення більшої кількості покупців і завоювання великої долі ринку.	Ймовірність висока, оскільки даний проект має велику кількість переваг, є інноваційним, що в поєднанні з низькою ціною створить великий попит серед споживачів.	5 місяців

На основі аналізу, таблиці 7.13 можна зробити висновок: з зазначених альтернатив обираємо третю, оскільки для даної альтернативи отримання ресурсів є найбільш простим та надійним, строки реалізації та визнання на ринку відбудуться в найкоротші терміни.

4) Розроблення ринкової стратегії проекту

4.1) Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає ви-значення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (табл. 7.14).

Таблиця 7. 14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтований попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу в сегмент
1	Медичні установи усіх форм власності	Готові при наявності доказової бази та дозвільних документів	60-70%	Низька інтенсивність	Наявні обмеження
2	Науково-дослідні установи, зацікавлені у нейропсихічних	Готові при наявності доказової бази	25-30%	Середня інтенсивність	Наявні обмеження

	дослідженнях				
3	Індивідуальні споживачі, зацікавлені у дослідженнях	Готові, при наявності потреби	10%	Низька інтенсивність	Без обмежень
Які цільові групи було обрано: медичні та науково-дослідні установи.					

За результатами аналізу потенційних груп споживачів потенційний попит може виникнути від Науково-дослідних установ, зацікавлені у нейропсихічних дослідженнях, проводячи стратегію концентрованого маркетингу.

4.2) Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформувані базову стратегію розвитку (табл. 7.15).

Таблиця 7.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможності позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	Встановлення низької ціни на новий товар для залучення більшої кількості покупців і завоювання великої долі ринку.	Стратегія диференційованого маркетингу	- Комплексний підхід; - Доступність пацієнтам; - Простота реалізації; - Мобільність;	Стратегія диференціації

4.3) Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 7.16).

Таблиця 7.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрхідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурентів, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	Ні	Забирати існуючих у конкурентів.	Так. Суть товару в поєднанні сукупності існуючих властивостей.	Стратегія заняття конкурентної ніші.

4.4) На основі вимог споживачів з обраних сегментів до постачальника (стартап-компанії) та до продукту (див. табл. 7.5), а також в залежності від обраної базової стратегії розвитку (табл. 7.15) та стратегії конкурентної поведінки (табл.

7.16) розробляється стратегія позиціонування (табл. 7.17). що полягає у формуванні ринкової позиції (комплексу асоціацій), за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

Таблиця 7.17. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Забезпечує високу точність вимірювань основних параметрів; Можливість аналізу отриманих результатів; Гнучкість методики; Доступність кожному пацієнту;	Стратегія диференціації	Комплексний підхід; Доступність пацієнтам; Мобільність;	За показниками якості; За сферою застосування; За різновидом товару.

Результатом виконання підрозділу є узгоджена система рішень щодо ринкової поведінки стартап-компанії, яка визначає напрями роботи стартап-компанії на ринку, ключову конкурентоспроможність позиції власного стартап-проекту, вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту.

5) Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

5.1) Першим кроком є формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач. Для цього у табл. 7.18 потрібно підсумувати результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару.

Таблиця 7.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вимога, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Точність	Забезпечує високу точність вимірювань основних параметрів.	Точність вимірювання забезпечується використанням інноваційної цифрової апаратури.
2	Аналіз	Дає можливість аналізу	Якісний аналіз результатів

		отриманих результатів та формування бази даних.	забезпечується математичним аналізом та використанням комп'ютерного ПЗ.
3	Доступність	Доступність кожному пацієнту.	Простота реалізації та невисока вартість.
4	Мобільність	Зручна та мобільна конструкція.	Мобільність конструкції.
5	Захист від копіювання	Запатентована методика та метод.	Запатентована методика.

5.2) Надалі розробляється трирівнева маркетингова модель товару: уточнюється ідея продукту та/або послуги, його фізичні складові, особливості процесу його надання (табл. 7.19).

Таблиця 7.19. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Методика діагностики та лікування нервових розладів, яка забезпечує швидке отримання діагнозу стану пацієнта з можливістю його аналізу, та програму терапевтичних заходів. Розробка ультразвукового випромінювача, на основі проведених досліджень.		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Економічні	Вартість обслуговування	Відносно невисока
	2. Технічні	Вид сигналу	Імпульсний, ультразвуковий
	3. Надійності	Строк без відмовної роботи	4 роки
	4. Технологічні	Трудомісткість виготовлення	Проста реалізація проекту
	5. Ергономічні	Зручність управління	Зручне
	6. Транспортабельність	Мобільність	Мобільне устаткування
	Якість: патент на корисну модель, технічний регламент щодо медичних виробів.		
	Пакування: коробка з гофрокартону.		
	Марка: КПІ ім. І. Сік орського. Методика діагностики та лікування .		
III. Товар із підкреслення	До продажу: можливість аналізу та виключення негативних результатів на основі аналізу.		

