

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 магістра

Програмно-апаратна обробка сигналів фотоплетизмографії

Software and hardware processing of photoplethysmography signals

Науковий керівник:

Доцент Дзундза Б.С.

Рецензент:

К.ф.-м.н., викладач Яворський Я.С.

Івано-Франківськ

2024

АНОТАЦІЯ

У роботі представлено можливості моніторингу та аналізу стану здоров'я людини методом фотоплетизмографії. Показано що фотоплетизмографія є перспективними методам неінвазивного моніторингу біомедичних показників людини таких як частота дихання, частота серцевих скорочень, насиченість крові киснем.

Проаналізовано методи цифрової фільтрації даних, та розроблено алгоритм аналізу сигналу фотоплетизмографії, якій здійснює компенсацію модуляції сигналу диханням, швидко знаходить основні точки екстремумів, та визначає частоту серцевих скорочень, частоту дихання, насиченість крові киснем. Показано що застосування даного алгоритму мало навантажує мікроконтролер, що сприяє низькому енергоспоживанню системи.

Розроблено мобільний застосунок для подальшого розшифрування сигналів фотоплетизмографії та моніторингу стану здоров'я людини, який визначає показник тону судин, індекс периферійного опору, показник еластичності судин.

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

ABSTRACT

The possibility of monitoring and analyzing the health of people using the photoplethysmography method is presented. Photoplethysmography has been shown to be a promising method for non-invasive monitoring of human biomedical indicators such as breathing frequency, heart rate, and blood acidity.

Methods of digital data filtering have been analyzed, and an algorithm has been developed for analyzing the photoplethysmography signal, which compensates for the modulation of the breathing signal, quickly identifying the main points of extrema, which means the heart rate, frequency Hanna, the saturation of blood is sour. It is shown that the stagnation of this algorithm has little impact on the microcontroller, which contributes to the low energy consumption of the system.

A mobile device has been developed for further decoding of photoplethysmography signals and monitoring the health of a person, which means an indicator of vascular tone, an index of peripheral support, an indicator of vascular elasticity.

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

Пояснювальна записка
до кваліфікаційної роботи

на тему:

«Програмно-апаратна обробка сигналів фотоплетизмографії»

					123.КІ(м)-21.3			
<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

Вступ.....	8
Розділ 1. Вимірювання біомедичних показників стану здоров'я людини.....	10
1.1. Прилади моніторингу показників серцево-судинної системи та дихання.	10
1.2. Моніторинг оксигенізації та глюкози крові	13
1.3. Фотоплетизмографія як метод комплексного неінвазивного дослідження стану здоров'я людини	15
1.4. Неінвазивні оптичні методи визначення рівня оксигенізації та глюкози крові.....	17
Розділ 2. Методи програмно-апаратної обробки сигналів фотоплетизмографії.....	24
2.1. Представлення сигналу фотоплетизмограми	24
2.2. Отримання та попередня апаратна обробка сигналу	26
2.3. Програмна обробка сигналу фотоплетизмографії	32
2.4. Визначення частоти серцевих скорочень та дихання методом фотоплетизмографії.....	38
2.5. Розробка алгоритмів пошуку екстремумів у сигналі фотоплетизмографії	40
Розділ 3. Розробка мобільного застосунку для розшифровки сигналу фотоплетизмографії.....	44
3.1. Загальна структурна схема взаємодії компонентів системи.....	44
3.2. Розшифрування сигналу фотоплетизмографії.....	45
3.3. Розробка мобільного застосунку.....	46
3.4. Можливі напрямки подальшого розвитку застосунку.....	53
Висновки.....	54
Список використаної літератури.....	55

									Арк.
									8
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	123.КІ(м)-21.3				

ВСТУП

Сигнал фотоплетизмограми (PPG) широко використовується в клінічних і побутових пристроях завдяки своїй неінвазивній природі та економічній ефективності [1]. Традиційно його в основному використовували для вимірювання насичення крові киснем і моніторингу частоти серцевих скорочень у пацієнтів у спокої. Незважаючи на те, що обробка сигналу PPG використовується в клінічних умовах протягом кількох десятиліть, тепер вона стала великою та зростаючою сферою досліджень. Оскільки широке застосування фотоплетизмографії практикується найчастіше у носимих пристроях, при обробці сигналів виникає кілька проблем для розробки алгоритмів обробки сигналів, не в останню чергу стосується обробки артефактів руху та видалення сторонніх шумів. Крім того, сигнал фотоплетизмографії містить цінну інформацію про серцево-судинну, дихальну та вегетативну нервову системи, яка ще не використовується регулярно. Разом ці фактори дають можливість використовувати фотоплетизмографію для надання детальної інформації про здоров'я, ненав'язливо, у повсякденному житті.

Оскільки проведений аналіз ринку існуючих засобів показав що вони містять ряд суттєвих недоліків, **актуальним** є розробка ефективних алгоритмів та розробка та мобільного застосунку для надання детальної інформації про здоров'я, ненав'язливо, у повсякденному житті.

Метою роботи є аналіз методів та розробка алгоритмів програмної обробки сигналів фотоплетизмографії.

Об'єкт дослідження – моніторинг біомедичних параметри стану серцево-судинної системи людини методами фотоплетизмографії.

Предмет дослідження – розробка алгоритмів програмної обробки даних фотоплетизмографії та мобільного застосунку для аналізу стану серцево-судинної системи людини.

					123.КІ(м)-21.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		9

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

1. Дослідження можливостей комплексного неінвазивного моніторингу стану серцево-судинної системи людини методом фотоплетизмографії.
2. Розробка алгоритмів програмної обробки даних фотоплетизмографії
3. Розробка мобільного застосунку для аналізу стану серцево-судинної системи людини.

					<i>123.КІ(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		10

РОЗДІЛ 1.
ВИМІРЮВАННЯ БІОМЕДИЧНИХ ПОКАЗНИКІВ
СТАНУ ЗДОРОВ'Я ЛЮДИНИ

1.1. Прилади моніторингу показників серцево-судинної системи та дихання

Серцево-судинна система основним чином, забезпечує рух крові кровоносною системою людини. До неї відносять серце, артерії, вени та капіляри, по яких циркулює рідка кров. В системі крові, звісно, задіяно й інші органи, зокрема, легені (для збагачення крові киснем), печінка (для виведення токсичних речовин), кровотворні органи та ін.

Основними параметрами які потрібно моніторити є частота серцевих скорочень, частота дихання, та величина артеріального тиску та насиченість крові киснем.

Промисловість випускає різноманітні монітори серцевого ритму, які є основним способом отримання інформації про частоту пульсу. Вони поділяються на нагрудні пульсометри та оптичні датчики які бувають вбудованими у спортивний годинник або фітнес-браслети, а також у формі окремих пристроїв рис. 1.1.

Більшість сучасних розумних та спортивних пристроїв моніторингу зроблені у вигляді годинників чи фітнес браслетів, та обладнані оптичним пульсометром, розташованим на їхній тильній стороні. Це на даний час найпопулярніший вид монітора серцевого ритму, так як багато людей носять розумні годинники де є дана функція.

					<i>123.КІ(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		11



Рис. 1.1. Види пульсометрів

За вимірювання пульсу відповідають світлодіод та фотодіод, обробка здійснюється програмно. Світлодіод направляє світло у м'які тканини, фотодіод фіксує пульсацію крові у судинах. Основна перевага такого пристрою – зручність носіння та цілодобовий неперервний моніторинг пульсу. Необхідність контролю роботи серця може бути обумовлено, як бажанням користувача так і медичними показниками. Хоча, що це і менш точний з усіх способів вимірювання пульсу, але він простий і зручний. Обумовлено це тим, що на зап'ясті, де найчастіше розташований годинник, знаходиться променево-зап'ястковий суглоб і відносно невелика кількість м'яких тканин. Також при легко застебнутому ремінці годинник буде рухатися, що викликає додаткові похибки. Другим за популярністю способом вимірювати серцеву активність - це нагрудні пульсометри. Ці прилади є надійніші і значно точніші, але менш комфортні у повсякденному використанні. Принцип роботи таких систем ґрунтується на фіксації електричної активності серця. На сьогодні це найточніший спосіб.

Артеріальний тиск є одичним із найважливіших життєвих показників стану здоров'я. Навіть не велике відхилення від норми артеріального тиску може стати

причиною розвитку несприятливих наслідків, захворювань та навіть важких ускладнень. Артеріальний тиск відображає тиск крові на кровоносні судини під час скорочення серцевого м'яза якій називають систолою, та під час розслаблення серцевого м'яза якій називають діастолою. Тому в артеріальному тиску виділяють два показники: це верхній - систолічний тиск, який показує силу тиску на стінки артерій під час викиду крові серцем; та нижній діастолічний тиск, що відображає опір периферичних судин. Традиційно артеріальний тиск вимірюють у міліметрах ртутного стовпчика (мм рт. ст.), першим зазначають значення систолічного тиску, а другим – діастолічного.

Нормальний артеріальний тиск – це тиск у діапазоні 120-130 мм рт. ст. (верхній) та 80-85 мм рт. ст. (нижній); підвищений але все ще нормальний тиск – тиск систоли становить 130-140 мм рт. ст., а діастолічний – 85-90 мм рт. ст. Оптимально клди верхній тиск становить не більше 120 мм рт. ст., а нижній – менше 80 мм рт. ст. На показники артеріального тиску можуть впливати різні фактори: захворювання серця та кровоносних судин; хвороби нирок; фізичні навантаження; сильні емоційні потрясіння; регулярне вживання міцного чаю та кави; метеозалежність; та ін. Бажано проводити вимірювання артеріального тиску не рідше 3 разів на тиждень.

Для діагностики захворювань іноді використовують добовий моніторинг артеріального тиску. Він полягає у вимірюванні артеріального тиску протягом доби, через невеликі інтервали часу (2 чотири рази в годину), під час звичайної активності пацієнта вдень, а також під час сну, з подальшим розшифруванням отриманих даних на комп'ютері. Це дозволяє вивчити добові коливання артеріального тиску, виявити гіпертонію, та їх різні форми. Дає можливість правильно погодинно підібрати лікарські препарати та відстежувати ефективність їх застосування. Такі монітори дозволяє зробити автоматичні виміри пульсу, а також систолічного та діастолічного артеріального тиску. Після закінчення дослідження прилад підключається до комп'ютера для обробки результатів вимірів. Це дозволяє визначити середньодобові показники

					<i>123.КІ(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		13

артеріального тиску і пульсу, встановити середні значення артеріального тиску в нічний і денний період, визначити ступінь їх зниження в нічний час.

1.2. Моніторинг оксигенізації та глюкози крові

Показник насичення крові киснем називають сатурацією. За зниженим показником сатурації можна розпізнати легеневі захворювання. Це зараз особливо актуальне, так як після появи нової коронавірусної інфекції кількість проблем з легенями збільшилася, але крім цього рівень насичення крові киснем дає можливість вчасно виявити легеневі захворювання.

Нормальною сатурація здорової людини вважається, коли не менше 95% гемоглобіну пов'язані з киснем. Сатурація - це відсоток оксигемоглобіну в крові. Сатурація нижче 92% вважається критичною. Людині, при такому низькому показнику у крові потрібне термінова медична допомога. Звісно тут можливі винятки. Зокрема, при тяжкій хронічній обструктивній хворобі легень, яка часто зустрічається у курців чи хворих на бронхіальну астму, показник сатурації може коливатися від 88 до 92%. Зазвичай організм людини адаптується до нижчого рівня кисню. Коли кисню стає мало появляється задишка, біль у грудях, головний біль, сплутаність свідомості та швидке серцебиття, синюшність кінчиків пальців та носогубного трикутника – такі неприємні симптоми часто виникають, якщо рівень кисню в крові зменшується. Сатурація не є основним показником для моніторингу у здорових людей, але при певних легневих захворюваннях може бути дуже корисною в їх діагностиці.

Промисловість серійно випускає пульсоксиметри, в тому числі і з підтримкою безпроводної передачі даних, наприклад за допомогою Bluetooth, наприклад, прилад Biomed BP-10BB (Рис. 1.2.)

					123.КІ(м)-21.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		14



Рис. 1.2. Пульсоксиметр з можливістю передачі даних через Bluetooth

При підвищенні рівня глюкози в крові часто виникає захворювання цукровим діабетом. Лікування такого захворювання направлене на досягнення нормального або наближеного до норми рівня глікованого гемоглобіну, який показує «середній» рівень глюкози у крові за країні 2-3 місяці. Оптимальним є рівень глікованого гемоглобіну < 7%. Для цього необхідно, щоб рівень глюкози крові при самоконтролі не перевищував значення наведені в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1.

Значення рівня глюкози крові при самоконтролі

HbA1c, %	Глюкоза в плазмі натще, або перед їдою, ммоль/л	Глюкоза в плазмі через 2 години після їди, ммоль/л
<6,5	<6,5	<8,0

На даний час для контролю рівня глюкози в крові використовуються інвазивні глюкометри із тестовими смужками. Такі прилади відрізняються між собою як методом проведення тесту (бувають електро- та фотохімічні), так і швидкістю визначення рівня глюкози, наявністю чи відсутністю безпроводного інтерфейсу та обсягом пам'яті результатів, а також іншими функціями. Сучасні

інвазивні глюкометри дають можливість швидко отримати достатньо точний результат (допустима похибка не перевищує 10-20%). Частота вимірювання для самоконтролю рівня глюкози крові в основному залежить від типу застосовуваної цукрознижувальної терапії, і проводиться від декількох разів в тиждень до декількох разів на добу.

Актуальним є оперативний і неперервний контроль рівня глюкози в крові, особливо для пацієнтів хворих цукровим діабетом I типу, якій є інсулінозалежним. На даний час доступні інвазивні сенсори які встановлюється на плече в підшкірну клітковину і потребують заміни один раз на 14 діб. Такі прилади дають можливість стежити за рівнем глюкози щохвилини, і мають спеціально розроблене програмне забезпечення для моніторингу.

