

Міністерство освіти і науки України  
Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника  
Фізико-технічний факультет  
Кафедра комп'ютерної інженерії та електроніки

Кушнір Арсен Михайлович  
Kushnir Arsen

УДК 004:42

Спеціальність 123 «Комп'ютерна інженерія»

Кваліфікаційна робота  
на здобуття освітнього ступеня бакалавра

Мобільний додаток для моніторингу стану здоров'я людини  
Mobile application for monitoring the state of human health

Науковий керівник:

Доцент Дзундза Б.С.

Рецензент:

К.ф.-м.н., викладач Яворський Я.С.

Івано-Франківськ

2023



## АНОТАЦІЯ

У роботі проаналізовано методи отримання біомедичних показників таких як вага, частота серцевих скорочень, частота дихання, артеріальний тиск, сатурація та глюкоза крові, способи їх програмного опрацювання та вплив на здоров'я людини. Розглянуто роботу існуючих пристроїв вимірювання біомедичних показників з можливістю отримання даних через bluetooth. Розроблено мобільний застосунок для моніторингу стану здоров'я людини з можливістю відображення як поточних даних отриманих з приладів за допомогою bluetooth так і введення даних вручну, виміряних класичними приладами. Реалізовано збереження даних в базу даних з можливістю перегляду графіків зміни показників за день, тиждень, місяць, чи більший період.

Основні завдання при розробці мобільного застосунка були спрямовані на розробку інтерфейсу мобільного застосунка та аналізі даних отриманих з розробленого працівниками кафедри в рамках виконання наукового проекту “Елементи гібридних сенсорних мікросистем для біомедичних застосувань” фотоплетизмографа.

Робота містить опис впливу біомедичних показників на здоров'я людини, методів їх отримання за допомогою фотоплетизмографії, програмний код та інтерфейс розробленого застосунку для моніторингу стану здоров'я людини.

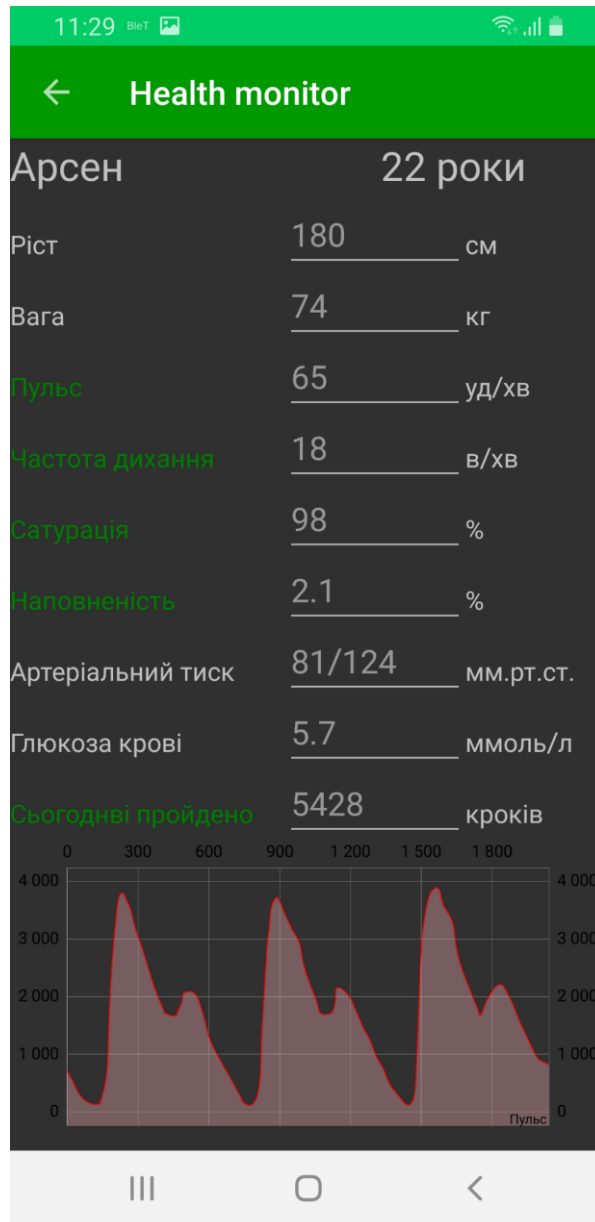
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата				
Розробив		Кушнір А.М.			Анотація	Літ.	Арк.	Аркуші
Перевірив		Дзундза Б.С.					3	1
Н. Контр.								
Затвердив								

## ABSTRACT

Methods of obtaining biomedical indicators such as weight, heart rate, breathing rate, blood pressure, saturation and blood glucose, methods of their software processing and impact on human health are analyzed in the work. The work of existing devices for measuring biomedical indicators with the possibility of receiving data via bluetooth is considered. A mobile application has been developed for monitoring the state of human health with the possibility of displaying both current data received from devices using bluetooth and manual data input measured by classic devices. Saving data in the database with the possibility of viewing graphs of changes in indicators for a day, week, month, or longer period has been implemented. The main tasks in the development of the mobile application were aimed at the development of the interface of the mobile application and the analysis of data obtained from the photoplethysmograph developed by the department's employees as part of the scientific project "Elements of hybrid sensor microsystems for biomedical applications". The work contains a description of the impact of biomedical indicators on human health, methods of obtaining them using photoplethysmography, program code and the interface of the developed application for monitoring the state of human health.

<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>				
Розробив		Кушнір А.М.			Abstract	<i>Лім.</i>	<i>Арк.</i>	<i>Аркушіє</i>
Перевірів		Дзундза Б.С.						
Н. Контр.								
Затвердив								





Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата				
Розробив		Кушнір А.М.			Загальний вигляд інтерфейсу програми	Літ.	Арк.	Аркуші
Перевірив		Дзундза Б.С.					6	1
Н. Контр.								
Затвердив								

Пояснювальна записка  
до кваліфікаційної роботи

на тему:

**«Мобільний додаток для моніторингу стану  
здоров'я людини»**

					123.КІ-41.3			
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>				
Розробив		Кушнір А.М.			Пояснювальна записка	<i>Літ.</i>	<i>Арк.</i>	<i>Аркушіє</i>
Перевірив		Дзундза Б.С.					7	75
Н. Контр.								
Затвердив								

## ЗМІСТ

<b>Вступ.....</b>	<b>9</b>
<b>Розділ 1. Вимірювання та вплив біомедичних показників на здоров'я людини.....</b>	<b>10</b>
1.1. Антропометричні показники та показники фізичної активності .....	10
1.2. Показники серцево-судинної системи та дихання.....	16
1.3. Рівень оксигенізації та глюкози крові.....	20
<b>Розділ 2. Фотоплетизмографія, як метод комплексного неінвазивного дослідження стану здоров'я людини .....</b>	<b>22</b>
2.1. Методи фотоплетизмографії .....	22
2.2. Визначення частоти серцевих скорочень та дихання методом фотоплетизмографії.....	25
2.3. Рівень оксигенізації та глюкози крові.....	27
<b>Розділ 3. Розробка мобільного застосунку для моніторингу стану здоров'я людини .....</b>	<b>33</b>
3.1. Загальна структурна схема взаємодії компонентів програми.....	33
3.2. Розробка інтерфейсу та функціоналу застосунку .....	40
3.3. Можливі напрямки подальшого розвитку та вдосконалення застосунку.....	48
<b>Висновки.....</b>	<b>49</b>
<b>Список використаної літератури.....</b>	<b>50</b>

					123.KI-41.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		8



## ВСТУП

Незважаючи на велику кількість мобільних застосунків для спостереження за біомедичними показниками досі актуальною залишається проблема неінвазивного неперервного моніторингу широкого комплексу біомедичних показників. Зокрема, ваги, фізичної активності, частоти серцевих скорочень, дихання, артеріального тиску, рівнів сатурації та глюкози в крові та інше.

Існує велика кількість приладів, для вимірювання чи моніторингу біомедичних показників, але кожен із них має окремий застосунок, що ускладнює комплексний аналіз стану здоров'я людини, так як потрібно аналізувати дані з різних додатків які не мають єдиного представлення, що є суттєвим недоліком. Наприклад, важко відслідкувати вплив прогулянок та фізичної активності на рівень глюкози крові.

Оскільки проведений аналіз ринку існуючих засобів показав що вони містять ряд суттєвих недоліків, **актуальним** є розробка додатка для моніторингу та аналізу як параметрів серцево-судинної діяльності, так і параметрів крові та фізичної активності.

**Метою роботи** є розробка мобільного застосунку для моніторингу стану здоров'я людини.

**Об'єкт дослідження** – моніторинг біомедичних параметрів стану здоров'я людини.

**Предмет дослідження** – розробка дизайну графічного інтерфейсу, алгоритмів обробки даних та мобільного застосунку для моніторингу стану здоров'я людини.

Для досягнення поставленої мети в роботі визначені і розв'язані такі **завдання**:

1. Аналіз методів вимірювання та впливу біомедичних показників на здоров'я.
2. Дослідження можливостей комплексного неінвазивного моніторингу стану здоров'я людини методом фотоплетизмографії.
3. Розробка мобільного застосунку для моніторингу стану здоров'я людини.

					123.KI-41.3	Арк.
						9
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

# РОЗДІЛ 1.

## ВИМІРЮВАННЯ ТА ВПЛИВ БІОМЕДИЧНИХ ПОКАЗНИКІВ НА ЗДОРОВ'Я ЛЮДИНИ

### 1.1. Антропометричні показники та показники фізичної активності

Нормальна вага – це не лише показник краси, але і важлива цифра здоров'я. Єдиного показника ваги для всіх немає, для кожної людини ця цифра своя. Вага залежить від віку, спадкової схильності, статі, способу життя, харчових звичок, якості сну, роботи. Відхилення ваги, як у більшу, так і меншу сторону, може викликати ряд негативних наслідків для організму. Ожиріння підвищує ризик діабету, серцево-судинних захворювань, та навіть раку. Недостатня вага також створює ризики здоров'ю, які включають дефіцит вітамінів, анемію, остеопороз через нестачу вітаміну D і кальцію, зниження імунітету, порушення росту та розвитку, особливо у дітей та підлітків.

Кожній людині корисно моніторити свою вагу, вміти її підтримувати і, якщо потрібно, привести до норми. Тому ваги для домашнього використання – корисне придбання. Найкраще проводити зважування вранці, оскільки протягом дня вага може коливатися в залежності від обсягу спожитої їжі та кількості випитої води.

Існують ваги з можливістю передачі даних в мобільні застосунки за допомогою безпроводних технологій, наприклад Xiaomi Mi Smart Scale 2, але оскільки процедура зважування проводиться відносно не часто то не викликає труднощів ручне введення ваги в відповідний застосунок моніторингу.

Регулярне зважування допоможе контролювати втрату, набір (якщо це необхідно), підтримання ваги, а також дасть можливість своєчасно виявити проблеми зі здоров'ям, пов'язані з раптовим збільшенням або втратою маси тіла, наприклад, при захворюванні на щитовидну залозу.

					123.KI-41.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		10



Рис. 1.1. Ваги Xiaomi з можливістю моніторингу через додаток

Індекс маси тіла (ІМТ) дає можливість з'ясувати, чи нормальна вага. ІМТ - це відношення ваги до росту, що розраховується як вага (кг)/ріст (м).

ІМТ вважається уніфікованим показником для оцінки ваги, які дають можливість оцінити ризики для здоров'я. Підтримання ваги тіла в межах норми дозволяє знижувати ризик серцево-судинних захворювань, діабету та раку.

ІМТ та норма ваги (рис. 2): [1]

менше 18,5 - вага нижче норми,

18,5 до 25 – вага в нормі,

25 -30 - надлишкова вага,

30-35 - ожиріння 1 ступеню,

35-40 - ожиріння 2 ступеню,

більше 40 - ожиріння 3 ступеню.

■ нижче норми   
 ■ норма   
 ■ перевищення ваги   
 ■ ожиріння

Вага, кг	114	49	47	46	44	43	42	40	39	38	37	36	35	34	33	32	31	30
	111	48	46	45	43	42	41	40	38	37	36	35	34	33	32	31	31	30
	109	47	45	44	43	41	40	39	37	36	35	34	33	33	32	31	30	29
	107	46	44	43	42	40	39	38	38	36	35	34	33	32	31	30	29	29
	104	45	43	42	41	39	38	37	36	35	34	33	32	31	30	30	29	28
	102	44	43	41	40	39	37	36	35	34	33	32	31	31	30	29	28	27
	100	43	42	40	39	38	37	36	34	33	32	32	31	30	29	28	27	27
	98	42	41	39	38	37	36	35	34	33	32	31	30	29	28	28	27	26
	95	41	40	38	37	36	35	34	33	32	31	30	29	28	28	27	26	26
	93	40	39	37	36	35	34	33	32	31	30	29	29	28	27	26	26	25
	91	39	38	37	35	34	33	32	31	30	30	29	28	27	26	26	25	24
	89	38	37	36	35	33	32	31	31	30	29	28	27	26	26	25	24	24
	86	37	36	35	34	33	32	31	30	29	28	27	26	26	25	24	24	23
	84	36	35	34	33	32	31	30	29	28	27	27	26	25	24	24	23	23
	82	35	34	33	32	31	30	29	28	27	27	26	25	24	24	23	22	22
	80	34	33	32	31	30	29	28	27	27	26	25	24	24	23	22	22	21
	77	33	32	31	30	29	28	27	27	26	25	24	24	23	22	22	21	21
	75	32	31	30	29	28	27	27	26	25	24	24	23	22	22	21	21	20
	73	31	30	29	28	27	27	26	25	24	24	23	22	22	21	21	20	19
	70	30	29	28	27	27	26	25	24	24	23	22	22	21	20	19	19	19
68	29	28	27	27	26	25	24	23	23	22	22	21	20	20	19	19	18	
66	28	27	27	26	25	24	23	23	22	21	21	20	20	19	18	18	18	
64	27	26	26	25	24	23	23	22	21	21	20	20	19	18	17	17	17	
61	26	26	25	24	23	22	22	21	21	20	19	19	18	18	17	17	16	
59	25	25	24	23	22	22	21	20	20	19	19	18	18	17	16	16	16	
57	24	24	23	22	21	21	20	20	19	18	18	17	17	16	16	16	15	
55	23	23	22	21	21	20	19	19	18	18	17	17	16	16	15	15	15	
52	22	22	21	20	20	19	19	18	17	17	17	16	16	15	14	14	14	
50	21	21	20	19	19	18	18	17	17	16	16	15	15	15	14	14	13	
48	21	20	19	19	18	17	17	16	16	16	15	15	14	14	13	13	13	
45	20	19	18	18	17	17	16	16	15	15	14	14	14	13	13	12	12	
	153	155	158	160	163	165	168	170	173	175	178	180	183	186	188	191	194	
	Зріст, см																	

Рис. 1.2. Індекс маси тіла - таблиця

Невеликі коливання ваги це природній процес і є цілком нормальним. Можна виявити, що вага тимчасово збільшується або зменшується в залежності від таких факторів:

- вживання солоної їжі,
- збільшення або зменшення рідини, що випивається,
- споживання алкоголю,

- переїдання у вихідні,
- харчування напередодні,
- кофеїну (діє як сечогінний засіб),
- дієти з високим вмістом вуглеводів,
- фізична активність.