м	Після продажу: можливість створення нових та модифікації існуючих апаратів.
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: патентування методики та пристрою.	

5.3) Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар (остаточне ви-значення ціни відбувається під час фінансово-економічного аналізу проекту), яке передбачає аналіз ціни на товари-аналоги або товари субститути, а також аналіз рівня доходів цільової групи споживачів (табл. 7.20). Аналіз проводиться експертним методом.

Таблиця 7.20. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар
1	Електроенцефалограф НЕЙРО-МВП-8	120 000 грн.	12-15 000грн.	400/1000 грн.
2	Електроенцефалограф Нейрон-Спектр-1, 9 каналів	7 870 грн.		300/1200 грн.

5.4) Наступним кроком є визначення оптимальної системи збуту, в межах якого приймається рішення (табл. 7.21):

- проводити збут власними силами або залучати сторонніх посередників (власна або залучена система збуту);
- вибір та обґрунтування оптимальної глибини каналу збуту;
- вибір та обґрунтування виду посередників.

Таблиця 7.21. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Орієнтація на регулярні поставки	Встановлення контактів із споживачами та підтримка їх Формування попиту і стимулювання збуту	0 (без посередників)	Власна система збуту

5.5) Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, що спирається на попередньо обрану основу для позиціонування, визначену специфіку поведінки клієнтів (табл. 7.22).

Таблиця 7.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/ п	Специфіка поведінки цілових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цілові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Орієнтація на регулярні поставки	Формальні/неформальні канали комунікацій	Комплексний підхід; Доступність пацієнтам; Мобільність;	Інформування споживачів; Стимулювання продажу; Пошук вигідних партнерів;	Даний продукт є інновацій ним та унікальним

Результатом пункту 5 є ринкова (маркетингова) програма, що включає в себе концепції товару, збуту, просування та попередній аналіз можливостей ціноутворення, спирається на цінності та потреби потенційних клієнтів, конкурентні переваги ідеї, стан та динаміку ринкового середовища, в межах якого буде впроваджено проект, та відповідну обрану альтернативу ринкової поведінки.

Висновки до розділу 7.

- 7.1. Можливість ринкової комерціалізації проекту досить висока, оскільки наявний високий попит споживачів на продукцію вітчизняного виробництва (в зв'язку з її доступністю); відносна відсутність обмежень для входу; позитивна динаміка ринку медичного обладнання; середня норма рентабельності більша ніж банківський відсоток.
- 7.2. Даний проект має всі можливості роботи на ринку, враховуючи низьку інтенсивність конкуренції. За більшістю показників він якісно відрізняється від проектів-конкурентів, має достатню кількість сильних сторін та є конкурентоспроможним.
- 7.3. Для даного проекту обрано було альтернативу (варіант) впровадження, яка базується на встановленні низької ціни на новий продукт для залучення більшої кількості покупців і завоювання великої частки ринку при найбільш простому та надійному отриманні ресурсів є найбільш простим та надійним, а терміни реалізації найкоротшими.
- 7.4. Отже, подальшу імплементацію проекту можна вважати доцільною.

ВИСНОВКИ

У наш час пульсоксиметрія стає більш популярним і поширеним методом визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі. Тому не дивно, що у багатьох країнах вона входить у стандарт обов'язкового моніторингу під час проведення операцій під наркозом та у стаціонарі. Актуальність подальшого розвитку пульсоксиметрії з кожним роком стає все більш гострою.

У даній дипломній роботі було:

- досліджено метод пульсоксиметрії та проведено порівняння з іншими основними методами визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі;
- проведено порівняльний аналіз існуючих ПЗ для роботи з ПМ;
- на основі виконаних досліджень було розроблено алгоритм, що використовує методи математичної статистики (кореляційний аналіз та екстраполяцію), а це, в свою чергу дозволяє ефективно досліджувати насичення крові киснем та реєстрацію пульсової хвилі як у процесі вимірювання, так і після нього;
- для перевірки розробленого алгоритму було обрано апаратне забезпечення (ПМ «ЮТАСОКСИ-200»), для якого було створено відповідне ПЗ, що дозволяє проводити запис оксигенації крові та частоти пульсу, які поступають з ПМ, з високою частотою (тобто зі зменшеним інтервалом), що дає більш своєчасне їх відображення, а також покращує точність аналізу.

Незважаючи на те, що розробка ПЗ проводилася для конкретної моделі пульсоксиметру, його легко можна модернізувати для інших моделей, що, в свою чергу, розширює межі його використання.

