

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Харківський національний університет
імені В. Н. Каразіна
Факультет радіофізики, біомедичної
електроніки та комп'ютерних систем
Кафедра ФБМЕ та КІТ

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

“ ____ ” _____ 20__ року

Кваліфікаційна робота магістра

на тему: **АНАЛІЗАТОР ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО РИТМУ З
ФУНКЦІЄЮ ПУЛЬСОКСИМЕТРІЇ.**

Виконав: студент II курсу магістратури, групи РЕ-61
спеціальності 153 Мікро- та наносистемна техніка
освітньо-професійна програма «Фізична та біомедична
електроніка»

Валерій Полтавець.

Керівник
кандидат фіз.-мат. наук,
ст. наук. спів. , ст. викладач

Євгеній Антоненко.

Консультант
к.т.н., доц.

Ольга Величко.

2023 рік

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Харківський національний університет імені В.Н.Каразіна

Факультет Радіофізики, біомедичної електроніки та комп'ютерних систем

Кафедра ФБМЕ та КІТ

Спеціальність 153 Мікро- та наносистемна техніка

Освітньо-професійна програма Фізична та біомедична електроніка

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

підпис

ініціали, прізвище

“ ____ ” _____ 20__ року

З А В Д А Н Н Я

НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ

Полтавець Валерій Олександрович

(прізвище, ім'я, по батькові студента)

1. Тема роботи Аналізатор варіабельності серцевого ритму з функцією пульсоксиметрії.

Керівник роботи _____ Антоненко Євгеній Олександрович _____
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від “ ____ ” _____ 20__ року № ____

2. Строк подання студентом роботи _____

3. Перелік питань, які потрібно розробити:

3.1 Фільтрація сигналів rPPG.

3.2 Використання HeartPy бібліотеки

3.3 Визначення варіабельності серцевого ритму з відео

4. План роботи

№ з/п	Назви етапів роботи
1	Аналіз технічного завдання
2	Огляд медико-технічної літератури
3	Огляд документацій для Python
4	Підключення потрібних бібліотек
5	Написання коду
6	Визначення варіабельності серцевого ритму з відео

5. Дата видачі завдання _____

Студент

підпис

ініціали, прізвище

Керівник роботи

підпис

ініціали, прізвище

Зміст

Вступ	6
Перелік умовних позначень	7
1. Аналіз варіабельності серцевого ритму	8
1.1 Короткий огляд показників ВСР	9
1.2 Короткочасна варіабельність серцевого ритму	12
1.3 Динамічні відносини автономної нервової системи	12
1.4 Регуляторні механізми	13
1.5 24-годинна варіабельність серцевого ритму	13
1.6 Виміри в часовому діапазоні	14
1.7 НЧ діапазон.....	17
1.8 Фактори контексту.....	21
2. Пульсоксиметр: призначення, використання та спосіб вимірювання... 23	
2.1 Зелене, червоне і інфрачервоне світло	24
2.2 Фотоплетизмограма	26
2.3 Пульс	29
3. Система запису варіабельності серцевого ритму за допомогою датчика фотоплетизмографії.....	30
3.1 Пристрої моніторингу на основі PPG (фотоплетизмографії).....	31
3.2 Пристрої на основі PPG у формі браслетів для зап'ястя.....	33
3.3 Пристрої на основі PPG для лоба	33
3.4 Пристрої на основі PPG для вуха	34
3.5 PPG сенсори.....	34
3.6 Фактори, які впливають на записи сенсорів фотоплетизмографії.....	35
3.7 PPG сигнал.....	35
3.8 Друга похідна сигналу фотоплетизмограми.	36
3.9 Деякі застосування фотоплетизмограми (PPG)	38
3.10 Вікові зміни в судинах та фотоплетизмограма (PPG).....	39
4. Аналіз варіабельності частоти пульсу з використанням віддалених сигналів фотоплетизмографії.....	40

5. Аналіз варіабельності частоти пульсу з використанням віддалених сигналів фотоплетизмографії за допомогою Python	42
5.1 Фільтрація сигналів	42
5.2 Використання HeartPy бібліотеки	42
5.3 Визначення варіабельності серцевого ритму з відео	43
Висновки	50
Перелік джерел	51
Додаток А	53

Вступ

Вивчення варіабельності серцевого ритму унікально поєднує в собі інноваційні методи фізіологічного аналізу з передовими технологіями сучасної медицини. Дипломний проект присвячений аналізу цього ритму, зокрема з використанням пульсоксиметрії. У межах цього дослідження розглянуті основні аспекти варіабельності серцевого ритму: від короткочасної до 24-годинної варіабельності, а також фактори, що впливають на цей процес.

Окрім того, робота охоплює детальний огляд пульсоксиметрів та їхнє використання для вимірювання показників серцевого ритму. Вона досліджує функції та принципи роботи пульсоксиметрів, а також системи запису варіабельності серцевого ритму за допомогою датчиків фотоплетизмографії.

Засоби, що використовуються для аналізу варіабельності серцевого ритму, включають в себе різноманітні пристрої на основі фотоплетизмографії, що спрямовані на різні ділянки тіла та реагують на вплив зовнішніх факторів. Крім того, робота розглядає використання віддалених сигналів фотоплетизмографії для аналізу варіабельності частоти пульсу, відкриваючи нові можливості для моніторингу стану здоров'я.

Дослідження проведено з метою розширення наших знань про фізіологію та можливості використання технологій у медичних дослідженнях, що може мати практичне значення в клінічній практиці та діагностичних процедурах.

Перелік умовних позначень

BCP – варіабельність серцевого ритму.

АНС – автономна нервова система.

КТ – кров'яний тиск.

ЕКГ – електрокардіограма.

ІВІ - інтервал між ударами серця.

Ln – натуральний логарифм.

HR - коливання серцевого ритму.

УНЧ - ультра-низькочастотний діапазон.

ДНЧ - дуже-низькочастотний діапазон.

НЧ - низькочастотний діапазон.

ВЧ - високочастотний діапазон.

но – нормальні одиниці.

HR – серцевий ритм.

PВ – регулярне дихання.

НТІ - індекс трикутника варіабельності серцевого ритму.

BRS – барорефлекс.

SD – стандартне відхилення.

PPG – фотоплетизмографія.

rPPG – віддалена фотоплетизмографія.

1. Аналіз варіабельності серцевого ритму

Частота серцевих скорочень - це кількість ударів серця за хвилину. Варіабельність серцевого ритму (ВСР) - це коливання у часових інтервалах між сусідніми ударами серця . ВСР відображає нейрокардіальну функцію і формується взаємодією серця та мозку, а також динамічними нелінійними процесами автономної нервової системи (АНС). ВСР є виникаючою властивістю взаємозалежних регуляторних систем, які працюють на різних часових шкалах для допомоги нам пристосовуватися до екологічних та психологічних викликів. ВСР відображає регуляцію автономного балансу, кров'яного тиску (КТ), газообміну, травлення, роботу серця та судин, що відноситься до діаметру кровоносних судин, які регулюють КТ, а також, можливо, м'язів обличчя.

Здорове серце не працює як метроном. Коливання ударів здорового серця складні та нелінійні. Коливання ударів серця у здорової людини найкраще описуються математичним хаосом. Варіабельність нелінійних систем надає гнучкість для швидкого пристосування до невизначеного та змінюючогося середовища. Хоча здорові біологічні системи проявляють просторову та часову складність, хвороба може включати втрату або збільшення складності.

Вища варіабельність серцевого ритму не завжди означає краще, оскільки патологічні умови можуть призводити до змін у ВСР. Коли порушення проведення серця підвищують показники ВСР, це сильно пов'язано зі збільшеним ризиком смертності (особливо серед літніх людей). Детальний аналіз морфології електрокардіограми (ЕКГ) може розкрити, чи зумовлене підвищене значення ВСР проблемами, такими як фібриляція передсердь.

Оптимальний рівень варіабельності серцевого ритму пов'язаний зі здоров'ям, саморегулюючими здібностями, адаптивністю чи стійкістю. Вищі рівні спокійної вагальної ВСР пов'язані з виконанням виконавчих функцій, таких як увага та обробка емоцій корою головного мозку. Обробка аферентної інформації внутрішньосерцевою нервовою системою може модулювати активність фронтальної кори та впливати на функції вищого рівня.

1.1 Короткий огляд показників ВСР

Ми можемо описати 24-годинний, короткотерміновий (ST, ~5 хв) або короткий, та ультракороткий (UST, <5 хв) ВСР за допомогою вимірювань у часовому, частотному та нелінійному діапазонах. Оскільки більш тривалі періоди спостереження краще відображають процеси з повільними коливаннями (наприклад, циркадні ритми) та реакцію серцево-судинної системи на ширший спектр середовищних подразників і навантажень, значення короткотермінових та ультракороткотермінових не можна замінити значеннями за 24 години.

Часові індекси ВСР оцінюють кількість змінності в вимірах інтервалу між ударами серця (IBI), що є періодом часу між послідовними ударами серця (див. Таблицю 1). Ці значення можуть виражатися в початкових одиницях або як натуральний логарифм (Ln) початкових одиниць для досягнення більш нормального розподілу.

Параметр	Одиниця	Вид
SDNN	мс	Стандартне відхилення інтервалів NN
SDRR	мс	Стандартне відхилення інтервалів RR
SDANN	мс	Стандартне відхилення середніх інтервалів NN для кожного сегмента тривалістю 5 хвилин у записі ВСР протягом 24 годин
SDNN index	мс	Середнє значення стандартних відхилень усіх інтервалів NN для кожного сегмента тривалістю 5 хвилин у записі ВСР протягом 24 годин
pNN50	%	Відсоток послідовних інтервалів RR, які відрізняються більш ніж на 50 мс.
HR Max – HR Min	ударів за хвилину	Середня різниця між найвищим та найнижчим серцевими ритмами під час кожного циклу дихання.
RMSSD	мс	Квадратний корінь з середньоквадратичних різниць між послідовними інтервалами RR.
HRV triangular index		Інтеграл щільності гістограми інтервалів RR, поділений на її висоту.
TINN	мс	Ширина базової лінії гістограми інтервалів RR.

Таблиця 1. Часові показники варіабельності серцевого ритму

Частотні показники оцінюють розподіл абсолютної або відносної потужності в чотири частотні діапазони. Згідно з рекомендаціями Таск-Форс Європейського товариства кардіології та Північноамериканського товариства регулювання серцево-судинної системи та електрофізіології (1996), коливання серцевого ритму (HR) було розділено на чотири частотні діапазони: ультра-низькочастотний (УНЧ), дуже-низькочастотний (ДНЧ), низькочастотний (НЧ) та високочастотний (ВЧ) діапазони (див. Таблицю 2).

Параметр	Одиниця	Вид
УНЧ потужність	мс ²	Абсолютна потужність ультра-низькочастотного діапазону ($\leq 0,003$ Гц).
ДНЧ потужність	мс ²	Абсолютна потужність діапазону дуже-низької частоти (0,0033–0,04 Гц).
НЧ пік	Гц	Пікова частота низькочастотного діапазону (0,04–0,15 Гц).
НЧ потужність	мс ²	Абсолютна потужність низькочастотного діапазону (0,04–0,15 Гц).
НЧ потужність	но	Відносна потужність низькочастотного діапазону (0,04–0,15 Гц) у нормальних одиницях.
НЧ потужність	%	Відносна потужність низькочастотного діапазону (0,04–0,15 Гц).
ВЧ пік	Гц	Пікова частота високочастотного діапазону (0,15–0,4 Гц).
ВЧ потужність	мс ²	Абсолютна потужність високочастотного діапазону (0,15–0,4 Гц).
ВЧ потужність	но	Відносна потужність високочастотного діапазону (0,15–0,4 Гц) у нормальних одиницях.
ВЧ потужність	%	Відносна потужність високочастотного діапазону (0,15–0,4 Гц).
НЧ/ВЧ	%	Відношення потужності НЧ до ВЧ.

Таблиця 2. Частотні характеристики варіабельності серцевого ритму.

Потужність — це енергія сигналу, яка знаходиться у певному частотному діапазоні. Виміри в частотній області можуть бути виражені у вигляді абсолютної або відносної потужності. Абсолютна потужність обчислюється як квадрат мілісекунд, поділений на кількість циклів на секунду (мс²/Гц). Відносна потужність оцінюється як відсоток від загальної потужності ВСР або в нормальних одиницях (но), де абсолютна потужність певного частотного діапазону ділиться на сумарну абсолютну потужність діапазонів НЧ та ВЧ. Це дозволяє пряме порівняння вимірів в частотній області між двома клієнтами, незважаючи на широкі варіації в потужності певних діапазонів та загальній потужності у здорових людей однієї вікової групи.

Діапазон УНЧ ($\leq 0,003$ Гц) вказує на зміни інтервалів між ударами серця з періодом від 5 хв до 24 годин і вимірюється за допомогою записів протягом 24 годин. Діапазон ДНЧ (0,0033–0,04 Гц) включає в себе ритми з періодами від 25 до 300 с. Діапазон НЧ (0,04–0,15 Гц) складається з ритмів з періодами від 7 до 25 с і впливає на дихання від приблизно 3 до 9 уд/хв. Протягом 5-хвилинного зразка може бути від 12 до 45 повних періодів коливання. ВЧ або дихальний діапазон (0,15–0,40 Гц) впливає на дихання від 9 до 24 уд/хв. Відношення потужності НЧ до ВЧ (відношення НЧ/ВЧ) може оцінити співвідношення активності симпатичної та парасимпатичної нервових систем за умов контрольованих експериментів. Загальна потужність — це сума енергії в діапазонах УНЧ, ДНЧ, НЧ та ВЧ протягом 24 годин, та УНЧ, НЧ і ВЧ для короткотермінових записів.

На кінець, нелінійні виміри (див. Таблицю 3) дозволяють оцінити непередбачуваність часової послідовності.

Параметр	Одиниця	Вид
S	мс	Площа еліпса, який представляє загальну варіабельність серцевого ритму
SD1	мс	Стандартне відхилення Пуанкаре, перпендикулярне лінії ідентичності.
SD2	мс	Стандартне відхилення Пуанкаре вздовж лінії ідентичності.
SD1/SD2	%	Співвідношення SD1 до SD2.
АпЕн		Апроксимована ентропія, що вимірює регулярність і складність часової послідовності.
ВибЕн		Вибіркова ентропія, яка вимірює регулярність та складність часової послідовності.
АДФ $\alpha 1$		Аналіз детрендованих флуктуацій, який описує короткострокові коливання.
АДФ $\alpha 2$		Аналіз детрендованих флуктуацій, який описує довгострокові коливання.
D2		Кореляційний розмір, що оцінює мінімальну кількість змінних, необхідних для побудови моделі динаміки системи.

Таблиця 3. Нелінійні показники варіабельності серцевого ритму.

1.2 Короткочасна варіабельність серцевого ритму

Два різні, але переплетені процеси формують виміри короткочасної варіабельності серцевого ритму. Перше джерело - це складні та динамічні відносини між симпатичним та парасимпатичним відділами. Друге джерело включає регуляторні механізми, які контролюють частоту серцевих скорочень через резонансну аритмію дихання (RSA), барорефлекс (негативний зворотній контроль кров'яного тиску) та ритмічні зміни в судинному тонусі. RSA вказує на збільшення та зменшення швидкості серцевих скорочень під впливом дихання через блокаду вагусного нерва.

1.3 Динамічні відносини автономної нервової системи

У здорового серця людини існує динамічне співвідношення між парасимпатичним і симпатичним нервовими системами. Перевага контролю парасимпатичної нервової системи спричиняє середню частоту серцевих скорочень на рівні 75 ударів за хвилину. Парасимпатичні нерви можуть сповільнити серце до 20-30 уд/хв або тимчасово призупинити його. Це демонструє реакцію, яку називають акцентованою антагонізмом.

Парасимпатичні нерви впливають швидше (<1 с) за симпатичні нерви (>5 с). Оскільки ці відділи можуть викликати протилежні дії, такі як прискорення та сповільнення серця, їх вплив на орган залежить від поточного балансу активності. Хоча симпатична нервова система може пригнічувати активність парасимпатичної, вона також може збільшувати реактивність парасимпатичної. Відновлення парасимпатичної реакції може відбутися після великих стресових навантажень і призвести до збільшення активності шлункової системи вночі та симптомів астми.

Співвідношення між відділами парасимпатичної та симпатичної нервових систем є складним (як лінійним, так і нелінійним) і не може бути описано як "нульова сума", подібна до теєтер-тоттера. Збільшення активності парасимпатичної нервової системи може бути пов'язано зі зменшенням, збільшенням або відсутністю зміни активності симпатичної нервової системи. Наприклад, безпосередньо після аеробних навантажень відновлення серцевого ритму залучає повторне активування парасимпатичної нервової системи, тоді як активність симпатичної нервової системи залишається підвищеною.

Також, викладення клієнтів дихати повільніше під час періодів підвищеної активності симпатичної нервової системи може залучати обидва відділи та збільшувати резонансну аритмію дихання. Це аналогічно підходу "лівого гальма" автогонщика Формули 1, коли він проходить поворот, одночасно легко натискаючи на гальмо лівою ногою. Складне взаємодія між активністю симпатичної та парасимпатичної нервових систем означає, що

співвідношення між потужностями НЧ та ВЧ не завжди індексує автономний баланс.