Коли людина стає старшою, її обмін речовин та енергії протікає повільніше. Якщо не збільшити фізичну активність і не коригувати харчування, виникає можливість набору зайвої ваги. Якщо є зайва вага, потрібно намагатися її зменшити. Навіть невелике зниження ваги (5 – 10 % від поточної ваги) допоможе зменшити ризик небезпечних захворювань. Щоб схуднути, необхідно спалювати більше калорій, ніж надходить із їжею; а щоб набрати вагу, потрібно навпаки спалювати менше калорій, ніж організм отримує з їжею. Щоб підтримувати свою вагу, здоровій людині треба спалювати стільки ж калорій, скільки вона споживає.

Як цього досягти?

1. Харчуйтеся різноманітно. Вибирайте продукти з мінімальною обробкою: цільнозернові продукти, овочі, фрукти, горіхи, здорові джерела білка (риба, птиця), олії.

2. Обмежте картоплю, напівфабрикати, червоне м'ясо, фастфуд або відмовтеся від їх вживання. Заздалегідь плануйте своє харчування і тоді не буде потреби вдаватися до вживання фастфуду. Планування прийомів їжі пов'язане з кращою якістю харчування, великою різноманітністю раціону та меншим ризиком ожиріння. Регулярне вживання домашньої їжі пов'язане з покращенням якості харчування та зниженням ризику збільшення ваги. Експериментально показано, що у тих, хто їв домашню їжу не менше п'яти разів на тиждень, ймовірність надмірної ваги була на 28% нижчою, ніж у тих, хто їв домашню їжу тричі на тиждень і рідше.

3. Снідайте ситно. Сніданок з високим вмістом білка може сприяти зниженню ваги за рахунок зменшення тяги до їжі, зниження апетиту та секреції греліну – гормону голоду.

					<i>123.KI-41.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		13

4. Пийте воду. Почати ранок зі склянки води – це простий спосіб прискорити втрату ваги. Збільшення споживання води пов'язане зі збільшенням втрати ваги та витрати енергії, а також зниженням апетиту та споживання їжі. Вода допомагає тримати апетит під контролем.

5. Відмовтеся від солодких напоїв. Солодкі газовані напої, соки, чай з цукром та напої для спортсменів додають додаткові калорії при нульовій або практично нульовій поживній цінності. Люди, які регулярно п'ють солодкі напої, частіше мають надмірну вагу. Зробіть вибір на користь води.

6. Слідкуйте за розміром порцій. Великі порції містять зайві калорії, які можуть спричинити збільшення ваги. Обходьтеся без добавки, особливо при вживанні висококалорійних закусок.

7. Зменшіть час використання гаджетів. Люди, які проводять багато часу перед екранами, більш схильні до повноти. Встановіть обмеження на кількість часу, який витрачається на перегляд телевізора, використання комп'ютера, смартфона та планшетів. Вимикайте всі гаджети щонайменше за годину до сну, щоб виспатися.

8. Будьте активними не менше 150 хвилин на тиждень. Люди, які віддають перевагу пішій ходьбі, їзді на велосипеді, громадському транспорту замість особистого автомобіля, мають менший ризик надмірної маси тіла. Важливим є також час фізичної активності. Ранкове тренування було пов'язане з вищим рівнем ситості. Доведено, що час тренування може впливати на апетит та прийом їжі. Ранкова фізична активність допоможе прискорити втрату ваги. Ранкові вправи можуть допомогти підтримувати стабільний рівень цукру в крові протягом дня.

9. Налаштуйте режим сну. Повноцінний сон - важливий компонент втрати ваги, поряд із фізичними вправами та правильним харчуванням. Дефіцит сну збільшує голод і потяг до калорійних продуктів із високим вмістом вуглеводів.

**Фізична активність.** За даними Мельбурнського університету, щоденні прогулянки дозволяють зміцнити серце, помітно покращити загальне самопочуття, знизити ризик виникнення діабету [2]. Скільки кроків на день потрібно проходити, з'ясували дослідники Гарвардської медичної школи [3]. За

					123.KI-41.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		14

їхніми даними, середньостатистична людина робить щодня близько 2700 кроків. Якщо робити приблизно по 4400 кроків, можна помітно зміцнити організм і підвищити якість життя. Відмінна новина для тих, хто намагається контролювати свою вагу: за інформацією Техаського університету, людський організм повільніше запасає жир, якщо ходити більше 5000 кроків щодня [4]. Після позначки 7500 кроків дослідники не відзначили жодних явних переваг для організму. У цілому проста ходьба вважається універсальним варіантом фізичних занять. Ходьба підійде практично всім: дітям і людям похилого віку, людям із зайвою вагою, тим, хто проходить реабілітаційний курс після різних захворювань або травм, незалежно від рівня фізичної підготовки. Якщо порівняти з бігом, різними силовими навантаженнями, то ходьбу вважають більш безпечною та універсальною вправою. При цьому вага розподілена рівномірно, немає фази польоту, не перевантажується гомілковостоп, колінні суглоби та різні відділи хребта. У процесі нормальної ходьби активізуються великі м'язові групи, суглоби. Ходьба зміцнює серце та судини, насичує організм киснем. Завдяки прогулянці на свіжому повітрі тканини нашого тіла отримують більше кисню, який є важливим для додаткової енергії та нормалізації самопочуття. Забезпечує профілактику варикозу. Чисте повітря та помірна активність дозволяють покращити загальне самопочуття, контролювати емоції, краще впоратися зі стресовими ситуаціями. Під час фізичної активності можуть прискорюватися обмінні процеси, виведення токсинів із організму, що сприяє легкому схудненню. Щоденні прогулянки дозволяють контролювати вагу без жорстких дієт, допомагають боротися із безсонням. Чисте повітря та фізична активність протягом дня позитивно впливають на якість сну, здатні знизити занепокоєння та полегшити засипання. Під час ходьби відбувається вироблення ендорфінів, які викликають почуття радості, знижують дратівливість.

Скільки кілометрів на день потрібно ходити пішки, залежить від обраної мети та стану здоров'я. Наприклад, для відновлення після хвороби можна ходити пару сотень метрів щодня, поступово підвищуючи темп і збільшуючи загальну дистанцію. Середньостатистичній людині для зміцнення організму достатньо

					<i>123.KI-41.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		15

проходити не менше 5-6 км на добу. Дихання під час прогулянки має бути спокійним та досить глибоким. Для щоденних прогулянок не потрібне професійне екіпірування - достатньо мати зручну пару взуття. Хочеш зробити більше кроків - спробуй вийти за 1-2 зупинки до роботи або прогулятися додому пішки. Багатьох цікавить, скільки потрібно ходити пішки для схуднення. Але для корекції ваги важливіша не дистанція, а витрата калорій. Тому довга і некваплива прогулянка парком не допоможе спалити необхідну кількість калорій. Для схуднення необхідно ходити швидко. Щоб потрапити до «зони спалювання жиру», необхідно прискорити пульс до 120 ударів. Ця частота для кожного індивідуальна: вона розраховується в онлайн-програмі або за спеціальною формулою Карвонена (при обчисленнях враховується вік та пульс у спокійному стані). Також не слід забувати, що на втрату зайвих кілограмів впливає не лише швидкість, а й загальна кількість витраченої енергії. Прогулянка по горбистій місцевості вимагає набагато більше сил, ніж ходьба рівним тротуаром. Для інтенсивного навантаження можна гуляти схилами або тренуватися на біговій доріжці з ухилом від 5 до 15%.

Для вимірювання кількості пройдених кроків та відстані достатньо сучасного смартфона та відповідного застосунка, але для більш комплексних вимірювань краще мати фітнестрекер, який крім кількості кроків також вимірює частоту серцевих скорочень та інші параметри.

## 1.2. Показники серцево-судинної системи та дихання

Серцево-судинна система людини головним чином, забезпечує рух крові кровоносною системою. До неї відносяться серце, артерії, вени та капіляри. По ній циркулює рідка кров. В системі крові, задіяно й інші органи, легені (збагачення крові киснем), печінка (виведення токсичних речовин), кровотворні органи та ін.

Основні параметри які потрібно моніторити це частота серцевих скорочень, дихання, та величина артеріального тиску.

Монітори серцевого ритму є основним способом отримання інформації про пульс. Їх поділяють на нагрудні пульсометри і оптичні датчики. Останні бувають

					123.KI-41.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		16



вбудованими у спортивний годинник або фітнес-браслети, а також у формі окремих пристроїв рис. 1.3.



Рис. 1.3. Види пульсометрів

Більшість розумних та спортивних годинників обладнані оптичним пульсометром, розташованим на тильній стороні. Це найпопулярніший вид монітора серцевого ритму, оскільки багато людей носять годинники де є дана функція. За фіксацію вимірювання пульсу відповідають світлодіод та фотоелемент. Світлодіод спрямовує світло у м'які тканини, фотодіод фіксує кількість крові у судинах. Перевага такого пристрою – це зручність носіння та цілодобовий моніторинг пульсу. Необхідність контролю роботи серця може бути обумовлено бажанням користувача або медичними показниками. Варто зазначити, що це менш точний з усіх способів вимірювання пульсу. Обумовлено це тим, що на зап'ясті, де розташований годинник, знаходиться променево-зап'ястковий суглоб і невелика кількість м'яких тканин. Також при нещільно застебнутому ремінці годинник може рухатися, що викликає додаткові похибки. Другий за популярністю спосіб виміряти серцеву активність - це нагрудні пульсометри.

Такий прилад є надійніший і точніший, але менш комфортний. Принцип роботи ґрунтується на фіксації електричної активності серця. Це найточніший на сьогодні спосіб.

**Артеріальний тиск** – це один із найважливіших життєвих показників стану здоров'я. Навіть мале відхилення від норми тиску може стати причиною розвитку несприятливих наслідків та тяжких ускладнень. Артеріальний тиск відображає ступінь тиску крові на кровеносні судини під час скорочення серцевого м'яза – систоли, та розслаблення серцевого м'яза - діастоли.

В артеріальному тиску виділяють два показники: верхній - систолічний тиск – показує силу на стінки артерій під час викиду крові серцем; і нижній діастолічний тиск – відображає опір периферичних судин. Артеріальний тиск традиційно вимірюється у міліметрах ртутного стовпчика (мм рт. ст.). Першим вказують значення систолічного тиску, а другим – діастолічного.

Рівні нормального артеріального тиску: нормальний артеріальний тиск – це тиск у діапазоні 120-129 мм рт. ст. (систолічний) та 80-84 мм рт. ст. (діастолічний); підвищений нормальний тиск – тиск систоли становить 130-139 мм рт. ст., а діастолічний – 85-89 мм рт. ст, оптимальний тиск, верхній тиск становить не більше 120 мм рт. ст., а діастолічний – менше 80 мм рт. ст.; На показники артеріального тиску впливають такі фактори: захворювання серця та кровеносних судин; хвороби нирок; сильні емоційні потрясіння; фізичні навантаження; метеозалежність; регулярне вживання міцного чаю та кави; та ін. Бажано проводити вимірювання не рідше 3 разів на тиждень. При такій частоті вимірів у використанні моніторів тиску немає необхідності, значення в додаток вводяться в ручну.

Добовий моніторинг артеріального тиску - це вимірювання артеріального тиску протягом доби, через невеликі інтервали часу (15-30 хв.), під час звичайної активності пацієнта вдень і вночі під час сну, з подальшим розшифруванням отриманих даних на комп'ютері. Це діагностична процедура. Добовий моніторинг артеріального тиску дозволяє вивчити добові коливання артеріального тиску, виявити гіпертонію. Дозволяє правильно погодинно підібрати лікарські препарати

					123.KI-41.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		18

та стежити за їх точним впливом. На плече пацієнта надягається манжета для вимірювання АТ, з'єднана з портативним монітором. Прилад кріпиться на поясі чи ремені через плече (рис. 1.4.).



Рис. 1.4. Добовий монітор артеріального тиску

Апарат дозволяє зробити автоматичні виміри пульсу, систолічного та діастолічного артеріального тиску. Монітор програмується перед встановленням на пацієнта за допомогою комп'ютера. Результати вимірювань видно на рідкокристалічному індикаторі приладу та залишаються у його пам'яті. Після закінчення дослідження монітор підключається до комп'ютера для обробки результатів вимірів. Цей метод дозволяє розрахувати середньодобові показники артеріального тиску і пульсу, встановити середні значення артеріального тиску в денний і нічний період, визначити ступінь зниження в нічний час і підвищення артеріального тиску вдень.

					<i>123.KI-41.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		19

### 1.3. Рівень оксигенізації та глюкози крові

Сатурація – показник насичення крові киснем. За зниженим рівнем сатурації можна запідозрити проблеми з легенями. Це стало особливо актуальним після появи нової коронавірусної інфекції, але крім цього рівень насичення крові киснем дає можливість вчасно виявити легеневі захворювання.