Отже, на основі проведених досліджень можна стверджувати, що розроблений алгоритм та ПЗ на його основі можуть бути використані як у навчальному процесі, так і на виробництві, пов'язаному з розробкою медичної техніки, а саме ПМ, адже на даний час не існує ПЗ, що дозволяло б отримувати дані з ПМ із інтервалом меншим однієї секунди та проводити аналіз даних методами математичної статистики, на відміну від створеного.

РЕКОМЕНДАЦІЇ

Можливі (необхідні) подальші дослідження проблеми:

1. Провести випробування та перевірити ефективність кореляційного аналізу і прогнозування за допомогою розробленого ПЗ у клінічних умовах.
2. Довести або спростувати корисність того або іншого статистичного методу обробки результатів, проводячи експерименти в реальних умовах.
3. Вдосконалити існуючу систему прогнозування шляхом використання більш складних та при цьому точних методів екстраполяції (таких як, наприклад, метод Ньютона, кубічна сплайн-інтерполяція та ін.), а також шляхом врахування поточного стану пацієнта (активність, специфічний діагноз тощо) для покращення точності прогнозування. І за рахунок цього збільшити проміжок часу для прогнозованих значень.
4. Розширити алгоритм обробки даних можливістю проведення аналізу плетизмограми для діагностики стану судин пацієнта.
5. Розширити функціональність програми для більш зручного користування нею та підвищити загальну швидкодію роботи алгоритму ПЗ.
6. Покращити існуючі прилади пульсоксиметрії шляхом модифікації пульсоксиметру за рахунок збільшення корисної площі під час вимірювання (наприклад, використовуючи більшу кількість датчиків одночасно, з'єднаних паралельно за допомогою комутатору) [42-44,46].

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Современные методы пульсоксиметрии [Электронный ресурс] / С. Гусева // Медтехника и медизделия. – 2006. №6(35). Режим доступа: http://www.farosplus.ru/index.htm?/mtmi/mt_35/pulsoksimetr.htm.
2. Кровоносна система [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://uaref.com/referats/20/5376>.
3. Кровообіг [Электронный ресурс]: Wikipedia – Режим доступа: <http://uk.wikipedia.org/wiki/Кровообіг>.
4. Енциклопедія життя [Электронный ресурс]: Склад і "професії" крові – Режим доступа: <http://www.enclife.net/page-57.html>.
5. Тиманюк В.А., Животов А.Н. Биофизика: Учебник. – 2-е издание. – К.: ИД «Профессионал», 2004. – 704с.
6. Моделирование адаптационных процессов [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://lib.sportedu.ru/GetText.idc?TxtID=645>.
7. Физиология транспорта кислорода [Электронный ресурс] / Д-р. Роб Лоу, Великобритания – Режим доступа: http://www.ua.arh.ru/05/05_03.htm.
8. Ткани и органы. Кровь [Электронный ресурс]: Транспорт газов – Режим доступа: http://yanko.lib.ru/books/biolog/nagl_biochem/276.htm.
9. Пат. №1680060 А1 СРСР, МПК А61 В 5/02. Способ определения степени насыщения крови кислородом в кровеносном сосуде / Калачиков В.А., Якубенас В.А. – № 4011296/63; Заявл. 13.01.86; Опубл. 30.09.91. – 4 с.
10. Пат. №6872 С1 Україна, МПК А61 В 5/02. Спосіб неінвазивного визначення ступеню насичення крові киснем / Кожем'яко В.П., Коротко О.Ш., Павлов С.В., Чепорнюк С.В., Амеров А.К., Подольський О.О., Колесник П.Ф. – № 94051275; Заявл. 08.04.94; Опубл. 31.03.95. – 3 с.
11. Пат. №2040912 С1 Россия, МПК А61 В 5/14. Оптический способ определения оксигенации крови и устройство для его осуществления / Годик Є.Є., Ахремичев Б.Б., Барабаненков Ю.Н., Борисов Н.А., Каргашин А.Ю., Трофимов Д.Е., Научно-инженерный центр биомедицинской радиоэлектроники Института

радиотехники и электроники РАН – № 93000467/14; Заявл. 05.01.93; Оpubл. 09.08.95. – 7 с.