Серед наукових пошуків активно ведеться розробка неінвазивних методів, але на даному етапі вони не набули поширення через недостатню точність, і ще потребують суттєвого вдосконалення додаткових досліджень.

1.3. Фотоплетизмографія як метод комплексного неінвазивного дослідження стану здоров'я людини

Сигнал фотоплетизмографії широко використовується як у клінічних так і у побутових пристроях завдяки своїй неінвазивній природі та економічній ефективності [2]. Зараз, його в основному використовують для вимірювання насичення крові киснем та моніторингу частоти серцевих скорочень. Крім того, сигнал фотоплетизмографії містить цінну інформацію про стан серцево-судинної, дихальної системи, а також компоненти крові, яка ще не має широкого застосування. Разом ці фактори дають можливість використовувати фотоплетизмографії для надання детальної інформації про стан здоров'я, ненав'язливо, у повсякденному житті. Сучасний розвиток фотоплетизмографії представляє кілька актуальних напрямків вдосконалення як апаратних так і програмних методів обробки сигналів фотоплетизмографії. Методи обробки

					<i>123.КІ(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		16

сигналів промислових пристроїв мають бути достатньо надійними для використання їх в повсякденному житті без нагляду медичних працівників [1].

Фотоплетизмографія оптичними методами вимірює зміни об'єму крові в руслі судин тканин організму. Оптичне випромінювання від світлодіода чи напівпровідникового лазера використовується для освітлення периферійної тканини організму, де воно розсіюється або поглинається при проходженні через різні шари біотканини перед тим. Ця ослаблена та промодельована пульсацією крові інтенсивність світла виявляється оптичним давачем і записується як сигнал електричної напруги, який називається фотоплетизмограма. Найчастіше використовують два режими проведення фотоплетизмографії. У першому методі аналізується світло яке пройшло через живу тканину, а у другому аналізується світло яке відбилося від тканин наповнених кров'ю.

Необроблена форма сигналу фотоплетизмограми відображає коливання викликані змінами наповненості судин кров'ю та ослаблення падаючого оптичного випромінювання різними компонентами біотканин, як показано на рис. 1.3 . Високочастотні коливання (частина «АС») спричинені змінами об'єму артеріальної крові з кожним скороченням серця, а частина «DC» спричинена змінами в інших компонентах тканини, таких як венозна та капілярна кров, кістки і т.д.

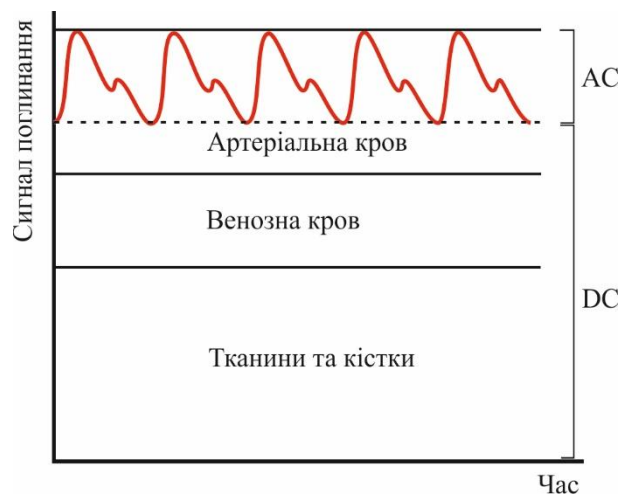


Рис. 1.3. Типовий розподіл поглинання світла при проходженні біотканин організму.

Існує кілька суттєвих проблем з аналізом сигналу фотоплетизмографії, що робить отримання надійної інформації з фотоплетизмограми складним технічним завданням [3]. Крім того вхідний корисний сигнал є достатньо слабким і зашумленим. Також додаткові труднощі викликає наявність великої постійної складової.

1.4. Неінвазивні оптичні методи визначення рівня оксигенізації та глюкози крові

Протягом останніх років активно розвиваються та впроваджуються різні підходи до реалізації безконтактної оксиметрії, тобто визначення рівня насиченості крові киснем (SpO_2). Одні із перших результатів по даній проблемі опубліковані в 2005 р. [4]. У цій роботі автори описали спосіб реєстрації пульсових коливань за допомогою монохромної КМОП-камери, застосовуючи послідовну зйомку на різних довжинах хвилі (660, 810 і 940 нм) з метою визначення рівня сатурації [4]. Використовуючи синхронне включення монохромної КМОП-камери з кожним перемиканням світлодіодів між довжинами хвиль 880 і 760 нм, отримано чисельні результати рівня оксигенації з області пальця руки [5]. Авторами [6] за результатами дослідження зразків крові з різним вмістом кисню *in vitro* було побудовано калібрувальну криву для визначення сатурації методом фотоплетизмографії. Результати безконтактного визначення рівня оксигенації показали в середньому нижчі на 3% значення для артеріальної крові і вищі на 3–10% для венозної у порівнянні з показаннями контактної пульсоксиметрії.

Фізичним принципом на якому працює метод є відмінність в залежності коефіцієнта поглинання оксигенованого (HbO_2) і дезоксигенованого (Hb) гемоглобіну, що є складовими основного обсягу елементів крові. Згідно закону Бугера-Ламберта-Бера поглинання речовини в розчині є пропорційним його концентрації. Отже при зміні рівня насиченості крові киснем (сатурації)

					<i>123.KI(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		18

змінюється і амплітуда сигналу фотовлетизмографії на вибраній довжині хвилі. Але, наявність інших компонентів крові та шкіри може призвести до зниження точності вимірювання рівня оксигенації даним методом. Спектри поглинання оксигенованого і деоксигенованого гемоглобіну крові у видимому та у ближньому інфрачервоному діапазоні довжин хвилі представлено на рис. 1.4. При виборі пари довжин хвиль для здійснення неінвазивної оксиметрії необхідно враховувати, власну нелінійну спектральну залежність чутливості фотоприймача, що реєструє випромінювання, яка як правило, суттєво знижується в області більше 800 нм. У найпростішому випадку для реалізації вимірювання насичення крові киснем в спектрі поглинання вибирають дві довжини хвилі λ_1 і λ_2 , щоб на довжині хвилі λ_1 коефіцієнт поглинання Hb значно перевищував коефіцієнт поглинання HbO₂, а на довжині хвилі λ_2 все відбувалося навпаки.

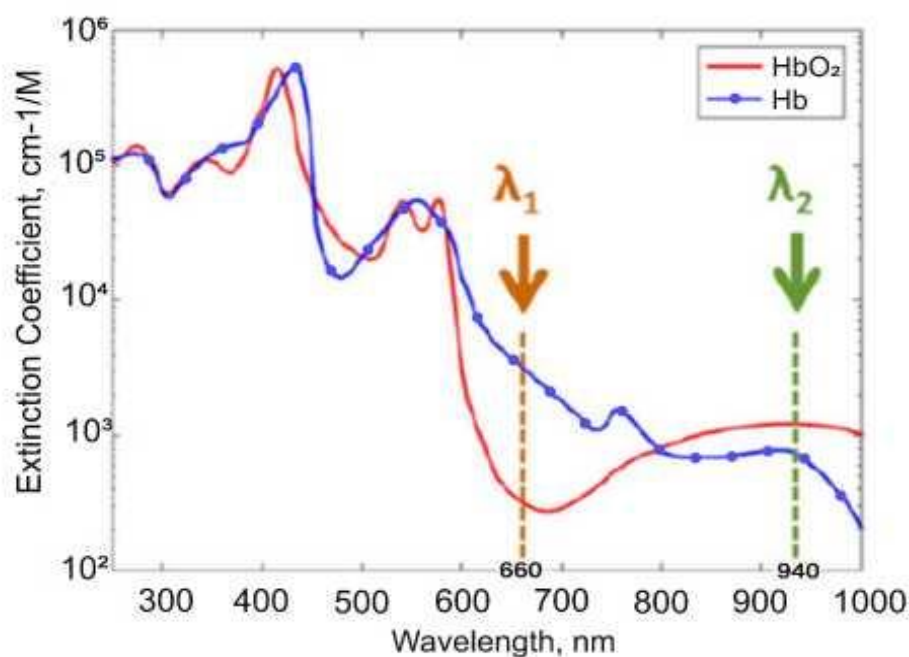


Рис. 1.4. Спектри поглинання оксигенованого та деоксигенованого гемоглобіну крові у видимому і ближньому інфрачервоному діапазоні. $\lambda_1 = 660$ нм, $\lambda_2 = 940$ нм

При зниженні рівня оксигенації відповідно знижується концентрація HbO_2 , а концентрація Hb збільшується, що супроводжує зменшення коефіцієнта відбивання на довжині хвилі λ_1 і його підвищення на довжині хвилі λ_2 .

Експериментально, для визначення процентного вмісту кисню в крові за допомогою методу фотоплетизмографії, застосовують класичний метод відношення пульсових сигналів фотоплетизмограми, записаних одночасно на двох довжинах хвиль:

$$R = \frac{AC_{\lambda_1}/DC_{\lambda_1}}{AC_{\lambda_2}/DC_{\lambda_2}} \quad (1.1)$$

$$SpO_2 = A R + B \quad (1.2)$$

де R - параметр пульсацій на двох спектральних частотах; AC_{λ_1} , DC_{λ_1} - змінна і постійна складові сигналу фотоплетизмографії відповідно на довжині хвилі λ_1 , AC_{λ_2} , DC_{λ_2} , - аналогічні складові сигналу фотоплетизмографії на довжині хвилі λ_2 ; A і B - коефіцієнти лінійної залежності які визначаються емпірично при калібрування приладу. При налаштуванні оксиметра параметр R калібрується, визначаються коефіцієнти A і B у відсотках насичення оксигемоглобіну в артеріальній крові, які визначеної за допомогою прямого показу газового аналізу проб крові [7]. Таким чином, значення сатурації може бути отримано шляхом виміру R і підстановки виміряного значення у рівняння (1.2).

Для вимірювання сатурації обов'язковим умовою є реєстрація пульсу мінімум на двох довжинах хвилі оптичного діапазону спектру. Для цього застосовують почергове вмикання світлодіодів певної довжини хвилі, оцифрування сигналу фотоприймача і запис даних в різні масиви. Альтернативним варіантом реалізації може бути використання механічних шторок різного типу, які забезпечать амплітудну модуляцію світлового потоку.

Іншим варіантом є використання кількох фотоприймачів разом з вузькосмуговими інтерференційними світлофільтрами. При реалізації цього

методу на кожний фотоприймач кріпиться вузькосмуговий інтерференційний фільтр для виділення необхідної довжини хвилі в спектрі світлового потоку. Для вимірювання сатурації використовується не менше двох фотоприймачів, ідентичних за технічними характеристиками. Для освітлення може застосовуватися як біле світло [8], зокрема кімнатне, або природне освітлення [9, 10]. Застосування одночасно кількох фотоприймачів дає можливість записувати сигнал із частотою, яка обмежена лише параметрами фотоприймача та аналого-цифрового перетворювача, що є суттєвою перевагою методу. Недоліком є значно ускладнена обробка результатів із-за різноманітності просторового розташування фотоприймачів. Даний недолік можна практично повністю усунути виконавши фотоприймачі на одному кристалі інтегральної біомедичної системи.

При визначенні рівня сатурації вибір довжини хвилі має характер компромісу між технічними можливостями, характеристиками джерела світла і фотоприймача та точністю визначенням оксегенізованого і дезоксигенованого гемоглобіну для досягнення максимальної амплітуди оптичного сигналу.

Використання зеленого світла дозволяє проводити реєстрацію пульсових коливань найбільшої амплітуди і з достатньо вираженої форми, що в свою чергу забезпечує високий рівень точності визначення сатурації, так як саме в області зеленої довжини хвилі 530-550 нм гемоглобін крові має максимальне поглинання [11]. Найчастіше використовують пару довжин хвиль зеленого (530 нм) та червоного світла (660 нм), що зручно для визначення насиченості крові ктиснем в діапазоні 85-98% з похибкою яка не перевищує кілька відсотків у порівнянні з лабораторними методами.

У роботі [8] експериментально показано, що з використанням пари довжин хвиль випромінювання 675 і 842 нм навіть в умовах низької температури, та при низькому вмісті кисню в крові можна з достатньою точністю визначити рівень сатурації.

					<i>123.КІ(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		21

Крім визначення рівня насиченості крові киснем зараз активно робляться спроби використати методику фотоплетизмографії для неінвазивного визначення компонентів крові, зокрема рівня глюкози в крові.

Так як незважаючи на високу точність, лабораторні класичні методи визначення глюкози в крові людини мають достатньо недоліків, зокрема ймовірність інфікування, а також наявність больових відчуттів та певний час на отримання результату. Незважаючи на це, на сьогоднішній день вони поряд з інвазивними глюкометрами є визначальними, так як відповідають клінічним вимогам точності та надійності отриманих результатів. Тем не менше, для постійного моніторингу стану хворих часто неінвазивні методи мають перевагу над лабораторними як по оперативності отримання результату, так і по економічності.

На рис. 1.5 наведено спектри поглинання глюкози крові, води, а також меланіну, що дає можливість знайти довжини хвиль оптимальні для визначення рівня глюкози крові.