Нормою сатурації здорової людини вважається, коли 95% і більше гемоглобіну пов'язані з киснем. Це і є сатурація - відсоток оксигемоглобіну в крові. Сатурація 92% і нижче, зазвичай, вважається критичною. Людині з таким низьким показником кисню у крові потрібна термінова медична допомога. Є винятки. Наприклад, при тяжкій хронічній обструктивній хворобі легень, яка часто зустрічається у курців, показник сатурації може бути від 88 до 92%. Зазвичай організм людей адаптований до нижчого рівня кисню. Що відбувається, коли кисню стає мало? Задишка, біль у грудях, сплутаність свідомості, головний біль та швидке серцебиття, синюшність носогубного трикутника та кінчиків пальців – такі неприємні симптоми можуть виникнути, якщо рівень кисню в крові почне падати. Сатурація не є основним параметром для моніторингу у здорових людей, але при легневих захворюваннях може бути корисною в їх діагностиці.

Випускаються серійно пульсоксиметри з підтримкою безпроводної передачі даних за допомогою Bluetooth, наприклад Biomed BP-10BB (Рис. 1.5.)



Рис. 1.5. Пульсоксиметр з можливістю безпроводної передачі даних

					123.KI-41.3	Арк.
						20
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

При захворюванні цукровим діабетом, основною метою лікування є досягнення нормального або близького до такого рівня глікованого гемоглобіну (показує «середній» рівень глюкози у крові за 2-3 місяці), щоб не допустити розвитку ускладнень цукрового діабету. Найчастіше оптимальною метою є рівень глікованого гемоглобіну < 7%. Щоб досягти поставленої мети, необхідно, щоб рівень глюкози в крові при самоконтролі не перевищував відповідні значення (таблиця 1)

HbA1c, %	Глюкоза плазми натще/перед їдою, ммоль/л	Глюкоза плазми через 2 години після їди, ммоль/л
<6,5	<6,5	<8,0
<7,0	<7,0	<9,0
<7,5	<7,5	<10,0

Для контролю рівня цукру в крові використовуються інвазивні глюкометри із тест-смужками. Глюкометри відрізняються між собою як методом проведення тесту (електро- та фотохімічні), так і швидкістю визначення, наявністю або відсутністю безпроводного інтерфейсу, обсягом пам'яті результатів та іншими функціями. Сучасні інвазивні глюкометри дозволяють швидко отримати точний результат (допустима похибка 10-20%). Частота самоконтролю рівня глюкози в крові в основному залежить від типу цукрознижувальної терапії: від декількох разів в тиждень до декількох разів на добу.

Для пацієнтів з цукровим діабетом, особливо I типу (інсулінозалежних) актуальним є оперативний і безперервний контроль рівня глюкози в крові. На даний момент доступні сенсори які встановлюються на плече в підшкірну клітковину один раз на 14 діб. Такі глюкометри дають можливість стежити за рівнем цукру щохвилини, і мають спеціально розроблену програму для моніторингу.

Активно ведеться розробка неінвазивних методів, але на даному етапі вони не набули масового поширення через невисоку точність, і ще потребують додаткових досліджень та вдосконалення.

## РОЗДІЛ 2.

# ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЯ, ЯК МЕТОД КОМПЛЕКСНОГО НЕІНВАЗИВНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ СТАНУ ЗДОРОВ'Я ЛЮДИНИ

### 2.1. Методи фотоплетизмографії

Сигнал фотоплетизмограми (ФПГ) широко використовується в клінічних і побутових пристроях завдяки своїй неінвазивній природі та економічній ефективності [5]. На даний час, його в основному використовували для вимірювання насичення крові киснем і моніторингу частоти серцевих скорочень. Крім того, сигнал ФПГ містить цінну інформацію про серцево-судинну, дихальну системи, компоненти крові, яка ще не має широкого використання. Разом ці фактори дають можливість використовувати ФПГ для надання детальної інформації про здоров'я, ненав'язливо, у повсякденному житті. Розвиток фотоплетизмографії представляє кілька актуальних напрямків для розвитку як апаратних так і програмних методів обробки сигналів. Методи обробки сигналів споживчих пристроїв мають бути достатньо надійними для використання в повсякденному житті без нагляду [6].

Фотоплетизмографія вимірює зміни об'єму крові в руслі судинної тканини. Оптичне випромінювання використовується для освітлення периферійної тканини, де воно розсіюється та поглинається під час проходження через різні шари тканини перед тим, як пройти крізь поверхню тканини або відбитися від неї. Ця ослаблена інтенсивність світла виявляється оптичним датчиком і записується як сигнал напруги, відомий як фотоплетизмограма. Використовують два основні режими проведення ФПГ, перший коли аналізується світло яке пройшло через живу тканину (рис 2.1, а), і другий коли аналізується світло яке відбилося від тканин наповнених кров'ю (рис 2.1, б).

					123.KI-41.3	Арк.
						22
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

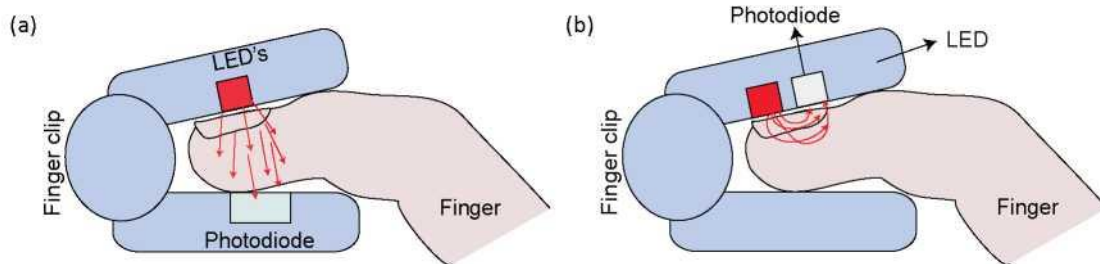


Рис. 2.1. Два режими контактної фотоплетизмографії: (а) режим пропускання та (б) режим відбиття [5].

Необроблена форма сигналу ФПГ відображає варіації ослаблення падаючого оптичного випромінювання різними компонентами тканини в об'ємі тканини, як показано на рис. 2.2. Високочастотні варіації (частина «АС») спричинені змінами об'єму артеріальної крові з кожним ударом серця, а варіації нижчої частоти (частина «DC») спричинені змінами в інших компонентах тканини, таких як венозна та капілярна кров, кістки і т.д.

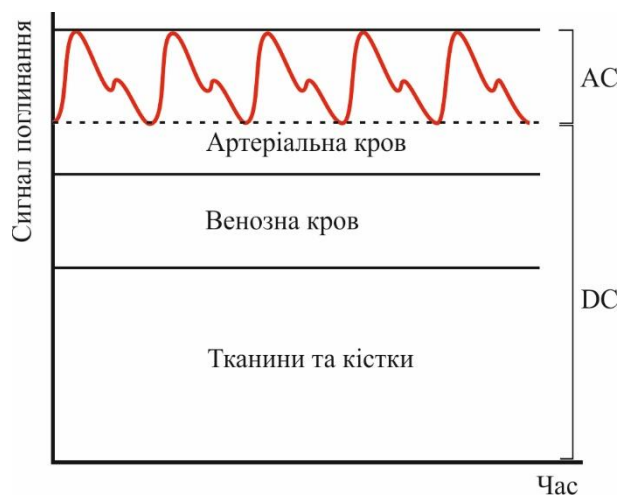


Рис. 2.2. Типовий розподіл поглинання світла при проходженні тканин організму.

Існує кілька проблем з аналізом сигналу ФПГ, що робить вилучення надійної інформації з ФПГ складним завданням [7]. Сигнал ФПГ демонструє кілька фізіологічних варіацій Рис. 2.3.

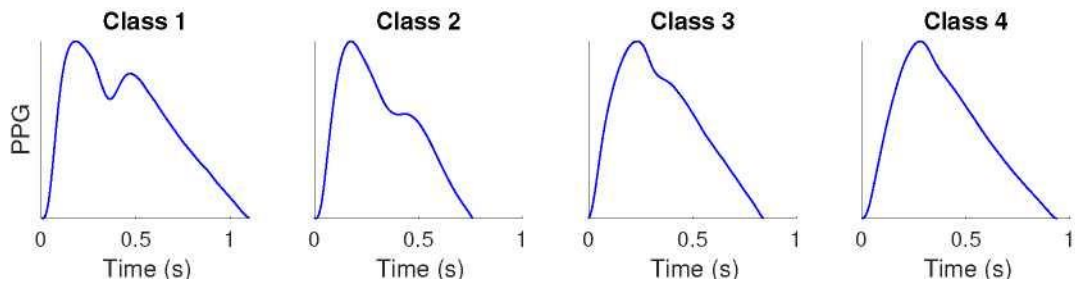


Рис. 2.3. Класи форми пульсової хвилі на фотоплетизмограмі (ФПГ): пульсова хвиля ФПГ часто демонструє діастолічний пік у молодих людей (клас 1), який зменшується з віком [5].

Крім того вхідний корисний сигнал є досить слабким і зашумленим на фоні великої постійної складової. В розробленому на кафедрі в межах проекту “Елементи гібридних сенсорних мікросистем для біомедичних застосувань” фотоплетизмографі для виокремлення і підсилення сигналу використовується апаратна схема на операційних підсилювачах. Сигнал фотодіода через перетворювач струм/напруга подається на операційний підсилювач який підсилює лише різницю між вхідним сигналом і сигналом з цифро-аналогового перетворювача який відсікає постійну складову, після чого сигнал проходить апаратний фільтр нижніх частот, на виході отримуємо підсилений і профільтрований сигнал придатний для подальшої програмної обробки (рис. 2.4)

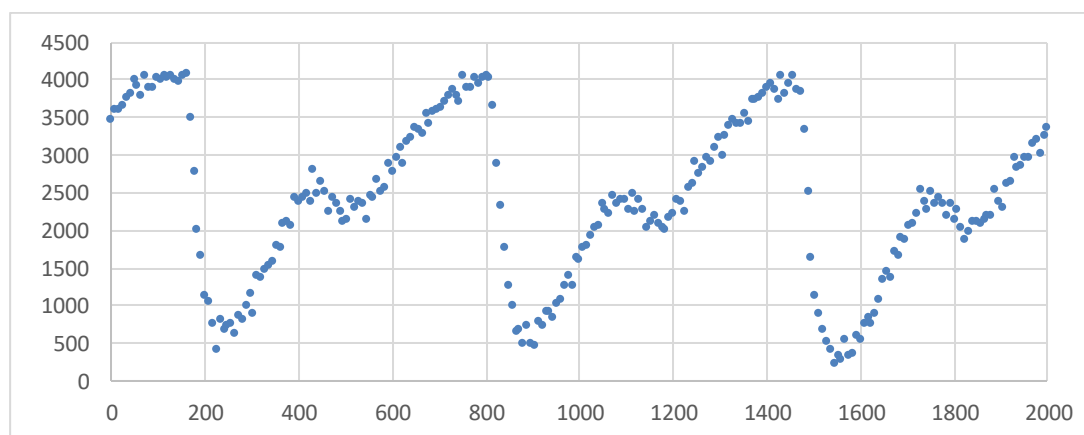


Рис. 2.4. Оцифрований сигнал після апаратної обробки (АЦП 12 біт вбудований в мікроконтролер STM32).



Бачимо що отриманий сигнал потребує додаткового програмного опрацювання.

## 2.2. Визначення частоти серцевих скорочень та дихання методом фотоплетизмографії

Фотоплетизмографія надає можливість отримати показники, за якими проводиться діагностика стану серцево-судинної системи, наприклад, час відбиття пульсової хвилі, індекс відбиття, індекс жорсткості, частота серцевих скорочень та інше [8]. Поширення неінвазивних методів діагностування серцево-судинних захворювань зумовлено їх неруйнівною дією, та відсутністю ризику занесення інфекції [9].

Для визначення частоти серцевих скорочень, необхідно визначити період коливань сигналу, або відстань між максимумами чи мінімумами.

Спроби застосувати класичні фільтри ковзаючого середнього і медіанний не дають достатньо доброго результату, але достатні для швидкого визначення частоти серцевих скорочень.

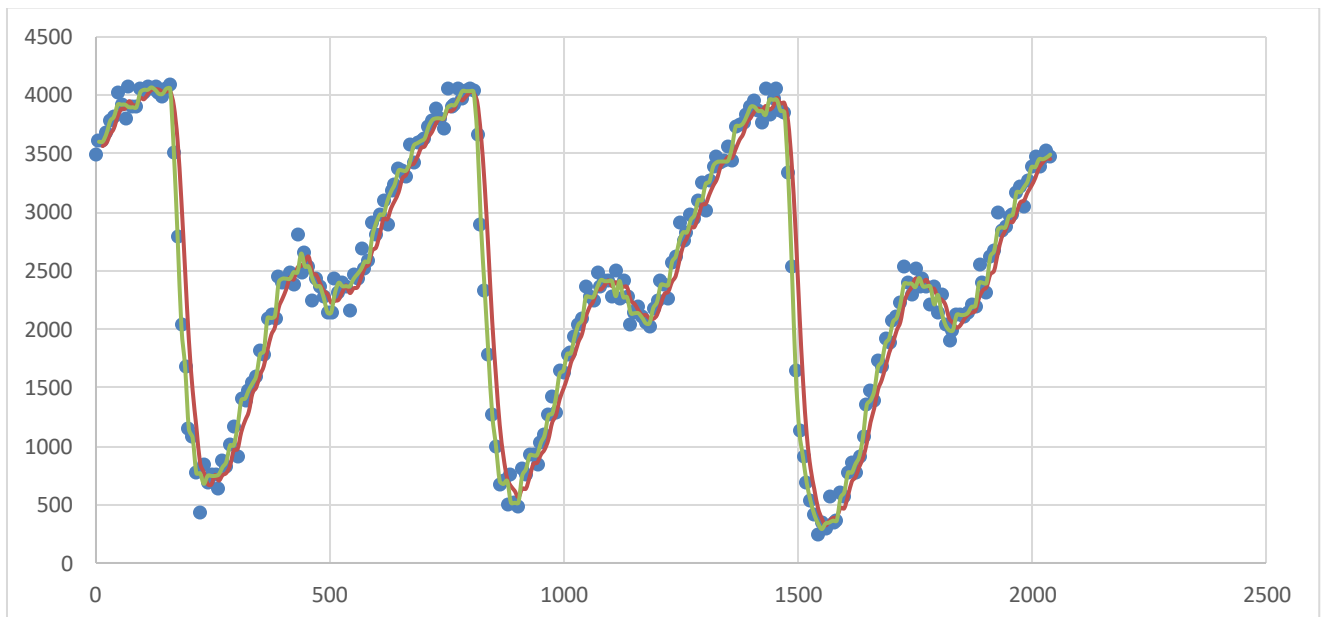


Рис. 2.4. Фільтрування оцифрованого сигналу методом ковзаючого середнього (червона крива) і медіанним методом (зелена крива).