12. Пат. №2060501 С1 Россия, МПК G01 N 33/49. Способ контроля кислородно-транспортной функции крови и устройство для его осуществления / Веретяхин В.В., Горничев А.А., Грачев В.И., Зарицкий А.Р., Левит Ю.С., Лобченко И.М., Прокопенко Г.А., Фок М.В., Совместное предприятие «Вилма» – № 93002956/14; Заявл. 05.02.96; Оpubл. 20.05.96. – 36 с.
13. Пат. № 2173082 С1 Россия, МПК А61 В 5/00, А 61 В 5/145. Способ неинвазивного измерения насыщения крови кислородом / Козлов В.И., Соколов В.Г., Корси Л.В. – 2000100450/14; Заявл. 11.01.00; Оpubл. 10.09.2001. – 9 с.
14. Пат. №2221485 С2 Россия, МПК А61 В 5/145. Устройство для неинвазивного измерения насыщения крови кислородом / Соколов В.Г., Приезжаев А.В., Корси Л.В., Государственное унитарное предприятие «НПО Астрофизика» – № 2002107697/14; Заявл. 27.03.02; Оpubл. 20.01.04. – 12 с.
15. Каков С.В., Мулер В.П. Пульсоксиметрия // Вестник новых медицинских технологий. – 2006. – Т. 13, № 1. – С.171-172.
16. Пиковский В.Ю., Захарова А.Е., Мельникова Л.А., Сильвестром В.Д. Применение пульсоксиметрии на догоспитальном этапе оказания медицинской помощи // Вестник интенсивной терапии. – 2003. №1. – С.17-18.
17. Шурыгин И. А. Мониторинг дыхания: пульсоксиметрия, капнография, оксиметрия. – СПб.: "Невский Диалект"; М.: "Издательство БИНОМ", 2000. – 301с.
18. Пульсоксиметрия //Медицинская сестра. – 2006. № 3. – С. 24-25.
19. Пульсоксиметрия [Электронный ресурс] – Режим доступа: www.oximetry.ru.
20. Метод пульсоксиметрии, пульсоксиметрические датчики и аксессуары [Электронный ресурс]: раздел «Статьи». – Режим доступа: http://www.sensitec.ru/press/articles/stati_po_monitoringu/metod_pulsoksimetrii_pulsoksimetricheskie_datchiki_i_aksessuary/.
21. Фотоплетизмограмма [Электронный ресурс]: учебная информация кафедры медицинской физики, информатики и математики / Научно-учебные

факультативы/семинары/физика: fiz07.pdf. – Режим доступа:
http://www.usma.ru/unit/fiz/fiz_m.html.

22. Литвинова А. В. Разработка и обоснование структуры прибора оперативного контроля содержания оксигемоглобина в крови человека: Автореф. дис... / Донецкий национальный технический университет. – Д., 2002. – 8с.
23. Пульсовая оксиметрия [Электронный ресурс]: учебная информация кафедры медицинской физики, информатики и математики / Научно-учебные факультативы/семинары/физика: fiz06.pdf. – Режим доступа:
http://www.usma.ru/unit/fiz/fiz_m.html.
24. Плетизмография [Электронный ресурс] – Режим доступа:
<http://lainslav.narod.ru/med.files/pletizmogr.htm>.
25. Программное обеспечение TrendLibrary [Электронный ресурс] – Режим доступа:
http://www.bitmos.de/produkte/trendlib_r.asp/.
26. Программное обеспечение WinspironPro [Электронный ресурс] – Режим доступа:
<http://www.spirometry.com/ENG/Products/WinspiroPRO.asp>.
27. Программное обеспечение WinspironPro [Электронный ресурс] – Режим доступа:
<http://www.formed.ru/catalog/oxy/1196.php>.
28. Программное обеспечение nVision [Электронный ресурс] – Режим доступа:
<http://www.nonin.com/products.asp?ID=20&sec=1&sub=8>.
29. Программное обеспечение Pulsmetr для пульсоксиметру ЮТАСОКСИ-200 // Руководство пользователя.
30. Программное обеспечение PROFOX [Электронный ресурс] – Режим доступа:
<http://www.profox.net/index.html>.
31. Программное обеспечение CARDIAX [Электронный ресурс] – Режим доступа:
<http://www.mesamed.de/en/geraete.php?offset=0&article=80>.
32. Cardiax OXI-M pulse oxymetrie Kit // Dokumentationssoftware.
33. Willkommen bei QMS [Электронный ресурс]: GDT – интерфейс – Режим доступа:
<http://www.qms-de.org/projekte/gdt.html>.
34. Корреляция [Электронный ресурс]: Wikipedia – Режим доступа:
<http://ru.wikipedia.org/wiki/Корреляция>.

