

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Радіотехнічний факультет

Кафедра радіоінженерії

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Сергій МАРТИНЮК

«__» _____ 2023 р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньою програмою «Радіосистемна інженерія»

спеціальності 172 «Телекомунікації та радіотехніка»

**на тему: «Визначення варіативності серцевого ритму за відеорядом
обличчя»**

Виконав:

студент IV курсу, групи РС-91
Демидов Нікіта Олександрович



Керівник:

доцент, канд.техн.наук, доцент,
Гусєва Олена Володимирівна



Рецензент:

старший викладач,
Головня Вікторія Мілентіївна

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань

Студент _____



Київ – 2023 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Радіотехнічний факультет
Кафедра радіосистемної інженерії

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 172 «Телекомунікації та радіотехніка»

Освітня програма «Радіосистемна інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Сергій МАРТИНЮК

«__» _____ 2023 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Демидову Нікіті Олександровичу

1. Тема роботи «Визначення варіативності серцевого ритму за відеорядом обличчя»

керівник роботи Гусєва Олена Володимирівна, канд.техн.наук, доцент,
затверджені наказом по університету від «__» _____ 20__ р. № _____

2. Термін подання студентом роботи 21.06.2023 р.

3. Вихідні дані до роботи

Визначення параметрів варіабельності серцевого ритму за сигналами, що отримуються з відео обличчя людини, цифрова фільтрація, взаємна кореляція.

4. Зміст роботи

1. Методи визначення пульсового сигналу за відео обличчя. 2. Програма визначення ВСР за відеорядом обличчя. 3. Оцінка надійності та стабільності роботи програми.


5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо) _____
Презентація доповіді містить 15 слайдів

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	Завдання прийняв

7. Дата видачі завдання 17 квітня 2023р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд методів обробки відео для визначення ЧСС	30 квітня 2023 р.	
2	Створення програми обробки відеофайлів	14 травня 2023 р.	
3	Створення програми обробки кольорових трас для отримання параметрів ВСР	25 травня 2023 р.	
4	Виконання розрахунків	4 червня 2023 р.	
5	Оформлення пояснювальної записки дипломної роботи	12 червня 2023 р.	
6	Підготовка презентації та передзахист	20 червня 2023 р.	

Студент



Нікіта ДЕМИДОВ

Керівник



Олена ГУСЕВА

АНОТАЦІЯ

Обсяг дипломної роботи – 41 сторінка, 22 ілюстрації, 3 таблиця, 36 джерел за переліком посилань.

Головна мета дипломної роботи є розробка програмного забезпечення, яке надасть можливість визначити пульсовий сигнал за відеорядом обличчя та виконати його аналіз для отримання параметрів варіабельності серцевого ритму..

В середовищі Matlab створено програму роботи з відеорядом, а в Mathcad – програму визначення кардіоінтервалограми та параметрів ВСР за кольоровими трасами, що отримані від першої програми.

Ключові слова: відеоряд, варіабельність серцевого ритму, кардіоінтервалограма, частота серцевих скорочень, дистанційна фотоплетизмографія, Matlab, Mathcad..

SUMMARY

The main goal of the diploma work is to develop software that will make it possible to determine the pulse signal from the video of the face and analyse it to obtain the parameters of heart rate variability.

A programme for working with the video sequence was created in Matlab, and a programme for determining the cardiointervalogram and HRV parameters using colour traces obtained from the first programme was created in Mathcad.

Keywords: video sequence, heart rate variability, cardiac intervalogram, heart rate, remote photoplethysmography, Matlab, Mathcad

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
1. МЕТОДИКА ВИЗНАЧЕННЯ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ ЗА ВІДЕО ОБЛИЧЧЯ.....	10
1.1 Дистанційна фотоплетизмографія.....	10
1.2 Дистанційні методи визначення частоти серцевого ритму	12
1.3 Методи обробки сигналів.....	14
1.3.1 Попередня обробка.....	15
1.3.2 Видобування необроблених трас сигналу	16
1.3.3 Вилучення сигналу.....	17
1.3.4.Фільтрація	17
1.3.5 Зменшення розмірності.....	18
1.4 Оцінка серцевого ритму	19
Висновки по Розділу 1	20
2 ПРОГРАМА ВИЗНАЧЕННЯ ВСР ЗА ВІДЕОРЯДОМ ОБЛИЧЧЯ... ..	21
2.1 Алгоритм програми обробки відео.....	21
2.2 Алгоритм обробки сигналів	21
2.3 Демонстрація роботи програми обробки кольорових трас	22
Висновки до Розділу 2	28
3 РЕЗУЛЬТАТИ РОЗРАХУНКІВ	29
3.1. Оцінка повторюваності роботи програми	29
3.2. Оцінка стабільності роботи програми	31