Після фільтрування дані простіше обробляти програмно, але бачимо виникає відставання і суттєвий зріз вершин, що приводить до втрати частини інформації яка міститься у вихідному сигналі.

Відношення двох основних складових фотоплетизмографічного сигналу – частоти серцевих скорочень і частоти дихання – становить ще один важливий діагностичний показник стану взаємодії дихальної системи та серцево-судинної системи організму – індекс Хільдебранта. Відхилення даного індексу від значень 4,0 свідчить про ступінь неузгодженості дихальної та серцево-судинної систем. Окремим каналом було виділено криву дихання, яка модулює сигнал отриманий методом фотоплетизмографії [10]. У роботі [10] показано можливість визначення індекса Хільдебранта фотоплетизмографічним методом з точністю до третього знаку після коми.

На рис. 2.5. наведено дані фотоплетизмографії за декілька циклів вдих-видих. Червона крива відображає усереднені дані за три періоди частоти серцевих скорочень.

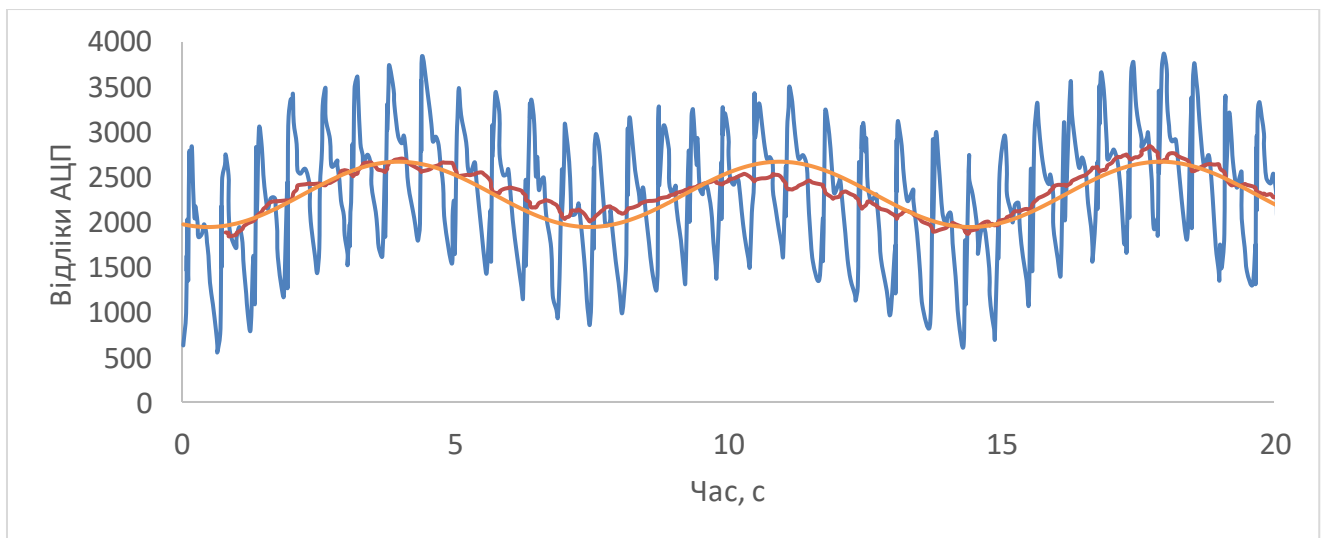


Рис. 2.5. Фотоплетизмограма промодульована диханням (синя крива), біжуче усереднення (червона крива) та її апроксимація (оранжева крива).

Бачимо що дані описують періодичну функцію, яку наближено можна описати формулою:

$$Y = A \sin(2\pi\omega t + \varphi) + B,$$

Основним параметром є частота дихання  $\omega$ , інші параметри не залежать від частоти дихання і потрібні для позиціонування кривої відносно періоду виміру.

$B$  – зміщення по осі абсцис, приблизно рівне середньому арифметичному вибірки. Параметр  $A$  – задає амплітуду сигналу і залежить від коефіцієнта

підсилення, оцінити його можна як половина різниці між максимумом і мінімумом кривої біжучого середнього. Параметр  $\phi$  зсув фази, залежить від часу початку оцифровки даних відносно періоду дихання.

Застосовуючи метод найменших квадратів для апроксимації даних наведеною формулою, можна визначити частоту дихання, яка для даного набору даних склала 8,6 дихальних рухів за хвилину.

### 2.3. Рівень оксигенізації та глюкози крові

Протягом останніх майже 20 років активно розвиваються різні підходи до реалізації безконтактної оксиметрії, тобто рівня насиченості (сатурації) крові киснем ( $SpO_2$ ). Одні із перших результатів які опубліковані в 2005 р. [11], у якій описано спосіб реєстрації пульсових коливань за допомогою монохромної КМОП-камери і послідовної зйомки на різних довжинах хвилі (660, 810 і 940 нм) з метою визначення рівня  $SpO_2$ . Також, використовуючи синхронне включення монохромної КМОП-камери при кожному перемиканні світлодіодів з довжинами хвилі 880 і 760 нм, отримані численні результати рівня оксигенації з області пальця [12]. За результатами дослідження зразків крові з різним вмістом кисню була побудована калібрувальна крива для визначення  $SpO_2$  за допомогою фотоплетизмографії [13]. Численні результати безконтактного визначення рівня оксигенації показали в середньому зниження значень для артеріальної крові на 3% і підвищення для венозної на 3–10% у порівнянні з показаннями контактної пульсоксиметрії.

Фізичним принципом методу є відмінність в залежності коефіцієнта поглинання оксигенованого ( $HbO_2$ ) і дезоксигенованого ( $Hb$ ) гемоглобіну еритроцитів, складових основного обсягу елементів крові. Відповідно до закону Бугера-Ламберта-Бера поглинання речовини в розчині пропорційно його концентрації, тому при зміні рівня насиченості крові киснем змінюється і амплітуда фотоплетизмографічного сигналу на вибраній довжині хвилі. Наявність інших хромофорів крові та шкіри може призвести до зниження точності визначення рівня оксигенізації оптичними методами. Спектри поглинання оксигенованого ( $HbO_2$ ) і дезоксигенованої ( $Hb$ ) гемоглобіну крові у видимому і

					123.KI-41.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		27

ближньому інфрачервоному діапазоні довжин хвилі представлені на рис. 2.6. При виборі пари довжини хвилі для здійснення неінвазивної оксиметрії необхідно враховувати, що фотоприймач, який реєструє випромінювання, має власну нелінійну спектральну залежність чутливості, яка як правило, значно знижується в області понад 800 нм. У найпростішому випадку для реалізації насичення крові киснем в спектрі поглинання вибирають дві довжини хвилі  $\lambda_1$  і  $\lambda_2$  так, щоб на довжині хвилі  $\lambda_1$  коефіцієнт поглинання Hb перевищував коефіцієнт поглинання HbO<sub>2</sub>, а на довжині хвилі  $\lambda_2$  навпаки.

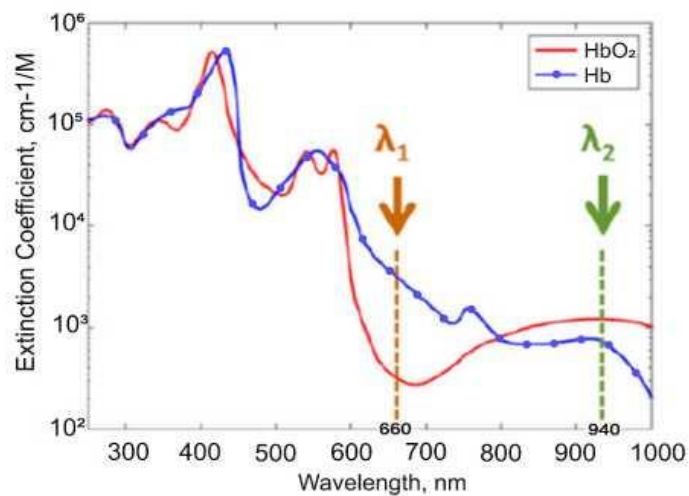


Рис. 2.6. Спектри поглинання оксигенованої (HbO<sub>2</sub>) та дезоксигенованого (Hb) гемоглобіну крові у видимому та ближньому інфрачервоному діапазоні.  $\lambda_1 = 660$  нм,  $\lambda_2 = 940$  нм

При зниженні рівня оксигенації SpO<sub>2</sub> знижується концентрація HbO<sub>2</sub>, а концентрація Hb збільшується, що супроводжує зменшення коефіцієнта відбивання на довжині хвилі  $\lambda_1$  і його підвищення на довжині хвилі  $\lambda_2$ .

Для визначення процентного вмісту кисню в крові за допомогою фотоплетизмографії, використовується класичний метод відношення пульсових сигналів до фотоплетизмограм, записаних одночасно на двох довжинах хвилі:

$$R = \frac{AC_{\lambda_1}/DC_{\lambda_1}}{AC_{\lambda_2}/DC_{\lambda_2}} \quad (2.1)$$

$$SpO_2 = A R + B \quad (2.2)$$

де  $R$  - параметр спектральних пульсацій;  $AC_{\lambda_1}$ ,  $DC_{\lambda_1}$ , - змінна і постійна складові ФПГ-сигнала на довжині хвилі  $X_1$ ,  $AC_{\lambda_2}$ ,  $DC_{\lambda_2}$  - аналогічні складові на довжині хвилі  $X_2$ ;  $A$  і  $B$  - коефіцієнти лінійного рівня які визначаються емпірично при калібрування приладу. При виробництві та налаштуванні оксиметра параметр  $R$  калібрується (коефіцієнти  $A$  і  $B$ ) у відсотках насичення оксигемоглобіну в артеріальній крові ( $HbO_2$ ), визначеної за допомогою прямого показу газового аналізу проб крові [14]. Таким чином, значення пульсової сатурації  $SpO_2$  може бути отримано шляхом виміру  $R$  і підстановки виміряного значення в калібровому рівнянні (2.2).

Для вимірювання оксигенації обов'язковою умовою є реєстрація пульсу як мінімум на двох довжинах хвилі оптичного діапазону. Для цього використовується по чергове вмикання світлодіодів потрібної довжини хвилі, оцифрування сигналу фотоприймача і запис даних в два різні масиви. Недоліком даного методу є невисока частота запису під кожен канал освітлення, але цього достатньо для визначення сатурації крові. Альтернативним варіантом може бути використання механічних шторок різного типу, що забезпечують амплітудну модуляцію світлового потоку.

Іншим підходом є використання кількох фотоприймачів з вузькосмуговими світлофільтрами. У цьому методі на кожний фотоприймач кріпиться вузькосмуговим фільтр для виділення в спектрі світлового потоку необхідної довжини хвилі. Для вимірювання оксигенації використовується не менше двох фотоприймачів, ідентичних за технічними характеристиками. Для освітлення може застосовуватися біле світло [15], кімнатне або природне освітлення [16, 17]. Застосування кількох фотоприймачів дозволяє одночасно записувати сигнал із частотою, яка обмежена лише параметрами фотоприймача та аналого-цифрового перетворювача, що є перевагою методу. Але при цьому значно ускладнюється обробка результатів із-за різноманітності просторового розташування фотоприймачів. Даний недолік можна усунути виконавши фотоприймачі на одному кристалі.

					<i>123.KI-41.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		29

При визначенні рівня оксигенації вибір довжини хвилі має характер компромісу між технічними характеристиками джерела світла і фотоприймача та оптимальним визначенням оксигенованого (HbO<sub>2</sub>) і дезоксигенованого (Hb) гемоглобіну для досягнення максимальної амплітуди оптичного сигналу кровотоку.

Використання зеленого світла дає можливість реєстрації пульсових коливань найбільшої амплітуди і з достатньою кількістю вираженої форми, що забезпечує прийнятний рівень точності визначення SpO<sub>2</sub>, так як саме в області довжини хвилі 530-550 нм гемоглобін крові має максимальне поглинання [18]. Найчастіше використовують пару довжин хвилі зеленого (530 нм) і червоного (660 нм) виділення, що визначають варіацію кисню в крові в діапазоні 85-98% з відхиленням у кілька відсотків у порівнянні з лабораторними методами.

У дослідженні [15] експериментально продемонстровано, що з використанням пари довжин хвилі випромінювання 675 і 842 нм навіть в умовах низької температури, або при низькому вмісті кисню в крові вдається з високою точністю визначити рівень оксигенації.

Зараз активно робляться спроби застосувати методику фотоплетизмографії для неінвазивного визначення рівня компонентів крові, зокрема глюкози.

Лабораторні та класичні методи визначення глюкози в крові людини мають ряд недоліків, зокрема можливість інфікування, а також наявність больових відчуттів, а для лабораторних методів ще і певний час на отримання результату. Однак на сьогоднішній день вони є визначальними, оскільки відповідають вимогам точності і надійності отриманих результатів. Тим не менш, для моніторингу стану хворих часто неінвазивні методи перевершують лабораторні дослідження як по оперативності, так і по економічності.

На рис. 2.7 наведено спектри поглинання води, глюкози крові а також меланіну, що дає можливість визначити оптимальні довжини хвиль для визначення рівня глюкози крові.