35. Справочник по математики для инженеров и учащихся вузов / Кронштейн И.Н., Семендяев К.А. – М.: Наука, Гл. ред. физ.-мат. лит-ры, 1981. – 720 с.
36. Медик В.А., Токмачев М.С. Математическая статистика в медицине: Учеб пособ. – М.: Финансы и Статистика, 2007. – 800 с.
37. Экстраполяция [Электронный ресурс]: Wikipedia – Режим доступа: <http://ru.wikipedia.org/wiki/Экстраполяция>.
38. Петри А., Сэбин К. Наглядная статистика в медицине. – М.: ГЭОТАР-МЕД, 2003. – 144 с.
39. Линейная интерполяция [Электронный ресурс]: Wikipedia – Режим доступа: http://ru.wikipedia.org/wiki/Линейная_интерполяция.
40. Интерполяционный многочлен Лагранжа [Электронный ресурс]: Wikipedia – Режим доступа: http://ru.wikipedia.org/wiki/Интерполяционный_многочлен_Лагранжа.
41. Тимчик Г.С., Сорока С.О., Самчук В.А., Ларіна В.О. Методика визначення оптимальної дози лазерного опромінення при терапевтичних процедурах // II науково-технічна конференція студентів та аспірантів ПОГЛЯД У МАЙБУТНЄ ПРИЛАДОБУДУВАННЯ, 10 квітня 2009р. – Київ: К.: Політехніка, 2009. – С.109.
42. Тимчик Г.С., Сорока С.О., Самчук В.А. Вдосконалення моделі пульсоксиметру та програмного забезпечення для кореляційного аналізу частоти пульсу та оксигенація крові // VIII Міжнародна науково-технічна конференція ПРИЛАДОБУДУВАННЯ 2009: стан і перспективи, 28-29 квітня 2009 р. – Київ: К.: Політехніка, 2009. – С.163-164.
43. Тимчик Г.С., Сорока С.О., Самчук В.А., Ларіна В.О. Розробка способу визначення оптимальної дози лазерного опромінювання біологічних тканин // Вісник Кременчуцького державного політехнічного університету ім. М. Остроградського. – 2009. – Вип.2/229 (55) Частина.1. – С. 21-23.
44. Тымчик Г.С., Сорока С.А., Самчук В.А., Ларина В.О. Разработка метода повышения точности измерения оксигенации крови и частоты пульса // Вісник НТУУ “КПІ” Приладобудування. – 2009.

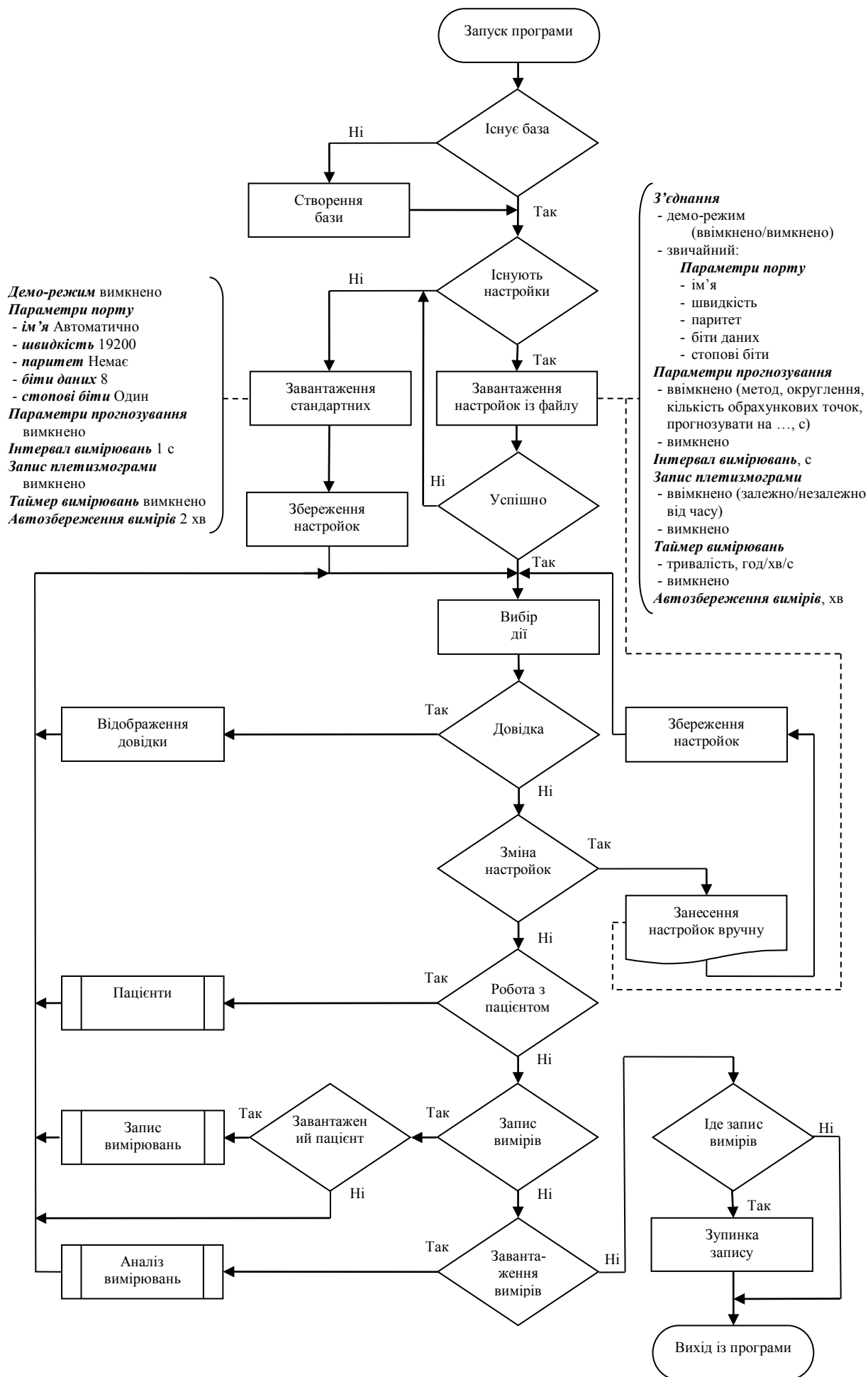
45. Патент України. Спосіб визначення дози опромінювання біологічних об'єктів / Тимчик Г.С., Сорока С.О., Ларіна В.О., Самчук В.А. – Заяв. № у 2008 15060 від 26.12.2008. Отримано позитивне рішення.
46. Патент України. Спосіб неінвазивного визначення ступеню насичення крові киснем / Тимчик Г.С., Сорока С.О., Самчук В.А., Ларіна В.О. – Заяв. № у 2009 01023 від 09.02.2009. Отримано позитивне рішення.