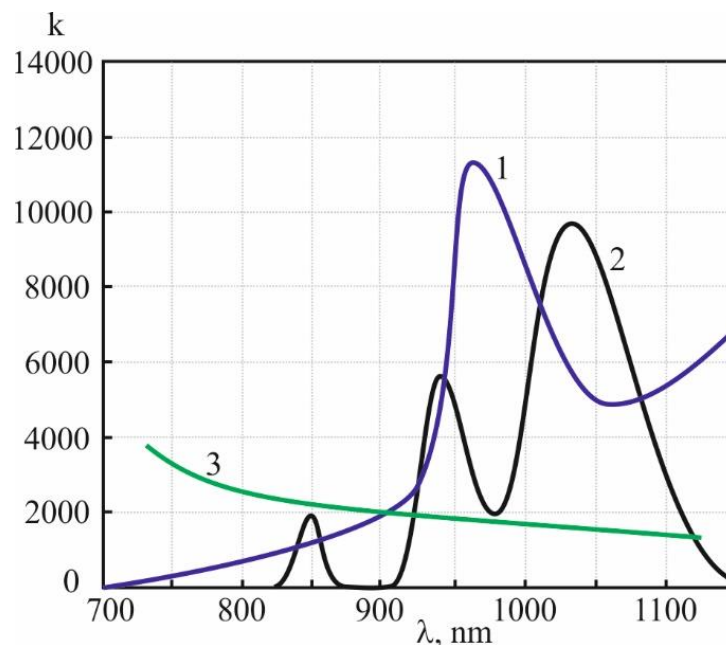


Рис. 1.5. Спектри оптичного поглинання: води (1), глюкози (2), меланіну (3)

[12]

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

$$I = I_0 e^{-kCd}, \quad (1.3)$$

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

Аналогічно (1.1) виконують нормування сигналів світлового поглинання для кожної частоти. Постійна складова сигналу фотоплетизмографії визначається в моменти діастоли A_{DC} після чого знаходять відношення амплітуд пульсуючої A_{AC} та постійної складових A_{DC} сигналу:

$$A_n = \ln(A_{AC}/A_{DC}). \quad (1.4)$$

Після цього, розраховують відношення нормованих величин поглинання світла для двох вибраних довжин хвиль щоб для отримати значення рівня глюкози:

$$R = A_{n1}/A_{n2}. \quad (1.5)$$

Як видно з рис. 1.5 для глюкози характерні довжини хвиль світлоого випромінювання 840, 940, 1045 нм, які у відношенні з опорною довжиною хвилі дадуть 3 коефіцієнта R_1 , R_2 , R_3 .

Розрахована величина R емпірично пов'язана зі значеннями рівня глюкози в крові відповідною калібрувальною залежністю, яку отримують у процесі градуювання приладу.

					<i>123.КІ(м)-21.3</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		23

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

					<i>123.КІ(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		24

РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ ПРОГРАМНО-АПАРATНОЇ ОБРОБКИ СИГНАЛІВ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

2.1. Представлення сигналу фотоплетизмограми

Сигнал фотоплетизмографії демонструє квазіперіодичну картину, що складається з артеріальної пульсової хвилі для кожного удару серця. Пульсова хвиля нагадує пульсову хвилю артеріального кров'яного тиску, хоча існують значні відмінності в контурі хвилі [1,13]. Кожна пульсова хвиля фотоплетизмограми складається з двох окремих частин, як показано на рис. 2.1 штриховою кривою: анакротична і катакротична фази, що відповідають циклу роботи серця [14]. На морфологію пульсової хвилі фотоплетизмограми впливають: серце (характеристики серцевого викиду, включаючи частоту серцевих скорочень, серцевий ритм і ударний об'єм); кровообіг (включаючи серцево-судинні властивості, такі як жорсткість артерій і артеріальний тиск); додаткові фізіологічні процеси, включаючи дихання [15].

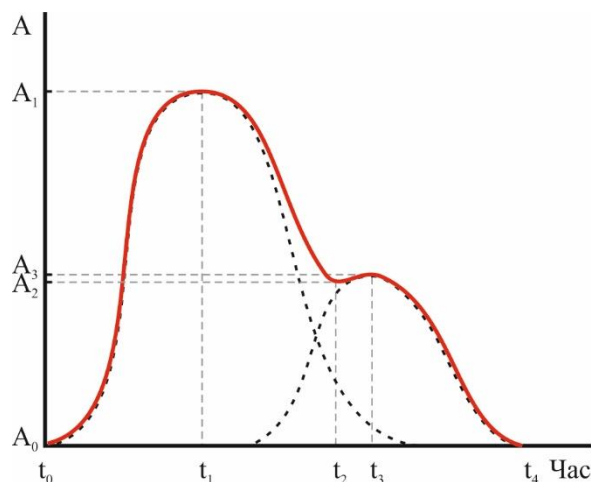


Рис. 2.1. Фотоплетизмограма, яка схематично відображає пульсову хвилю.

На рис. 2.2. показано зміни форми пульсової хвилі PPG, які відбуваються, наприклад, при природньому старінні організму.

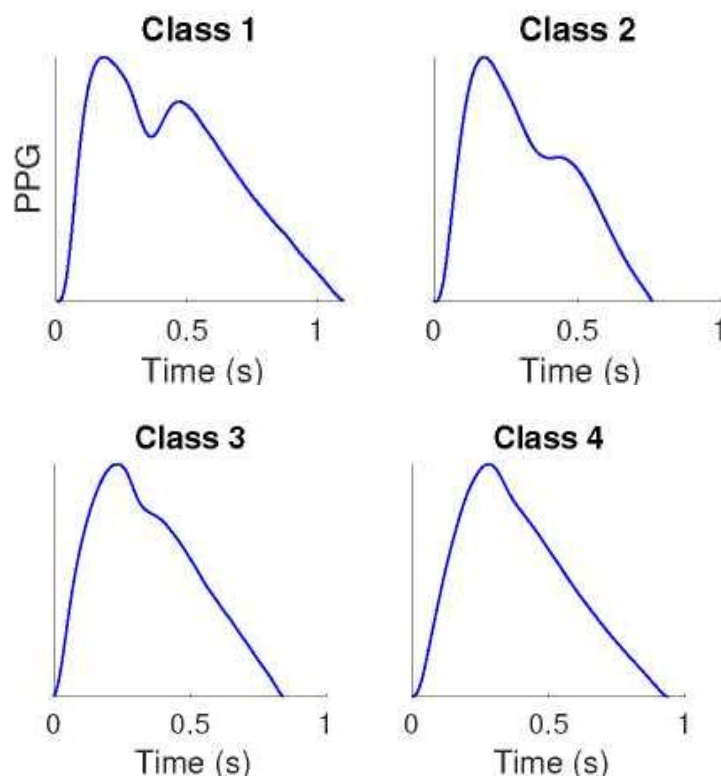


Рис. 2.2. Форми пульсової хвилі на фотоплетизмограмі [1].

Пульсова хвиля часто демонструє діастолічний пік у молодих суб'єктів, який зменшується з віком, і може навіть бути повністю відсутній [16]

Існує кілька проблем пов'язаних з аналізом сигналу фотоплетизмографії, що робить вилучення надійної інформації з фотоплетизмограми складним завданням [1]. Сигнал фотоплетизмограми має кілька фізіологічних варіацій, він також чутливий до кількох типів шуму, як показано на рис. 2.3. Вони включають артефакт руху та порушення прилягання сенсора до біологічної тканини, завад у проводах, шумів. Крім того, на форму хвилі впливають технічні аспекти, такі як тип використовуваного датчика та розташування місця вимірювання що суттєво ускладнює аналіз фотоплетизмограми.

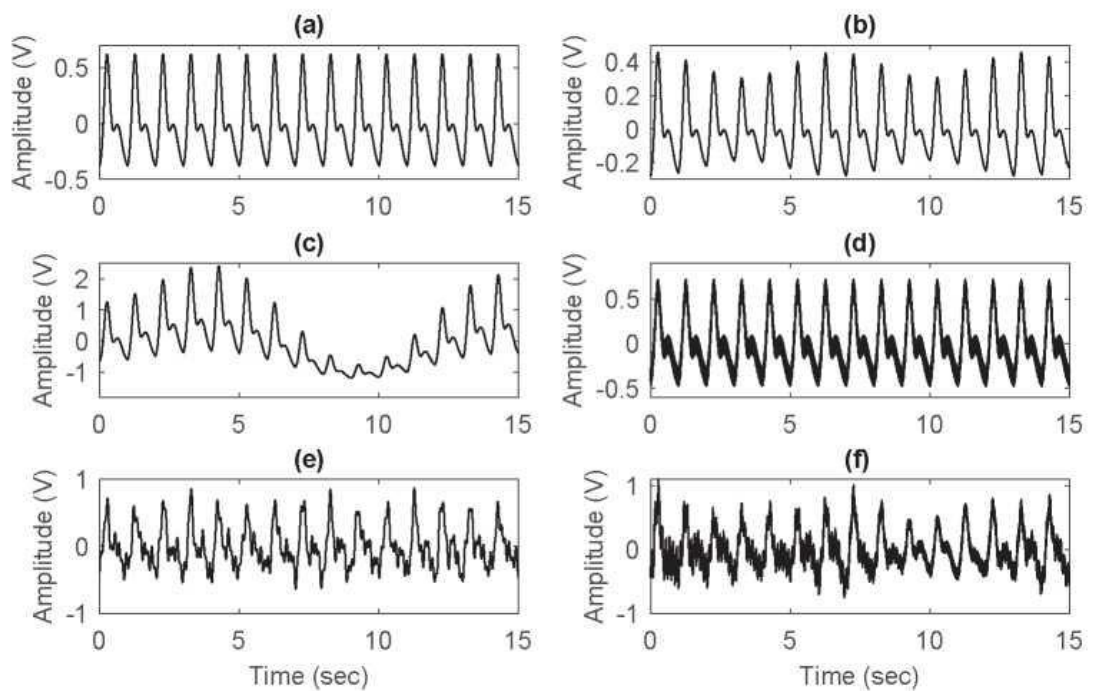


Рис. 2.3. Ідеалізовані приклади чистих і пошкоджених шумом сигналів фотоплетизмограми: (а) чистий, (b) дихально-модульований, (c) базовий модульований, (d) вплив на лінію живлення, (e) вплив руху; (f) сумарний вплив усіх факторів [1].

Систолічний наростаючий край в анакротичній фазі викликаний розширенням артеріальної системи через приплив крові. Швидкість розширення пов'язана зі скоротливістю серця, а амплітуда систолічного піку пов'язана з ударним об'ємом. Дикротична виїмка та діастолічний пік спричинені відбиттям хвилі, а їх розташування та час залежать від жорсткості артерій. Діастолічний розпад визначається експоненціальним скороченням артеріальної системи внаслідок відтоку крові та залежить від прохідності та пружності судин.

2.2. Отримання та попередня апаратна обробка сигналу

Фотоплетизмографія зазвичай виконується за допомогою оптичного давача, який може працювати як на просвіт так і відбивання [1]. Звичайний датчик фотоплетизмографа складається з випромінювача світла та високочутливого

фотодетектора, встановленого всередині багаторазового пружинного затискача. Найпоширенішими джерелами світла є світлодіоди. Фотодетектором зазвичай є кремнієвий фотодіод, але також використовуються інші детектори, такі як фотоелементи та фототранзистори.

Розташування світлодіода та фотодіода всередині датчика визначає конфігурацію зонда та його можливе застосування в місці вимірювання. У трансмісійних зондах світлодіод і фотодіод встановлені на протилежних сторонах затискача, і світло, яке пропускає світлодіод, проходить через зразок тканини до фотодіода (рис. 2.4, а). Трансмісійні зонди є найбільш широко використовуваними зондами в медичних установах, які використовуються для вимірювання насичення артеріальної крові киснем. Їх використання обмежується периферійними ділянками, до яких можна прикріпити кліпсу, наприклад, пальцем, мочкою вуха.

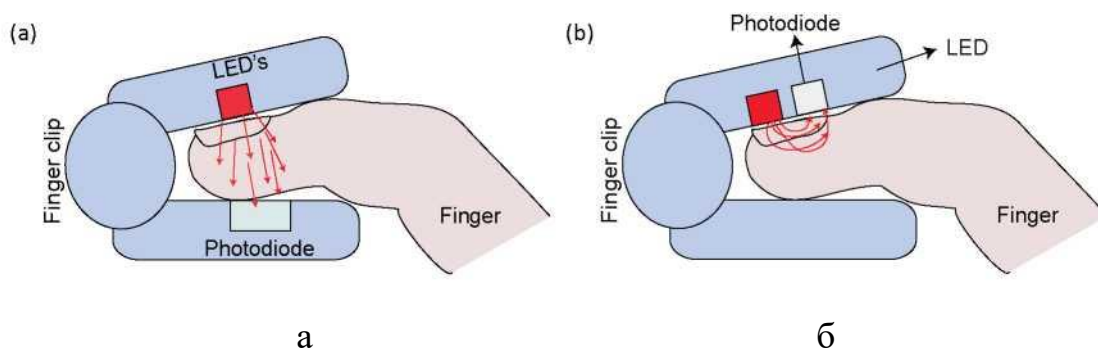


Рис. 2.4. Два режими контактної фотоплетизмографії: режим пропускання (а) та режим відбиття (б).

У відбиваючих зондах світлодіод і фотодіод встановлюються пліч-о-пліч, зазвичай на відстані одного чи декількох міліметрів один від одного, так що світло, випромінюване світлодіодом направляється на біологічну тканину, а фотодіод виявляє відбите розсіяне світло (рис. 2.4, б). Відбиваючі зонди можна використовувати практично на будь-якій ділянці біологічної тканини, оскільки світлодіод і фотодіод встановлені поруч один з одним, а, отже, широко використовуються в носимих пристроях, та смарт годинниках.

Оптоелектроніка датчика для фотоплетизмографії і механізм його кріплення до тканини є основою вимірюваної системи. Їхня конструкція впливає на якість сигналу, та подальші методи аналізу пульсової хвилі та кількість і величину шумів. Існує ряд факторів, які слід враховувати при проектуванні та виборі датчика, зокрема: режим відбивання чи пропускання; як можна звести до мінімуму можливі артефакти від зовнішнього навколишнього освітлення, включаючи міркування щодо фільтрації денного світла; положення цифрового інтерфейсу відносно самого датчика; безпека; і естетика. Тиск між зондом і тканиною має бути достатнім, щоб зонд надійно тримався на місці, щоб мінімізувати артефакт руху зонда та пов'язаний із цим шум сигналу.