					123.KI-41.3	Арк.
						30
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

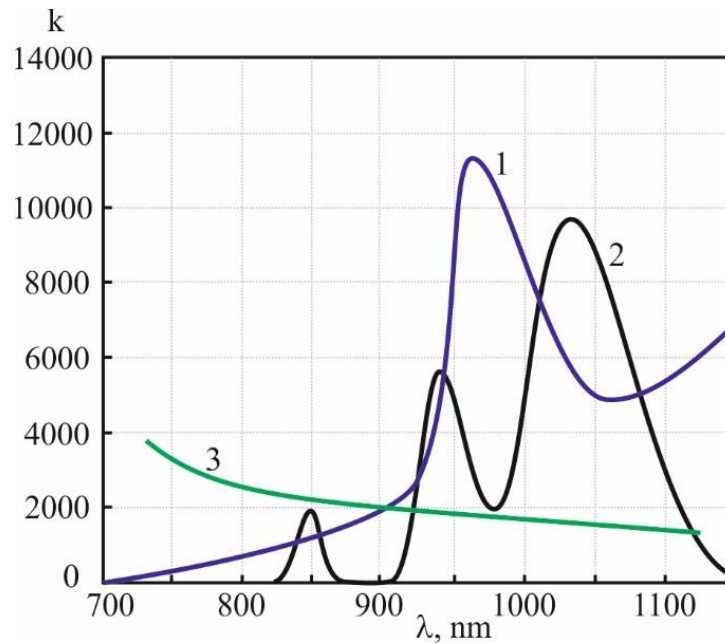


Рис. 2.7. Спектри поглинання: води (1), глюкози (2), меланіну (3) [19]

Поглинання світла на певній довжині хвилі визначається експоненціальним законом Ламберта-Бера:

$$I = I_0 e^{-kcd}, \quad (2.3)$$

де  $I_0$  і  $I$  – інтенсивність світла до і після проходження через біотканину,  $C$  – концентрація глюкози у крові людини,  $k$  – коефіцієнт, що відповідає поглинанню об'єкта,  $d$  – товщина біотканини.

Аналогічно (2.1) виконують нормування сигналів поглинання світла для кожної частоти. При цьому визначається постійна складова в моменти діастолі  $A_{DC}$  та знаходиться відношення амплітуд пульсуючої  $A_{AC}$  та постійної складових  $A_{DC}$ :

$$A_n = \ln(A_{AC}/A_{DC}). \quad (2.4)$$

Для отримання значень рівня глюкози розраховують відношення нормованих величин поглинання світла для двох вибраних довжин хвиль:

$$R = A_{n1}/A_{n2}. \quad (2.5)$$

Для глюкози характерні довжини хвиль 840, 940, 1045 нм, які у відношенні з опорною довжиною хвилі дадуть три коефіцієнта R1, R2, R3.

Отримана величина R емпірично пов'язана зі значеннями рівня глюкози в крові калібрувальною залежністю, що отримується у процесі градування приладу.

Основною проблемою, яка досі повністю не вирішена, є розділення впливу окремих складових крові через перекривання спектрів поглинання, а також вплив інших факторів, таких як навколишні умови, температура тіла, дрейф приладів.

					<i>123.KI-41.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		32



## РОЗДІЛ 3.

# РОЗРОБКА МОБІЛЬНОГО ЗАСТОСУНКУ ДЛЯ МОНІТОРИНГУ СТАНУ ЗДОРОВ'Я ЛЮДИНИ

### 3.1. Загальна структурна схема взаємодії компонентів програми

Для розробки додатка вибрано операційну систему Android, як найбільш поширену мобільну операційну систему. За даними Statcounter [20], на лютий 2023 рік 72,27% ринку займає Android. 27,1% — iOS.

Додаток написаний на мові програмування Java у середовищі розробки Android Studio.

Android Studio – це інтегроване середовище розробки від Google, за допомогою якого розробникам доступні всі необхідні інструменти для створення програм на платформі Android. Android Studio підтримується на операційних системах Windows, Mac та Linux.

Середовище Android Studio безкоштовне та зручне як для невеликих команд розробників або навіть однієї людини, так і для великих організацій.

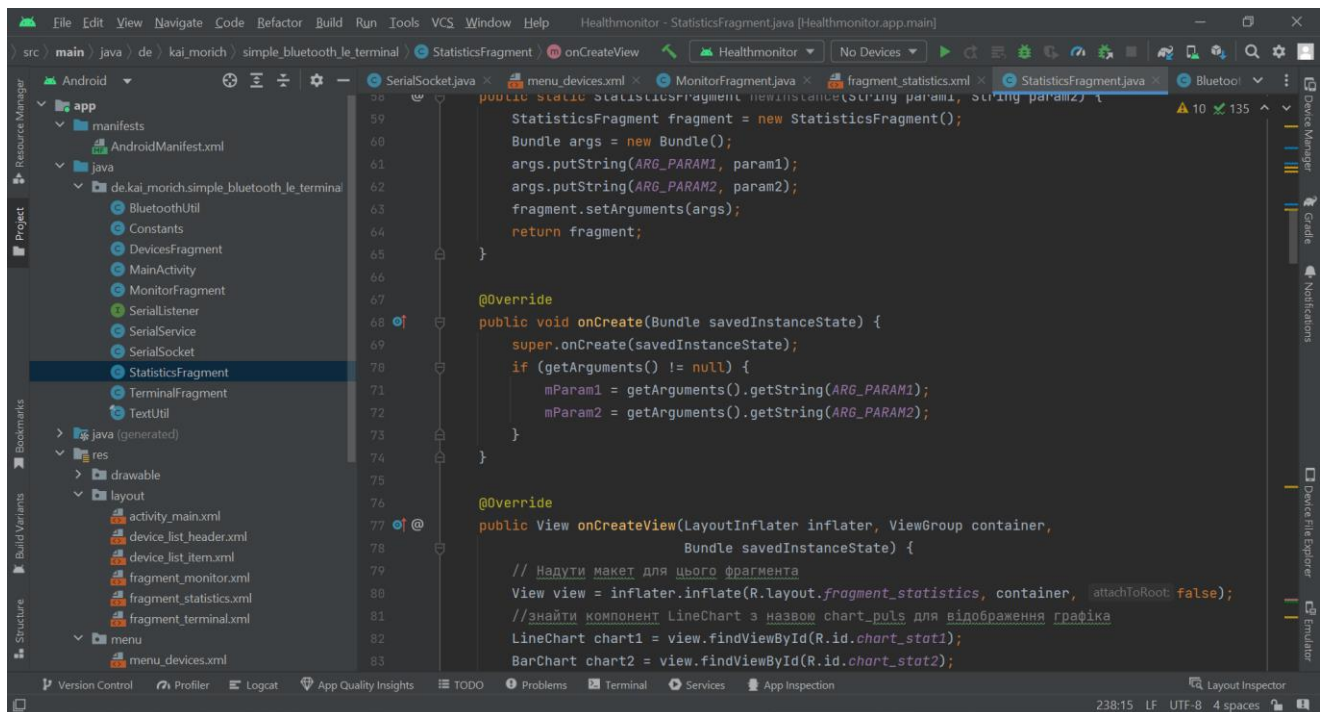


Рис. 3.1. Загальний вигляд проекту застосунку Монітор здоров'я в середовищі розробки Android Studio.

									Арк.
									33
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата					

Загальна структура додатку наведена на рис. 3.2. Додаток складається з кількох основних модулів. Зокрема модуль взаємодії з пристроями збору даних через інтерфейс Bluetooth, основний модуль (main activity), модуль візуалізації, обчислювальний модуль, модуль налаштувань, модуль роботи з локальною базою даних та Інтернет.

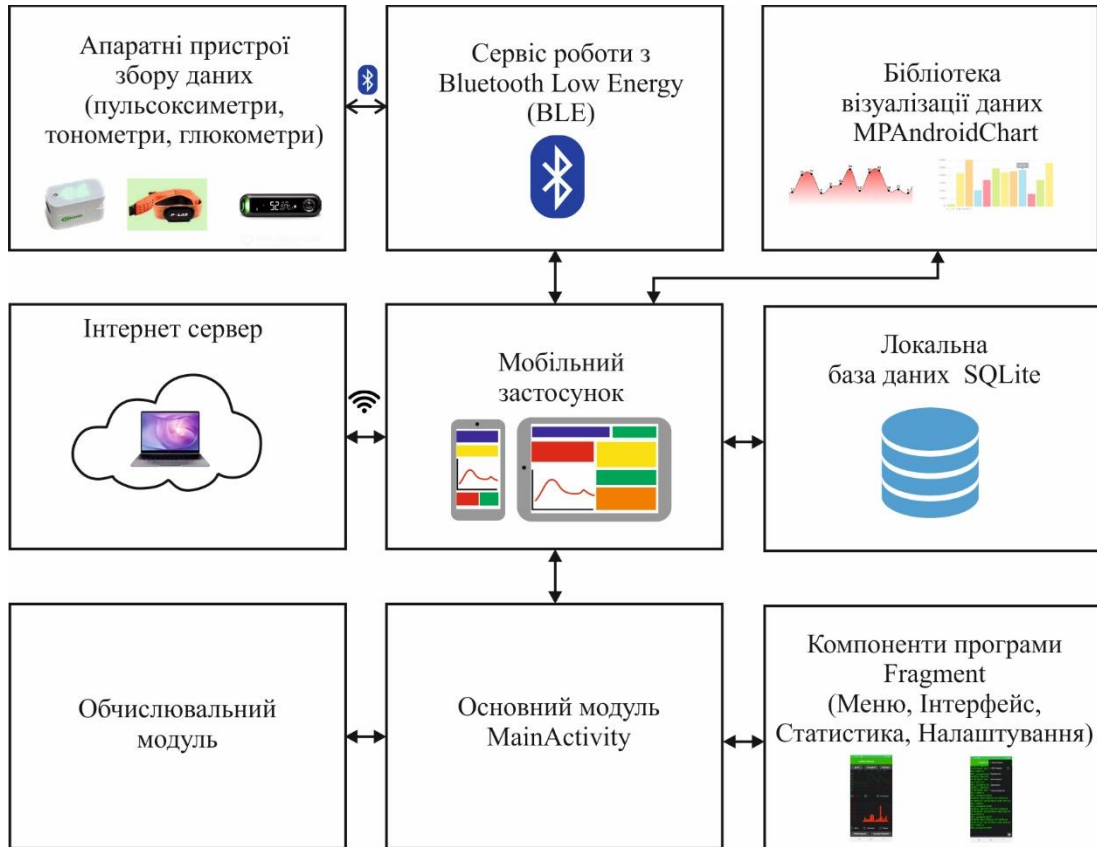


Рис. 3.2. Структурна схема взаємодії компонентів програми

Зв'язок програми з пристроями збору даних реалізовано через протокол Bluetooth Low Energy (BLE), який зараз є найбільш популярним для пристроїв моніторингу стану здоров'я людини, завдяки своєму малому енергоспоживанню. Практично всі сучасні мобільні пристрої підтримують даний протокол. Даний протокол не потребує попереднього встановлення пари пристроїв, і дозволяє пряме під'єднання. Модулі Bluetooth Low Energy (BLE) споживають 20-25 мкА в режимі видимості і близько 100 мкА в режимі обміну даними. І навіть при

інтенсивному обміну даними на високих швидкостях споживання не перевищує 10 мА.

Робота застосунка з Bluetooth здійснюється з використанням стандартного BLE стеку Android, через вбудований об'єкт BluetoothAdapter.

Для підключення до пристрою спочатку скануємо всі доступні пристрої (рис. 3.3) і формуємо список у якому користувач зможе вибрати необхідний для підключення пристрій. Це робиться за допомогою класу BluetoothLeScanner:

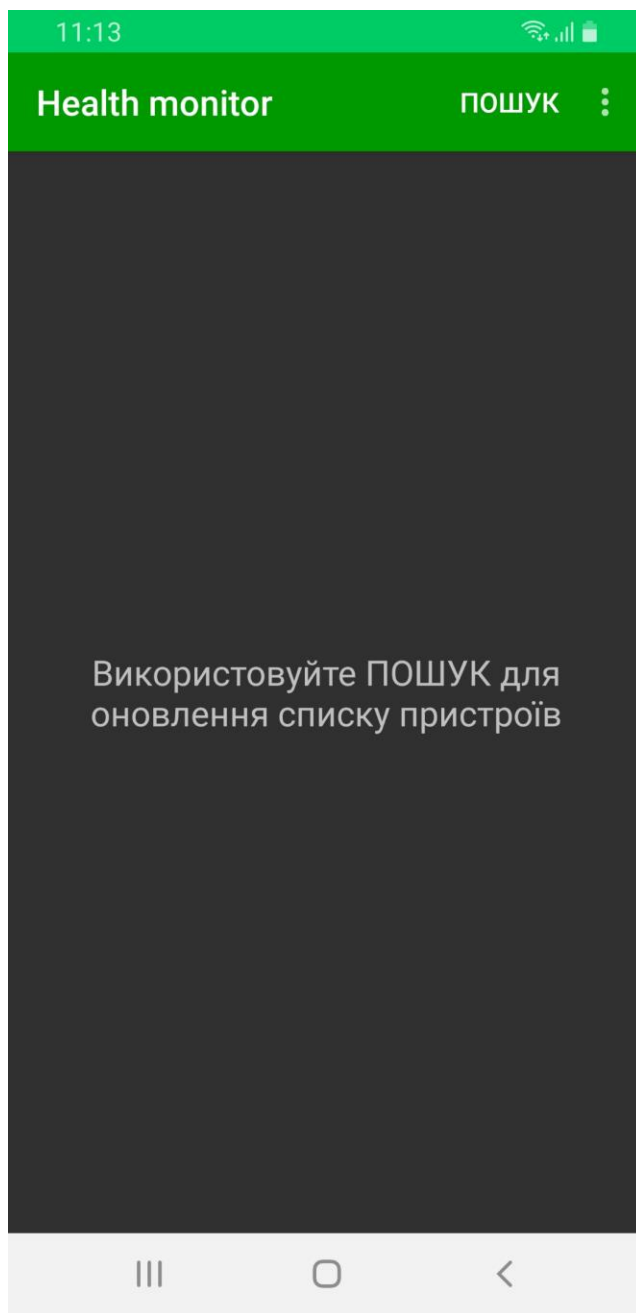


Рис. 3.3. Для початку сканування пристроїв що знаходяться поруч натискаємо кнопку “ПОШУК”

```

BluetoothAdapter adapter =
BluetoothAdapter.getDefaultAdapter();
BluetoothLeScanner scan = adapter.getBluetoothLeScanner();

if (scan != null) {
    scan.startScan(filters, scanSettings, scanCallback);
    Log.d(TAG, "Початок сканування");
} else {
    Log.e(TAG, "Не вдалося отримати об'єкти сканування");
}

```

Сканер намагатиметься знайти пристрій відповідно до налаштувань фільтрів і параметрів сканування, при виявленні пристрою викликається scanCallback:

```

private final ScanCallback scanCallback = new ScanCallback() {
    @Override
    public void onScanResult(int callbackType, ScanResult
result) {
        BluetoothDevice device = result.getDevice();
        //знайдений пристрій поміщається в змінну device
    }

    @Override
    public void onScanFailed(int errorCode) {
        // Помилка сканування
    }
};

```

У результаті пошуку пристроїв ми отримуємо екземпляр ScanResult, в якому є об'єкт BluetoothDevice, який використовується для підключення до пристрою. ScanResult містить кілька корисних відомостей про пристрої: масив байтів з інформацією про пристрій, зокрема ім'я та UUID пристрою, RSSI - рівень сигналу (наскільки близько пристрій) (рис 3.4.).