ДОДАТОК 1

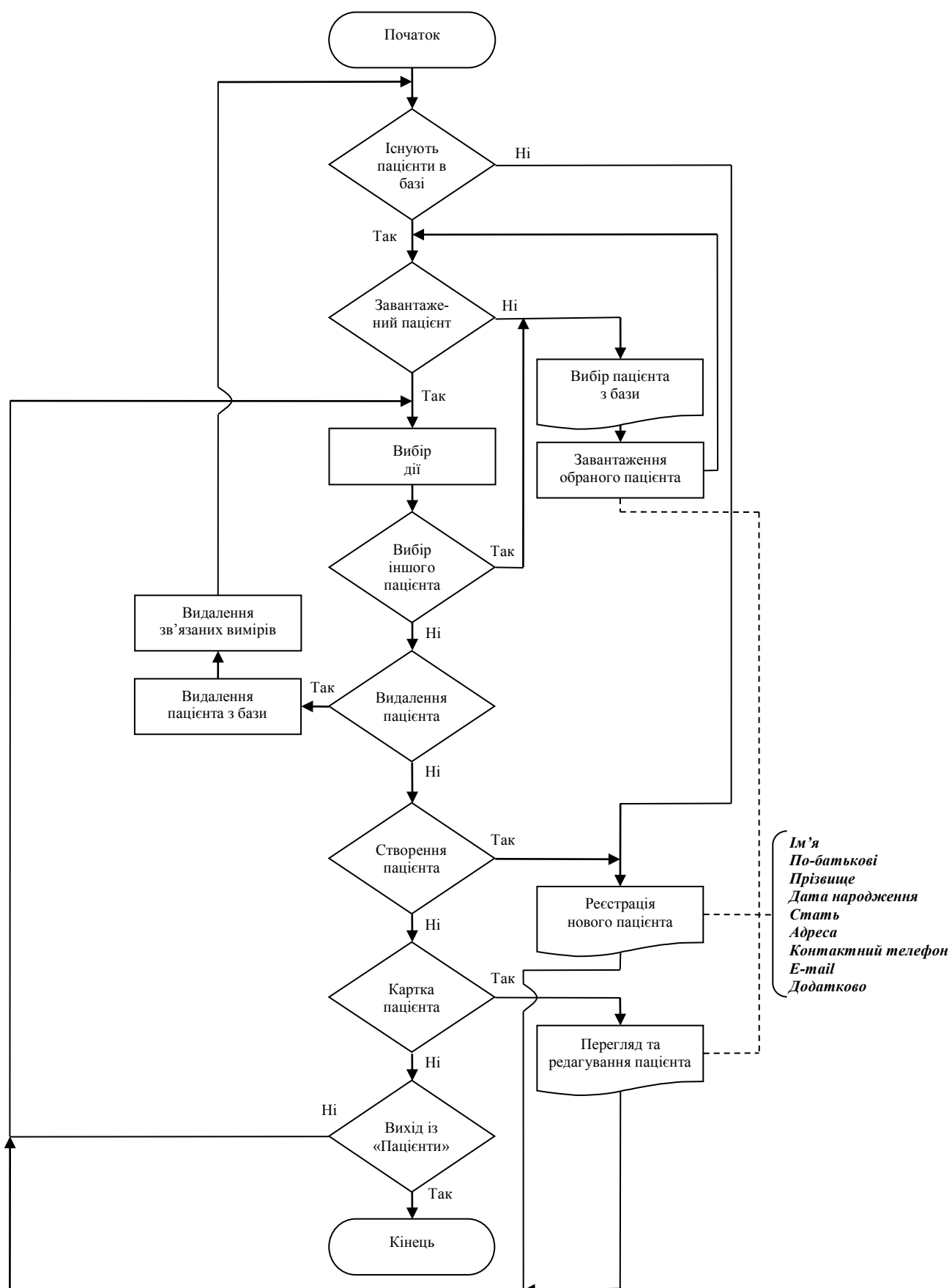
Список наукових та навчально-методичних праць