Якість сигналу PPG визначається як компонентами, так і налаштуванням датчика. Конструкція датчика повинна бути оптимізована для таких параметрів, як робоча довжина хвилі та інтенсивність, частота дискретизації та геометричні параметри, такі як розділення джерело-детектор і геометрія датчика, оскільки вони визначають якість і вигляд сигналу фотоплетизмографії. Конфігурація цих параметрів датчика залежить від передбачуваного застосування.

Для отримання форми пульсової хвилі на пальці руки, щоб оцінити вегетативні варіації або зміни артеріального тиску, та подальшого аналізу морфологічних особливості окремих пульсових хвиль фотоплетизмограми потрібна відносно висока частота дискретизації (наприклад, більше 500 Гц) для точної оцінки часу пульсової хвилі, слід також використовувати більшу довжину хвилі (наприклад, інфрачервоне випромінювання, щоб проникнути глибше та переконатися, що сигнал відображає зміни об'єму артеріальної крові. Час запису має бути відносно довгим (від 4 секунд до хвилини), щоб ефект фізіологічних змін можна було побачити в записаних сигналах фотоплетизмографії.

У приладах, де використовуються світлодіоди з різною довжиною хвилі, є додаткові можливості, зокрема,: пульсоксиметрія (наприклад, 660 нм і 940 нм); неінвазивне вимірювання рівня глюкози та інших компонентів крові (декілька довжин хвиль, діапазон: від 420 нм до 1040 нм). У цих застосуваннях часто

					<i>123.КІ(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		29

краще отримувати сигнали фотоплетизмографії з вищою частотою дискретизації (> 500 Гц).

Форма хвилі фотоплетизмографії надає велику кількість інформації про серцево-судинну гемодинаміку та може використовуватися для отримання кількох життєво важливих параметрів, таких як частота серцевих скорочень, частота дихання, насичення артеріальної крові киснем і артеріальний тиск. Однак справжній потенціал фотоплетизмографії реалізується, коли інші фізіологічні сигнали, такі як електрокардіограма (ЕКГ), акселерометрія та шкірно-гальванічна відповідь, реєструються та аналізуються одночасно.

Одночасне отримання кількох сигналів на різних ділянках тіла полегшує вимірювання часу проходження імпульсу, часу, необхідного для поширення пульсової хвилі артеріальним шляхом. Це може використовуватися для розрахунку швидкості пульсової хвилі, маркера серцево-судинного ризику [17].

Одночасне отримання ЕКГ може служити орієнтиром серцевого часу для сигналів фотоплетизмографії. Час настання пульсу можна розрахувати на основі одночасних сигналів PPG та ЕКГ, які можна використовувати для оцінки артеріального тиску і для оцінки серцево-судинних факторів ризику, таких як артеріальна жорсткість і гіпертонія [18]. Таким чином, комбіноване отримання та аналіз цих сигналів дає можливість для більш глибокої оцінки серцево-судинної гемодинаміки.

Сигнал акселерометрії можна використовувати для усунення перешкод від руху від сигналів фотоплетизмографії, що є особливо важливою проблемою при використанні портативних пристроїв. Для усунення таких перешкод можна використовувати одночасні опорні вимірювання руху, які забезпечують акселерометри [19].

Основною проблемою є те, що сигнал отриманий з фотодіода є достатньо слабким і сильно зашумленим, та містить велику постійну складову (рис. 2.5). Такий сигнал не придатний для прямого цифро-аналогового перетворення з необхідною для подальшої програмної обробки роздільною здатністю.

					<i>123.KI(m)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		30

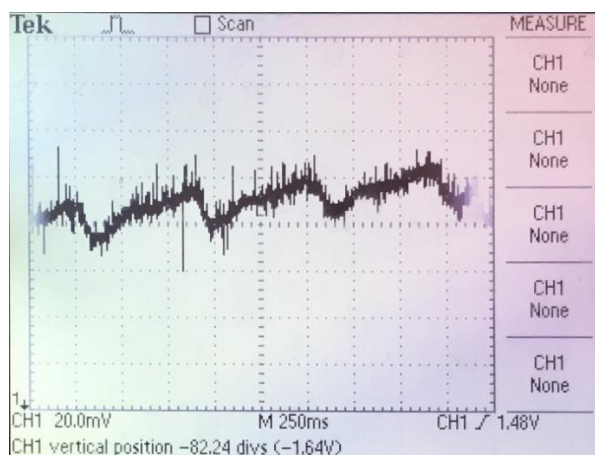


Рис. 2.5. Осцилограма сигналу з фотоприймача після проходження світла через палець.

Досить мала, менше 1-2% від постійної складової, амплітуда сигналу пульсації крові викликана тим що зміна об'єму крові є дуже мала в порівнянні з товщиною тканин що просвічуються. Величина постійної складової наперед не відома, та залежить від багатьох факторів, зокрема, товщини і прозорості просвічуваної тканин, кольору шкіри, а також може суттєво змінюватися під час вимірювання через рухи людини. Для усунення постійної складової, у роботі [12] запропоновано диференціальну схему на здвоєному операційному підсилювачі (рис. 2.6), з можливістю динамічної зміни рівня компенсації за допомогою цифро-аналогового перетворювача мікроконтролера. Це дає можливість компенсувати постійну складову будь якої величини, і отриманий корисний сигнал попередньо підсилити та профільтрувати для розширення на весь динамічний діапазон АЦП.

Після усунення постійної складової отриманий сигнал проходить через RC фільтр для зменшення високочастотних завад та наведень. Вихід SENS1 також підключено до каналу АЦП, що дає можливість регулюючи силу струму світлодіода отримати якісний сигнал у всьому діапазоні АЦП незалежно від властивостей біотканин.

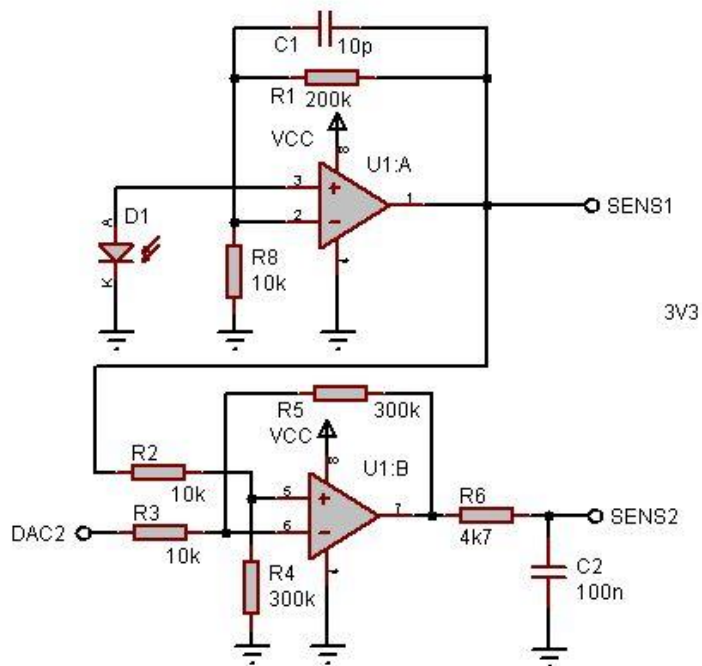


Рис. 2.6. Функціонально-принципова схема перетворювача сигналів від фоточувливих елементів для фотоплетизмографії.

Оцифровану осцилограму сигналу з виходу SENS2 показано на рис. 2.7.

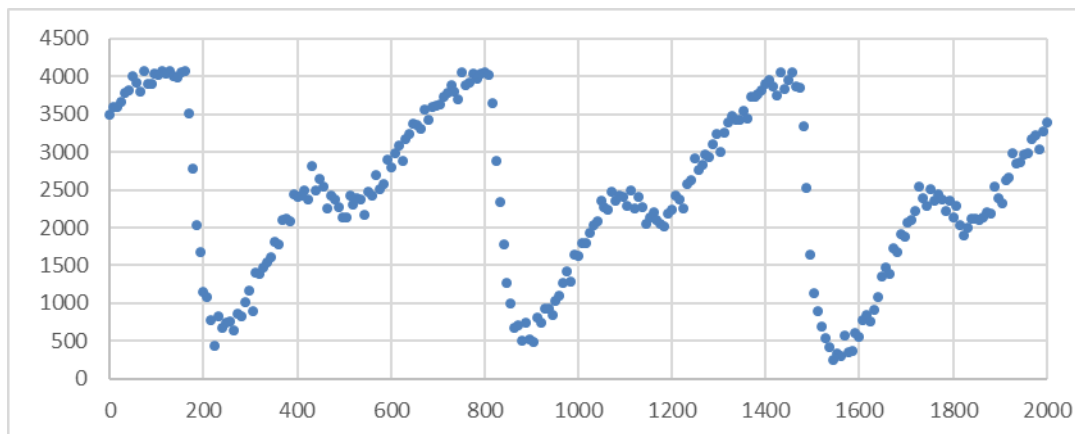


Рис. 2.7. Оцифрований 12 бітним вбудованим в мікроконтролер STM32 АЦП сигнал після апаратної обробки.

Бачимо що отриманий сигнал все ще містить невеликі шуми і потребує додаткового програмного опрацювання.

2.3. Програмна обробка сигналу фотоплетизмографії

Обробка сигналів фотоплетизмографії зараз є широкою областю наукових досліджень [3, 15], мотивованою широким використанням датчиків фотоплетизмографії як у клінічних, так і в побутових пристроях. Наявність кількох загальнодоступних наборів даних, що містять сигнали фотоплетизмографії разом із еталонними параметрами, гарантує, що поле доступне для всіх.

Цифрова фільтрація є важливим кроком для мінімізації впливу шуму на аналіз сигналу фотоплетизмографії. Ослаблення шуму від сигналів фотоплетизмографії є вирішальним кроком у вилученні з нього цінної інформації. Цифрова фільтрація може бути використана для послаблення шуму в певних частотних діапазонах (наприклад, низько- та високочастотний шум), хоча додаткові процеси потрібні для послаблення шуму, який виникає в межах діапазону частот (наприклад, артефакт руху через ходьбу, де частота кроків може бути схожа на частоту серцевих скорочень).

Цифрова фільтрація полягає у згортанні вхідного сигналу з коефіцієнтами фільтра для отримання відфільтрованого сигналу. Передавальна функція фільтра може бути виражена в z -області як:

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{\sum_{k=0}^K b[k] z^{-k}}{\sum_{l=0}^L a[l] z^{-l}}$$

де $b[k]$ і $a[l]$ — коефіцієнти чисельника та знаменника відповідно. Коефіцієнти визначаються в процесі проектування відповідно до типу фільтра та необхідних частот зрізу [20]. Ця функція передачі також може бути виражена як різницеве рівняння, яке можна легко застосувати до вихідного сигналу в часовій області,

щоб отримати відфільтрований сигнал, у. Різницеве рівняння можна виразити так:

$$y[n] = \sum_{k=0}^{K-1} b[k] x[n-k] - \sum_{l=1}^L a[l] y[n-l]$$

Процес проектування цифрового фільтра полягає в знаходженні коефіцієнтів $b[k]$ і $a[l]$, які дають бажану характеристику фільтра. Важливо розробляти цифрові фільтри з урахуванням кінцевого застосування, оскільки вони можуть мати помітний вплив на морфологію сигналу фотоплетизмографії [21].

Існує дві основні групи цифрових фільтрів, які відрізняються за функцією передачі: фільтри з кінцевою імпульсною характеристикою і фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою. Різницю між цими сімействами фільтрів можна пояснити за допомогою рівняння. 2. У фільтра з кінцевою імпульсною характеристикою усі коефіцієнти $a[l]$ з $l > 0$ дорівнюють нулю. Отже, відфільтрований сигнал залежить виключно від вхідного сигналу, і на нього не впливає поведінка фільтра з попередніми зразками сигналу. Крім того, він залежить лише від кінцевої кількості вибірок вхідного сигналу. Навпаки, у фільтрах з нескінченною імпульсною характеристикою не всі коефіцієнти $a[l]$ дорівнюють нулю, тому відфільтрований сигнал залежить як від вихідного, так і від вхідного сигналу. Фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою називаються так тому, що кожен зразок може впливати на вихід протягом нескінченного періоду часу.

Три характеристики визначають реакцію фільтра. Фільтри мають порядок, частоту зрізу та мають певний тип: фільтр низьких частот (LPF), фільтр високих частот (HPF), смуговий (BPF) або смуговий фільтр (BSF) [20]. Рис. 2.8 показує приклад кожного типу фільтра в частотній області. Порядок визначає поведінку нахилу переходів між смугами пропускання та смугами відхилення, або навпаки. Фільтри вищого порядку мають крутіші переходи (рис б), але також вимагають більшої тривалості вхідного сигналу та генерують більшу затримку відфільтрованого сигналу [20]. Частота зрізу визначає частоту, на якій посилення

					<i>123.KI(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		34

результуючого сигналу становить приблизно 70% від початкової амплітуди. Фільтри низьких частот і фільтри високих частот мають один перехід і, отже, одну частоту зрізу, тоді як смугові фільтри мають дві смуги переходу, а отже, дві різні частоти зрізу.