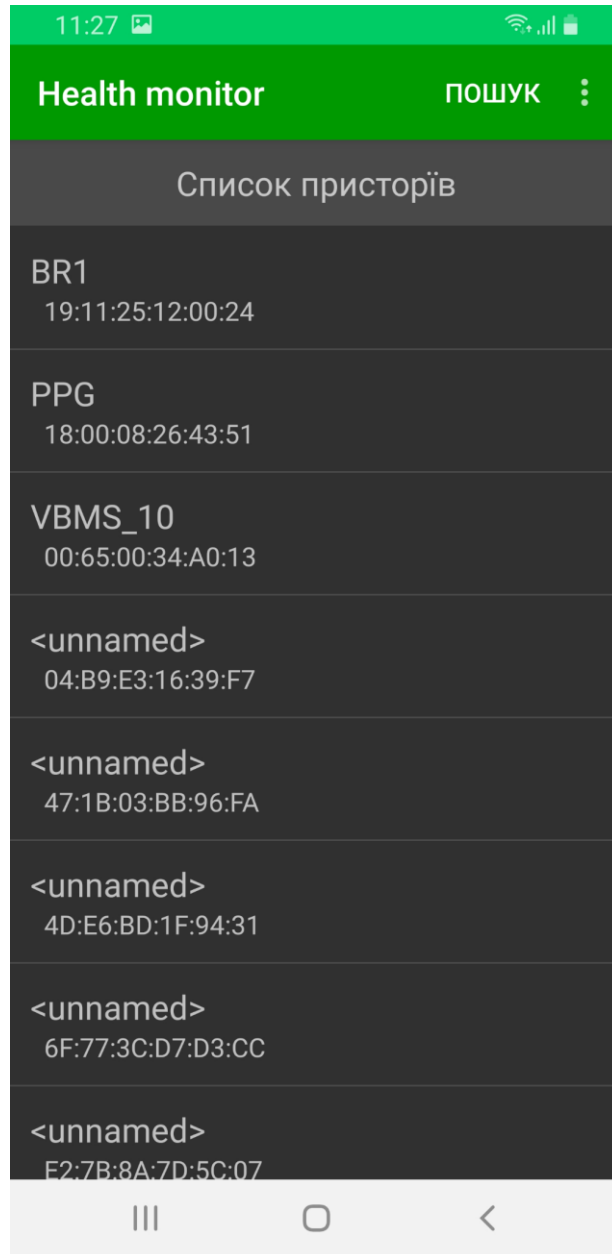


Рис. 3.4. Список знайдених пристроїв.

Пошук пристроїв може використовувати точну назву пристрою, яке зазвичай застосовується при пошуку конкретного пристрою, або пошуку конкретної моделі пристрою.

```
String[] names=new String[]{"FPG"};
List<ScanFilter> filterss=null;
if(names!=null) {
    filterss = new ArrayList<>();
    for (String name:names) {
        ScanFilter filter=new ScanFilter.Builder()
            .setDeviceName(name)
```

					<i>123.KI-41.3</i>	Арк.
						37
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

```

        .build();
        filterss.add(filter);
    }
}
scanner.startScan(filterss, scanSettings, scanCallback);

```

Після вдалого сканування користувач може підключитися до пристрою вибравши відповідний пристрій в результатах сканування. Для підключення програма викликає метод `connectGatt()`. У результаті ми отримуємо об'єкт – `BluetoothGatt`, який буде використовуватися для всіх операцій GATT, таких як приймання та передавання даних.

```

BluetoothDevice device =
bluetoothAdapter.getRemoteDevice("18:00:08:26:43:51");
//підключення до фотоплетизмографа

BluetoothGatt gatt =
    device.connectGatt(context, true, bluetoothGattCallback,
TRANSPORT_LE);

```

Так як обмін даними потрібний не лише коли застосунок активний а і у фоновому режимі коли застосунок згорнутий, то для обміну даними між застосунком та пристроям реалізовано відповідну службу `SerialService` (Рис. 3.5.).

Також реалізована можливість бачити в реальному часі всі отримані дані з пристрою в “сірому” текстовому чи шістнадцятковому вигляді. Для цього у вигляді окремого фрагмента програми реалізовано BLE термінал (рис. 3.6, 3,7).

Даний BLE термінал дає можливість не тільки бачити прийняті дані в не обробленому вигляді, але і відправляти текстові команди на пристрій, що зручно при налагоджуванні. Наприклад для розробленого на кафедрі фотоплетизмографа можна задати струм світловода, довжини хвиль з наявних світлодіодів, частоту відправки даних та ін.

					<i>123.KI-41.3</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		38

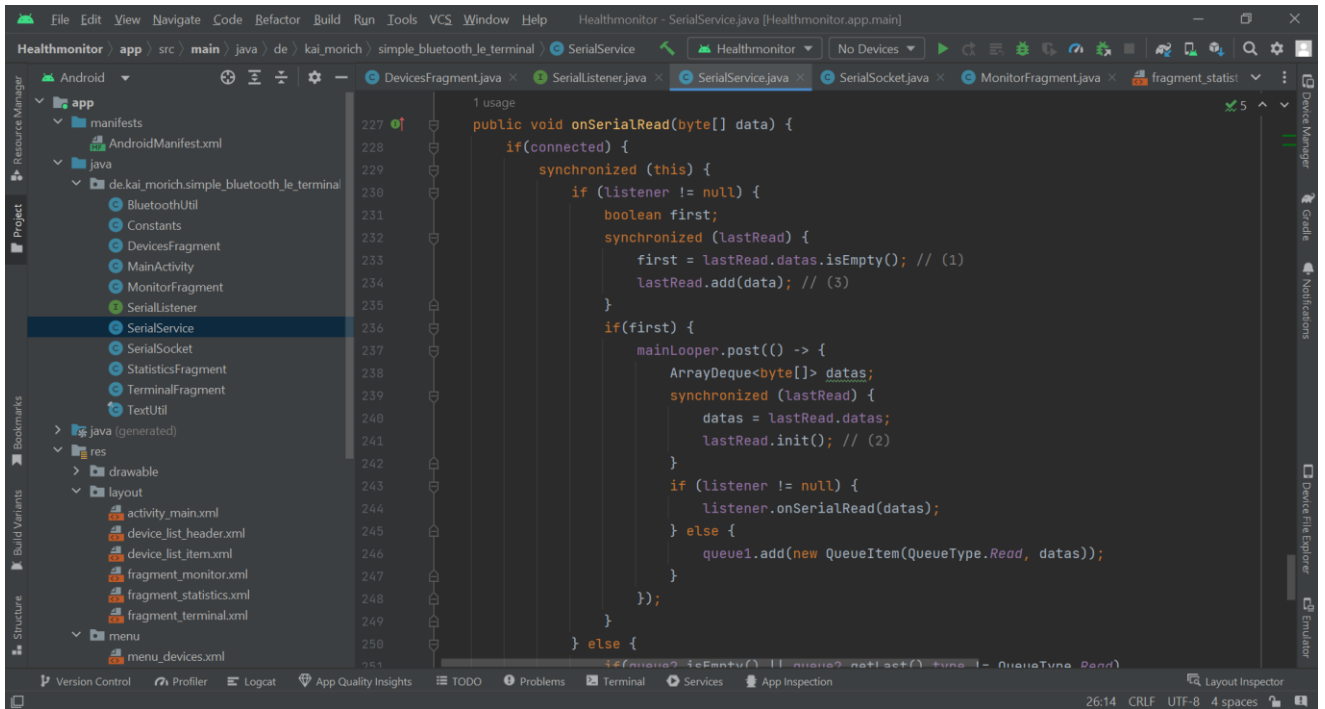


Рис. 3.5. Скріншот служби SerialService для обміну даними між застосунком та пристроєм через BLE.

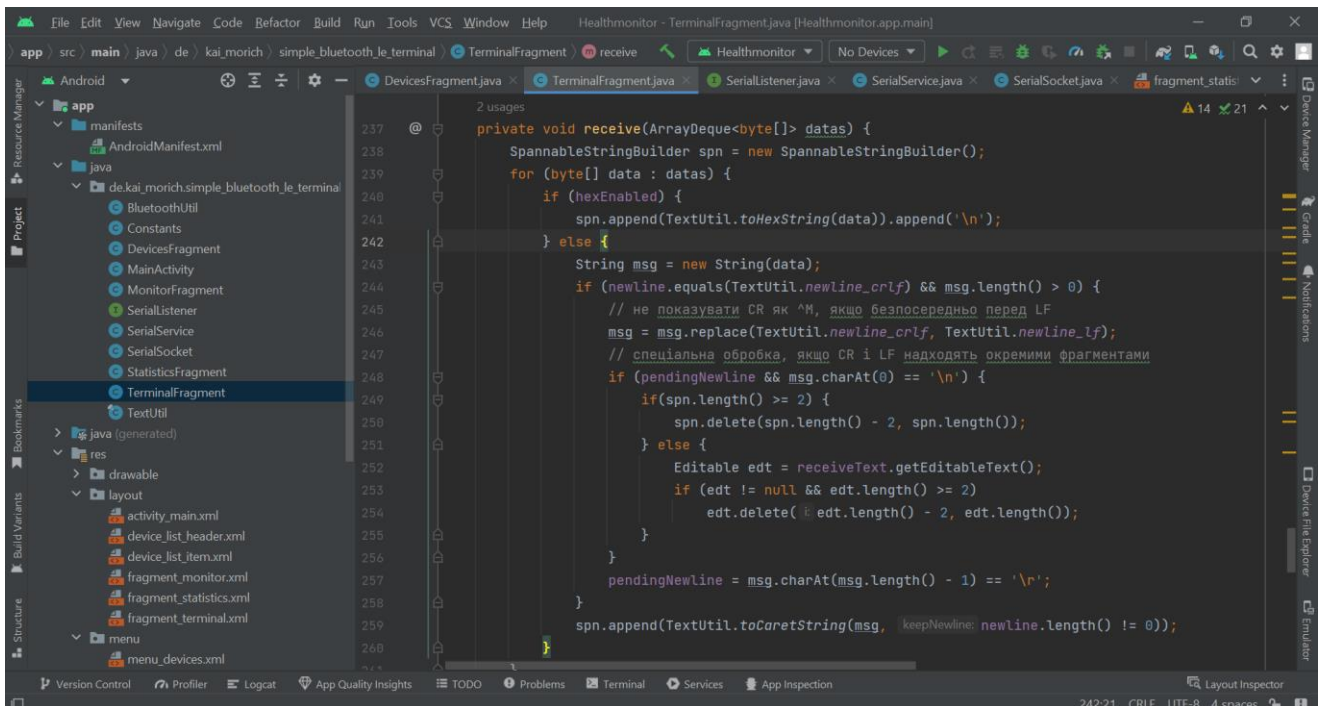


Рис. 3.6. Фрагмент BLE терміналу.

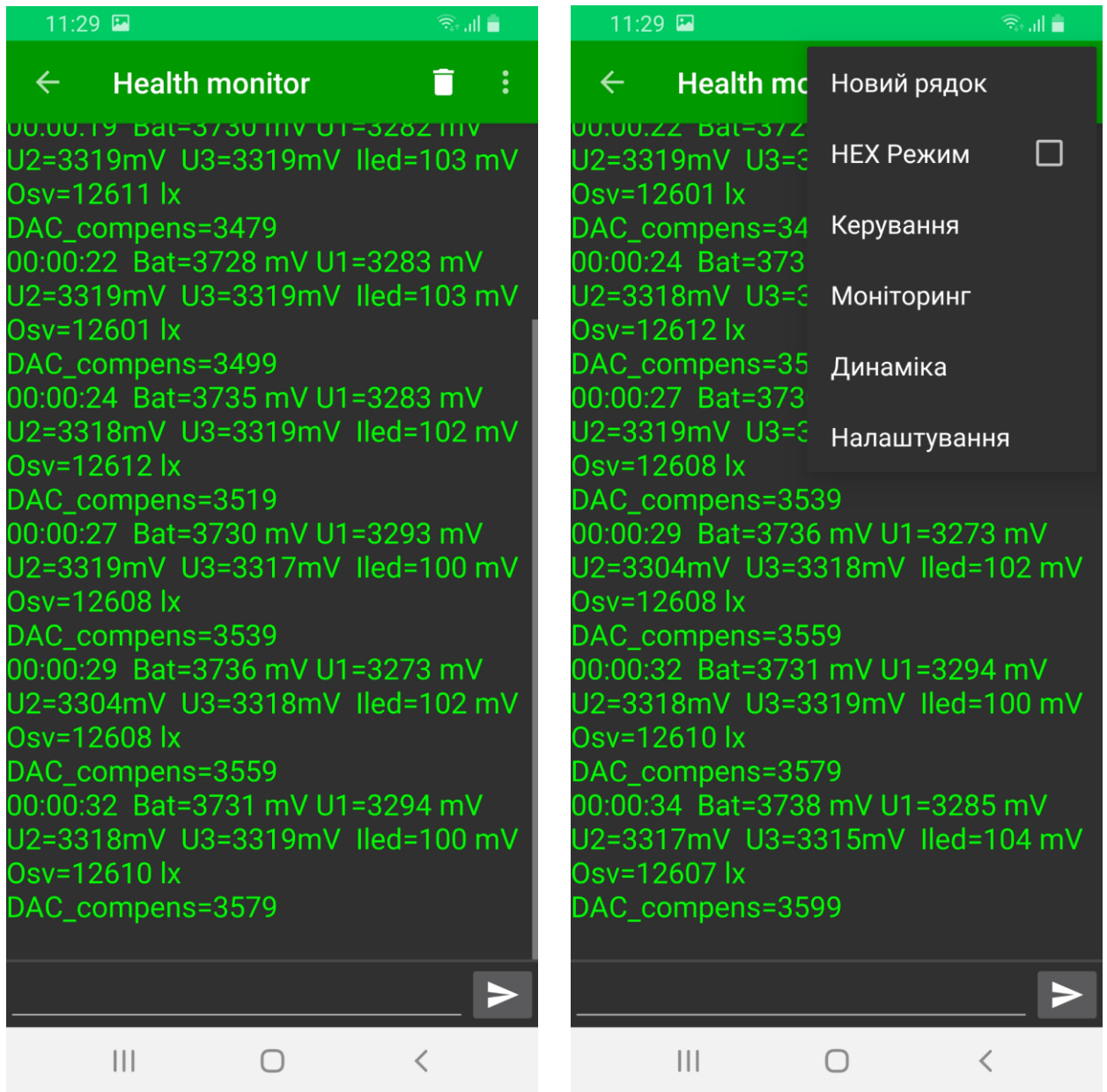


Рис. 3.7. Інтерфейс BLE термінала.