1.4 Регуляторні механізми

Автономна, серцево-судинна, центральна нервова, ендокринна та дихальна системи, барорецептори та хеморецептори впливають на варіабельність серцевого ритму протягом короткого періоду часу та сприяють діапазону низькочастотних до високочастотних коливань спектру HRV. Барорецептори, які є сенсорами кров'яного тиску і розташовані в аортальному замку та внутрішніх сонних артеріях, внесли свій внесок у короточасну варіабельність серцевого ритму. Під час вдиху HR збільшується. Кров'яний тиск зростає через 4-5 секунд після цього. Барорецептори виявляють це зростання та починають швидше спрацьовувати. Під час вдиху HR зменшується. Кров'яний тиск зменшується через 4-5 секунд. Барорефлекс робить можливим це прискорення та сповільнення серця, яке називається RSA.

Барорефлекс пов'язує HR, кров'яний тиск та судинний тонус. Осциляції в одній серцево-судинній функції викликають ідентичні коливання в інших. Відчуття барорецепторів через зміни кров'яного тиску активує механізми, які змінюють частоту серцевих скорочень і судинний тонус. Зростання кров'яного тиску спричиняє зменшення частоти серцевих скорочень і судинного тонусу, тоді як його зниження призводить до збільшення обох цих показників.

1.5 24-годинна варіабельність серцевого ритму

Циркадні ритми, базова температура тіла, обмін речовин, цикл сну та ренін-ангіотензинова система внесли свій внесок у реєстрацію 24-годинної варіабельності серцевого ритму, яка є "золотим стандартом" клінічної оцінки HRV. Ці записи мають більшу передбачувальну силу порівняно з короточасними вимірами. Незважаючи на використання однакових математичних формул для розрахунку 24-годинної та короточасної варіабельності серцевого ритму, вони не можуть замінити один одного, а їх фізіологічне значення може значно відрізнятись.

1.6 Виміри в часовому діапазоні

Виміри варіабельності серцевого ритму у часовому діапазоні кількують кількість HRV, спостережувану протягом періодів моніторингу, які можуть тривати від менше ніж 1 хвилини до понад 24 годин. Ці метрики включають SDNN, SDRR, SDANN, SDNN Index, RMSSD, NN50, pNN50, HR Max – HR Min, індекс трикутника варіабельності серцевого ритму (HTI) та Трикутну інтерполяцію гістограми інтервалів NN (TINN, див. Таблицю 1).

SDNN (Standard Deviation of NN intervals) вимірюється в мс і представляє стандартне відхилення інтервалів між нормальними синусовими серцевими скороченнями. "Нормальні" означає, що аномальні скорочення, такі як ектопічні скорочення (скорочення, які виникають поза синуатріальним вузлом правого передсердя), були вилучені. Хоча звичайним стандартом короткочасного запису є 5 хвилин, дослідники пропонують ультракороткочасні періоди запису від 60 с (30) до 240 с. Стандартне відхилення послідовних різниць інтервалів RR (SDSD) відображає лише короткочасну варіабельність.

Як симпатична, так і парасимпатична активність внесуть свій внесок у SDNN, і вона має високу кореляцію з потужністю УНЧ, ВНЧ і НЧ смуг частот, загальною потужністю. Ця залежність залежить від умов вимірювання. Якщо ці смуги мають більшу потужність, ніж смуга ВЧ, вони вносять більший внесок до SDNN.

У короткочасних спокійних записах основним джерелом варіації є парасимпатично-зумовлене RSA, особливо з повільними протоколами регулярного дихання (PB). У 24-годинних записах смуга частот НЧ значно вносить свій внесок у SDNN. SDNN є точнішим при розрахунку протягом 24 годин, ніж протягом коротших періодів, які моніторяться під час сеансів біофідбеку. Подовжені періоди запису надають дані про кардіальні реакції на більший спектр навколишніх стимулів. Крім регуляції кардіореспіраторних функцій, розширені періоди вимірювання можуть індексувати реакцію серця на зміну навантаження, очікувану центральну нервову активність у зв'язку з класичною умовною реакцією і циркадними процесами, включаючи цикли сну та бодрству. Двадцятичотиригодинні записи розкривають внесок СНС у HRV.

SDNN є "золотим стандартом" для медичної стратифікації кардіальних ризиків при записі протягом 24 годин. Значення SDNN передбачають як морбідність, так і смертність. Основані на 24-годинному моніторингу, пацієнти зі значеннями SDNN менше 50 мс класифікуються як нездорові, від 50 до 100 мс - як покращене здоров'я, а понад 100 мс - як здорові. Виживши після серцевого нападу, пацієнти, чий 24-годинні виміри розмістили їх у вищій

категорії, мали більшу ймовірність життя протягом середнього періоду 31 місяця. Наприклад, пацієнти зі значеннями SDNN понад 100 мс мали 5,3 рази менше ризику смертності під час перевірки, ніж ті, у яких значення були менше 50 мс.

SDRR (Стандартне відхилення інтервалів між нормальними скороченнями) вимірюється в мс і описує стандартне відхилення інтервалів між синусовими скороченнями, включаючи аномальні або помилкові скорочення. Як і SDNN, SDRR визначає, як змінюються ці інтервали з часом, і є більш точним, коли обчислюється протягом 24 годин, оскільки цей тривалий період краще відображає повільні процеси та реакцію серцево-судинної системи на більш різноманітні навколишні стимули та режими навантаження. Аномальні скорочення можуть відображати дисфункцію серця або шум, що прикидається як варіабельність серцевого ритму.

SDANN (Стандартне відхилення середніх інтервалів NN) вимірюється в мс для кожного з 5-хвилинних сегментів протягом 24-годинного запису HRV. Це стосується інтервалів між інтервалами, обчисленими після видалення артефактів даних. SDANN не є заміною для SDNN, оскільки він обчислюється за допомогою 5-хвилинних сегментів замість повного 24-годинного часового ряду, і не надає додаткової корисної інформації.

SDNN Index (SDNNI) - SDNNI - середнє значення стандартних відхилень всіх інтервалів NN для кожного 5-хвилинного сегмента 24-годинного запису HRV. Тому це вимірювання лише оцінює варіабельність, пов'язану з факторами, що впливають на варіабельність серцевого ритму протягом 5-хвилинного періоду. Спочатку запис на 24 години розбивається на 288 5-хвилинних сегментів, і потім обчислюється стандартне відхилення всіх інтервалів NN у кожному сегменті. SDNNI - це середнє значення цих 288 значень. SDNNI в основному відображає автономний вплив на варіабельність серцевого ритму. SDNNI корелює з потужністю VHC протягом 24 годин.

NN50 - кількість послідовних інтервалів NN, що відрізняються один від одного на більш ніж 50 мс (NN50), потребує епохи 2 хвилини.

pNN50 - відсоток послідовних інтервалів NN, що відрізняються один від одного на більш ніж 50 мс (pNN50), також потребує епохи 2 хвилини. Дослідники пропонували ультракороткі періоди 60 с. pNN50 тісно корелює з активністю PNS (32) і зв'язаний з RMSSD і потужністю ВЧ. Однак RMSSD зазвичай краще відображає RSA (особливо в старших пацієнтів), і більшість дослідників віддають йому перевагу над pNN50. Це може бути більш надійний показник, ніж короточасні виміри SDNN для коротких зразків, які використовуються у біофідбеку.

RMSSD - середнє квадратичне відхилення послідовних різниць між нормальними серцевими скороченнями (RMSSD) отримується спочатку обчислюючи кожену послідовну різницю в часі між скороченнями серця в мс. Потім кожне значення підноситься до квадрату, результат усереднюється, і потім береться квадратний корінь з отриманого значення. Хоча звичайною мінімальною тривалістю запису є 5 хвилин, дослідники пропонували ультракороткі періоди 10 с, 30 с і 60 с.

RMSSD відображає зміну серцевого ритму від скорочення до скорочення і є основним показником у часовому діапазоні, який використовується для оцінки вагально-медійних змін, відображених у варіабельності серцевого ритму. RMSSD ідентичний нелінійній метриці SD1, яка відображає короткочасну варіабельність серцевого ритму. 24-годинні виміри RMSSD сильно корелюють з рNN50 та потужністю ВЧ. Мінімальна HR більше корелює з LnSDANN, ніж з LnRMSSD (Ln означає натуральний логарифм). Максимальна HR слабо й непослідовно корелює з цими показниками в часовому діапазоні.

Випробування HR Max – HR Min - середнє значення різниці між найвищими та найнижчими частотами серцевого ритму під час кожного дихального циклу (HR Max – HR Min) особливо чутливе до впливу частоти дихання, незалежно від трафіку вагусного нерва. Для розрахунку HR Max – HR Min потрібно щонайменше 2-хвилинний зразок. Він відображає не безпосередньо тон вагусного нерва, але відображає RSA. Оскільки подовження видиху сприяє більшому обміну ацетилхоліну, повільніші темпи дихання можуть викликати більші амплітуди RSA, що не обумовлені змінами у вагальному вогні.

Індекс трикутника варіабельності серцевого ритму (HTI) - HTI - геометричний показник на основі 24-годинних записів, який обчислює інтеграл гістограми інтервалів RR, поділений на її висоту. Зазвичай для представлення цього показника використовується 5-хвилинний часовий відрізок. HTI та RMSSD можуть спільно розрізняти між нормальними ритмами серця та аритміями. Коли $HTI \leq 20,42$, а $RMSSD \leq 0,068$, ритм серця є нормальним. Коли $HTI > 20,42$, патерн є аритмічним.

Трикутна інтерполяція гістограми інтервалів NN (TINN) - TINN - це ширина бази гістограми, що відображає інтервали NN.

1.7 НЧ діапазон

НЧ діапазон (0,04–0,15 Гц) зазвичай реєструється протягом не менше 2 хвилин. Раніше цей діапазон називали діапазоном барорецепторів, оскільки він в основному відображає активність барорецепторів в умовах спокою. Потужність НЧ може бути породжена як ПНС, так і СНС, та регулювання кров'яного тиску через барорецептори, переважно за допомогою ПНС, або лише барорефлексною активністю. СНС, схоже, не створює ритмів значно вище 0,1 Гц, тоді як парасимпатична система може впливати на серцеві ритми до 0,05 Гц (ритм 20 секунд). У спокійних умовах НЧ діапазон відображає активність барорефлексу, а не симпатичне внутрішнє нервування серця.

Під час періодів повільної частоти дихання вагальна активність легко може породжувати коливання у ритмах серця, що потрапляють у НЧ діапазон. Тому дихально-залежні еферентні вагально-передбачені впливи особливо присутні у НЧ діапазоні, коли частота дихання менше 8,5 уд/хв або періоди тривалістю 7 с, або коли людина зітхає чи глибоко дихає.

ВЧ або дихальний діапазон (0,15–0,40 Гц) зазвичай реєструється протягом не менше 1 хвилини. Для немовлят і дітей, які дихають швидше, ніж дорослі, діапазон спокою може бути налаштований на 0,24–1,04 Гц. ВЧ діапазон відображає парасимпатичну активність і називається дихальним діапазоном через відповідність змінам частоти серцевих скорочень відносно дихального циклу. Ці фазові зміни частоти серцебиття відомі як RSA і можуть не бути чистим показником вагального контролю серця.

Частота серцевих скорочень прискорюється під час вдиху та сповільнюється під час видиху. Під час вдиху серцево-судинний центр гальмує вагальний вилив, що призводить до прискорення частоти серцебиття. Навпаки, під час видиху він відновлює вагальний вилив, що призводить до сповільнення частоти серцебиття за рахунок вивільнення ацетилхоліну. Повна блокада вагусу практично усуває коливання ВЧ і зменшує потужність у діапазоні НЧ.

Потужність високої частоти має високу кореляцію з показниками часового домену $rNN50$ та $RMSSD$. Потужність ВЧ діапазону може збільшуватись вночі та зменшуватись протягом дня. Низька потужність ВЧ пов'язана зі стресом, панікою, тривогою чи хвилюванням. Регулювання вагального тону домагає підтримувати динамічне автономне регулювання, важливе для серцево-судинного здоров'я. Недостатнє вагальне гальмування пов'язане зі збільшеною захворюваністю.

ВЧ потужність та RSA не відображають вагальний тонус У здорових осіб RSA може збільшуватись за рахунок повільного, глибокого дихання.

Зміни частоти дихання можуть призводити до значних змін у величині RSA без впливу на вагальний тонус, який є середньою зміною частоти серцебиття у різних умовах (наприклад, відпочинок до фізичних навантажень). Гроссман запропонував експеримент. Якщо ви сповільните своє дихання до 6 уд/хв, ви маєте спостерігати збільшення коливань частоти серцебиття порівняно з 15 уд/хв. Протягом цього часу середня частота серцебиття практично не повинна змінитися, оскільки вагальний тонус залишився незмінним.

Хоча потужність ВЧ вказує на вагальну модуляцію частоти серцебиття, вона не відображає вагальний тонус. Якщо зміни у потужності ВЧ відображали зміни у вагальному тонусі, вони мали б призводити до відповідних змін у середній частоті серцебиття. Однак дихаючи різними темпами в межах 9–24 уд/хв, що змінює потужність ВЧ, середня частота серцебиття не змінюється. RSA та вагальний тонус роз'єднані під час значних змін активності СНС, хімічного блокування вузла SA та коли інтенсивний вагальний еферентний трафік радикально сповільнює частоту серцебиття під час вдиху та видиху. Зміни у частоті та об'ємі дихання можуть значно змінювати показники варіабельності серцевого ритму (потужність ВЧ, RSA, pNN50, RMSSD), не фактично впливаючи на вагальний тонус.

LnВЧ може оцінювати вагальний тонус за контрольованих умов. Натуральний логарифм (Ln) - це логарифм числа за основою e. У контрольованих умовах під час дихання звичайними темпами ми можемо використовувати потужність LnВЧ для оцінки вагального тонусу.

Співвідношення потужності НЧ до ВЧ (НЧ/ВЧ відношення) спочатку базувалося на записах протягом 24 годин, під час яких як активність ПНС, так і СНС сприяють потужності НЧ, а активність ПНС переважно внесе внесок до потужності ВЧ. Метою було оцінити співвідношення між активністю СНС і ПНС.

Припущення, що лежать в основі НЧ/ВЧ відношення, полягають в тому, що потужність НЧ може бути породжена СНС, тоді як потужність ВЧ генерується ПНС. У цій моделі низьке НЧ/ВЧ відношення відображає парасимпатичне переважання. Це спостерігається, коли ми економимо енергію та вибираємо стратегії турботи та дружби. Натомість високе НЧ/ВЧ відношення вказує на симпатичне переважання, що відбувається, коли ми вступаємо в бій або біг.

Більман піддав під сумнів переконання, що НЧ/ВЧ відношення вимірює "симпато-вагальний баланс". По-перше, потужність НЧ не є чистим показником активності СНС. Половина варіабельності в цьому частотному діапазоні обумовлена ПНС, а менша частина генерується неуточненими факторами. По-друге, взаємодія ПНС і СНС складна, нелінійна і часто

нереципрочна. По-третє, сплутування через механіку дихання та покойовий пульс створює невизначеність щодо внеску ПНС і СНС до НЧ/ВЧ відношення під час періоду вимірювання.

Шаффер та ін. попереджали, що НЧ/ВЧ відношення є контроверсійним, оскільки різні процеси виглядають так, що генерують значення протягом 24 годин і 5 хвилин, і ці значення погано корелюють. Крім того, внесок СНС до потужності НЧ значно варіюється з умовами випробування. Наприклад, коли НЧ обчислюється у положенні сидючи в умовах спокою, основні внески є активність ПНС та барорефлексу, а не активність СНС. Тому тлумачення 5-хвилинних НЧ/ВЧ відношень на покойовій базі залежить від конкретних умов вимірювання.

З погляду Шредінгера, життя є аперіодичним (наприклад, коливання відбуваються без фіксованого періоду) і функціонує між випадковістю та періодичністю. Двадцять чотиригодинне моніторинг ЕКГ дає часову послідовність інтервалів R-R (часовий період між послідовними серцевими скороченнями). Нелінійність означає, що зв'язок між змінними не може бути відображений у вигляді прямої лінії. Нелінійні виміри вказують на непередбачуваність часової послідовності, яка виникає з складності механізмів, що регулюють варіабельність серцевого ритму. Нелінійні індекси корелюють з конкретними вимірами частотного та часового доменів, коли вони породжені тими ж процесами. Хоча стресори та захворювання, такі як діабет, можуть знижувати деякі нелінійні виміри, підвищені значення не завжди сигналізують про здоров'я. Наприклад, у пацієнтів після інфаркту міокарда підвищений нелінійний HRV є незалежним фактором ризику для смертності. У цьому розділі розглядаються S, SD1, SD2, SD1/SD2, апроксимована ентропія (ApEn), зразкова ентропія (SampEn), аналіз коливань без тренду (DFA) $\alpha 1$ та DFA $\alpha 2$ і нелінійні показники D2 (див. Таблицю 3).