3.3. Оцінка правильності розрахунків.....	34
Висновки до розділу 3	35
ВИСНОВКИ	36
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	37

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ СКОРОЧЕНЬ

ВСР	варіабельність серцевого ритму
ДФПГ	дистанційна фотоплетизмографія
ОЦ	області цікавості
ФПГ	фотоплетизмографія
ЧСС	частоту серцевих скорочень

ВСТУП

Метою дипломної роботи є розробка програмного забезпечення для безконтактної оцінки стану серцевосудинної системи людини за відео обличчя.

Для цього планується:

Провести огляд існуючих методів дистанційної фотоплетизмографії для визначення ЧСС за відеозаписом обличчя.

Обрати методи, що можливо застосувати в програмі обробки сигналів.

Розробити програми для досліджування варіабельності серцевого ритму за відео обличчя.

Оцінити правильність розраховує параметрів ВСР, її стабільність та повторюваність результатів.

Робота виконується на завдання лабораторії медичних радіоелектронних систем кафедри радфоінженерії.

1. МЕТОДИКА ВИЗНАЧЕННЯ ПУЛЬСОВОГО СИГНАЛУ ЗА ВІДЕО ОБЛИЧЧЯ

Останнім часом значна кількість досліджень присвячується дистанційному моніторингу показників життєдіяльності людини. Дистанційна фотоплетизмографія (дФПГ) або Remote photoplethysmography (rPPG) є технологією, що використовує камеру для безконтактного вимірювання та постійного моніторингу змін у показниках життєдіяльності. Це дозволяє виявляти захворювання на ранніх стадіях та забезпечує ефективнішу діагностику та лікування. Останні досягнення в галузі комп'ютерного зору та широкі можливості його застосування призвели до зростання популярності дФПГ.

1.1 Дистанційна фотоплетизмографія

Дистанційна фотоплетизмографія (дФПГ) стала важливою темою досліджень, яка дозволяє вимірювати частоту серцевих скорочень (ЧСС) за зображеннями та відеозаписами обличчя. Цей метод базується на аналізі незначних колірних варіацій або рухів тіла. дФПГ є неінвазивним і може передбачати не тільки ЧСС, але й іншу важливу інформацію, таку як варіабельність серцевого ритму (ВСР) та артеріальний тиск. Він також може надати висновки про психічний стрес [1], зміни серцево-судинної функції, якість сну [2] та сонливість [3]. З'явлення цифрової камери дозволило розповсюдження цього дистанційного методу. Додатки для віддаленого моніторингу серцевого ритму знайшли застосування у таких галузях:

- Стаціонарне лікування [4];
- Телемедицина [4, 5];
- Оцінка фітнесу [6, 7];
- Рухове впізнавання [8];
- Автомобільна галузь [10].

Фотоплетизмографія (ФПГ) є неінвазивним оптичним методом, який використовується для виявлення змін об'єму крові в мікросудинному руслі

тканин [11]. Цей метод базується на принципі, що оптичне поглинання шкіри людини залежить від пульса об'єму крові (blood volume pulse, BVP), який відображає кількість крові, що протікає через тканини при кожному серцевому скороченні. Шкіра людини складається з трьох шарів: епідермісу з капілярами, дерми з артеріолами та гіподерми з артеріями [12]. Коли шкіра піддається впливу світла певної довжини хвилі, епідерміс та шар дерми розсіюють світло, тоді як гіподерма розсіює світло [13, 14]. Відповідно до закону сили світла Ламберта [15], відбите шкірою світло можна розглядати як процес дифузії та розсіювання.

Дистанційна фотоплетизмографія (ДФПГ) є безконтактним вимірюванням, що базується на принципі ФПГ. Метод використовує камеру, а потім вимірює зміни відображення червоного, зеленого та синього світла від шкіри як контраст між дзеркальним та дифузним відображеннями, як показано на Рис. 1. Зображення або відео шкіри людини при умовах природного освітлення або при спеціальному освітленні записуються та обробляються для відновлення плетизмографічного сигналу, з якого витягуються фізіологічні параметри. Дифузний компонент відображення несе інформацію про ФПГ, по мірі його поширення через шкіру, тоді як дзеркальний компонент відображення - це компонент, розсіяний поверхнею шкіри. Незважаючи на те, що дзеркальний компонент не містить інформації про пульс, загальне відображене світло, спостережуване камерою, залежить від відносного внеску обох компонентів.