### 3.2. Розробка інтерфейсу та функціоналу застосунку.

Основне вікно моніторингу реалізоване як окремий фрагмент (рис. 3.8, 3.9) містить поточні дані які отримуються з приладу моніторингу а також вводяться в ручну (рис.3.10). Так як для багатьох величин які вимірюються нечасто, але мають не менш важливе значення, як то вага, ріст, артеріальний тиск достатньо мати простий прилад вимірювання, передбачена можливість введення даних вручну.



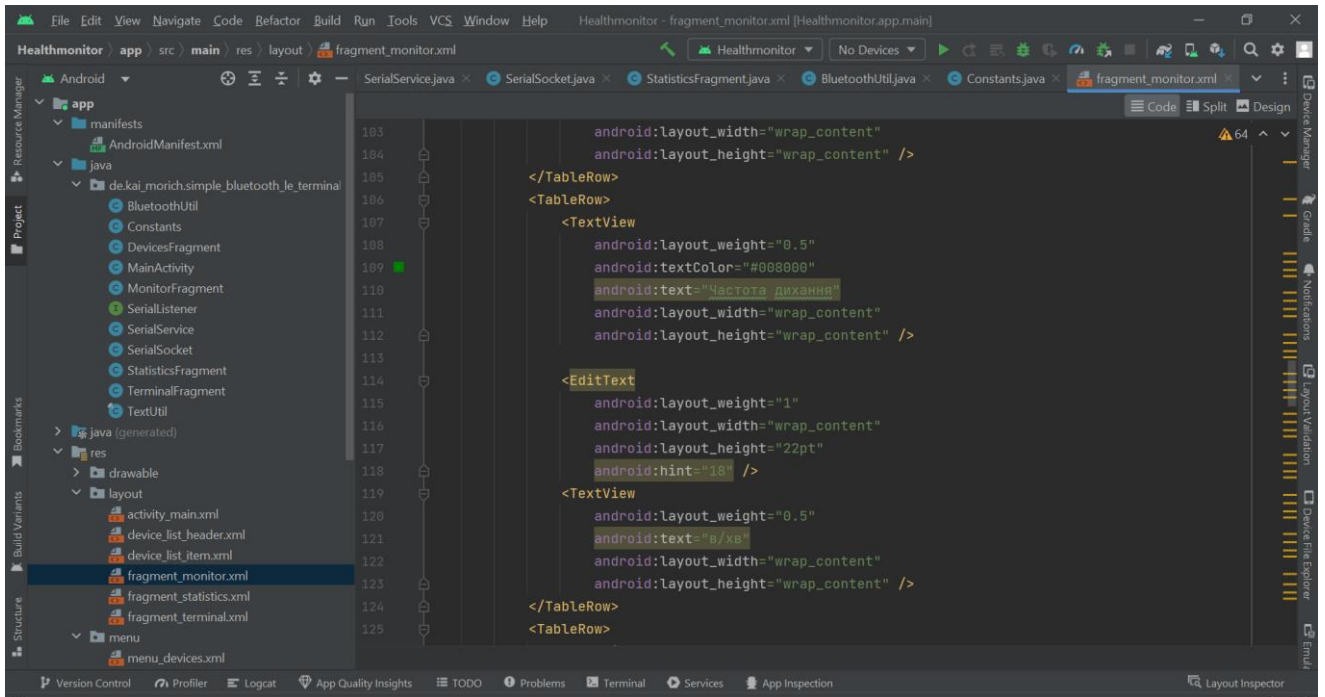


Рис. 3.8. Опис інтерфейсу вікна моніторингу.

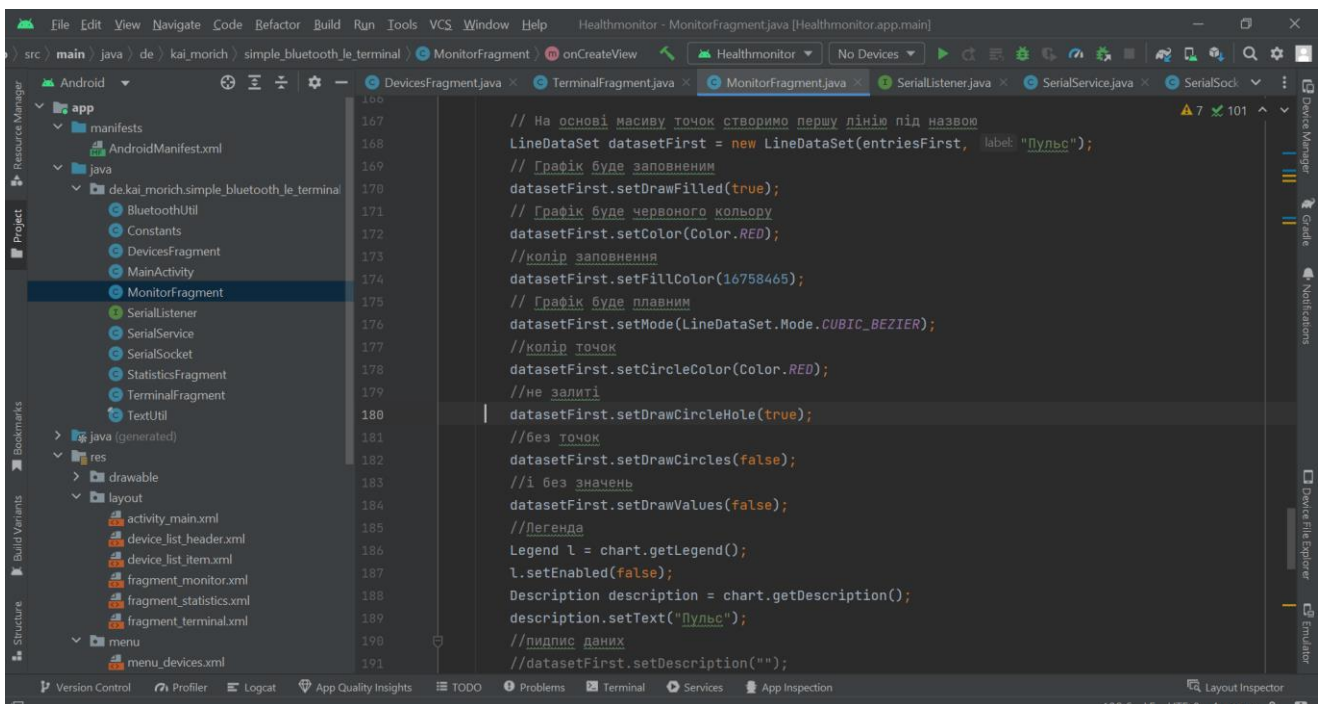


Рис. 3.9. Частина програмного коду побудови графіка пульсу.

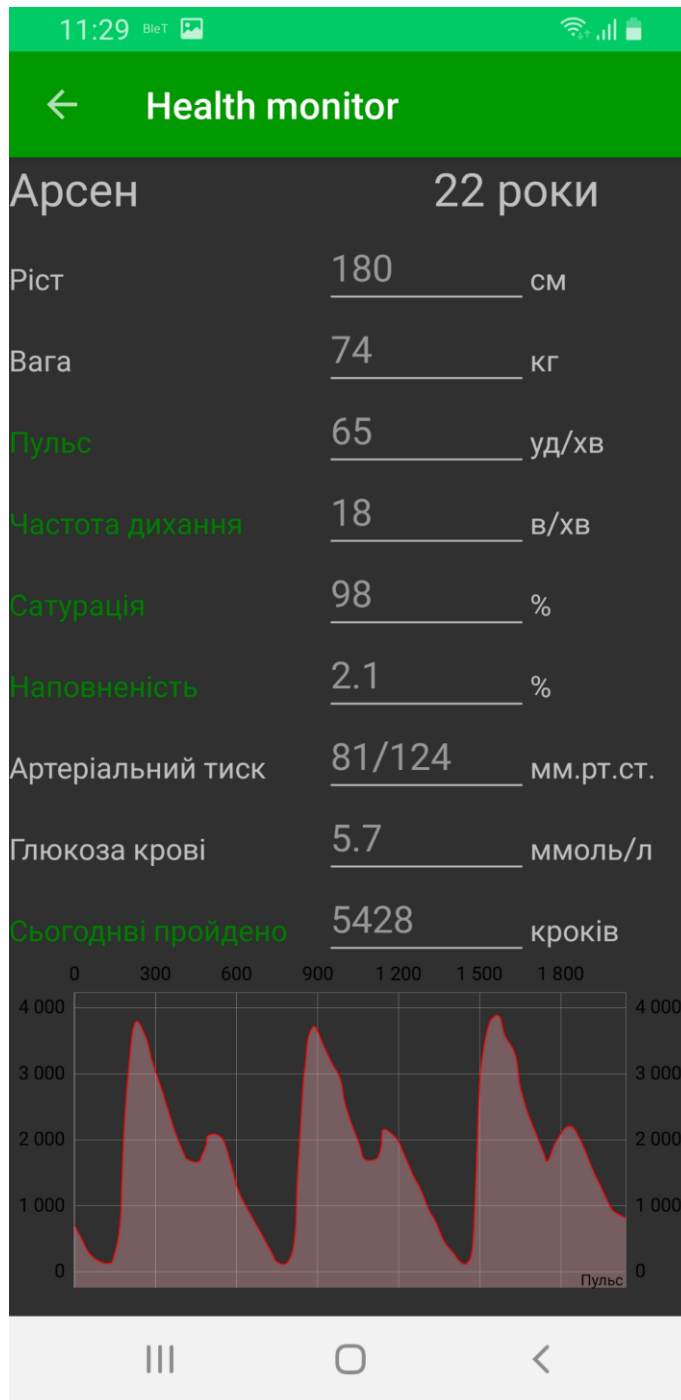


Рис. 3.10. Вікно моніторингу з можливістю введення даних та графіком пульсу

Дані що отримуються онлайн виділені зеленим кольором, введені в ручну - білим.

Для підрахунку пройдених кроків та відстані використано бібліотеку Android-pedometer [21]. Бібліотека дає можливість за допомогою вбудованих в смартфон датчиків, таких як акселерометр і гіроскоп, підраховувати пройдені кроки, розраховувати темп (кроків на хвилину) (що може допомогти підтримувати

бажаний темп), приблизно розрахувати відстань і швидкість та спалені калорії на основі довжини кроку користувача та ваги тіла.

Для відображення графіків та діаграми застосовано бібліотеку MPAndroidChart [22]. Бібліотека є дуже популярна, має безкоштовну ліцензію, добре документована. На рис. 3.11 продемонстровано лише частина можливостей даної бібліотеки.



Рис. 3.11. Демонстрація можливостей бібліотеки MPAndroidChart.

Дані з фотоплетизмографа обробляються в обчислювальному модулі, де здійснюється програмна фільтрація даних, визначення частоти серцевих скорочень, апроксимація відповідними залежностями для визначення частоти

дихання. Фотоплетизмограма за допомогою бібліотеки MPAndroidChart відображається на сторінці моніторингу в режимі онлайн.

Для збереження великих об'ємів статистичних даних створено базу даних на основі стандартної системи керування базами даних яка доступна в операційній системі Android.

SQLite — полегшена реляційна система керування базами даних. Втілена у вигляді бібліотеки, де реалізовано більшість SQL команд.

SQLite підтримує типи TEXT (аналог String в Java), INTEGER (аналог long в Java) і REAL (аналог double в Java). Інші типи даних слід конвертувати, перш ніж зберегти в базі даних. SQLite сам по собі не перевіряє типи даних, тому ви можете записати ціле число в колонку, призначене для рядка та навпаки.

В Android є вбудована підтримка однієї з розширених систем управління базами даних - SQLite. Для цього в пакеті android.database.sqlite визначено набір класів, які дозволяють працювати з базами даних SQLite. І застосунок може створити свою базу даних. Щоб використовувати SQLite в Android, необхідно створити базу даних за допомогою виведення на мову SQL, яка буде зберігатися в каталозі застосунків за шляхом:

DATA/data/[Назва застосунку]/databases/[Назва файлу бази даних]

ОС Android за замовчуванням вже містить ряд вбудованих баз даних SQLite, які використовуються стандартними програмами - для списку контактів, для зберігання фотографій з камери, музичних альбомів і т.д.

Основну функціональність при роботі з базами даних надає пакет android.database.

Функціональність безпосередньо для роботи з SQLite знаходиться в пакеті android.database.sqlite.

База даних в SQLite представлена класом android.database.sqlite.SQLiteDatabase. Він дозволяє виконувати запити до бази даних, виконувати з нею різні маніпуляції.