"Poincaré plot" (або "діаграма Пуанкаре") складається з графіка, де кожен інтервал R-R відображається відносно попереднього інтервалу, утворюючи діаграму розсіювання. Аналіз діаграми Пуанкаре дозволяє дослідникам візуально виявляти закладені в часовій послідовності (послідовність значень з послідовних вимірювань) закономірності. На відміну від вимірювань у частотному домені, аналіз діаграми Пуанкаре нечутливий до змін тенденцій у інтервалах R-R.

Ми можемо аналізувати діаграму Пуанкаре, побудувавши еліпс (криву, яка нагадує стиснуте коло) на нанесених точках. Після побудови еліпса ми можемо вивести три нелінійні виміри: S, SD1 та SD2. Площа еліпса, що відображає загальну варіабельність серцевого ритму (S), корелює з чутливістю барорефлексу (BRS), потужностями НЧ та ВЧ, а також з RMSSD.

Стандартне відхилення (отже, SD) відстані кожної точки від вісі $y = x$ (SD1) визначає ширину еліпса. SD1 вимірює короткочасну варіабельність серцевого ритму в мілісекундах і корелює з чутливістю барорефлексу (BRS) - зміною тривалості міжпиків IBI при одиничній зміні кров'яного тиску, а також з потужностями ВЧ. RMSSD ідентичний нелінійному показнику SD1 і відображає короткочасну варіабельність серцевого ритму. SD1 передбачає діастолічний тиск, HR Max – HR Min, RMSSD, pNN50, SDNN та потужності у НЧ та ВЧ діапазонах, а також загальну потужність під час записів тривалістю 5 хвилин.

Стандартне відхилення кожної точки від вісі $y = x +$ середній R-R інтервал (SD2) визначає довжину еліпса. SD2 вимірює коротко- та довгочасну варіабельність серцевого ритму в мілісекундах і корелює з потужностями НЧ та BRS (86–89). Відношення SD1/SD2, що вимірює непередбачуваність часової послідовності RR, використовується для вимірювання автономного балансу при достатньо довгому періоді моніторингу та активації симпатичної системи. SD1/SD2 корелює зі співвідношенням НЧ/ВЧ.

Approximate entropy (ApEn) вимірює регулярність та складність часової послідовності. ApEn був створений для коротких часових послідовностей, де може бути присутній деякий шум, і не робить припущень щодо динаміки базової системи (9). При застосуванні до даних варіабельності серцевого ритму (HRV), великі значення ApEn вказують на низьку передбачуваність флуктуацій між послідовними інтервалами RR. Малі значення ApEn означають, що сигнал є регулярним і передбачуваним.

Sample entropy (SampEn) був розроблений для надання менш упередженого та більш надійного показника регулярності та складності сигналу. Значення SampEn інтерпретуються та використовуються подібно до ApEn і можуть бути обчислені з набагато коротшої часової послідовності, менше ніж з 200 значень.

Detrended Fluctuation Analysis (DFA) витягує кореляції між послідовними інтервалами RR на різних часових масштабах. Цей аналіз приводить до нахилу α_1 , який описує короткочасні флуктуації, та нахилу α_2 , який описує довгострокові флуктуації. Короткочасні кореляції, отримані за допомогою DFA, відображають барорефлекторний рефлекс, тоді як довгострокові кореляції відображають регуляторні механізми, що обмежують флуктуації серцевого циклу. DFA призначений для аналізу часових рядів, які охоплюють кілька годин даних.

Кореляційне вимірювання (CD, D2) оцінює мінімальну кількість змінних, необхідних для побудови моделі динаміки системи. Чим більше змінних потрібно для передбачення часового ряду, тим більша його

складність. Аттрактор - це набір значень, до якого змінна у динамічній системі притягується з часом. Кореляційний вимір вимірює аттракторну розмірність системи, яка може бути цілим числом або фрактальною.

Свідомість контексту запису та змінних суб'єкта може сприяти інтерпретації як 24-годинних, так і короткочасних вимірювань варіабельності серцевого ритму (HRV). Важливі контекстуальні фактори включають тривалість періоду запису, метод виявлення або запису, частоту вибірки, видалення артефактів, дихання та наявність РВ. Важливі змінні суб'єкта - це вік, стать, ЧСС та стан здоров'я. Крім того, впливи положення тіла, руху, останньої фізичної активності, завдань, характеристик попиту та змінні взаємин можуть впливати на вимірювання незначно або навіть значно змінюючи активацію АНС, механіку дихання та емоції.

1.8 Фактори контексту

Тривалість періоду Тривалість періоду запису значно впливає на якісні і кількісні характеристики HRV в часовому та частотному доменах (93). Оскільки довший час запису пов'язаний із збільшенням варіабельності серцевого ритму, не вірно порівнювати метрики, такі як SDNN, коли вони розраховані на епохи різної довжини. Зазвичай значення у спокої, отримані під час короткочасних моніторингів, погано корелюють з 24-годинними індексами, і їх фізіологічне значення може відрізнятись.

Метод виявлення Методи електрокардіографії та пульсової оксиметрії дають відхилення менше 6% для більшості показників HRV та 29,9% для pNN50 у одному дослідженні.

Частота вибірки Хоча мінімальна частота вибірки 500 Гц може бути необхідною для виявлення R-позначки EKG, коли амплітуда RSA низька, частота вибірки 125 Гц або 200 Гц може бути достатньою, коли амплітуда RSA нормальна. Дуже низька варіабельність інтервалів RR, яка характеризує деяких пацієнтів з серцевою недостатністю, вимагає вищої частоти вибірки для достатньої часової роздільної здатності. Нижчі частоти вибірки можуть піддавати сумніву валідність частотно-доменних і нелінійних показників HRV.

Видалення артефактів Візуальний огляд сирих сигналів BVP або ECG може допомогти виявити артефакти (наприклад, пропущені або помилкові удари). Артефакти значно спотворюють як часові, так і частотні характеристики. Артефакти збільшують потужність у всіх частотних

діапазонах. Пропущені удари спричиняють більше збільшення, ніж додаткові удари, оскільки відхилення від пропущеного удару дорівнює середньому серцевому періоду проти половини середнього серцевого періоду для додаткових ударів. Навіть один артефакт може легко перевершити 0,5–1,0 Lp ефекти, які зазвичай знаходяться в психофізіологічних дослідженнях. Коли артефакти присутні, дослідники можуть обирати епоху без артефактів або вручну редагувати затронуті інтервали RR. Коли чистий сегмент коротший за рекомендовану довжину для розрахунку потужності у частотному діапазоні, значення будуть валідними, якщо він містить принаймні шість повних періодів коливань. Наприклад, оцінка потужності НЧ вимагає принаймні 2,5 хвилини чистих даних.

Дослідники можуть замінювати технічні артефакти, такі як пропущені удари, шляхом інтерполяції на основі інтервалів QRS, що передують і слідує за забрудненим сегментом. Редагування ектопічних ударів та аритмій може бути складним, оскільки зміни в об'ємі крові та серцевому викиді можуть впливати на 10–30 ударів, а не на два інтервали RR, що обмежують аномальний серцевий ритм.

Дихання Більші об'єми вдиху та нижчі частоти дихання збільшують RSA. Збільшення глибини дихання підвищує HR Max – HR Min і не зменшує часові, частотні або нелінійні виміри HRV. Збільшення або зменшення частоти дихання від резонансної частоти клієнта, частоти дихання, що найкраще стимулює серцево-судинну систему, може знизити короточасні часові виміри, потужність НЧ-діапазону, але підвищити або знизити потужність ВЧ відповідно.

Вплив співвідношення вдих-видих (I/E) на часові та частотні виміри HRV залишається невизначеним. Лін та ін. повідомили, що дихаючи 5.5 уд/хв з співвідношенням 5:5, НЧ потужність був вищим, ніж зі співвідношенням 4:6. Однак автори не підтвердили, що їх суб'єкти фактично дихали з потрібними темпами та співвідношеннями. Зерр та ін. вивчали різні співвідношення I/E (1:2 і 1:1) при 6 уд/хв і перевіряли маніпуляції частотою дихання та співвідношенням I/E. Вони виявили, що значення часових та частотних вимірів HRV були подібними, коли здорові студенти дихали 6 уд/хв при співвідношенні 1:2 або 1:1. Реплікаційне дослідження Meehan та ін. також показало, що значення часових та частотних вимірів HRV були подібними, коли здорові студенти дихали 6 уд/хв при співвідношенні 1:2 або 1:1.

2. Пульсоксиметр: призначення, використання та спосіб вимірювання.

Пульсоксиметрія - це метод, спочатку розроблений для вимірювання насиченості киснем периферичної крові (SpO₂). Це оптична техніка, яка базується на різниці в спектрах поглинання світла оксигенованого (O₂Hb) та деоксигенованого (RHb) гемоглобіну. Більш точно, оцінка SpO₂ базується на фотоплетизмографії (PPG). Як метод, який не вимагає втручання, з високою кореляцією з інвазивною артеріальною насиченістю киснем (SaO₂), визначеною на основі аналізу кислотно-основного стану артеріальної крові (Nitzan та ін., 2014), він став цінним методом вимірювання насиченості киснем в клінічних умовах.

Крім того, у пульсоксиметрії є декілька інших переваг. Це безпечний, комфортний та економічний метод, який не вимагає калібрування кінцевого користувача. Оскільки оксиметр зазвичай розміщують на кінцівці пальця або на мочку в умовах медичного закладу, його зазвичай можна нанести самостійно, без потреби у медичному спеціалістові. Крім того, різноманітні рішення споживчих технологій для здоров'я, такі як смарт-годинники та смартфони, також здатні оцінювати SpO₂ з прийнятною кореляцією з SaO₂. Оскільки пульсоксиметрія - це простий та економічний метод, який вже впроваджений в різні середовища, він ідеально підходить для тривалого моніторингу загального самопочуття, стресу, відновлення, якості сну, і, згідно з останніми дослідженнями, також для виявлення порушень сну та розладів.

Пульсоксиметрія може базуватися як на передачі, так і на відбиванні світла. З цих двох методів передача світлу є найбільш поширеною у медичних пристроях. У передавальній пульсоксиметрії світлочутливі датчики зазвичай розміщені на кінці пальця або мочці вуха. Час реакції звичайних зондів оксиметра різний, наприклад, зонди для вуха реагують швидше на зміну насиченості крові киснем, ніж зонди для пальця. Також датчики можуть бути прикріплені до пальця у новонароджених. Датчики випромінюють світло зазвичай з двома різними довжинами хвиль, і світло проходить через шкіру до фотодетектора, який вимірює зміни поглинання обох довжин хвиль. Рефлексивний режим, з іншого боку, може бути застосований до різних частин тіла, не тільки до кінцівок пальців або тонкої ділянки вуха, для вимірювання насиченості і сигналу PPG. Аналогічно передавальній пульсоксиметрії, датчики випромінюють світло з двома різними довжинами хвиль. Основна відмінність полягає в тому, що у відбивальній пульсоксиметрії фотодетектор розташований поруч з випромінювальними датчиками світла і виявляє відбиті і розсіяні фотони обох випромінюваних довжин хвиль. У деяких випадках пульсоксиметри можуть використовувати більше ніж дві різні довжини хвиль світла.

Пульсоксиметр широко застосовується в різних клінічних областях і є основним вимірюванням на інтенсивних терапевтичних відділеннях (ІТВ) і завжди включений до полісомнографічних оцінок. Пульсоксиметр в основному використовується для вимірювання SpO_2 , але вимірний сигнал PPG містить велику кількість інформації і діє як заміна для кількох фізіологічних функцій. Наприклад, його можна використовувати для непрямого оцінювання артеріального тиску (Начман та ін., 2020), глибини наркозу (Шеллі, 2007), частоти пульсу (Шеллі, 2007), варіабельності серцевого ритму (Гіль та ін., 2010), серцевих аритмій (Бланк та ін., 1993), частоти дихання (Шеллі, 2007), фаз сну (Хуттунен та ін., 2021), наявності порушень сну (Лазацера та ін., 2021; Нікконен та ін., 2019) і симптомів, пов'язаних з порушенням сну вдень (Кайнуляйнен та ін., 2020а, б). Частота збору даних пульсоксиметра залежить від його призначення і зазвичай коливається від 1 до 256 Гц. Для визначення SpO_2 в клінічних умовах зараз рекомендується частота збору даних 10–25 Гц (Ібер та ін., 2007). Однак для отримання більш точних оцінок, наприклад, частоти пульсу і варіабельності серцевого ритму з сигналу PPG, потрібна мінімальна частота збору даних 200 Гц (Берес та ін., 2019). Таким чином, типова частота збору даних для отримання сигналу PPG становить 256 Гц.

2.1 Зелене, червоне і інфрачервоне світло

Трансмісивні пульсоксиметри з двома джерелами світла є найбільш поширеним типом пульсоксиметрів у клінічній практиці, і їхній принцип дії ґрунтується на поглинанні світла периферичною артеріальною кров'ю (рис. 12.2), більш конкретно, поглинанні оксигемоглобіном (ОНб) та дегемоглобіном (РНб) (Даміану, 1995; Маннгеймер, 2007). Коли кисень зв'язується з залізним іоном у крові, структура гемової групи на місці зв'язування змінюється з непланарної на планарну орієнтацію (Бенеш та ін., 1975). Ці зміни молекулярної структури під час оксигенування призводять до різниці у поглинанні світла між ОНб та РНб (рис. 2).

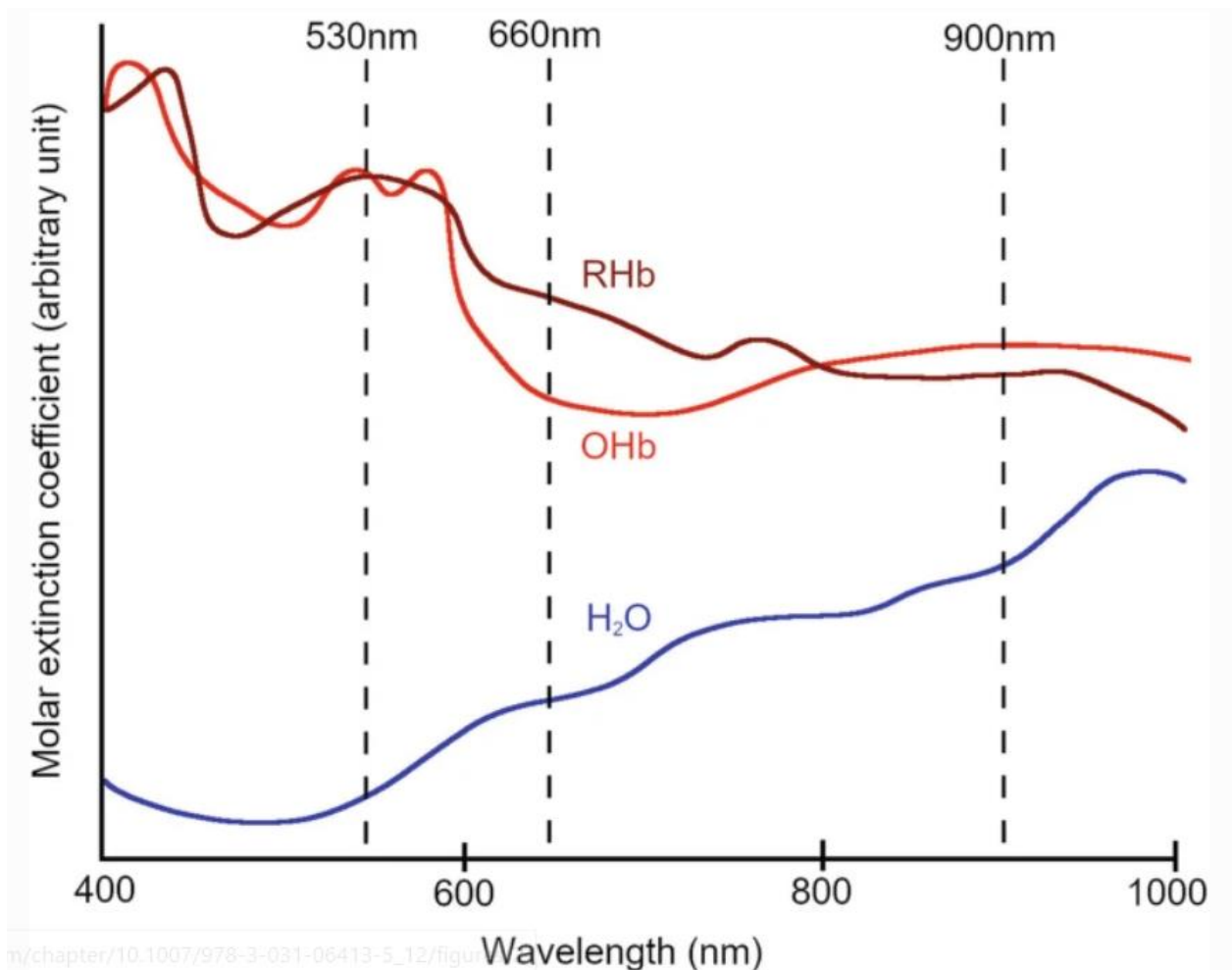


Рис. 2. Зображення логарифмічних молярних коефіцієнтів поглинання у залежності від довжини світлової хвилі.