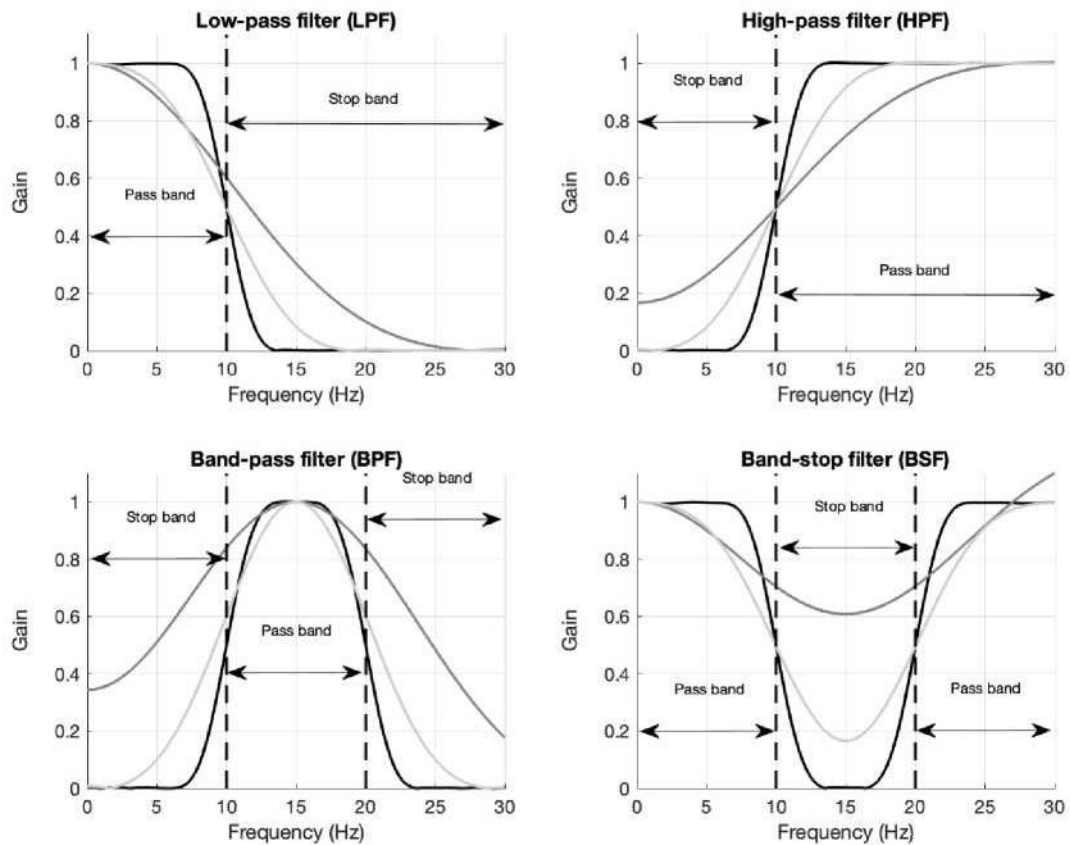


Рис. 2.8. Поведінка чотирьох типів фільтрів у частотній області: фільтр низьких частот (LPF), фільтр високих частот (HPF), смуговий фільтр (BPF) і смуговий фільтр (BSF).

Найпоширенішим фільтром з кінцевою імпульсною характеристикою у сфері обробки біомедичних сигналів, включаючи попередню обробку сигналу фотоплетизмографії, є фільтр ковзаючого середнього. Іншими часто використовуваними фільтром з кінцевою імпульсною характеристикою є медіанний фільтр, у якому замість використання середнього значення n вибірок, результат фільтра визначається медіанним значенням останніх n вибірок; також хороші результати показують фільтр Кальмана і фільтри на основі використання

вікон Ханнінга або Хеммінга.

Фільтри з нескінченною імпульсною характеристикою спочатку були розроблені з використанням аналогових інструментів. Найпоширенішими серед них є фільтр Баттерворта, фільтри Чебишева типу I і II і еліптичний фільтр [15]. Основну різницю між ними можна помітити в їх амплітудно-частотних характеристиках. Еліптичні фільтри та фільтри Чебишева, як правило, мають крутіший нахил, ніж фільтри Баттерворта, але вони мають смуги пропускання та зупинки без пульсацій, що зазвичай бажано в аналізі біомедичних сигналів [20].

Одним із невід'ємних аспектів фільтрації є затримка, яку вона створює для результуючого сигналу. Цю затримку можна виправити під час фільтрації сигналу в автономному режимі, тому весь сигнал доступний, а фільтр можна застосовувати як у прямому, так і у зворотному напрямках. Однак фільтрація нульової фази в режимі реального часу неможлива. Отже, фільтрація в реальному часі завжди накладає деяку затримку на сигнал. Ця затримка збільшується з порядком фільтра. Оскільки такі фільтри мають високі порядки для досягнення потрібної фільтрації, вони мають тенденцію накладати більш тривалі затримки. Тим не менш, вони можуть бути оптимальними в програмах реального часу, які можуть мати справу з більшими затримками, так як затримка завжди лінійна та має відоме значення, які можна програмно враховувати.

Стандарти для визначення граничних частот для фільтрів у фотоплетизмографії не розроблені, але більша частина частотного вмісту сигналу фотоплетизмографії нижче 15 Гц.

На рис. 2.9. оранжевою кривою показано застосування фільтра біжучого середнього, а сірою – медіанного фільтра.

					123.КІ(м)-21.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		36

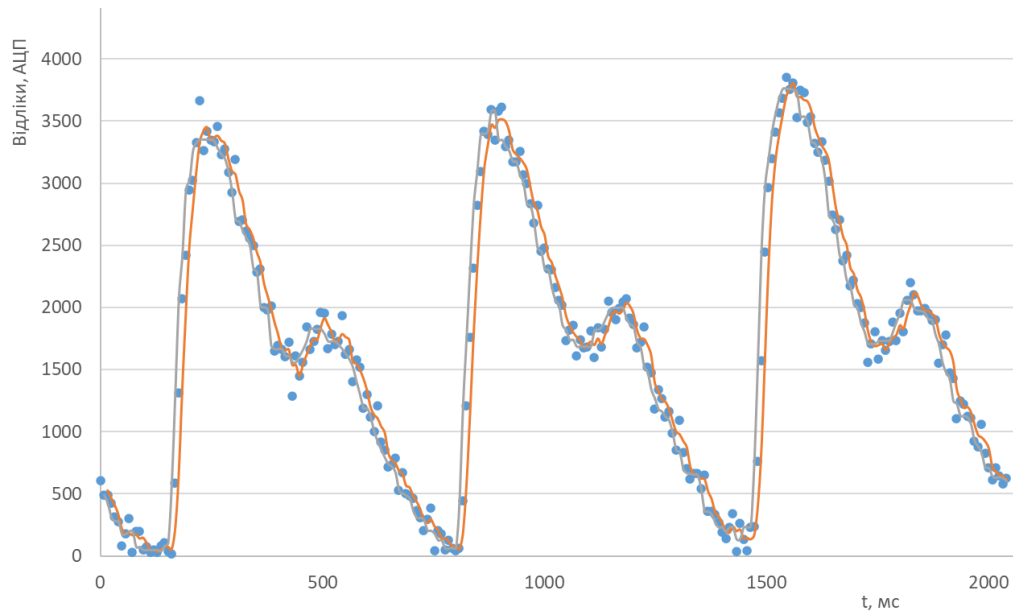


Рис. 2.9. Фільтр біжучого середнього (оранжевою крива) та медіанний фільтр (сіра крива)

Бачимо що фільтр при мінімальних затратах процесорного часу забезпечує добру фільтрацію даних, але має деяке відставання, яке тим більше чим більша сила фільтрації. Медіанний фільтр потребує дещо більших затрат процесорного часу і також забезпечує добрі результати фільтрування практично у реальному часі.

Шум, пов'язаний з артефактом руху зонда-тканини, вважається ворогом обробки сигналу фотоплетизмографії. Очікується, що якість сигналу буде високою під час вимірювань, отриманих у спокої, але знижується під час руху. Сигнали фотоплетизмографії отримують споживчі носії під час різноманітних видів діяльності, таких як ходьба, біг, робота або їзда на велосипеді. Шум перешкоджає отриманню достовірної інформації з сигналу фотоплетизмографії у цих діях. Оцінка якості сигналу зазвичай виконується шляхом виміру якості сигналу фотоплетизмографії. Існують різні концепції щодо того, що можна вважати високоякісним сигналом фотоплетизмографії. Наприклад, сигнали фотоплетизмографії можна класифікувати відповідно до здатності достовірного визначення частоти пульсу. Розрізняють три класи пульсових хвиль: відмінний із

Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

помітними систолічними та діастолічними хвилями; прийнятний, у якому не можна розрізнити систолічні та діастолічні хвилі, але за якими можна оцінити частоту серцевих скорочень; та непридатний, у якому не можна розрізнити систолічні та діастолічні хвилі та не можна оцінити частоту серцевих скорочень [22]. Приклади відмінного, прийнятного і непридатного сигналів фотоплетизмографії показані на Рис. 2.10.

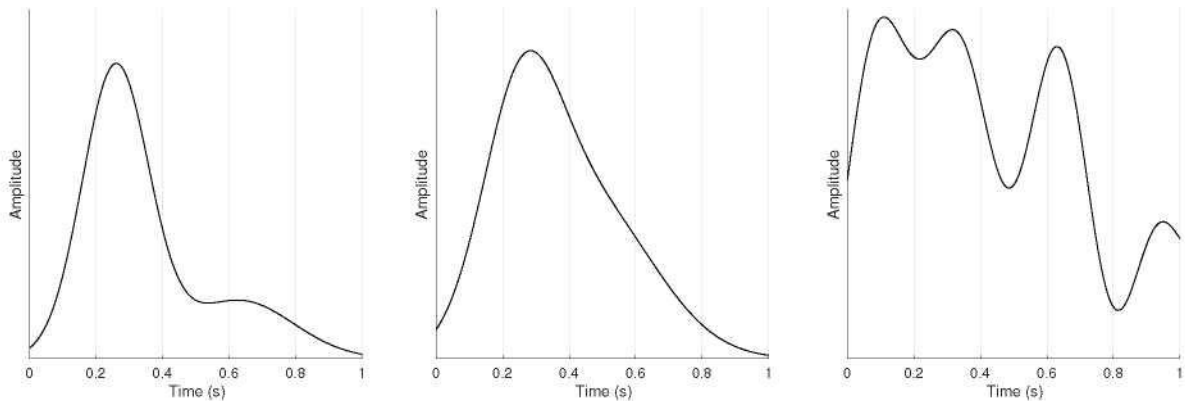


Рис. 2.10. Класи якості сигналу PPG: Приклади відмінних, прийнятних і непридатних пульсових хвиль фотоплетизмографії.

Більшість методів обробки починаються з ідентифікації явно неякісних сегментів за допомогою перевірки фізіологічної правдоподібності, а потім застосовують більш складні методи для ідентифікації решти, менш очевидних неякісних сегментів. Більшість методів витягують морфологічні, спектральні чи трендові характеристики з однієї пульсової хвилі фотоплетизмографії, а потім пульсову хвилю класифікують як високої або низької якості на основі евристичних, емпірично визначених або отриманих за допомогою машинного навчання порогів. Ці характеристики зазвичай витягуються в часовій області.

Крім того, деякі відомі алгоритми [1] оцінюють подібність між послідовними пульсовими хвилями, як-от зміну тривалості пульсової хвилі, тривалість систолічної фази та амплітуду пульсової хвилі, різницю в глибині спаду між послідовними спадами та співвідношення між амплітудою пульсової хвилі та діастолічною хвилею. Нещодавно був запропонований алгоритм, у якому

автокореляційна функція сегментів PPG використовувалася для ідентифікації артефактів, які можуть призводити до різних форм цієї функції [23]. Перша точка перетину нуля, максимальний пік і значення затримки максимального піку були виділені як характеристики для характеристики функції автокореляції.

Аналіз частотної області також використовувався для виявлення низькоякісних сигналів фотоплетизмографії.

Після визначення якості сигналу постає питання, як визначити значення індексів, пов'язаних із сигналами фотоплетизмографії. Потім встановлюються правила прийняття рішень для визначення маркування сигналу фотоплетизмографії. Існує два основні підходи до правил прийняття рішень: фізіологічні пороги та евристика.

2.4. Визначення частоти серцевих скорочень та дихання методом фотоплетизмографії

Фотоплетизмографія як оптичний метод, дає можливість отримати показники, за якими можна проводити діагностику стану серцево-судинної системи, зокрема, час відбиття пульсової хвилі, індекс жорсткості, індекс відбиття, частота серцевих скорочень та інше [24]. Поширення саме неінвазивних методів діагностування серцево-судинних захворювань викликано їх неруйнівною дією, а також відсутністю ризику занесення інфекції [25].

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

Відношення двох основних складових сигналу ФПГ, які визначають частоту серцевих скорочень і частоту дихання – відображають ще один важливий діагностичний показник узгодженість серцево-судинної системи та дихальної системи організму – індекс Хільдебранта. Відхилення цього індексу від значень 4 свідчить про ступінь неузгодженості серцево-судинної та дихальної систем.

Окремо слід виділити криву дихання, яка модулює сигнал фотоплетизмографії отриманий оптичними методами [26]. У роботі [26] автори

					<i>123.KI(m)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		39

показали можливість визначення індексу Хільдебранта методом фотоплетизмографії з точністю до третього знаку після коми.

На рис. 2.11. показано дані фотоплетизмографічного сигналу за декілька циклів вдих-видих. Тут, крива червоного кольору відображає усереднені значення за три періоди частоти серцевих скорочень.

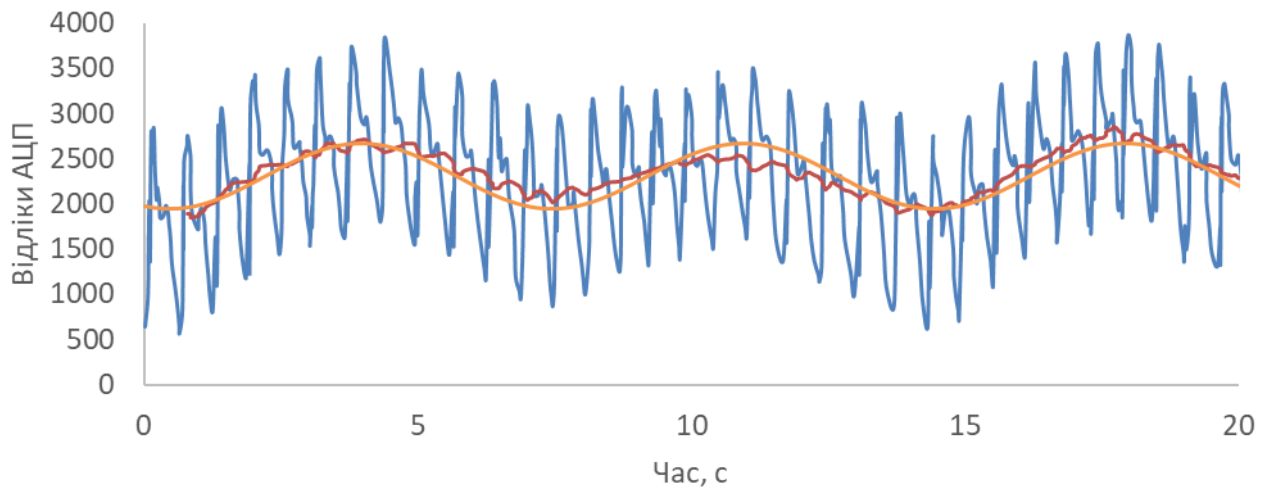


Рис. 2.11. Сигнал фотоплетизмограми промодульований диханням (синя крива), біжуче середнє (червона крива) та апроксимація (оранжева крива).