ДОДАТОК 2

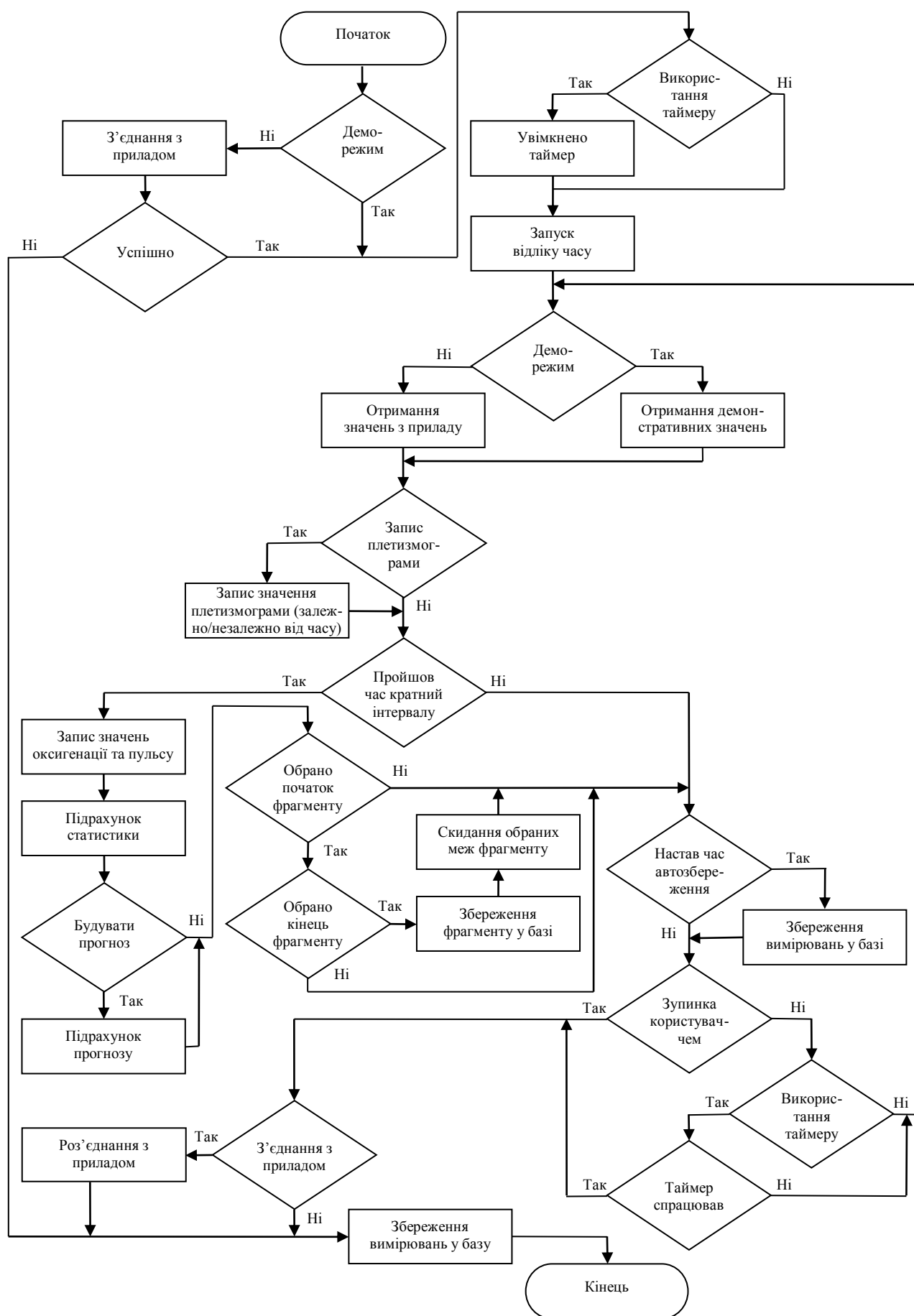
Алгоритм програмного забезпечення



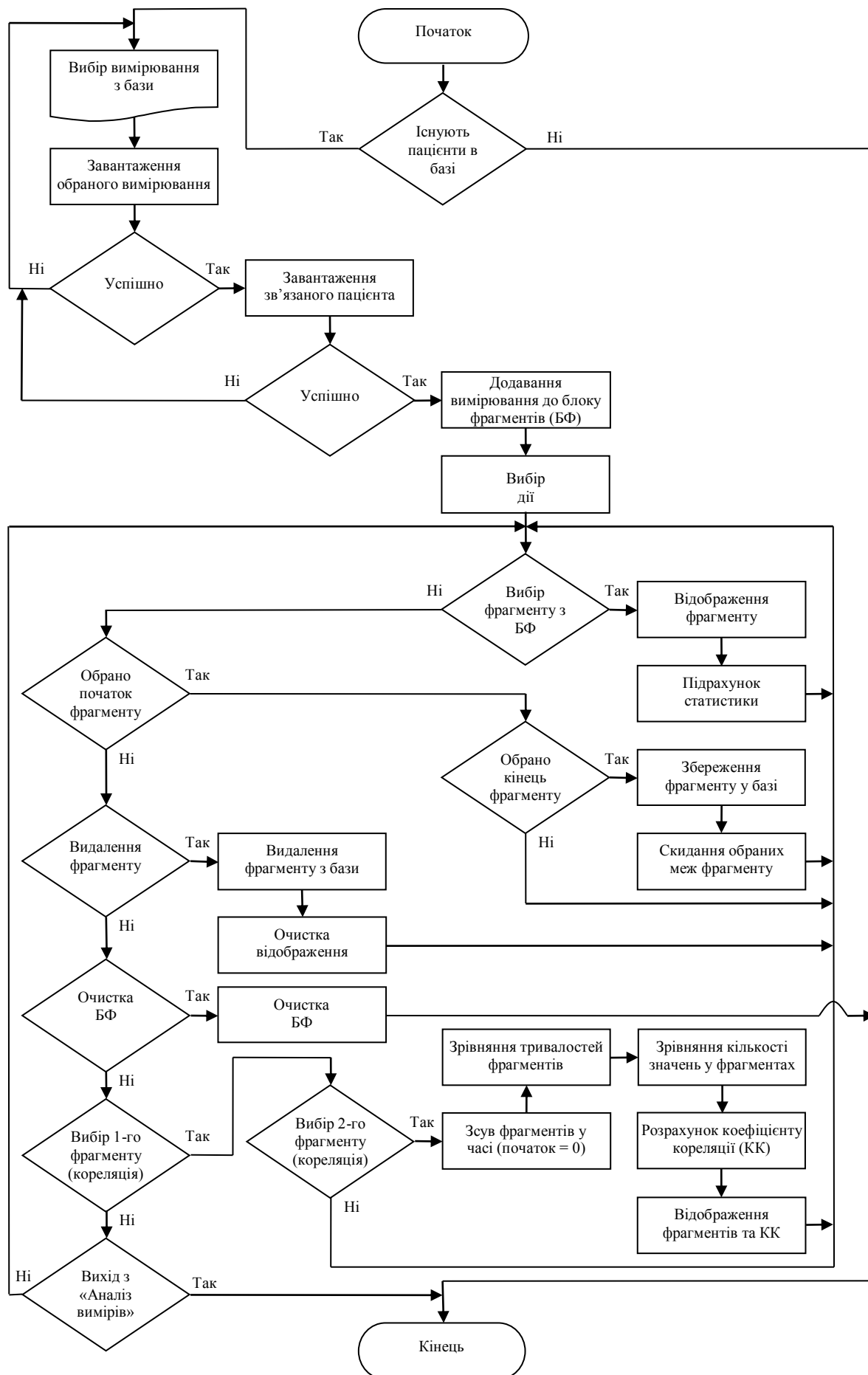
Пацієнти



Запис вимірювань



Аналіз вимірювань



ДОДАТОК 3

Акт впровадження

ЗАТВЕРДЖУЮ

Декан ПБФ КПІ ім. Ігоря Сікорського,
д.т.н., проф.

_____ Г.С. Тимчик

“ ____ ” _____ 2019 р.

АКТ

Про можливість впровадження у навчальному процесі дипломної роботи

"Автоматизований лазерний аналізатор кровотоку в судинах"

Роботу виконано студенткою КПІ ім. Ігоря Сікорського
ПБФ гр. ПБ-382мп VI курсу
Лоєнко Анжелікою Анатоліївною

Даний акт затверджує те, що результати атестаційної магістерської роботи зокрема:

1. Порівняльний аналіз методів визначення насичення крові киснем та реєстрації пульсової хвилі;
2. Аналіз методу пульсоксиметрії;
3. Аналіз існуючих програмних забезпечень вітчизняних та зарубіжних виробників;
4. створення вдосконаленого алгоритму запису і обробки вимірювань та програмного забезпечення на його основі.

Можуть бути використані у навчальному процесі викладачами та студентами, які спеціалізуються у сфері виробництва та експлуатації медичної апаратури на основі того, що впровадження результатів роботи дозволить більш точно, швидко та ефективно діагностувати той чи інший стан організму людини та попередити настання непередбачених ситуацій.

В.о. завідувача кафедри ВП _____

В.С.Антонюк

ДОДАТОК 4

Матеріали презентації