Як показано на рис. 2, при 660 нм (червоне світло) поглинання світла головним чином викликане RHb у крові. Натомість при 530 нм і 900 нм (зеленому та інфрачервоному світлі відповідно) поглинання світла головним чином спричиняється OHb, оскільки молярний коефіцієнт поглинання OHb вищий порівняно з RHb. Зелене, червоне і інфрачервоне світло може проникати через м'які тканини (в основному складаються з води), і може бути виміряною кількістю пройденого світла. Цю інформацію можна використовувати для оцінки рівня кисню в крові. Звичайно, вимірювання порушується розсіюванням світла в середовищі та відбиттями від поверхонь джерела світла та шкіри, але ці взаємодії не є значущими (Тучин, 2015).

У трансмісивних пульсоксиметрах частіше використовується червоне світло, ніж зелене. Це через те, що використання червоного світла підвищує точність і точність вимірювань, наприклад, частоти серцевих скорочень та насичення крові киснем. Також, людське тіло погано поглинає червоне світло, що дозволяє йому проникати набагато глибше, ніж зелене світло. Тому

використання зеленого світла для визначення насичення м'язів або загальної гемоглобіну обмежено. Крім того, червоне світло не піддається впливу темного тону шкіри або татувань так, як це може спотворити вимірювання, здійснені зеленим світлом. Однак пристрої для споживачів найчастіше використовують відбивні пульсоксиметри, що використовують зелене світло для вимірювання PPG. Це через кілька переваг зеленого світла. По-перше, амплітуди зеленого PPG найсильніші у всьому спектрі видимого світла (Веркрейссе та ін., 2008). По-друге, людські тканини добре поглинають зелене світло, тому зелене світло зовнішніх джерел не заважає вимірюванню, впливаючи на якість сигналу.

Існують також пульсоксиметри, що використовують більше двох довжин хвиль (зазвичай чотири). Вони зазвичай є трансмісивними пульсоксиметрами і можуть розрізняти більше двох компонентів крові. Це означає, що вони можуть виявляти інші типи гемоглобіну окрім RНb та ОНb, такі як карбоксигемоглобін (СОНb) та метгемоглобін (MetHb), також називають дишемоглобінами. Тому множинні пульсоксиметри з декількома довжинами хвиль часто називають СО-оксиметрами (Заутер та Заворскі, 2012). Чотири-довжинні СО-оксиметри зазвичай використовуються як золотий стандарт посилення при оцінці точності стандартних пульсоксиметрів, оскільки вони більш точні (Сінекс, 1999) або коли стандартний пульсоксиметр не є достатнім, наприклад, якщо підозрюється отруєння оксидом вуглецю.

2.2 Фотоплетизмограма

З трансмісивними пульсоксиметрами у фотодетекторі формується сигнал поглинання, який вимірює пройдене світло через середовище. Наприклад, м'які тканини, кісткові структури та кров поглинають світло по-різному, і ці структури впливають на характеристики сигналу поглинання при вимірюванні поглинання з пальця. Кардіальні та респіраторні функції зумовлюють зміни об'єму крові і складу артеріальної крові. Тому концентрації ОНb і RНb, а також оптична довжина шляху світла постійно змінюються в залежності від часу (Даміану, 1995; Маннгеймер, 2007). Цей сигнал поглинання світла, який змінюється в залежності від часу, називається фотоплетизмограмою.

Довжина хвилі світла впливає на сигнал PPG, тобто на поглинання. Червоне світло більш чутливе до змін оксигенованості, ніж інфрачервоне,

оскільки молярний коефіцієнт поглинання RНb вищий, а поглинання води нижче (рис. 12.2). Поглинання інфрачервоного світла схоже на поглинання води і як оксигенованого, так і дегемоглобіну. Крім того, загальне поглинання інфрачервоного світла нижче, ніж червоного світла. Тому сигнал PPG, вимірюваний за допомогою інфрачервоної довжини хвилі, є більш стійким і більш поширеним, ніж червоне світло (Аліан та Шеллі, 2014). Однак для оцінки SpO2 потрібні як вимірювання червоним, так і інфрачервоним світлом.

Сигнал поглинання складається з трьох компонентів: постійного струму (DC), низькочастотного змінного струму (НЧ-АС) та високочастотного змінного струму (ВЧ-АС) (рис.3). Компонент DC представляє поглинання світла в статичних середовищах і не має пульсуючого змінюючогося в часі елемента. Навпаки, НЧ-АС та ВЧ-АС змінюються тимчасово. Компонент НЧ-АС несе інформацію про зміни об'єму крові, які можуть бути зумовлені змінами у диханні, терморегуляції, активності автономної нервової системи та концентрації гемоглобіну. Компонент ВЧ-АС в основному представляє пульсацію артерій і є основою сигналу PPG.

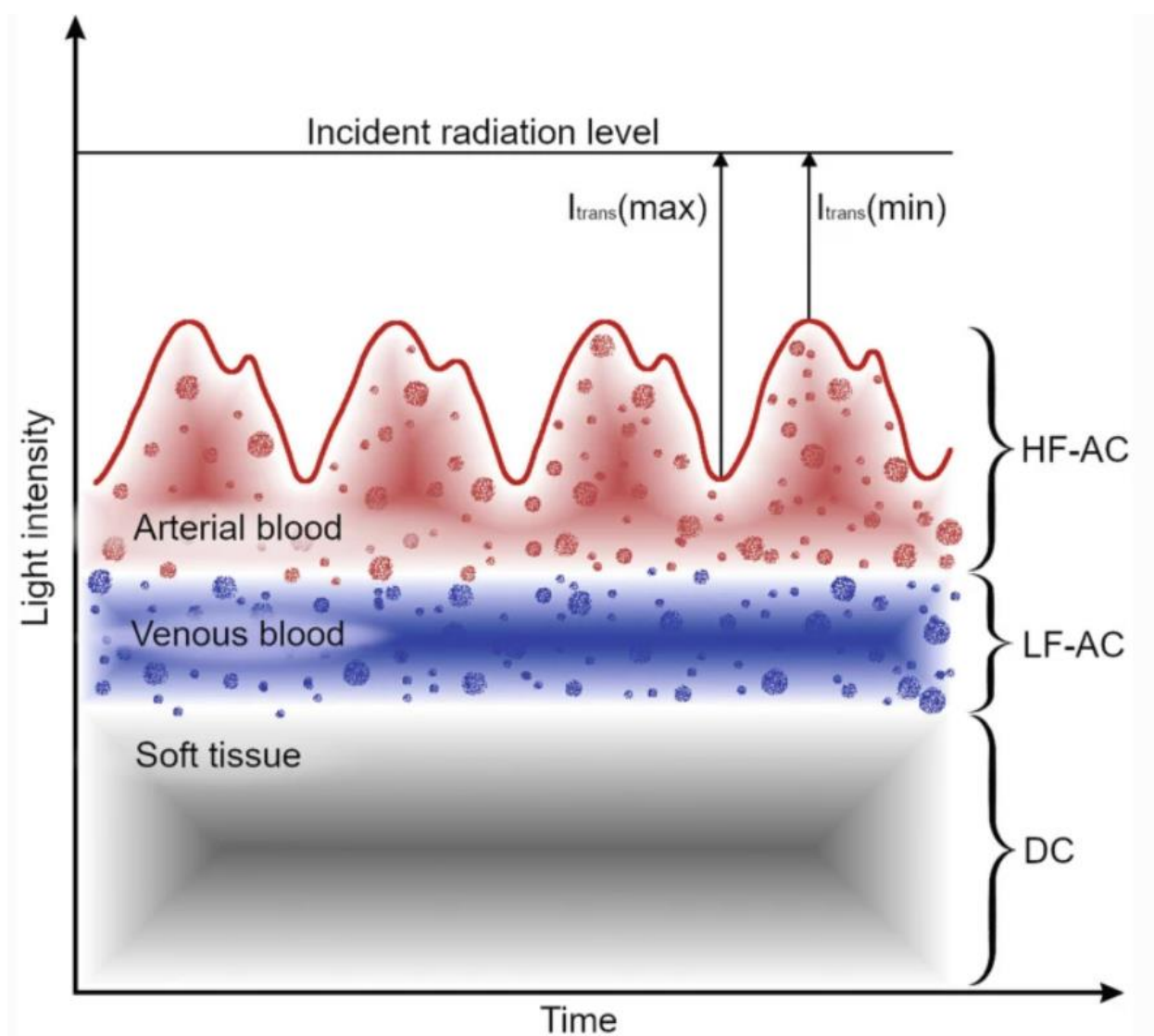


Рис. 3. Ілюстративний приклад формування хвильової форми сигналу фотоплетизмограми.

Один зі сигналів фотоплетизмограми можна розділити на систолічну та діастолічну фази (Гамрах та ін., 2020). Систолічна фаза починається, коли відкривається аортальний клапан. Під час систолічної фази тиск крові збільшується, коли вона потрапляє до аорти. Це можна спостерігати як зниження інтенсивності переданого світла у залежності від часу. Після досягнення максимального тиску у систолі (перша максимальна вершина), кров'яний тиск починає зменшуватися, і аортальний клапан закривається. Коли аортальний клапан закривається, можна спостерігати інше збільшення кров'яного тиску (друга максимальна вершина) (Хоган та ін., 2014). Між цими двома максимальними вершинами знаходиться дікротичний ризик, що представляє кінець систолічної фази і початок діастолічної фази (Гамрах та ін., 2020). Протягом діастолічної фази кров виходить з аорти, і кров'яний тиск знижується (інтенсивність переданого світла збільшується в залежності від часу) до досягнення мінімального діастолічного тиску. Потім аортальний клапан знову відкривається, і починається новий цикл з самого початку. Але варто зауважити, що сили як НЧ-АС, так і ВЧ-АС компонентів становлять лише кілька відсотків від загального поглинання.

Зелене світло з довжиною хвилі 530 нм не може проникати так глибоко в тканину, як червоне (660 нм) чи інфрачервоне світло (900 нм). Зелене світло може проникати лише через епідерміс та папілярний шар, тоді як червоне та інфрачервоне світло можуть досягати дерми, підшкірного і глибших шарів. При використанні червоного чи інфрачервоного світла хвильова форма PPG визначається в основному змінами об'єму крові в периферичних артеріях. Однак, особливо у великих судинах, зелене світло не може проникнути достатньо глибоко, щоб дістатися до артерій, тому інформацію про зміни об'єму крові та кровотікання отримати напряму неможливо. Тому, навпаки до раніше вважаного, було запропоновано, що сигнал PPG формується на основі пульсуючого трансмурального тиску артерій, тобто різниці тиску між стінками найтонших капілярів у папілярній дермі. Відстань між найближчими капілярами змінюється, коли міжкапілярна тканина розтягується і стискається внаслідок роботи серця. Таким чином, зміни густини капілярів у папілярній дермі призводять до змін оптичних властивостей тканини.

2.3 Пульс

Хоча у побуті пульсоксиметри також часто називають пристроями для вимірювання частоти серцевих скорочень, це не зовсім правильно. Насправді пульсоксиметри можуть реєструвати лише пульсову частоту. Загалом пульсова частота і частота серцевих скорочень дуже корелюють між собою. Таким чином, в більшості повсякденних ситуацій частоту серцевих скорочень можна досить точно оцінити за пульсовою частотою. Однак існують невеликі відмінності. Оскільки хвиля тиску, яку генерує серце, потребує короткого часу для досягнення кінчика пальця, існує невелике затримання між систолою і часом реєстрації пульсу на периферії. Цей часовий затримка також називається часом проходження пульсу (ЧПП), і його можна точно записати за одночасного електрокардіографування (ЕКГ) та запису фотоплетизмограми. Оскільки пульс через артерію — це механічна хвиля, вона рухається зі швидкістю звуку, що робить ЧПП дуже коротким, але все ще значущим. ЧПП варіюється між об'єктами дослідження та піддається впливу еластичності стінки артерії та кров'яного тиску серед багатьох інших факторів. Таким чином, ЧПП може використовуватися для різноманітних цілей, таких як постійна оцінка кров'яного тиску.

Аналіз варіабельності серцевого ритму (HRV) — це поширений метод оцінки функції автономної нервової системи. Параметри HRV отримуються з ЕКГ шляхом виявлення фідуціарних точок R-хвиль та формування інтервалів R-R. Оскільки ЕКГ сигнал не завжди доступний під час записів сну, і можуть виникати артефакти, які впливають на виявлення R-хвиль, інформацію про HRV також можна отримати за допомогою пульсового сигналу. Оскільки визначення точного моменту часу піка R є важливим, точне визначення піку пульсу є так само важливим. Проте, оскільки пульсова хвиля відносно широка і не така чітка, як пік R, виявляється певна неточність в виявленні пульсової хвилі. Однак, оскільки на сигнал PPG впливають фактори, що перевищують серцеву електрофізіологію, пульсова варіабельність (PRV) не може бути прямо порівняна з HRV. Однак вона може слугувати показником для кількісної оцінки активності автономної нервової системи.

3. Система запису варіабельності серцевого ритму за допомогою датчика фотоплетизмографії.

Технології носимого моніторингу здоров'я, такі як смарт-годинники та фітнес-трекери, в останні роки здобули значний інтерес споживачів. Цей інтерес був спричинений не лише стрімким зростанням попиту на ринку носимої технології для постійного моніторингу важливих показників, але й розвитком передових технологій в сфері сенсорів та бездротових комунікацій ринок носимої технології. Серед різних категорій на ринку носимої технології застосування для постійного моніторингу здоров'я вважається найшвидше зростаючим сегментом через переважну потребу в моніторингу хронічних захворювань та старіючих популяцій. На сьогоднішній день сучасні носимі пристрої не обмежуються лише вимірюванням показників фітнесу, таких як кількість кроків за день, вони також моніторять важливі фізіологічні показники, такі як Варіабельність Серцевого Ритму (HRV), рівень глюкози, показники артеріального тиску та багато іншої інформації, пов'язаної зі здоров'ям. Із численних важливих показників, серцевий ритм (HR) є одним з найцінніших параметрів. Протягом багатьох років Електрокардіограма (ЕКГ) була використана як домінуючий метод кардіологічного моніторингу для виявлення порушень серцевого ритму. ЕКГ - це запис електричної активності серця, що показує зміни амплітуди сигналу ЕКГ залежно від часу. Ця записана електрична активність виникає внаслідок деполяризації провідного шляху серця та м'язових тканин серця під час кожного серцевого циклу. Навіть не дивлячись на те, що традиційні технології кардіологічного моніторингу на основі сигналів ЕКГ пройшли безперервні поліпшення протягом десятиліть, спрямовані на відповідь на постійні зміни вимог їх користувачів, зокрема, щодо точності вимірювання та комфорту під час носіння, як показано в, ці техніки, до цього часу не були покращені до такого рівня, що пропонували б користувачам гнучкість, переносність та зручність. Наприклад, для ефективно роботи ЕКГ необхідно розмістити кілька біоелектродів на певних ділянках тіла; ця процедура значно обмежує можливості руху та мобільності користувачів. Крім того, фотоплетизмографія (PPG) продемонструвала себе як альтернативний метод моніторингу серцевого ритму. Наприклад, Боланьос та ін. порівняли сигнали Варіабельності Серцевого Ритму, отримані з сигналів PPG та ЕКГ. З використанням детального аналізу сигналів вони продемонстрували, що сигнал PPG відкриває відмінний потенціал для заміщення записів ЕКГ для отримання сигналів Варіабельності Серцевого Ритму, особливо при моніторингу здорових осіб. Тому, для подолання обмежень ЕКГ може бути використано альтернативне рішення на основі технології PPG.

Фотоплетизмографія, найчастіше відома як PPG, використовує інфрачервоне світло для вимірювання об'ємних змін кровообігу. Ці вимірювання надають цінну інформацію про серцево-судинну систему. Популярність технології PPG як альтернативного методу моніторингу серцевого ритму останнім часом зросла, головним чином через простоту її використання, зручність для користувачів та ефективність витрат. Проте однією з основних складнощів у використанні моніторингу на основі PPG є її неточність у відслідковуванні сигналів PPG під час повсякденних рутинних дій та легких фізичних вправ. Це обмеження пов'язане з тим, що сигнали PPG дуже чутливі до артефактів руху, спричинених рухами руки. Більше того, альтернативні фактори, такі як оточуючий шум, також можуть впливати на отримання сигналів PPG, що, відповідно, впливає на точність оцінки HR. Багато досліджень показали, що друга похідна сигналу PPG містить цінну інформацію про стан здоров'я. Дослідження цього сигналу показали його великий потенціал допомогти дослідникам і лікарям у оцінці різних захворювань, пов'язаних з серцево-судинною системою, таких як атеросклероз та жорсткість артерій. Крім того, детальний аналіз цього сигналу також може допомогти учасникам здійснювати своєчасну ідентифікацію та діагностику різних серцево-судинних захворювань. Метою цієї оглядової статті є вивчення деяких цінних аспектів сигналу PPG та пристроїв моніторингу на основі PPG. Здатність PPG вимірювати зміни крові в різних частинах тіла та її потенціал виявлення фізіологічних параметрів, пов'язаних з серцево-судинною та дихальною системами, продовжує мотивувати наукову спільноту до розробки більш доступних та високоточних носимих пристроїв на основі PPG для моніторингу повсякденних рутинних дій. Майбутні дослідження будуть продовжувати вдосконалювати різні техніки та підходи для зменшення впливу артефактів руху на якість сигналу PPG.