Бачимо що експериментальні дані описують періодичну функцію, яка наближено можна апроксимувати формулою:

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

Тут, основним параметром є частота дихання ω , а інші параметри не залежать від частоти дихання і необхідні для позиціонування кривої відносно періоду та висоти виміру. Коефіцієнт B – задає зміщення по осі абсцис, яке приблизно рівне середньому арифметичному вибірки. Параметр A – задає амплітуду сигналу та залежить від коефіцієнта підсилення, його можна оцінити як половину різниці між максимумом та мінімумом кривої біжучого середнього. Параметр φ – це зсув фази, він залежить від часу початку оцифровки даних відносно початку періоду дихання.

Застосувавши метод найменших квадратів для апроксимації отриманих експериментальних даних наведеною формулою, визначаємо частоту дихання, яка для даного набору даних склала 8,62 дихальних рухів за хвилину.

Також той факт що сигнал фотоплетизмографії промодульований диханням значно ускладнює та зменшує точність аналізу пульсової хвилі. Віднімаючи від вихідних даних отриману за формулою 1 криву можна значно зменшити вплив дихання на вихідні дані (рис. 2.12), та суттєво підвищити точність аналізу пульсової хвилі.

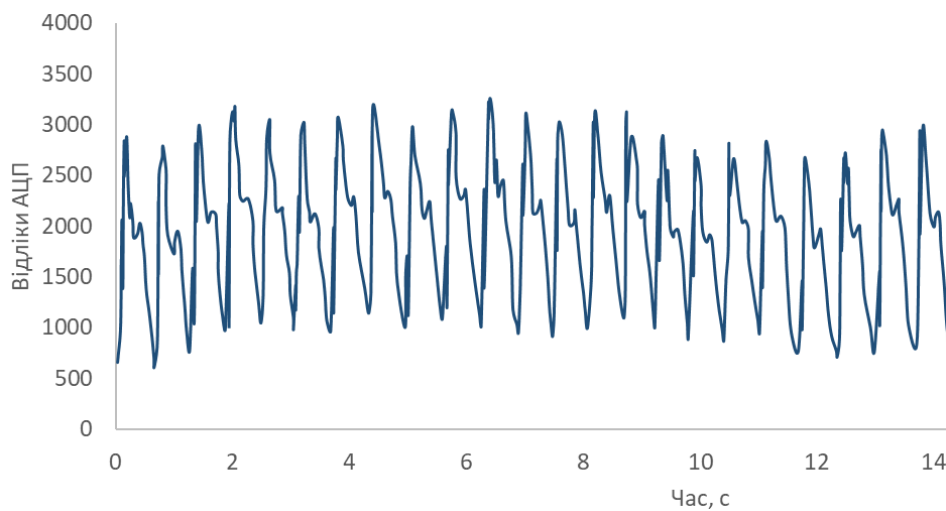


Рис. 2.12. Фотоплетизмограма після її вирівнювання відніманням кривої дихання.

2.5. Розробка алгоритмів пошуку екстремумів у сигналі фотоплетизмографії

Загальний вигляд Фотоплетизмограми схематично показано на рис. 2,2. Першим кроком у програмному аналізі сигналу фотоплетизмографії є ідентифікація основних екстремумів сигналу. Тут хороший результат показали запропоновані науковим керівником порогові методи виявлення піків. Оскільки форма повного періоду фотоплетизмограми завжди характеризується наявністю

основних піків, а наявність додаткового піка залежить від стану судин, то варто спочатку знайти основні піки. Спочатку відносно простими і швидкими алгоритмами виділяємо основні піки, і знаходимо точки A0, t0, A1, t1, A0, t4. Наведемо тільки алгоритм знаходження максимумів, мінімуми знаходяться аналогічно.

```

> ##шукаємо по 3 точки вершин максимумів
> m:=3; ##кількість точок
> Max_mas[1]:= Max_index;
> Max_grup_index1:=1; Max_grup_index2:=0; Max_grup_index3:=0;
> flag:=0;
> Delta:=30;

> for j from 1 to 1000 while flag=0 do
  max_line:=ADCR[Max_index]-j;
  for i from 1 by 1 to N do
    if (ADCR[i]>=max_line) then
      Max_add:=1;
      for j1 from 1 by 1 to 3*m do
        if (i=Max_mas[j1]) then Max_add:=0: end if: ##перевіряємо
чи не повтор
      end do:

      if (Max_add=1) then ##якщо не повтор
        for j1 from 1 by 1 to Max_grup_index1 do
          if (abs(Max_mas[j1]-i)<=Delta) then ##перевіряємо чи
попадає в перший окіл
            Max_add:=0:
            if (Max_grup_index1<3) then
Max_grup_index1:=Max_grup_index1+1: Max_mas[Max_grup_index1]:=i: end
if:
            else
              if (Max_grup_index2=0) then Max_grup_index2:=4:
Max_mas[Max_grup_index2]:=i: Max_add:=0: end if:##група 2 порожня

```

					123.КІ(м)-21.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		42

```

        end if:
    end do:
end if:
if (Max_add=1) then ##якщо не повтор
    for j1 from 4 by 1 to Max_grup_index2 do
        if (abs(Max_mas[j1]-i)<=Delta) then ##перевіряємо чи
попадає в 2 окіл
            Max_add:=0:
            if (Max_grup_index2<6) then
Max_grup_index2:=Max_grup_index2+1: Max_mas[Max_grup_index2]:=i:
end if:
            else
                if (Max_grup_index3=0) then Max_grup_index3:=7:
Max_mas[Max_grup_index3]:=i: Max_add:=0: end if:##група 3 порожня
                end if:
            end do:
        end if:

        if (Max_add=1) then ##якщо не повтор
            for j1 from 7 by 1 to Max_grup_index3 do
                if (abs(Max_mas[j1]-i)<=Delta) then ##перевіряємо чи попадає
в 3 окіл
                    Max_add:=0:
                    if (Max_grup_index3<9) then
Max_grup_index3:=Max_grup_index3+1: Max_mas[Max_grup_index3]:=i:end
if:
                    end if:
                end do:
            end if:

            if (Max_grup_index1=m and Max_grup_index2=2*m and
Max_grup_index3=3*m) then flag:=1: end if:

        end if:

```

					123.КІ(м)-21.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		43

end do:
end do:

Аналогічно знаходимо мінімуми, і отримуємо основні точки екстремумів (рис. 2.13)

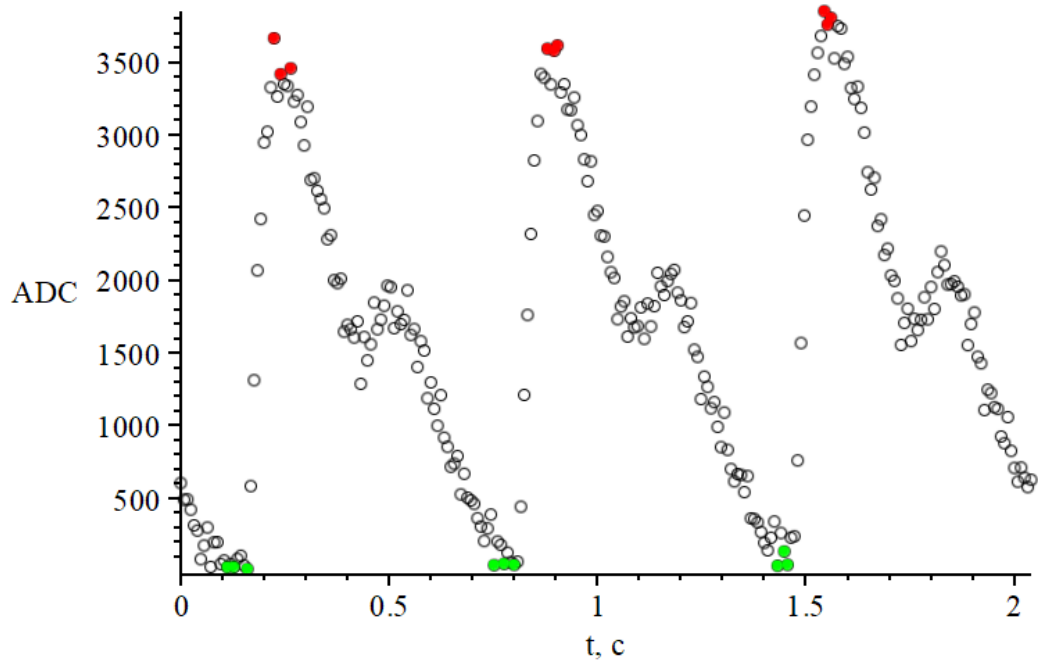


Рис. 2.13. Визначені точки максимумів і мінімумів на сигналі фотоплетизмографії.

Після визначення основних максимумів на різних довжинах світлового випромінювання можна визначати частоту серцевих скорочень, насиченість крові киснем та інші компоненти крові.

Крива розбивається на відрізки t_0t_1 з лінійною ділянкою, та відрізок t_1t_4 на якому аналогічним алгоритмом можна знайти точки t_2, t_3 .

РОЗДІЛ 3.

РОЗРОБКА МОБІЛЬНОГО ЗАСТОСУНКУ ДЛЯ РОЗШИФРОВКИ СИГНАЛУ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

3.1. Загальна структурна схема взаємодії компонентів системи

На рис. 3.1. представлено загальну структурну схему взаємодії компонентів системи.

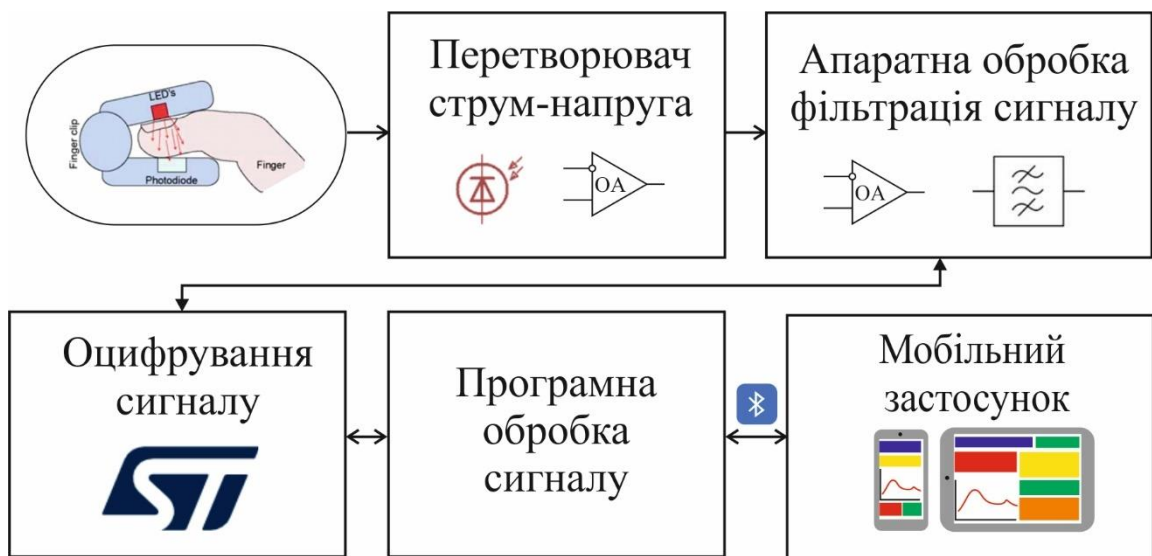


Рис. 3.1. Загальна структурна схема взаємодії компонентів системи

Після отримання сигналу з оптичного сенсора сигнал обробляється апаратним перетворювачем сигналів, який усуває постійну складову, високочастотні шуми та приводить сигнал до діапазону АЦП. Після чого сигнал оцифровується мікроконтролером, та зберігається в масив в оперативній пам'яті. Якій в подальшому програмно обробляється, зокрема проходить через програмний фільтр ковзаючого середнього, визначається частота дихання, віднімається сигнал дихання. Після чого програмний алгоритм знаходить основні точки екстремумів для усіх потрібних довжин оптичного випромінювання і розраховує частоту серцевих скорочень, касиченість крові киснем, та інші

параметри. Усі дані через Bluetooth передаються на мобільний пристрій де відображаються в застосунку.

3.2. Розшифрування сигналу фотоплетизмографії

Подальше розшифрування проводиться вже в мобільному застосунку.

Зокрема визначається індекс показник тону судин, індекс периферійного опору, показник еластичності рис. 3.2.