Клас android.database.sqlite.SQLiteCursor надає запит і дозволяє повернути набір рядків, які відповідають цьому запиту.

					<i>123.KI-41.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		44

Клас `android.database.sqlite.SQLiteQueryBuilder` дозволяє створювати SQL-запити.

Самі sql-вирази представлені класом `android.database.sqlite.SQLiteStatement`.

Клас `android.database.sqlite.SQLiteOpenHelper` дозволяє створити базу даних з усіма таблицями, якщо вони ще не існують.

Наприклад, створюємо базу даних `HealthMonitor.db`:

```
SQLiteDatabase db = getBaseContext().openOrCreateDatabase("HealthMonitor.db",  
MODE_PRIVATE, null);
```

Для виконання запиту до бази даних можна використовувати метод `execSQL` класу `SQLiteDatabase`. У цьому методі передається SQL-вираз. Наприклад, створення в базі даних таблиці користувачів:

```
SQLiteDatabase db = getBaseContext().openOrCreateDatabase("HealthMonitor.db",  
MODE_PRIVATE, null);  
db.execSQL("CREATE TABLE IF NOT EXISTS users (name TEXT, birthdate  
TEXT)");
```

Якщо нам потрібно виконати вираз і отримати з бази даних які-небудь дані, то використовується метод `rawQuery()`. Цей метод в якості параметра приймає SQL-вираз, а також набір значень для виведення sql. Наприклад, отримання всіх об'єктів з бази даних:

```
SQLiteDatabase db = getBaseContext().openOrCreateDatabase("HealthMonitor.db",  
MODE_PRIVATE, null);  
db.execSQL("CREATE TABLE IF NOT EXISTS users (name TEXT, birthdate  
TEXT)");  
Cursor query = db.rawQuery("SELECT * FROM users;", null);  
if(query.moveToFirst()){
```

					<i>123.KI-41.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		45

```

String name = query.getString(0);
String birthdate = query. getString (1);
}

```

Метод `db.rawQuery()` повертає об'єкт `Cursor`, за допомогою якого ми можемо видобути отримані дані.

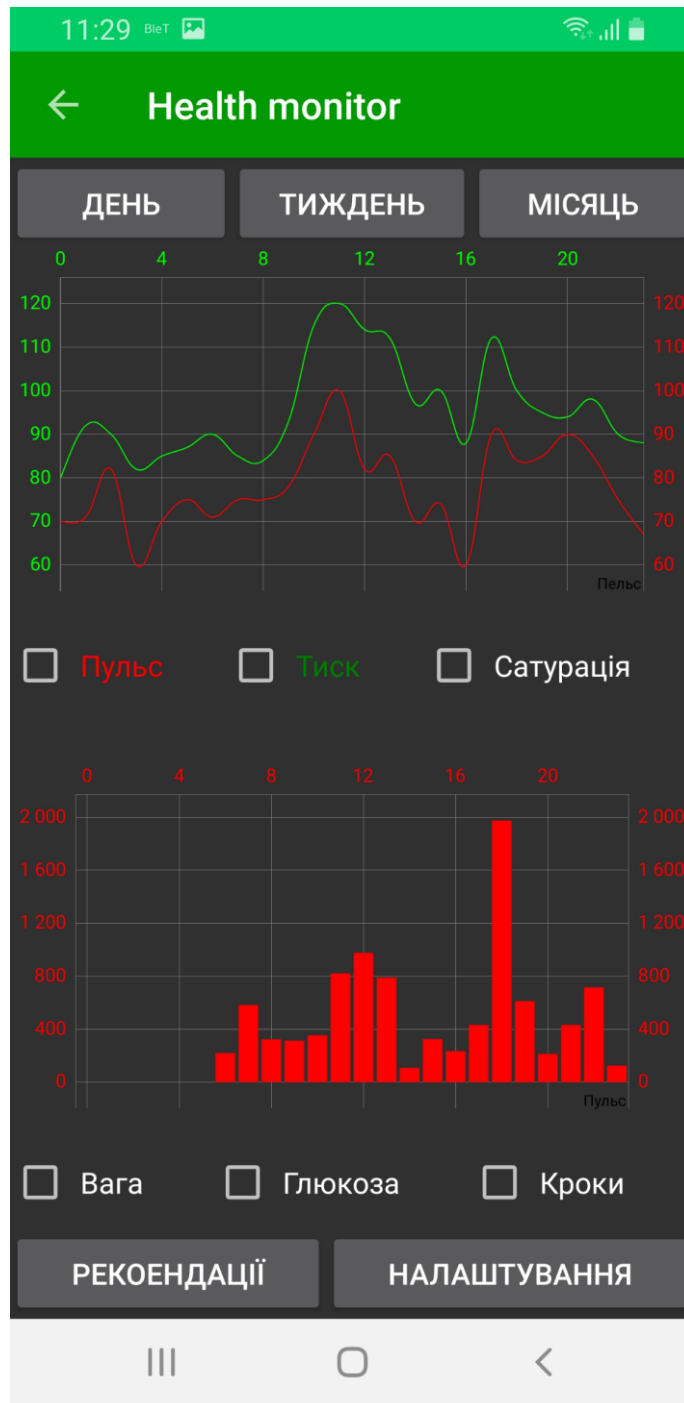


Рис. 3.12. Вікно інтерфейсу відображення динаміки зміни показників за вибраний період часу.

Для кожного параметра що зберігається у базі даних (як от вага, частота серцевих скорочень, артеріальний тиск, кількість пройдених кроків, рівень глюкози крові та інше) створюється окреме відношення (таблиця), яка містить отримані з приладу моніторингу чи введені вручну дані, дату їх отримання і синтетичний ключ для зв'язку з відношення з даними користувача (Ім'я, дата народження, стать).

Для відображення статистики зміни параметрів моніторингу у застосунку реалізовано окремий фрагмент, інтерфейс якого наведено на рис. 3.12. Користувач може вибрати необхідні дані для відображення та відповідний період відображення. На даний момент реалізовано моніторинг динаміки за день, тиждень, місяць, рік.

Частина даних, зокрема, частота серцевих скорочень, артеріальний тиск, сатурація відображаються у вигляді графіка. Інша частина даних, зокрема вага, рівень глюкози крові, кількість пройдених кроків відображаються у вигляді стовпчикової діаграми. Дані щодо конкретних величин та періодів відображення задаються в налаштуваннях.

Розроблений на кафедрі фотоплетизмограф з підключеним додатком в режимі BLE монітора представлено на фотографії (рис. 3.13)



Рис. 3.13. Фотоплетизмограф підключений до застосунку в режимі BLE монітору.

					123.KI-41.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		47

### 3.3. Можливі напрямки подальшого розвитку та вдосконалення застосунку

На даний момент додаток знаходиться в стадії активної розробки і потребує ще багатьох доопрацювань та тестування. Розробка таких додатків викликає ряд труднощів. Щодо підтримки готових пристроїв з BLE інтерфейсом то часто кожний виробник використовує свій специфічний протокол обміну даними, який не описаний в документації. Тому на даний момент реалізована лише підтримка невеликої кількості медичних пристроїв, які використовують служби Bluetooth SIG (Special Interest Group) з протоколом передачі даних, що описаний у відкритому доступі, зокрема, Beurer BM57 вимірювач кров'яного тиску, Polar H7 серцевий монітор.

Застосунок тестувався з розробленим на кафедрі прототипом фотоплетизмографа, який також знаходиться на стадії розробки і основне завдання додатка на даний момент, це налагодження і допомога в розвитку даного фотоплетизмографа.

Також в планах реалізувати можливість онлайн моніторингу через Інтернет, що значно розширить можливості використання додатка, зокрема в галузі телемедицини, а також запобігатиме втраті накопичених даних при втраті чи поломці Android смартфона.

На даний час додаток не аналізує отримані дані на предмет наявності можливих захворювань чи відхилень в роботі органів. Але такий аналіз і видача рекомендацій значно розширять можливості застосунка. В ідеальному варіанті розробка нейромережі штучного інтелекту для аналізу даних і видачі рекомендацій. Даний напрямок потребує окремого наукового дослідження з залученням медичних фахівців.

Після завершення розробки і запуску додатка його варто також перенести на iOS, для розширення аудиторії користувачів.

					123.KI-41.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		48



## ВИСНОВКИ

1. Проведено аналіз методів отримання біомедичних показників таких як вага, частота серцевих скорочень, частота дихання, артеріальний тиск, сатурація та глюкоза крові, способи їх програмного опрацювання та вплив на здоров'я людини. Показано недоліки існуючих пристроїв вимірювання біомедичних показників та шляхи їх усунення.

2. Досліджено можливості моніторингу стану здоров'я людини методом фотоплетизмографії. Показано що методи фотоплетизмографії є перспективними для неінвазивного моніторингу біомедичних показників таких як частота серцевих скорочень, частота дихання, сатурація, а у перспективі навіть і рівень глюкози в крові людини.

3. Розроблено мобільний застосунок для моніторингу стану здоров'я людини з можливістю відображення як поточних даних отриманих з приладів за допомогою bluetooth так і введення даних вручну, виміряних класичними приладами. Реалізовано службу обміну даними з пристроями bluetooth у фоновому режимі, збереження даних в базу даних з можливістю перегляду графіків зміни показників за день, тиждень, місяць, чи більший період.

					123.KI-41.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		49

## СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Як зрозуміти, що ваша вага в нормі: підказки по таблиці ІМТ для дорослих і дітей [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.rbc.ua/rus/stylar/k-zrozumiti-shcho-vasha-vaga-normi-pidkazki-1676829067.html>
2. BMC Psychiatry. Hallam K.T. «Happy feet»: evaluating the benefits of a 100-day 10,000 step challenge on mental health and wellbeing [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29361921/>
3. JAMA Intern Med. I-Min Lee. Association of Step Volume and Intensity With All-Cause Mortality in Older Women, 2019 [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://jamanetwork.com/journals/jamainternalmedicine/fullarticle/2734709>
4. Medicine & Science in Sports & Exercises. Burton H.M. Daily Step Count and Postprandial Fat Metabolism, 2021 // [https://journals.lww.com/acsm-msse/Abstract/2021/02000/Daily\\_Step\\_Count\\_and\\_Postprandial\\_Fat\\_Metabolism.10.aspx](https://journals.lww.com/acsm-msse/Abstract/2021/02000/Daily_Step_Count_and_Postprandial_Fat_Metabolism.10.aspx) RFID-модуль RC522 [Електронний ресурс] – Режим доступу: <http://makerplus.ru/wiki/rfid-modul-rc522>.
5. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement” // Physiological Measurement. – vol. 28, N. 3. – 2007. – P. R1–R39. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
6. Elisa Меґја-Меґја, John Allen, Karthik Budidha, Chadi El-Hajj Photoplethysmography signal processing and synthesis // Photoplethysmography. Technology, Signal Analysis and Applications. – 2022. – P. 69-146. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-823374-0.00015-3>
7. Elgendi M. PPG signal analysis: An introduction using MATLAB. 1st ed. CRC Press. – 2020. <https://doi.org/10.1201/9780429449581>
8. Матяш В.І., Ралець Н.В., Березіна Л.В. Клінічна характеристика вегетативних порушень // Журнал клінічних та експериментальних медичних досліджень. – 2013. – No2. – С. 252–255

					<i>123.KI-41.3</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		50

9. Павлов С.В., Козловська Т.І., Василенко В.Б. Оптико-електронні засоби діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом: монографія – Вінниця: ВНТУ, 2014. – 140 с.
10. Михайлова П.О., Зубков С.В. Оцінка взаємозв'язку роботи дихальної та серцево-судинної систем методом фотоплетизмографії // Біомедична інженерія і технологія. – 2018. – № 1(1). – С. 104 – 110.
11. Wieringa F., Mastik F., van der Steen A. Contactless multiple wavelength photoplethysmographic imaging: A first step toward «SpO<sub>2</sub> camera» // Technology. Ann. Biomed. Eng. – 2005. – vol. 33, No. 8. – P. 1034-1041. <https://www.doi.org/10.1007/s10439-005-5763-2>
12. Humphreys K., Ward T., Markham C. A CMOS Camera Based Pulse Oximetry Imaging System // 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. IEEE. 2005. P. 3494-3497. <https://www.doi.org/10.1109/IEMBS.2005.1617232>
13. Wieringa F., Mastik F. In Vitro Demonstration of an SpO<sub>2</sub>-Camera // Computers in Cardiology. – 2007. – № 34. – P. 749-751.
14. Rogatkin D. A. Physical foundations of optical oximetry // Medical Physics. – 2012. – vol. 2, No. 54. – P. 97-113.
15. Verkruysse W., Bartula M. Calibration of contactless pulse oximetry // Anesthesia and Analgesia. – 2017. – vol. 124, No. 1. – P. 136-145. <https://www.doi.org/10.1213/ANE.0000000000001381>
16. Kong L., Zhao Y. Non-contact detection of oxygen saturation based on visible light imaging device using ambient light // Optics Express. – 2013. – vol. 21, No. 15. – P. 17464-17471. <https://www.doi.org/10.1364/OE.21.017464>
17. Foroughian F., Bauder C. J. The Wavelength Selection for Calibrating Non Contact Detection of Blood Oxygen Saturation using Imaging Photoplethysmography. 2018 United States National Committee of URSI National Radio Science Meeting (USNC-URSI NRSM). – 2018. – P. 1-2.
18. Kamshilin A.A., Miridonov S., Teplov V., Saarenheimo R., Nippolainen E. Photoplethysmographic imaging of high spatial resolution // Biomedical Optics

Express. – 2011. – vol. 2, No. 4. – P. 996–1006.

<https://www.doi.org/10.1364/BOE.2.000996>

19. Дзундза Б.С., Когут І.Т., Голота В.І., Туровська Л.В. Принципи побудови гібридних мікросистем для біомедичних застосувань //Фізика і хімія твердого тіла. – 2022. – Т. 23, № 4, с. 776-784.
20. <https://gs.statcounter.com/os-market-share/mobile/worldwide>
21. <https://github.com/bagilevi/android-pedometer>
22. <https://github.com/PhilJay/MPAndroidChart>

					<i>123.KI-41.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		52