3.1 Пристрої моніторингу на основі PPG (фотоплетизмографії)

Прискорені PPG пристрої містять джерело світла та фотодетектор. Джерело світла випромінює світло на тканину, а фотодетектор вимірює відбите світло від тканини. Одержане відбите світло пропорційне змінам об'єму крові.²³ Подібно до ЕКГ, хвилі PPG також можуть допомагати у діагностиці серцевих аритмій (нерегулярний ритм серця), оскільки вони надійно відображають кардіальну та дихальну активність. Найпоширеніші сенсори PPG використовують інфрачервоний світлодіод (IR-LED) або зелений світлодіод як основне джерело світла. IR-LED найчастіше використовується

для вимірювання кровотоку, який зосереджений у більш глибоких ділянках тіла, таких як м'язи, тоді як зелене світло зазвичай використовується для розрахунку поглинання кисню гемоглобіном (киснеметованою кров'ю) та деоксигемоглобіном (кров'ю без кисню).²⁴ Хоча існують інші світлодіодні сенсори з різними кольорами для вимірювання гемоглобіну, зелений світлодіод вважається найбільш поширеним. Це просто через те, що він проникає глибше в тканину і, отже, може надавати більш точні вимірювання. Сенсори PPG також використовують фотодетектор для вимірювання інтенсивності відбитого світла від тканини. Зміни об'єму крові можуть бути виміряні (обчислені) на основі кількості виявленого світла. Крім того, згідно з²⁵ сенсори PPG також корисні для визначення гіперемії, або перевищення кровотоку. Носимі сенсори PPG можна розмістити лише на певних ділянках тіла. Однак різні місця вимірювання мають різну точність.¹⁸ Хоча найбільш поширено використовувати певні ділянки тіла, такі як палець, мочка вуха та лоб, дослідники розглядають інші місця для більш зручних альтернатив.

Техніки моніторингу серцевого ритму, які базуються на сенсорах PPG, мають кілька переваг перед традиційними системами на основі ЕКГ. Наприклад, сенсори PPG використовують простішу апаратну реалізацію та мають менші витрати, для їхньої роботи потрібен лише один сенсор, розташований на тілі. Це відмінно від традиційних записів ЕКГ.²⁶ Для традиційної системи на основі ЕКГ необхідно принаймні три біоелектрода, розташованих на різних ділянках тіла (таких як права рука, ліва рука та права нога), щоб працювати ефективно. Це обмежує гнучкість пацієнтів у русі. Крім того, сенсори PPG можуть працювати більш ефективно, якщо їх розмістити на конкретних доступних анатомічних позиціях, таких як мочка вуха та кінчик пальця, де бажані сигнали PPG збираються високої якості. Тому дуже важливо знайти конкретні місця вимірювання, які гарантують оптимальну якість даних сенсора. Сенсори PPG мають дві різні форми: режим трансмісії та режим відбивання. Кожен режим має свої переваги й недоліки. У режимі трансмісії джерело світла і детектор розділені тканиною, тоді як у режимі відбивання фотодетектор розміщений поруч із джерелом світла на тій же стороні тканини для вимірювання відбитого світла. Обидва типи сенсорів можуть забезпечувати неінвазивні вимірювання.²⁷ Однак у режимі трансмісії занадто великий тиск може сповільнити об'єм крові в периферичних судинах, що може призвести до зменшення коливань вен. Вибір місця вимірювання залежить від різних застосувань.^{28–30} Для режиму трансмісії часто використовуються кінчик пальця та мочка вуха. Місця вимірювання для сенсорів у режимі відбивання - зап'ястя, передпліччя, щиколотка, лоб та тулуб. На різних місцях вимірювання сенсори можуть бути використані як манжети або зажими. Також

ключовим чинником у виборі конкретного місця вимірювання є необхідна сила натиску на сенсор.

3.2 Пристрої на основі PPG у формі браслетів для зап'ястя

Порівняно з різноманітними типами пристроїв моніторингу серцевого ритму на основі PPG, пристрої у формі браслетів для зап'ястя вважаються найпопулярнішими та найбільш перевагами. Ця популярність частково пояснюється їхніми відмінними властивостями, такими як невисока вартість, велика переносність та зручність для користувачів. Проте ці пристрої мають свої обмеження. У різних дослідженнях було запропоновано кілька рекомендацій для подолання недоліків пристроїв PPG у формі браслетів у клінічних умовах. Наприклад, в роботі Lee та ін. був представлений новаторський PPG-зонд у формі годинника, розміщений на судинах зап'ястя пацієнта замість капілярів крові, як у звичайному місці вимірювання. Запропонований пристрій покращив чутливість і точність сигналу PPG за допомогою масиву сенсорів, ІЧ-світлодіодів та фототранзисторів. Thomas та ін. запропонували метод для зменшення впливу артефактів руху на якість сигналу PPG. У цьому методі до PPG-пристрою був доданий дев'ятиосний MEMS-інерціальний датчик разом зі зеленими світлодіодами для вимірювання тіла та визначення позиції. Аналогічний метод також було запропоновано для пом'якшення артефактів руху шляхом застосування двох відбивних пульсуючих сигналів від одного сенсора зеленого світлодіода.

3.3 Пристрої на основі PPG для лоба

Лоб людини також може бути використаний як альтернативне місце для моніторингу серцевого ритму за допомогою пристрою на основі PPG. Зазвичай відбиття оптичного сигналу зі лоба людини виявляється досить потужним. Це пояснюється тим, що череп людини покритий порівняно тонкою шкірою разом з більшою густиною судин у регіоні лоба. Розміщення сенсорів PPG у режимі відбивання на лобі показало покращену реакцію на зміни пульсуючого сигналу в умовах низької перфузії. Попередні дослідження, наприклад, показали, що розміщення сенсорів PPG на лобі може полегшити деструктивний вплив артефактів руху на якість сигналу PPG, особливо під час легких фізичних вправ. Мендельсон та інші використовували шість

фотодетекторів, які були встановлені на шоломі солдата. Вони виявили, що використання мінімального тиску між сенсорами та тканиною може знизити рівень шуму сигналів з лоба людини.

3.4 Пристрої на основі PPG для вуха

Мочка вуха є одним з найчастіше використовуваних місць вимірювання для пристроїв на основі PPG. Це пов'язано з науковим фактом, що вухові мочки складаються не з хряща, тому вони містять великі судини. Крім того, вухові мочки менше вразливі до впливу артефактів руху порівняно з іншими кінцівками. В минулому для отримання сигналів PPG використовували магнітні кліпси на вухо та навушники. По та ін. запропонували магнітний сережковий сенсор для розміщення на вуховій мочці. Окрім сережок, сенсори PPG типу вуха також можуть бути спроектовані та вбудовані в навушники та вкладиші для вуха, що забезпечить більший комфорт для користувачів. Після розміщення сенсора PPG у вуху вушні вкладиші сенсора можна розмістити проти трагуса, щоб вимірювати відбите світло від підшкірних судин.¹⁸ Також сенсор PPG може бути розміщений у слуховому каналі. Budidha та ін. показали, що розміщення сенсора PPG у слуховому каналі дозволяє збирати більш точний сигнал.

3.5 PPG сенсори

Фотоплетизмографічні сенсори розроблені у різних типах, але всі вони вимірюють зміни об'єму крові і надають подібні результати, незважаючи на ці відмінності у конструкції. Типовий сенсор PPG випромінює світло на ділянку тканини одним або декількома світлодіодами. Фотодіод вимірює інтенсивність світла, яке не поглинається тканиною і відбивається від неї. Кольори світлодіодів, які використовуються в більшості наукових досліджень, - червоний і зелений; однак у деяких дослідженнях також використовувався жовтий світлодіод. Світло з більшою довжиною хвилі проникає глибше в тканину. Наприклад, інфрачервоне світло має більшу ефективну глибину проникнення у шкіру порівняно з зеленим світлом. Однак автори у зазначили, що інфрачервоне світло більш вразливе до артефактів руху. Тому зелений світлодіод, який має коротшу довжину хвилі, може бути кращим варіантом для певних застосувань. Артефакти руху зазвичай виникають внаслідок руху

сенсора PPG по тканині, деформації шкіри, динаміки кровообігу та температури навколишнього середовища. Крім того, носимі пристрої можуть бути оснащені акселерометрами для фіксації напрямку руху для зменшення артефактів руху, особливо під час інтенсивної фізичної активності.

3.6 Фактори, які впливають на записи сенсорів фотоплетизмографії

Декілька факторів може впливати на записи PPG. Ці фактори включають сенсорні, біологічні та серцево-судинні чинники. Зміни тканин, викликані добровільними або невольними рухами, можуть призводити до змін у внутрішніх тканинах, таких як рух м'язів та розширення тканин. Одержане світло буде змінене через ці рухи, що призводить до виникнення відмінного сигналу. Анатомічні особливості особини, включаючи розміри органів та обсяг рідини, що затримується тканинами, призводять до відмінностей у передаваному світлі через тканини. Ще одним фактором, що може змінювати сигнал, є зсув сенсора. Фізична активність та рухи тіла можуть призвести до зміщення сенсора відносно його початкового розташування. Рух сенсора змінює шлях світла і, отже, змінює сигнали. Тиск, який накладається пристроєм на шкіру, впливає на величину отриманого сигналу.

3.7 PPG сигнал

Сигнал PPG складається з пульсуючих (AC) та накладених (DC) компонентів. Компонент AC надається серцево-синхронними змінами об'єму крові, що виникають від серцебиття. Компонент DC формується диханням, активністю симпатичної нервової системи та терморегуляцією. Компонент AC відображає зміни об'єму крові, які викликані серцевою активністю і залежать від систолічних та діастолічних фаз. Систолічна фаза (також відома як "час підйому") починається з ярлика та закінчується піковою систолічною хвилею пульсу. Кінець пульсової хвилі відзначається іншим ярликом в кінці діастолічної фази. Особливості, такі як час підйому, амплітуда та форма, можуть передбачити вазові зміни в кровообігу. Крім того, PPG може бути використана для вимірювання варіабельності серцевого ритму (HRV), або варіацій між інтервалами часу між серцевими скороченнями (інтервал P-P). Варіація може бути зумовлена багатьма факторами, такими як вік особи, серцеві захворювання та фізична підготовленість. HRV використовується для

оцінки симпатичного та парасимпатичного впливів автономної нервової системи (АНС). Фактори, що впливають на HRV, включають, але не обмежуються віком, раком та терморегуляцією. Сигнал PPG поділяється на дві унікальні фази: зростаючий край пульсу, що називається анакротичним і в основному описує систолу, та спадний край пульсу, який називається катакротичним і представляє діастолу. Крім того, дікротичний виступ зазвичай видно на фазі катакротичної. Для спрощення інтерпретації хвиль PPG сигнали розрізнили для аналізу контуру хвилі.

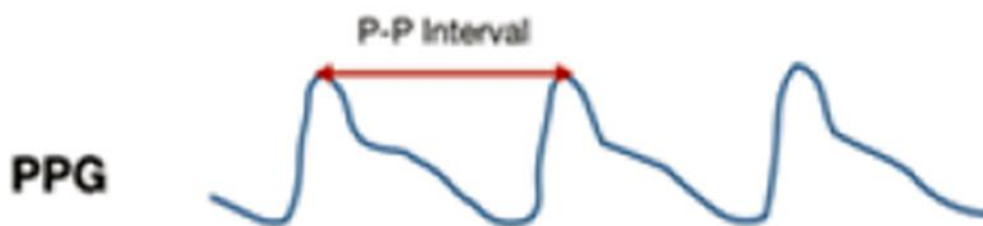


Рис. 4. Зразок сигналу фотоплетизмограми, де позначено інтервал P-P.

3.8 Друга похідна сигналу фотоплетизмограми.

Друга похідна від початкового сигналу фотоплетизмограми називається фотоплетизмограмою прискорення (APG) і використовується частіше, ніж перша похідна хвиля. APG є показником прискорення кровотоку. На Рисунку 3 показано початковий сигнал PPG разом з його першою та другою похідними хвилями. Існує кілька критичних точок, які можна виділити з другої похідної хвилі сигналу PPG. Ці критичні точки можна використовувати для виявлення та діагностики серцевих аномалій. У клінічних та дослідницьких умовах тривають спроби покращити поточні методи отримання критичних точок з другої похідної хвилі сигналу PPG. На Рисунку 5 показано лише три критичні точки, які були виділені з початкового сигналу PPG. Інші статті, такі як, досліджували додаткові критичні точки другої похідної хвилі. Як показано в, критична точка a — це раннє систолічне місце. Точка b — найнижча точка у ранній систолічній хвилі. Точка c — відновлення пізньої систолики. Точка d вказує на зменшення пізньої систолики, а точка e представляє ранню діастоліку. З другої похідної ми можемо обчислити індекс жорсткості великої артерії. Крім того, APG корелює з розтяжністю сонячної артерії, віком, артеріальним тиском, ризиком коронарної хвороби та наявністю атеросклеротичних порушень. PPG описує, наскільки швидко кров рухається по судинах. Систолічні та діастолічні хвилі взаємодіють одна з одною,

утворюючи хвилясту форму, що нагадує довгу криву з різними ярами та покоїв, які відображають критичні точки, як було зазначено раніше. Позитивні хвилі, а саме a, c та e хвилі, спочивають над базовою лінією та мають позитивні значення, тоді як b та d є від'ємними хвилями. Останні хвилі лежать нижче базової лінії через їхні від'ємні значення. Взаємозв'язок між хвилями відображає різні фізіологічні тенденції, знайдені у суб'єктів. Наприклад, співвідношення b/a представляє збільшену жорсткість артерій, яка збільшується з віком. Це співвідношення також може вказувати на гіпертонію. Потенційна робота включає вивчення взаємозв'язку між a/b та вивчення впливу віку, індексу маси тіла та основної температури на хвилі PPG. До сьогодні існують алгоритми, які можуть виявляти a- та b-хвилі, але не точно. Для аналізу результатів експерименту PPG необхідна чітка та точна оцінка цих хвиль для визначення подальших кроків щодо оцінки жорсткості артерій та інших серцево-судинних захворювань, які можуть бути присутніми.

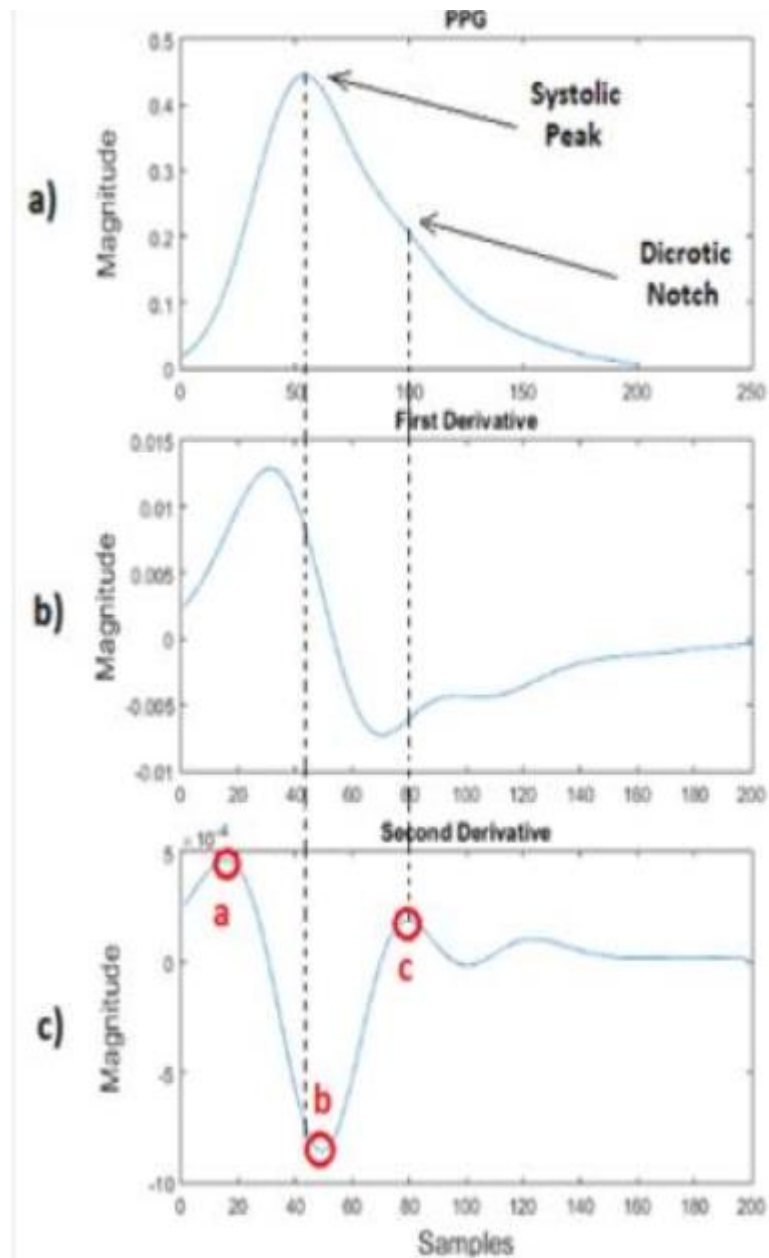


Рис. 5. А) Сигнал фотоплетизмограми (PPG), В) Перша похідна сигналу фотоплетизмограми (PPG), С) Друга похідна сигналу фотоплетизмограми (PPG)

3.9 Деякі застосування фотоплетизмограми (PPG)

Раннє виявлення фізіологічних параметрів на основі сигналів фотоплетизмограми (PPG) стало предметом великого зацікавлення для наукової та клінічної спільноти. Оскільки PPG є вказівником кровотоку, що генерується серцем за допомогою близького інфрачервоного світла, цей метод може бути використаний для виявлення серцево-судинних захворювань, таких

як вікові зміни в судинах. Серцево-судинна та респіраторна системи працюють разом, і через цей синергетичний зв'язок PPG відкриває можливість отримання інформації, пов'язаної з дихальною фізіологією. У наведеному нижче розділі детально розглянуто, як PPG потенційно може збирати інформацію, пов'язану з віковими змінами судин і фізіологією дихання.