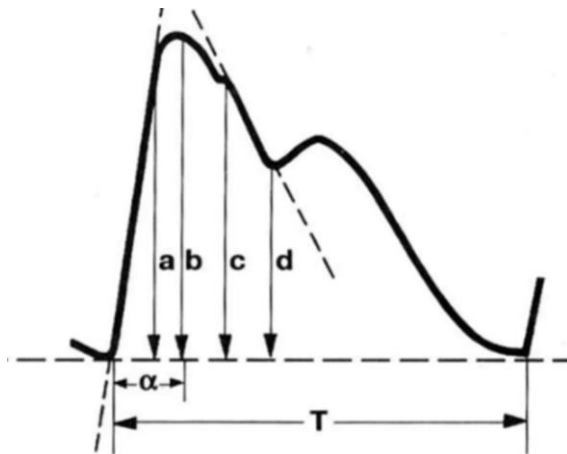


Рис. 3.2. Розшифрування фотоплетизмограми

Показник тону судин визначається відношенням часу, витраченого на максимальний підйом пульсової кривої, до часу проходження всієї пульсової кривої до початку наступного періоду.

$$\text{ПТС} = 100\% \cdot \alpha / T;$$

Індекс периферійного опору визначається відношенням амплітуди інцизури дикротичної хвилі до амплітуди швидкого кровонаповнення

Індекс периферійного опору – надійний критерій тону судин, він зростає при вазоконстрикції та склерозуванні судин.

$$\text{ПО} = 100\% \cdot d/a;$$

При нормальному тонусі стінок судин величина індексу периферійного опору становить 80-90%

Показник еластичності визначається відношенням амплітуди швидкого кровонаповнення до амплітуди повільного кровонаповнення

$$ПЕ = 100\% \cdot a/c;$$

При нормальному тонусі судин величина показника еластичності становить 70-80%. У разі вазодилатації показник еластичності зростає вище 80%, а при вазоконстрикції – стає нижче 70%.

3.3. Розробка мобільного застосунку

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

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

Android Studio – це інтегроване середовище розробки від компанії Google, за допомогою якого розробникам доступні всі сучасні інструменти для створення програм на платформі Android. Інтегроване середовище розробки Android Studio підтримується на операційними системами Windows, Mac та Linux.

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

					123.КІ(м)-21.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		47

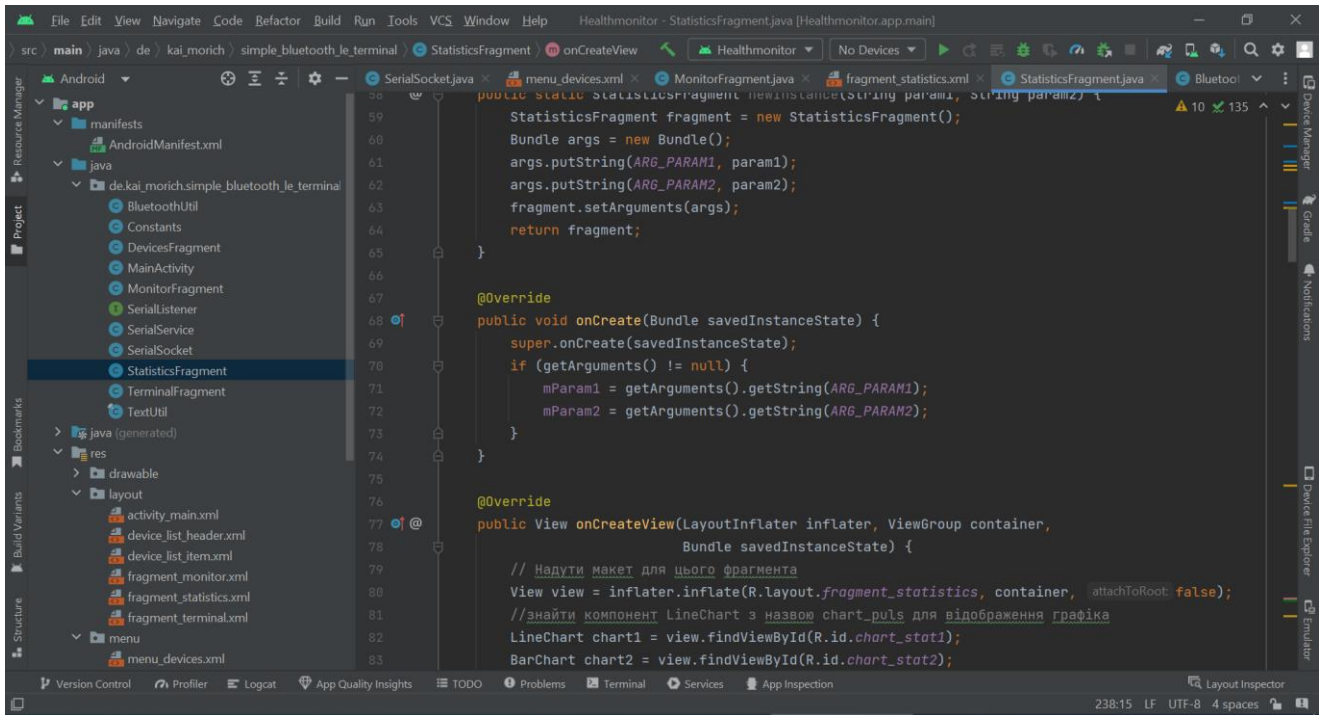


Рис. 3.3. Загальний вигляд проекту застосунку для моніторингу стану здоров'я в середовищі розробки Android Studio.

Додаток складається з декількох основних програмних модулів (Рис. 3.3). Зокрема модуль безпроводної взаємодії з пристроями збору даних через інтерфейс Bluetooth, основний модуль застосунку (main activity), модуль візуалізації даних, обчислювальний модуль, модуль налаштувань, модуль роботи з локальною базою даних та мережею Інтернет.

Зв'язок програми з апаратними пристроями збору даних реалізовано через протокол Bluetooth Low Energy (BLE). BLE є зараз найбільш популярним для пристроїв неперервного моніторингу стану здоров'я людини, завдяки зручності реалізації та малому енергоспоживанню. Також варто зазначити, що практично всі сучасні мобільні пристрої підтримують даний протокол. BLE протокол не потребує попереднього створення пари пристроїв, і дозволяє пряме під'єднання. Модулі BLE споживають 20-25 мкА в режимі видимості і приблизно 100 мкА в режимі обміну даними. Навіть при інтенсивному обміну даними на досить високих швидкостях струм споживання залишається менше 10 мА.

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

Для створення підключення до пристрою спочатку скануємо всі доступні поблизу пристрої та формуємо список у якому користувач зможе вибрати необхідний для підключення пристрій. Це виконано за допомогою вбудованого класу BluetoothLeScanner.

Після результату вдалого сканування користувач може підключитися до потрібного пристрою вибравши відповідний пристрій в меню результатів сканування.

Так як для неперервного моніторингу обмін даними потрібний не лише коли застосунок активний, а також у фоновому режимі коли застосунок згорнутий, то для обміну даними між застосунком та пристроям було реалізовано відповідну службу SerialService.

Для операцій з налагодження та обслуговування пристроїв реалізована можливість бачити в реальному часі всі отримані дані з пристроїв в "сирому" текстовому вигляді. Для цього реалізовано BLE термінал у вигляді окремого фрагмента програми (рис. 3.4, 3,8). Даний модуль дає можливість не тільки бачити прийняті дані в сирому не обробленому вигляді, але і надсилати текстові команди на пристрій, для зручного налагоджування. Зокрема для розробленого на кафедрі фотоплетизмографа можна встановлювати струм світловода, вибирати довжини хвиль світлового випромінювання з наявних світлодіодів, частоту відправки даних та інші параметри.

					<i>123.KI(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		49

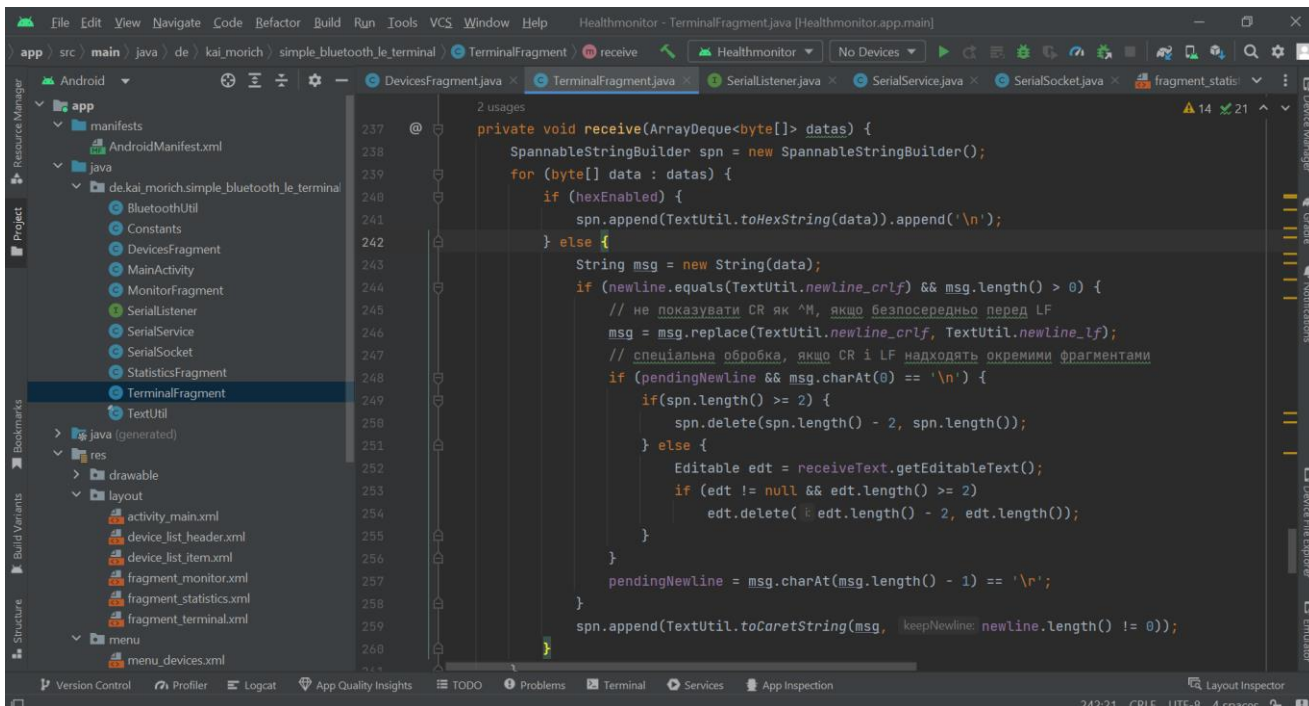


Рис. 3.4. Фрагмент Bluetooth Low Energy терміналу.

Основне вікно застосунку для моніторингу реалізоване як окремий фрагмент (рис. 3.5) та містить поточні дані які отримуються з приладу моніторингу, а також ті дані які вводяться в ручну (рис.3.6).

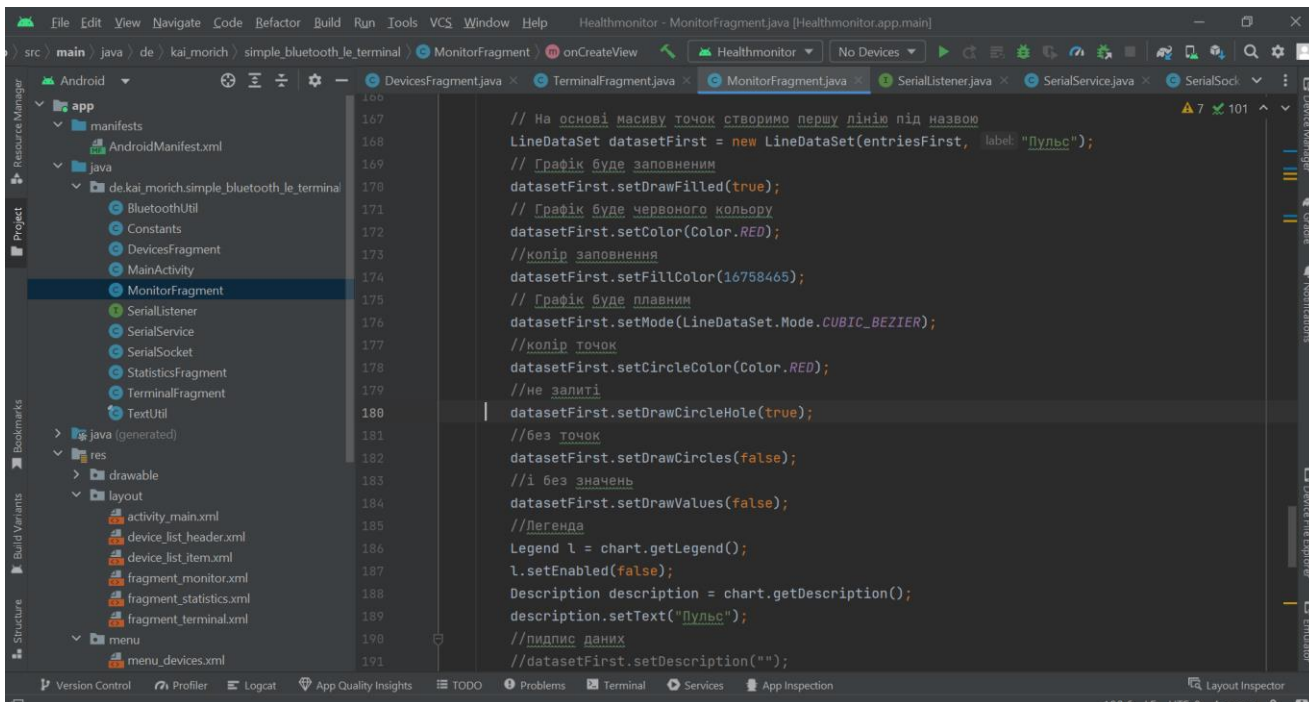


Рис. 3.5. Частина програмного коду для побудови графіка пульсу.

Так як для багатьох величин, як то вага, ріст, артеріальний тиск, які вимірюються нечасто, але мають важливе значення, достатньо мати простий прилад вимірювання, то передбачена можливість введення таких даних вручну.