3.10 Вікові зміни в судинах та фотоплетизмограма (PPG)

Старіння — один з факторів, що може призводити до жорсткості артерій через помітні зміни в периферичному розповсюдженні пульсу. У молодих осіб такі розповсюдження виявляють крутий систолічний пік. Це означає, що присутність старіння мало помітна у молодих осіб, але порівняно зі старшими суб'єктами, систолічний пік буде помітно крутіший. Жорсткість артерій є показником серцево-судинних захворювань, які проявляються на пульсації в сигналі PPG. Периферичний пульс може передбачити наявність або відсутність артеріальної жорсткості і також може прогнозувати майбутні серцево-судинні проблеми, оскільки він є біомаркером для оцінки здоров'я та захворювань. При старінні артерії стають більшими та менш щільними: ця зміна відображається в тому, де хвилі пікуються на сигналі PPG. Шляхом оцінки різних точок та величин сигналу PPG, які відображають жорсткість стінок артерій, можна проаналізувати помпуючу силу лівого шлуночка. Амплітуда PPG може показати зміни об'єму крові, тим самим надаючи інформацію про артеріальну пружність та еластичні властивості артерій. Зі збільшенням артеріальної жорсткості товщина судин зростає, а внутрішній діаметр зменшується, що ускладнює роботу серцево-судинної системи пацієнта. Об'єм переміщеної крові за певний час вказує на вікові зміни судин під час серцевого циклу. Максимальна амплітуда одного пульсу вказує на зв'язок між віком та артеріальною жорсткістю. Артеріосклероз збільшує та затвердіває стінки артерій. Відповідно, їх опір зростає, а ємність зменшується. Ще одна важлива характеристика у аналізі сигналів PPG — оцінка того, наскільки добре судини адаптуються до свого оточення та, зокрема, до густини крові у серцевій системі. Вік відіграє ключову роль у артеріальній жорсткості, оскільки артеріосклероз відбувається з віком. Однак все ще складно отримати чітке виявлення хвиль через розмиті точки перегину, що ускладнює визначення місця артеріальної жорсткості на сигналі PPG. Друга похідна використовується для моніторингу стану артерій, таких як васкулярна відповідь у опірних артеріях, які важливі для регулювання кров'яного тиску. Індекс жорсткості обчислюється за допомогою зростання тіла та ділення його

на інтервал між систолічними та діастолічними піками. Вікове старіння можна оцінити за допомогою індексу старіння SDPPG, SDPPG-AI (b-c-d-e/a). Перелічений вище індекс показує, що старіння призводить до розширення і жорсткості артерій. Встановлюючи зв'язок між параметрами a та b, можна витягнути корисну інформацію. Наприклад, виявлено, що відношення b/a збільшується з віком, а відношення d/a зменшується з віком.

4. Аналіз варіабельності частоти пульсу з використанням віддалених сигналів фотоплетизмографії

Зміни об'єму крові або кровотоку відбуваються з кожним серцевим скороченням. Фотоплетизмографія (PPG) — це вимірювання цих змін, які пов'язані з пульсуючим об'ємом крові у шкірних тканинах. Віддалена фотоплетизмографія (rPPG) — це PPG без шкіри. Технологія дуже перспективна для великих груп населення; сигнали rPPG можна отримати за допомогою звичайної камери червоно-зелено-синього (RGB) спектра, що означає, що для їх запису можна використовувати смартфони або ноутбуки. Для більшості людей смартфони та ноутбуки з вбудованими камерами є досить доступними, набагато більш доступними, ніж пульсоксиметри чи манжетні тонометри для вимірювання артеріального тиску. З показників здоров'я, таких як частота серцевих скорочень (ЧСС), варіабельність серцевого ритму (BCR) та артеріальний тиск (АТ), можна визначити з сигналу PPG. Оскільки серцево-судинні захворювання (ССЗ) є провідною причиною смертності у всьому світі, параметри серцево-судинного здоров'я можуть допомогти виявити або оцінити ССЗ на ранніх етапах. Таким чином, великі групи населення могли б скористатися регулярним оцінюванням параметрів серцево-судинного здоров'я, якщо це було зроблено за допомогою камер RGB для споживачів і можливо стати пристроєм поза клінічним середовищем, який можна використовувати як частину повсякденного життя пацієнта. Більше того, у зв'язку з хворобою коронавірусу 2019 року, rPPG є дуже перспективним, оскільки дозволяє безконтактне вимірювання параметрів серцево-судинного здоров'я. Крім того, пацієнти можуть виконати вимірювання вдома без додаткового ризику зараження. Для точного визначення параметрів серцево-судинного здоров'я необхідно отримати високоякісний сигнал rPPG. З цієї причини дослідники недавно вивчали різноманітні методи rPPG. Відбите світло з деяких ділянок шкіри обличчя людини, таких як лоб і щоки, зазнає впливу від кровотоку під шкірою. Ці зміни кровотоку можна записати за допомогою RGB-камери, після чого RGB-сигнал

перетворюється у сигнал rPPG. Однак у останній літературі існує розбіжність щодо того, як це краще зробити. Було запропоновано й порівняно кілька підходів для різних умов поведінки та довкілля. Кілька досліджень порівняли різні методи rPPG за допомогою різних наборів даних для оцінки ЧСС. Проте часто неможливо довести, чому один метод rPPG кращий за інший; можна лише порівняти результати. Дослідники випробовували різні підходи, такі як різні методи декомпозиції (наприклад, аналіз головних компонент (PCA) і аналіз незалежних компонент (ICA)), трансформації в інших кольорових моделях та різні техніки нормалізації кольорових каналів. Ці методи ведуть себе по-різному на кожному застосованому наборі даних. Слід зазначити, що контактний сигнал PPG зазвичай записується за допомогою пульсоксиметра, що складається з джерела світла і фотодетектора. Тут перевага полягає в тому, що вплив довкілля мінімальний завдяки прямому контакту зі шкірою; тому ЧСС легко визначається з високою точністю. Навпаки, для rPPG потрібно захоплювати відео обличчя та обробляти його, щоб видобути інформацію про кровотік та перетворити її на rPPG. Останнім часом все більше розвиваються складні та вдосконалені техніки обробки сигналів для отримання високоякісних сигналів rPPG. Це ускладнює обробку та обчислювальну потужність програм на основі камери.

5. Аналіз варіабельності частоти пульсу з використанням віддалених сигналів фотоплетизмографії за допомогою Python

5.1 Фільтрація сигналів

Копія отриманого сигналу rPPG перетворюється за допомогою швидкого перетворення Фур'є в частотний діапазон. Пізніше зі спектрів видаляються частоти за межами діапазону людського пульсу за допомогою полосної фільтрації. Використовуються два різних фільтри: один з вузькою смугою (0,9 – 1,8 Гц / 54 – 108 уд/хв) та інший з широкою смугою (0,6 – 2,5 Гц / 36 – 150 уд/хв), для фільтрації отриманого пульсуючого сигналу. Ці ширини смуг були обрані емпірично і залежать від надійності подальшого алгоритму визначення піків для відокремлення піків серцебиття від шуму (чим вища надійність, тим ширший може бути цей діапазон).

Вузькосмуговий діапазон обирається на основі того, що всі записи суб'єктів у наборі даних (базові відео) проводяться в умовах без різкого руху голови, що обмежує серцебиття до номінального діапазону (60 - 100). Широкосмуговий обирається для узагальнення запропонованого методу rPPG для будь-яких даних у реальному часі, які можуть містити серцеві ритми за межами номінального діапазону. Ці полосні фільтри можуть бути реалізовані за допомогою оберненого FFT або фільтрів високого порядку FIR.

5.2 Використання HeartPy бібліотеки

HeartPy - це набір інструментів аналізу серцевого ритму на Python, призначений для обробки (шумних) даних PPG, зібраних за допомогою PPG-сенсорів або камер. Це алгоритм, що стійкий до шумів, добре працює з даними PPG. Він реалізований на Python та C.

Загальні показники, що виражають ЧСС, - це удари в хвилину (BPM) та середній між-інтервальний інтервал (IBI). ВАРС виражається в медіанному абсолютному відхиленні інтервалів між серцевими скороченнями (MAD), стандартному відхиленні інтервалів між серцевими скороченнями (SDNN), квадратному корені з середнього квадрата попередньої різниці між сусідніми інтервалами серцевих скорочень (RMSSD), стандартному відхиленні попередньої різниці між сусідніми інтервалами серцевих скорочень (SDSD),

та відношенню різниць між послідовними серцевими скороченнями більшими за 50 мс і 20 мс (pNN50, pNN20).

5.3 Визначення варіабельності серцевого ритму з відео

Використовуючи набір даних ViscarPPG-2 (відео базової лінії), дозволив видобути сигнали rPPG з записаних відео для суб'єкта. Першим кроком є використання бібліотеки MediaPipe для виявлення обличчя суб'єкта у межах огорожі з 428 точками обличчя (зелені крапки по всьому обличчю). Я вибрав регіони чола та щік як область інтересу (ROI) і намалював контури навколо цих областей для формування ROI (жовті закриті контури), припускаючи, що більшість судин кровообігу зосереджені саме у цих регіонах. На рисунку 6 показано виявлене обличчя Суб'єкта 1 з позначеною областю ROI.

Пізніше виконується сегментація шкіри на кожному кадрі для фільтрації пікселів, які не належать до шкіри, застосовуючи маску.

Тепер, коли ROI зафіксовано, наступним кроком є видобуття сирових сигналів з цих областей. У межах цього ROI кожне зображення (один кадр) розкладається на канали RGB, і середнє значення кожного кольору пікселя (червоного, зеленого, синього) регіону обчислюється з часом (кадрами), як показано на рисунку 6.

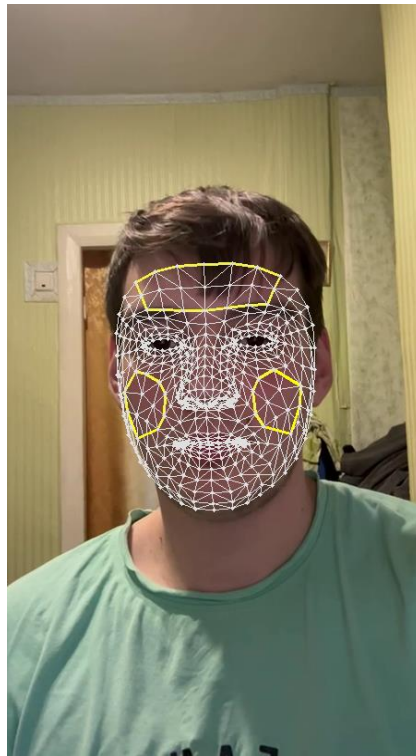


Рис. 6. Виявлення обличчя

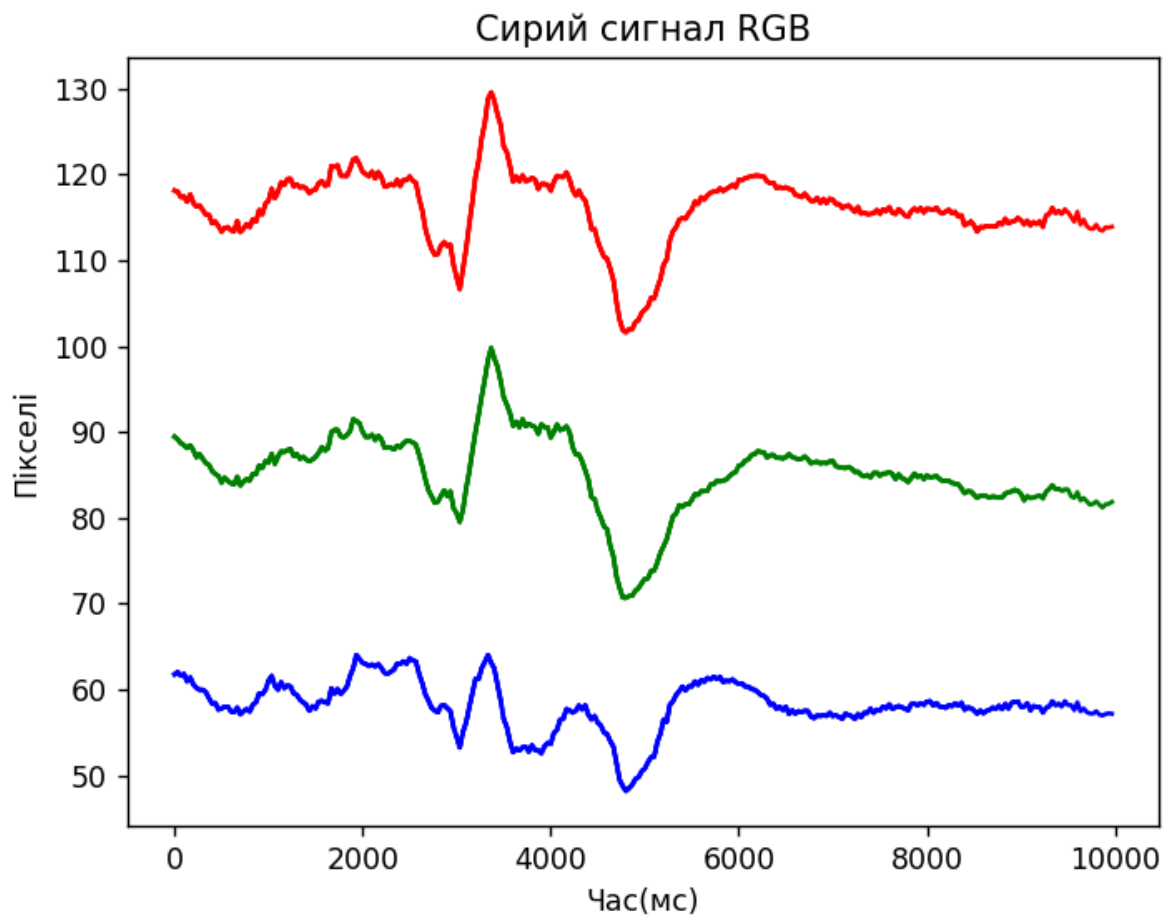


Рис. 7. Сирий сигнал RGB

Вибраний алгоритм POS застосовується до цих трьох кольорових сигналів з каналів R, G та B, щоб об'єднати їх в один сигнал rPPG. Таким чином, варіації інтенсивності фільтруються шляхом проектування сигналів R, G та B на площину, перпендикулярну до емпірично визначеного вектора нормалізованого відтінку шкіри.

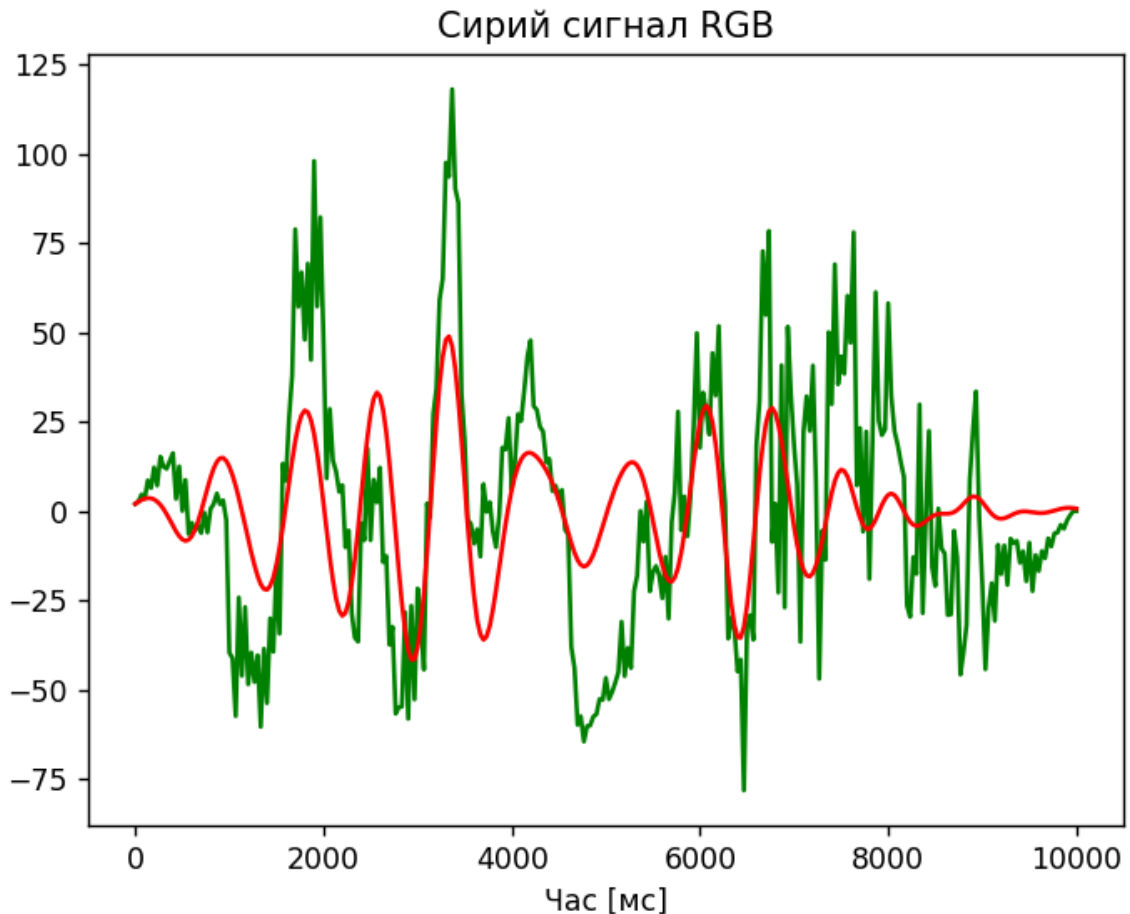


Рис. 8. Фільтр широкого полоси для фільтрації пульсу об'єму крові

Отриманий 2-вимірний сигнал об'єму крові, який відфільтрований за допомогою низькочастотного фільтра, об'єднується в одновимірний сигнал за допомогою зваженої суми, вага якої визначається відношенням стандартних відхилень двох сигналів. Отриманий сигнал містить максимальну кількість пульсуючої складової.

Оскільки отриманий пульсуючий сигнал містить артефакти через багато різних перешкод, для фільтрації частот, що виходять за межі діапазону серцевого ритму людини, використовується фільтр Баттерворта другого порядку. Для цього використовуються два різних фільтри: один із вузьким смугом пропускання (0,9 – 1,8 Гц / 54 – 108 уд/хв), інший - з широким смугом (0,6 – 2,5 Гц / 36 – 150 уд/хв), для фільтрації виділеного пульсуючого сигналу.

Швидке перетворення Фур'є відфільтрованого сигналу

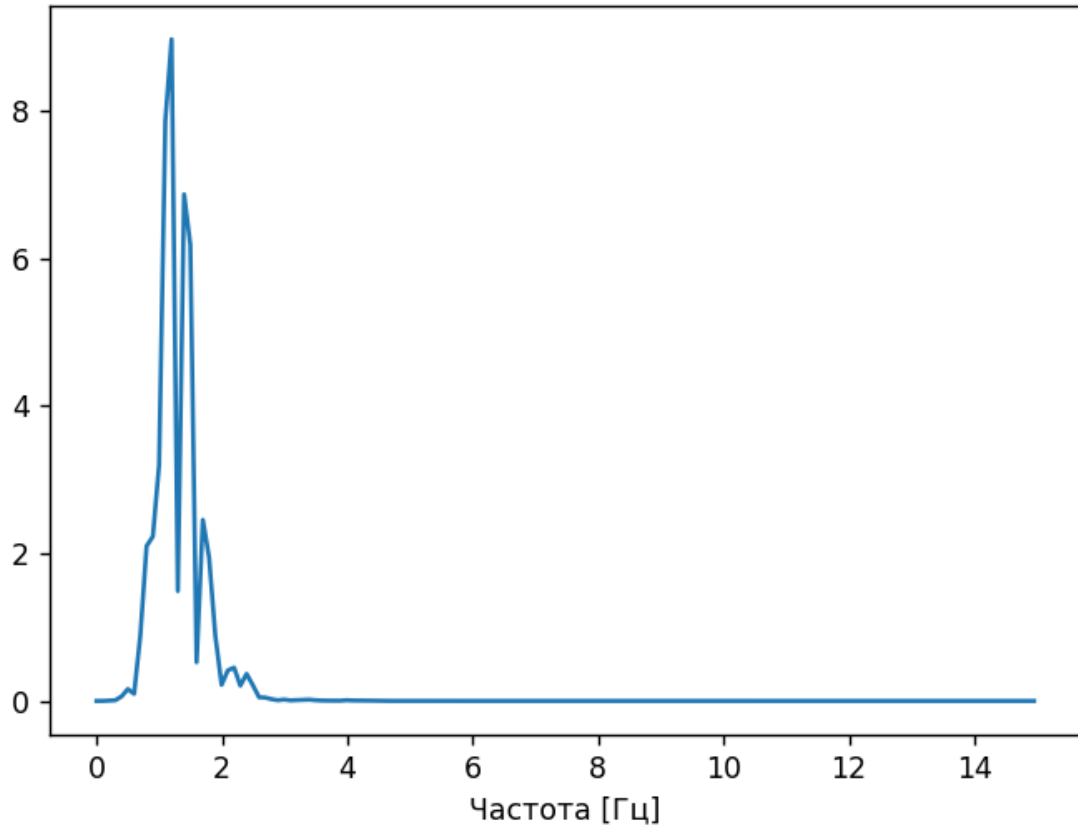


Рис. 9. Швидке перетворення Фур'є

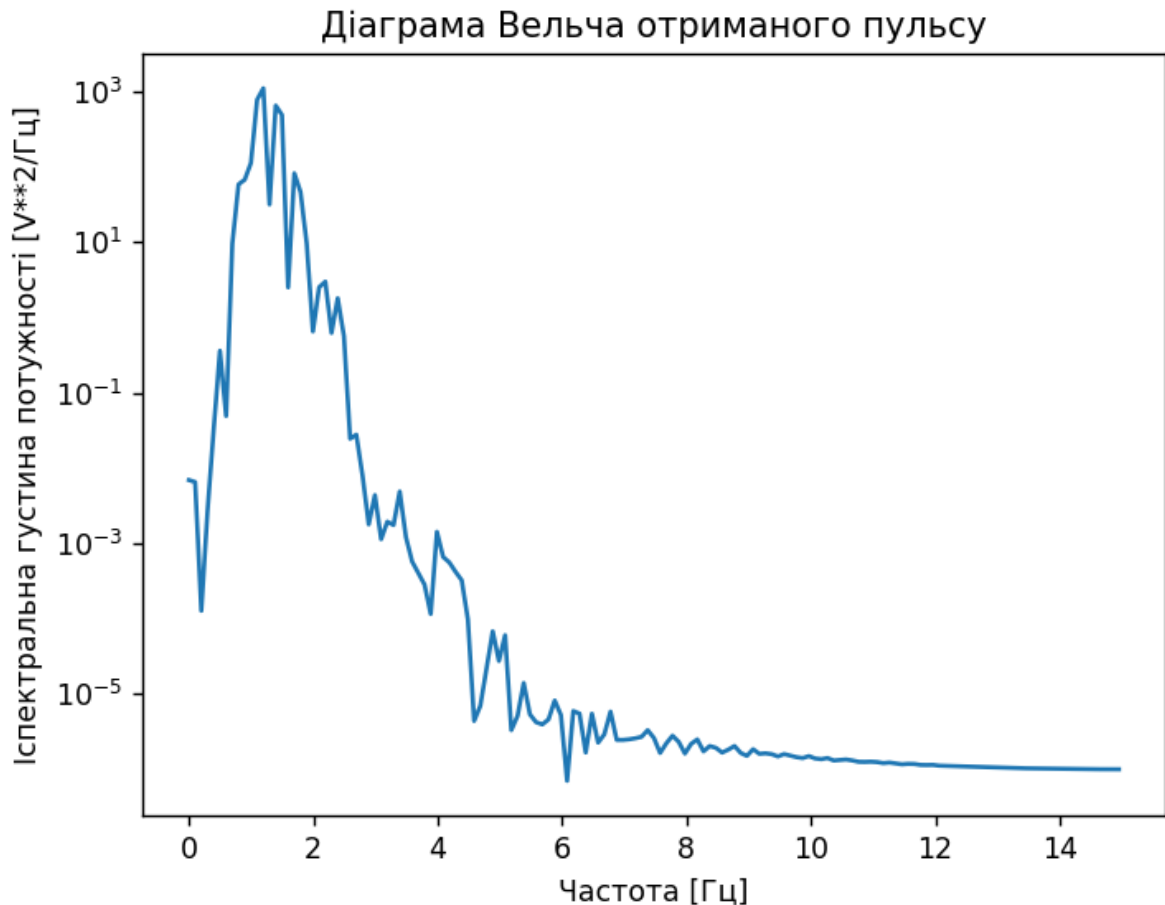


Рис. 10. Діаграма Вельча отриманого пульсу

Цей відфільтрований сигнал rPPG перетворюється у частотну область за допомогою швидкого перетворення Фур'є та також побудовується спектрограма Вельча відфільтрованого сигналу rPPG з вікном Хеммінга розміром 1024 записи, щоб з'ясувати спектральну щільність потужності сигналу на різних частотах.

Однак продовжимо процес обчислення пульсу за отриманим сигналом rPPG.

Сигнал, яким ми володіємо, це чистий сигнал rPPG, який можна використовувати для визначення піків та обчислення важливих для людини вітальних показників, зокрема, частоти серцевих скорочень. З усіх доступних методів розрахунку частоти серцевих скорочень, згаданих у розділі "Використання бібліотеки HeartPy" для аналізу алгоритму.

За допомогою спектрограми Вельча та фільтрації першим кроком є отримання частоти з найвищою спектральною щільністю потужності. Під час вузькосмугової фільтрації ми сконцентрувались лише на діапазоні частот, що включає номінальну людську частоту серцевих скорочень (0,9 – 1,8 Гц / 54 – 108 ударів за хвилину) і виявили, що частота близько 1,879 Гц має найвищу

спектральну щільність потужності. Під час широкопasmової фільтрації ми також сконцентрувалися на діапазоні частот (0,6 – 2,5 Гц / 36 – 150 ударів за хвилину) і знайшли, що та сама частота близько 1,879 Гц має найвищу спектральну щільність потужності. Отже, множимо це значення на 60 (для переведення з ударів на секунду в удари за хвилину), і отримуємо частоту серцевих скорочень суб'єкта в ударах за хвилину. Отже, розрахована частота серцевих скорочень цього суб'єкта при виборі чола та обох щік як RoI складає 78,69 ударів за хвилину.

Після введення чистого сигналу rPPG та частоти зразка запису, бібліотека HeartPy повертає багато інформації про суб'єкта, включаючи вітальні показники, такі як частота серцевих скорочень/варіабельність частоти серцевих скорочень та частота дихання. На рисунку 5.10 показано згенерований пульс за допомогою бібліотеки HeartPy, який включає виявлені піки, відкинуті піки та розраховану частоту серцевих скорочень для вузькосmугового та широкосмугового фільтрування відповідно.

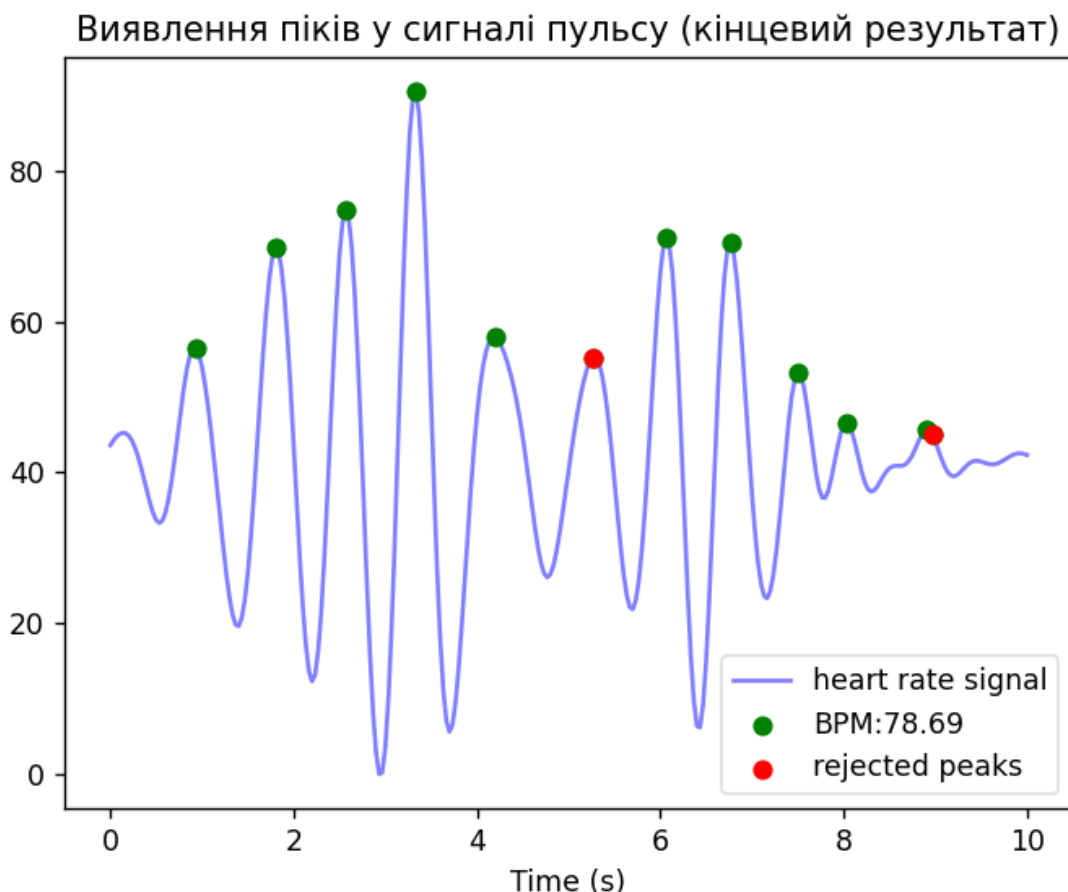


Рис. 11. Виявлення піків у сигналі пульсу

Для обчислення частоти серцевих скорочень з цих очищених сигналів PPG, я використовував міжударні інтервали та обчислення. Перед розрахунком

HR/HRV ми спочатку видобуваємо інтервали між ударів (IBI) з сигналу, які є часовими інтервалами між послідовними ударами. Видобуті інтервали між ударів (IBI) фільтруються для видалення шуму, спричиненого помилковими виявленнями піків: як фальшиво позитивних, так і фальшиво негативних. Спочатку виключаються всі IBI, що виходять за межі діапазону від 250 мс до 2000 мс (відповідає людському діапазону серцевого ритму від 30 до 240 уд/хв). Щоб додатково видалити значні викиди з сигналів, інтервали, віддалені від середнього більше, ніж на три стандартні відхилення, також виключаються. HR обчислюється шляхом усереднення всіх IBI протягом часового вікна та обчислення його оберненого значення.

$$HR_w = 1/\sqrt{IBI_w} \quad (1)$$

де $\sqrt{IBI_w}$ - середнє всіх міжударних інтервалів, які потрапляють в часове вікно w . Це дає частоту серцевих скорочень в герцах (припускаючи, що IBI в секундах), і множенням на 60 ми отримуємо частоту серцевих скорочень у уд/хв. Вибір часового вікна може базуватися на потребах користувача (наприклад, миттєвий HR, довгостроковий HR). Можна обчислити кілька метрик, що виражають міру варіабельності серцевого ритму в різних одиницях. Ми зосереджуємося на одній з найбільш поширених метрик часового домену для узагальнення VAPC, яка називається 'Корінь середньоквадратичного відхилення послідовних різниць (RMSSD)', вираженому в одиницях часу. Як саме назва підказує, це обчислюється шляхом розрахунку кореня середньоквадратичної різниці у часі між сусідніми IBI:

$$RMSSD = \sqrt{\left(\frac{1}{N}\right) \sum_{i=1}^N (IBI_i - IBI_{i+1})^2} \quad (2)$$

де IBI_i - це i -й інтервал між ударів, а N - кількість інтервалів між ударів в послідовності. Оскільки RMSSD більш чутливий до шуму, враховуються лише IBI в межах першого стандартного відхилення від середнього. Разом із RMSSD ми обчислюємо іншу метрику VAPC в часовому домені, відому як 'стандартне відхилення інтервалів NN (SDNN)', яке є просто стандартним відхиленням всіх фільтрованих IBI в послідовності.

Результати є вражаючими з середньою точністю близько 98,7% в обох діапазонах фільтрації. Точність, виклик та f1-показник завжди залишаються в межах 60-70% у середньому, і ці нижчі значення очікуються через неточності сигналу між PPG та rPPG через численні відомі фактори. В додатку A я записав код з допоміжними позначками до нього.