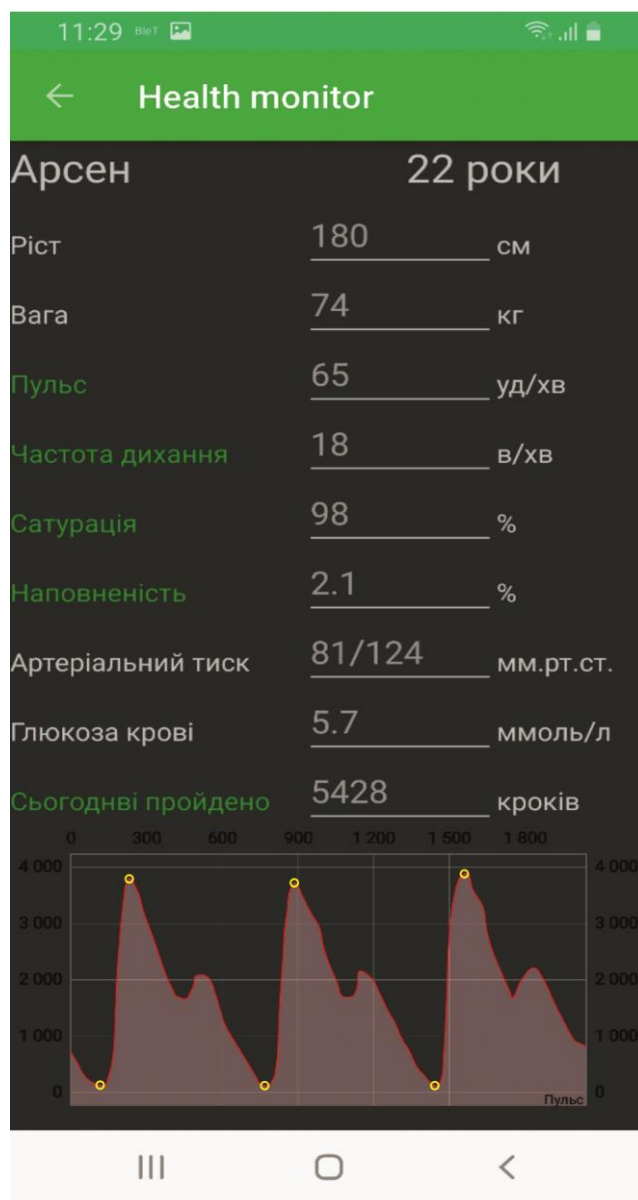


Рис. 3.6. Вікно моніторингу з графіком пульсу та розпізнаними основними точками на ньому.

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

Для якісного і зручного відображення графіків та діаграми застосовано бібліотеку MPAndroidChart [28]. Ця бібліотека є досить популярна, має безкоштовну ліцензію, хорошу підтримку та добре документована.

Дані фотоплетизмограми обробляються в обчислювальному модулі, якій здійснює програмну фільтрацію даних, визначення частоти, визначення частоти серцевих скорочень, апроксимація відповідними залежностями для визначення можливих відхилень у стані серцево-судинної системи. Фотоплетизмограма за допомогою графічної бібліотеки MPAndroidChart відображається на сторінці моніторингу в онлайн режимі.

Для збереження значних об'ємів статистичних даних які постійно накопичуються, створено базу даних. База даних працює на стандартній системі керування базами даних доступній в операційній системі Android.

Для кожного параметра який зберігається у базі даних (як от частота серцевих скорочень, кількість пройдених кроків, артеріальний тиск, рівень глюкози крові) створюється окреме відношення (таблиця), куди поміщаються отримані з приладу моніторингу або введені користувачем вручну дані, дата їх отримання і синтетичний ключ потрібний для зв'язку з відношенням з даними користувача (ім'я, стать, дата народження).

Для зручного відображення статистики зміни параметрів у застосунку реалізовано окремий фрагмент графічний інтерфейс якого наведено на рис. 3.7. Користувач має можливість вибрати необхідні дані для відображення а також період відображення. На даний момент уже реалізовано моніторинг динаміки за день, тиждень, місяць, рік.

					<i>123.КІ(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		52

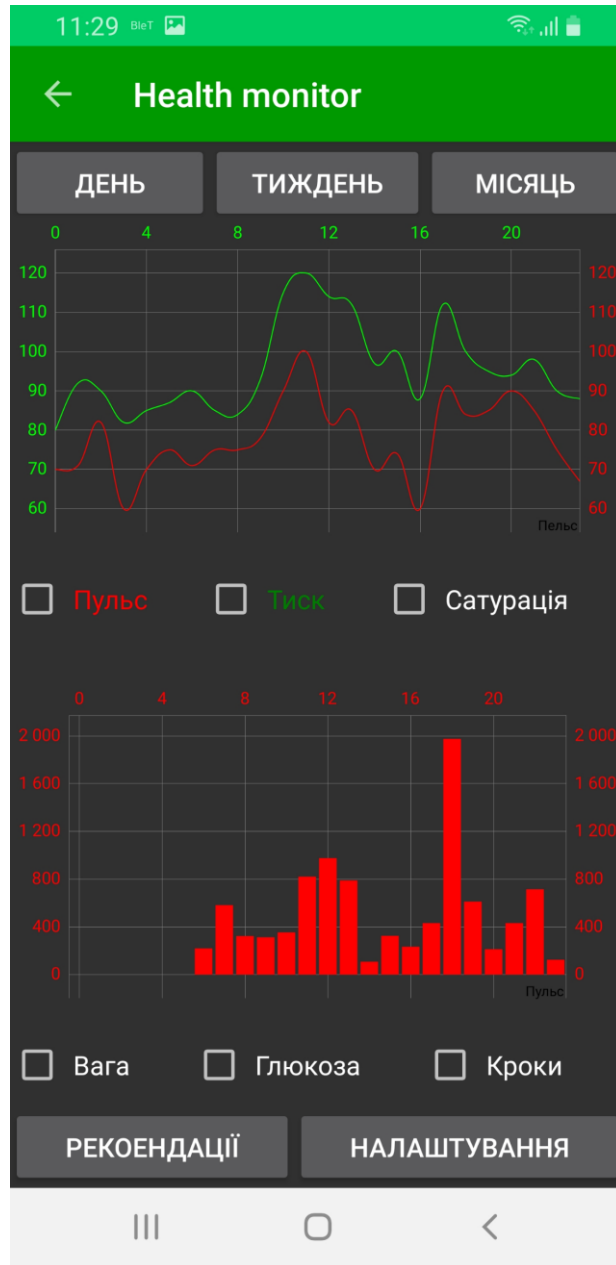


Рис. 3.7. Вікно інтерфейсу відображення статистичних даних та динаміки зміни показників за певний період часу.

Деякі дані, зокрема, частота серцевих скорочень, сатурація, артеріальний тиск відображаються у вигляді графіків. Інша частина даних, такі як, вага, кількість пройдених кроків, рівень глюкози крові відображаються у вигляді стовпчикових діаграм. Дані щодо конкретних величин для відображення та періодів відображення задаються в налаштуваннях.

3.4. Можливі напрямки подальшого розвитку застосунку

На даний час застосунок знаходиться в стадії активної розробки, тестування та потребує ще багатьох допрацювань. Розробка таких застосунків викликає ряд труднощів. Як щодо підтримки готових промислових пристроїв де кожен виробник використовує свій специфічний протокол обміну даними, якій не має документації у відкритому доступі. Тому реалізована лише підтримка невеликої кількості медичних пристроїв, які застосовують служби Bluetooth SIG (Special Interest Group) протокол передачі даних яких описаний у відкритому доступі, зокрема, серцевий монітор Polar H7 та вимірник кров'яного тиску Beurer BM57.

Спроекований на кафедрі прототип фотоплетизмографа також знаходиться на стадії розробки і основна задача додатка на даний момент, це налагодження і допомога в розвитку даного проекту.

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

На даний час додаток аналізує отримані дані лише предмет наявності можливих захворювань судин без видачі рекомендацій. В ідеальному варіанті розробка штучної нейронної мережі для аналізу даних і видачі медичних рекомендацій. Але даний напрямок потребує окремого наукового дослідження з залученням медичних фахівців.

					123.КІ(м)-21.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		54

ВИСНОВКИ

1. Досліджено можливості моніторингу та аналізу стану здоров'я людини методом фотоплетизмографії. Показано що фотоплетизмографія є перспективними методам неінвазивного моніторингу біомедичних показників людини таких як частота дихання, частота серцевих скорочень, насиченість крові киснем. У перспективі дана методика може дати можливість навіть неінвазивно визначати рівень глюкози в крові людини.

2. Розроблено алгоритм аналізу сигналу фотоплетизмографії, якій здійснює компенсацію модуляції сигналу диханням, швидко знаходить основні точки екстремумів, та визначає частоту серцевих скорочень, частоту дихання, насиченість крові киснем. Показано що застосування даного алгоритму мало навантажує мікроконтролер, що сприяє низькому енергоспоживанню системи.

3. Розроблено мобільний застосунок для подальшого розшифрування сигналів фотоплетизмографії та моніторингу стану здоров'я людини, який визначає показник тону судин, індекс периферійного опору, показник еластичності судин.

					123.КІ(м)-21.3	Арк.
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		55

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Elisa Mejia-Mejia, 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>
2. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement” // Physiological Measurement. – V. 28, N. 3. – 2007. – P. R1–R39. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
3. Elgendi M. PPG signal analysis: An introduction using MATLAB. 1st ed. CRC Press. – 2020. <https://doi.org/10.1201/9780429449581>
4. Wieringa F., Mastik F., van der Steen A. Contactless multiple wavelength photoplethysmographic imaging: A first step toward «SpO₂ camera» // Technology. Ann. Biomed. Eng. – 2005. – V. 33, №8. – P. 1034-1041. <https://www.doi.org/10.1007/s10439-005-5763-2>
5. 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>
6. Wieringa F., Mastik F. In Vitro Demonstration of an SpO₂-Camera // Computers in Cardiology. – 2007. – № 34. – P. 749-751. <https://www.doi.org/10.1109/CIC.2007.4745594>
7. Rogatkin D. A. Physical foundations of optical oximetry // Medical Physics. – 2012. – V. 2, №54. – P. 97-113.
8. Verkruysse W., Bartula M. Calibration of contactless pulse oximetry // Anesthesia and Analgesia. – 2017. – V. 124, №1. – P. 136-145. <https://www.doi.org/10.1213/ANE.0000000000001381>

					<i>123.KI(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		56

9. Kong L., Zhao Y. Non-contact detection of oxygen saturation based on visible light imaging device using ambient light // *Optics Express*. – 2013. – V. 21, №15. – P. 17464-17471. <https://www.doi.org/10.1364/OE.21.017464>
10. Foroughian F., Bauder C.J. The Wavelength Selection for Calibrating Non Contact Detection of Blood Oxygen Satuartion using Imaging Photoplethysmography. 2018 United States National Committee of URSI National Radio Science Meeting (USNC-URSI NRSM). – 2018. – P. 1-2.
11. Kamshilin A.A., Miridonov S., Teplov V. Photoplethysmographic imaging of high spatial resolution // *Biomedical Optics Express*. – 2011. – V. 2, №4. – P. 996–1006. <https://www.doi.org/10.1364/BOE.2.000996>
12. 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.
13. Millasseau S.C. Noninvasive assessment of the digital volume pulse: comparison with the peripheral pressure pulse // *Hypertension*. – 2000ю – V.36, №6, P. 952–956. <https://doi.org/10.1161/01.HYP.36.6.952>
14. El-Hajj C., Kyriacou P.A. A review of machine learning techniques in photoplethysmography for the non-invasive cuff-less measurement of blood pressure. // *Biomedical Signal Processing and Control*. – 2020 – V. 58, P. 101870. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2020.101870>
15. Elgendi M. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. // *Current Cardiology Reviews*. – 2012. – V. 8, №1, P. 14–25. <https://doi.org/10.2174/157340312801215782>
16. Dawber T.R., Thomas H.E., McNamara P.M. Characteristics of the dicrotic notch of the arterial pulse wave in coronary heart disease. // *Angiology*. – 1973. – V.24, №4, P. 244–55. <https://doi.org/10.1177/000331977302400407>
17. Mattace-Raso F.U. Determinants of pulse wave velocity in healthy people and in the presence of cardiovascular risk factors: Establishing normal and reference

					<i>123.KI(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		57

- values. // *European Heart Journal*. – 2010. – V. 31, №19, P. 2338–2350. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehq165>
18. Rundo F. An advanced bio-inspired photoplethysmography (PPG) and ECG pattern recognition system for medical assessment. // *Sensors*. – 2018. – V. 18, №2. <https://doi.org/10.3390/s18020405>
 19. Boloursaz Mashhadi M. Heart rate tracking using wrist-type photoplethysmographic (PPG) signals during physical exercise with simultaneous accelerometry. // *IEEE Signal Processing Letters*/ – 2015. – V. 23, № 2, P. 227–231. <https://doi.org/10.1109/lsp.2015.2509868>
 20. Semmlow J.L., Griffel B. *Biosignal and Medical Image Processing*, 3rd ed. CRC Press, 2014.
 21. Liang Y. An optimal filter for short photoplethysmogram signals. // *Scientific Data*. – 2018. – V. 5, P. 1–12. <https://doi.org/10.1038/sdata.2018.76>
 22. Tang Q. Synthetic photoplethysmogram generation using two Gaussian functions. // *Scientific Reports*. 2020. V.10, №1, P. 1–10. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-69076-x>
 23. Vadrevu S., Sabarimalai Manikandan M. Real-Time PPG Signal Quality Assessment System for Improving Battery Life and False Alarms. // *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs*. – 2019. –V.66, №11, P. 1910–1914. <https://doi.org/10.1109/TCSII.2019.2891636>
 24. Матяш В.І., Ралець Н.В., Березіна Л.В. Клінічна характеристика вегетативних порушень // *Журнал клінічних та експериментальних медичних досліджень*. – 2013. – №2. – С. 252–255
 25. 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.
 26. 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.

					<i>123.КІ(М)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		58

- 27. <https://gs.statcounter.com/os-market-share/mobile/worldwide>
- 28. <https://github.com/PhilJay/MPAndroidChart>

					<i>123.KI(м)-21.3</i>	<i>Арк.</i>
<i>Зм.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>		59