Висновки

У результаті проведеного дослідження було виявлено, що аналіз варіабельності серцевого ритму з використанням пульсоксиметрії є потужним інструментом для оцінки функціонального стану серцево-судинної системи. Отримані дані про варіабельність серцевого ритму у різних часових діапазонах, включаючи короткочасну та 24-годинну варіабельність, свідчать про складні механізми регуляції автономної нервової системи та її взаємодії з різними факторами контексту. Пульсоксиметри, засновані на принципах фотоплетизмографії, продемонстрували свою ефективність у точному вимірюванні показників серцевого ритму. Різні пристрої, від браслетів для зап'ястя до сенсорів для різних ділянок тіла, виявилися корисними для моніторингу та запису варіабельності серцевого ритму, а також для вивчення вікових змін у судинах. Дослідження також відкрило нові можливості використання віддалених сигналів фотоплетизмографії для аналізу варіабельності частоти пульсу, що відображає перспективи розвитку цієї області. Результати, отримані під час аналізу відео для розпізнавання варіабельності серцевого ритму, свідчать про можливість використання цього методу для оцінки серцевого здоров'я у реальному часі. Хоча точність алгоритму у деяких випадках може бути нижчою через певні неточності, загальна ефективність методу підтверджує його потенціал у кардіологічних дослідженнях та можливості застосування для оцінки серцевого здоров'я. Загалом, отримані результати підтверджують значущість аналізу варіабельності серцевого ритму з використанням пульсоксиметрії для діагностики та моніторингу стану здоров'я, відкриваючи шлях до подальших досліджень та клінічного застосування в цій області.

Перелік джерел

1. Rawassizadeh R, Price BA, Petre M. Wearables: has the age of smartwatches finally arrived? *Commun ACM*. 2015;
2. Wei J How wearables intersect with the cloud and the internet of things: Considerations for the developers of wearables. *IEEE Consum Electron Mag* 2014;
3. Islam SMR, Kwak D, Kabir H, et al. The Internet of Things for Health Care : A Comprehensive Survey. *IEEE*. 2015;
4. Ranck J. The wearable computing market: a global analysis. *Gigaom Pro*. 2012;
5. Chan M, Estève D, Fourniols JY, et al. Smart wearable systems: Current status and future challenges. *Artif Intell Med* 2012;
6. Ghamari M, Janko B, Sherratt RS, et al. A survey on wireless body area networks for ehealthcare systems in residential environments. *Sensors*. 2016;
7. Ghamari M, Arora H, Sherratt RS, et al. Comparison of low-power wireless communication technologies for wearable health-monitoring applications. *I4CT 2015 - 2015 2nd International Conference on Computer, Communications, and Control Technology, Art Proceeding* 2015;
8. Page T. A Forecast of the Adoption of Wearable Technology. *Int J Technol Diffus* 2015;
9. Park S, Jayaraman S. Enhancing the Quality of Life Through Wearable Technology. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2003;
10. Pantelopoulos A, Bourbakis NG. survey on wearable sensor-based systems for health monitoring and prognosis. *IEEE Trans Syst Man Cyhern Part C Appl Rev* 2010;
11. Al Ghatrif M, Lindsay J. A brief review: history to understand fundamentals of electrocardiography. *J Community Hosp Intern Med Perspect* 2012;
12. Adler, J. N., Hughes, L. A., Vivilecchia, R., & Camargo, C. A. (1998). Effect of skin pigmentation on pulse oximetry accuracy in the emergency department. *Academic Emergency Medicine*, 5, 965–970.
13. Alian, A. A., & Shelley, K. H. (2014). Photoplethysmography. *Best Practice & Research. Clinical Anaesthesiology*, 28, 395–406.
14. Álvarez, D., Alonso-Álvarez, M. L., Gutiérrez-Tobal, G. C., Crespo, A., Kheirandish-Goza, L., Hornero, R., Goza, D., Terán-Santos, J., & Del Campo, F. (2017). Automated screening of children with obstructive sleep apnea using

nocturnal oximetry: An alternative to respiratory polygraphy in unattended settings. *Journal of Clinical Sleep Medicine*, 13, 693–702.

Додаток А

```
import cv2
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
import mediapipe as mp
import heartpy as hp
from scipy import signal
import scipy.signal as sig
from xlswriter import Workbook

# Фільтр Баттерворта прямо-зворотної полосної фільтрації
def bandpass(signal, fs, order, fc_low, fc_hig, debug=False):
    """Butterworth forward-backward band-pass filter.

    :param signal: list of ints or floats; The vector containing the signal
    samples.
    :param fs: float; The sampling frequency in Hz.
    :param order: int; The order of the filter.
    :param fc_low: int or float; The lower cutoff frequency of the filter.
    :param fc_hig: int or float; The upper cutoff frequency of the filter.
    :param debug: bool, default=False; Flag to enable the debug mode that prints
    additional information.

    :return: list of floats; The filtered signal.
    """
    nyq = 0.5 * fs # Розрахунок частоти Найквіста.
    cut_low = fc_low / nyq # Розрахунок нижньої частоти відрізання (-3 dB).
    cut_hig = fc_hig / nyq # Розрахунок верхньої частоти відрізання у (-3 dB).
    bp_b, bp_a = sig.butter(order, (cut_low, cut_hig), btype="bandpass") #
    Проектування та застосування полосно-пропускного фільтра.
    bp_data = list(sig.filtfilt(bp_b, bp_a, signal)) # Застосування прямого-
    зворотнього фільтра із лінійною фазою.

    return bp_data

# Швидке перетворення Фур'є
def fft(data, fs, scale="mag"):
    # Застосування віконної функції Хеннінга до даних
    data_win = data * np.hanning(len(data))
    if scale == "mag": # Обрання масштабу величини амплітуди.
        mag = 2.0 * np.abs(np.fft.rfft(tuple(data_win)) / len(data_win)) #
    Одностороннє дискретне перетворення Фур'є (Single-sided DFT) можна реалізувати
    через швидке перетворення Фур'є (FFT).
    elif scale == "pwr": # Вибір шкали потужності..
        mag = np.abs(np.fft.rfft(tuple(data_win))) ** 2 # Спектральна потужність
        bin = np.fft.rfftfreq(len(data_win), d=1.0 / fs) # Обчислення інтервалів
    (бінів) для одностороннього спектра.
```

```

return bin, mag

plt.ion() # Увімкнення інтерактивного режиму.
fig = plt.figure(1)
plt.xlabel("Час(мс)")
plt.ylabel("Пікселі")
plt.title("Сирий сигнал RGB")

mp_drawing = mp.solutions.drawing_utils
mp_face_mesh = mp.solutions.face_mesh

# Excel параметри
time_stamp = []
blue = []
red = []
green = []

# Параметри для побудови графіків.
b_plot = []
g_plot = []
r_plot = []
t_plot = []

# Отримання відео
source_mp4 = '00-FW_NL.MOV'

# Використовуючи VideoCapture, отримуємо значення кадрів в секунду (fps)
capture = cv2.VideoCapture(source_mp4)
fps = capture.get(cv2.CAP_PROP_FPS)
capture.release()

# Використовуючи VideoCapture, запускаємо відеофайл.
cap = cv2.VideoCapture(source_mp4)

frame_count = 0 # Кількість кадрів
time_count = 0 # час в мілісекундах
update = 0 # оновлення графіків
is_update = False

# Малюнок анотації меша обличчя на зображенні
image.flags.writeable = True
image = cv2.cvtColor(image, cv2.COLOR_RGB2BGR) # Перетворення зображення з RGB в BGR
if processed_img.multi_face_landmarks:
    for face_landmarks in processed_img.multi_face_landmarks:
        landmark_points = []
        for i in range(0, 468):
            x = int(face_landmarks.landmark[i].x * width)
            y = int(face_landmarks.landmark[i].y * height)

```

```

        p = [x, y]
        landmark_points.append([x, y])
        # Встановлення точки ROI.
        forehead = np.array((
            landmark_points[9], landmark_points[107],
landmark_points[66], landmark_points[105],
            landmark_points[104], landmark_points[103],
            landmark_points[67], landmark_points[109],
landmark_points[10],
            landmark_points[338], landmark_points[297],
landmark_points[332],
            landmark_points[333], landmark_points[334],
landmark_points[296],
            landmark_points[336]))
        left_cheek = np.array((landmark_points[266],
landmark_points[426], landmark_points[436],
            landmark_points[416],
landmark_points[376],
            landmark_points[352],
landmark_points[347], landmark_points[330]))
        right_cheek = np.array((landmark_points[36],
landmark_points[206], landmark_points[216],
            landmark_points[192],
landmark_points[147],
            landmark_points[123],
landmark_points[117], landmark_points[118],
            landmark_points[101]))

```

```

        # Намалювати ROI на зображенні
        cv2.polylines(image, [forehead], True, (0, 255, 255), 2)
        cv2.polylines(image, [left_cheek], True, (0, 255, 255), 2)
        cv2.polylines(image, [right_cheek], True, (0, 255, 255), 2)

```

```

        # Накласти маску на зображення та вирізати ROI з чорним фоном.
        mask = np.zeros((height, width), dtype=np.uint8)
        cv2.fillPoly(mask, [forehead], (255))
        crop_img = cv2.bitwise_and(image, image, mask=mask)

```

```

        # Ліквідувати чорні пікселі та отримати середнє значення RGB для
кожного кадру.
        b, g, r = cv2.split(crop_img)
        indices_list = np.where(np.any(crop_img != [0, 0, 0], axis=-1))
        roi_pixel_img = crop_img[indices_list]

```

```

        # Додати RGB поточного кадру до параметрів графіку
        b_plot.append(roi_pixel_img[:, 0].mean())
        g_plot.append(roi_pixel_img[:, 1].mean())
        r_plot.append(roi_pixel_img[:, 2].mean())
        frame_count += 1
        t_plot.append(round(time_count))

```

```
time_count += (1000 / fps)
```

```
# Малюнок мережі обличчя на зображенні
mp_drawing = mp.solutions.drawing_utils
mp_face_mesh = mp.solutions.face_mesh
face_connections = mp_face_mesh.FACEMESH_TESSELATION
mp_drawing.draw_landmarks(
    image=image,
    landmark_list=face_landmarks,
    connections=face_connections,
    landmark_drawing_spec=drawing_spec,
    connection_drawing_spec=drawing_spec)
cv2.imshow('MediaPipe FaceMesh', image)
```

```
# Побудова графіка 4 рази на секунду (15 нових записів кожного разу)
```

```
if frame_count % 15 == 0:
    is_update = True
```

```
# Побудова RGB сигналу
plt.plot(t_plot, b_plot, 'b', label='Blue')
plt.plot(t_plot, g_plot, 'g', label='Green')
plt.plot(t_plot, r_plot, 'r', label='Red')
plt.pause(0.01)
update += 1
```

```
elif update > 2:
    # Після трьох графіків передайте дані у параметри Excel та
    # очистіть параметри для побудови графіків
    if is_update:
        if update == 3:
            blue.extend(b_plot)
            green.extend(g_plot)
            red.extend(r_plot)
            time_stamp.extend(t_plot)
        else:
            blue.extend(b_plot[(len(b_plot) - 15):len(b_plot)])
            green.extend(g_plot[(len(g_plot) - 15):len(g_plot)])
            red.extend(r_plot[(len(r_plot) - 15):len(r_plot)])
            time_stamp.extend(t_plot[(len(t_plot) -
15):len(t_plot)])
```

```
del b_plot[0:15]
del g_plot[0:15]
del r_plot[0:15]
del t_plot[0:15]
```

```
is_update = False
```

```
# Зупинка виконання, використовуючи клавішу 'esc'
if cv2.waitKey(1) & 0xFF == 27:
    break
```

```
cv2.destroyAllWindows()
cap.release()
capture.release()
```

```
# Утримання графіку і збереження сирого сигналу RGB.
plt.ioff()
fig.savefig('test/rPPG_RGB.png', dpi=100)
```

```
# Об'єднання каналів R, G, B у єдиний двовимірний масив
mean_rgb = np.vstack((red, green, blue)).T
```

```
# Обчислення довжини вікна l і ініціалізування bvp як нулі
l = int(fps * 1.6)
H = np.zeros(mean_rgb.shape[0])
```

```
# Алгоритм POS (Projection onto Skin) використовується для виділення
пульсації об'єму крові (BVP) з сирого сигналу.
```

```
for t in range(0, (mean_rgb.shape[0] - l)):
    # Крок 1: Просторове усереднення
    C = mean_rgb[t:t + l - 1, :].T
    if t == 3:
        plot = False
```

```
if plot:
    f = np.arange(0, C.shape[1])
    plt.plot(f, C[0, :], 'r', f, C[1, :], 'g', f, C[2, :], 'b')
    plt.title("Середнє значення RGB - Ковзне вікно")
    plt.show()
```

```
# Крок 2: Часова нормалізація
mean_color = np.mean(C, axis=1)
diag_mean_color = np.diag(mean_color)
diag_mean_color_inv = np.linalg.inv(diag_mean_color)
Cn = np.matmul(diag_mean_color_inv, C)
```

```
if plot:
    f = np.arange(0, Cn.shape[1])
    plt.plot(f, Cn[0, :], 'r', f, Cn[1, :], 'g', f, Cn[2, :], 'b')
    plt.title("Часова нормалізація - Ковзне вікно")
    plt.show()
```

```
# Крок 3: Матриця проєкції
projection_matrix = np.array([[0, 1, -1], [-2, 1, 1]])
S = np.matmul(projection_matrix, Cn)
if plot:
```

```

f = np.arange(0, S.shape[1])
plt.plot(f, S[0, :], 'c', f, S[1, :], 'm')
plt.title("Матриця проєкції")
plt.show()

```

```

# Крок 4: Перетворення 2D сигналу у 1D сигнал
std = np.array([1, np.std(S[0, :]) / np.std(S[1, :])])
P = np.matmul(std, S)
if plot:
    f = np.arange(0, len(P))
    plt.plot(f, P, 'k')
    plt.title("Налаштування альфа")
    plt.show()

```

```

# Крок 5: Налаштування перекриття
H[t:t + 1 - 1] = H[t:t + 1 - 1] + (P - np.mean(P)) / np.std(P)

```

```

bvp_signal = H

```

```

# Фільтрація в полосі частоти другого порядку Баттерворта
filtered_pulse = bandpass(bvp_signal, fps, 2, 0.9, 1.8)
fig2 = plt.figure(2)
plt.plot(time_stamp, bvp_signal, 'g', label='Видобутий пульс')
plt.plot(time_stamp, filtered_pulse, 'r', label='Фільтрований пульс')
plt.title("Сирий сигнал RGB")
plt.xlabel('Час [мс]')
# Зберегти графік у форматі PNG.
fig2.savefig('test/rPPG_pulse.png', dpi=100)

```

```

# Намалюйте вельчів періодограм.
bvp_signal = bvp_signal.flatten()
f_set, f_psd = signal.welch(bvp_signal, fps, window='hamming',
nperseg=1024)
fig3 = plt.figure(3)
plt.semilogy(f_set, f_psd)
plt.xlabel('Частота [Гц]')
plt.ylabel('Іспектральна густина потужності [V**2/Hz]')
plt.title("Діаграма Вельча отриманого пульсу")
fig3.savefig('test/rPPG_extractedWelch.png', dpi=100)

```

```

# Фільтрація вельчівської періодограми
first = np.where(f_set > 0.9)[0]
last = np.where(f_set < 1.8)[0]
first_index = first[0]
last_index = last[-1]

```

```
range_of_interest = range(first_index, last_index + 1, 1)
```

```
max_idx = np.argmax(f_psd[range_of_interest])  
f_max = f_set[range_of_interest[max_idx]]
```

```
# Розрахунок серцевого ритму  
hr = f_max * 60.0  
print("Detected Heart rate using POS = {0}".format(hr))
```

```
# Обчислення та відображення швидкого перетворення Фур'є (FFT)  
відфільтрованого пульсу.  
X_fft, Y_fft = fft(filtered_pulse, fps, scale="mag")  
fig4 = plt.figure(4)  
plt.plot(X_fft, Y_fft)  
plt.title("Швидке перетворення Фур'є відфільтрованого сигналу")  
plt.xlabel('Частота [Гц]')  
fig4.savefig('test/rPPG_filteredFFT.png', dpi=100)
```

```
# Welch's періодограма відфільтрованого пульсу.  
f_set, Pxx_den = signal.welch(filtered_pulse, fps, window='hamming',  
nperseg=1024)  
fig5 = plt.figure(5)  
plt.semilogy(f_set, Pxx_den)  
plt.xlabel('Частота [Гц]')  
plt.ylabel('Іспектральна густина потужності [V**2/Гц]')  
plt.title("Діаграма Вельча отриманого пульсу")  
fig5.savefig('test/rPPG_filteredWelch.png', dpi=100)
```

```
# Обчислення пульсу і побудовання графіка з використанням бібліотеки  
HeartPy.  
working_data, measures = hp.process(filtered_pulse, fps)  
plot_object = hp.plotter(working_data, measures, show=False, title='Виявлення  
піків у сигналі пульсу (кінцевий результат)')  
plot_object.savefig('test/bpmPlotVideo.png', dpi=100)  
peaks = [0] * len(working_data['hr'])  
for p, q in zip(working_data['peaklist'], working_data['binary_peaklist']):  
    if q == 1:  
        peaks[p] = 1  
detected_peaks_data = {i: peaks.count(i) for i in peaks}  
print('Detected number of peaks = ', detected_peaks_data[1])  
print('Detected Heart rate using HeartPy = ', measures['bpm'])  
print('Detected Inter beat interval using HeartPy = ', measures['ibi'])  
print('Detected Breathing rate using HeartPy = ',  
measures['breathingrate']*60)  
plt.show()
```