По суті, зміни об'єму крові під час серцевого циклу викликають найдрібніші зміни кольору шкіри. Хоча ці зміни невидимі для людського ока, їх можна виявити оптичними датчиками. Точне вимірювання цих змін генерує плетизмографічний сигнал, за яким можна виміряти важливі ознаки організму, такі як частота серцевих скорочень, варіабельність серцевого ритму та частота дихання.

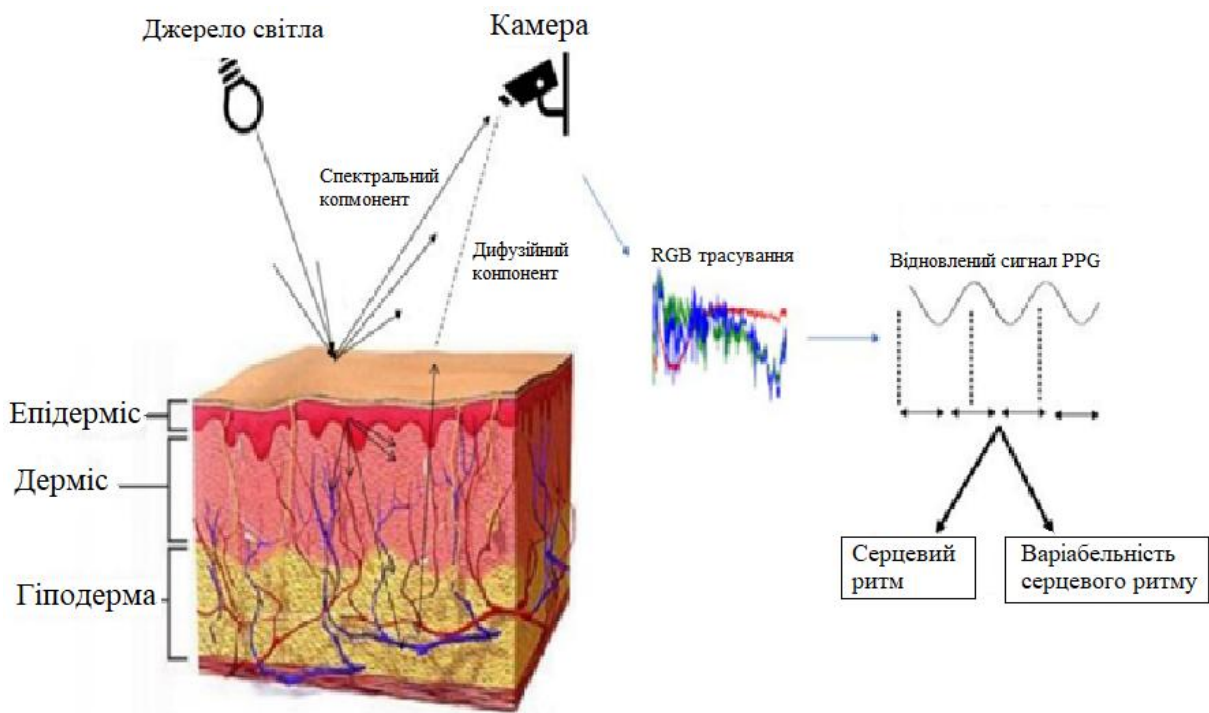


Рис 1. Процес дистанційної фотоплетизмографії, який здійснюється за допомогою відеозапису обличчя [16]

1.2 Дистанційні методи визначення частоти серцевого ритму

Камера може реєструвати мінливість кольору шкіри людини, що викликана перепульсацією крові, і записувати нерераговані сигнали червоного, зеленого та синього каналів, використовуючи різні області оптичного спектра. Подальша обробка цих сигналів дозволяє отримати плетизмограму, яка містить фізіологічну інформацію. Існують різні дистанційні методи ФПГ для вимірювання серцевого ритму за допомогою відеозаписів людського обличчя, як показано на Рис. 2. Кожен кадр вхідного відеопотоку аналізується за допомогою різних обчислювальних підходів з метою отримання важливої інформації. Метод обробки сигналів є безконтрольним підходом до обробки вхідних відеокadrів і поділяється на методи, засновані на руху, та методи, засновані на інтенсивності кольору. Підхід, що базується на навчанні, є новітнім трендом у технології і, з точки зору робочого процесу, може бути класифікований як контрольований (гібридний) підхід і неперервне навчання

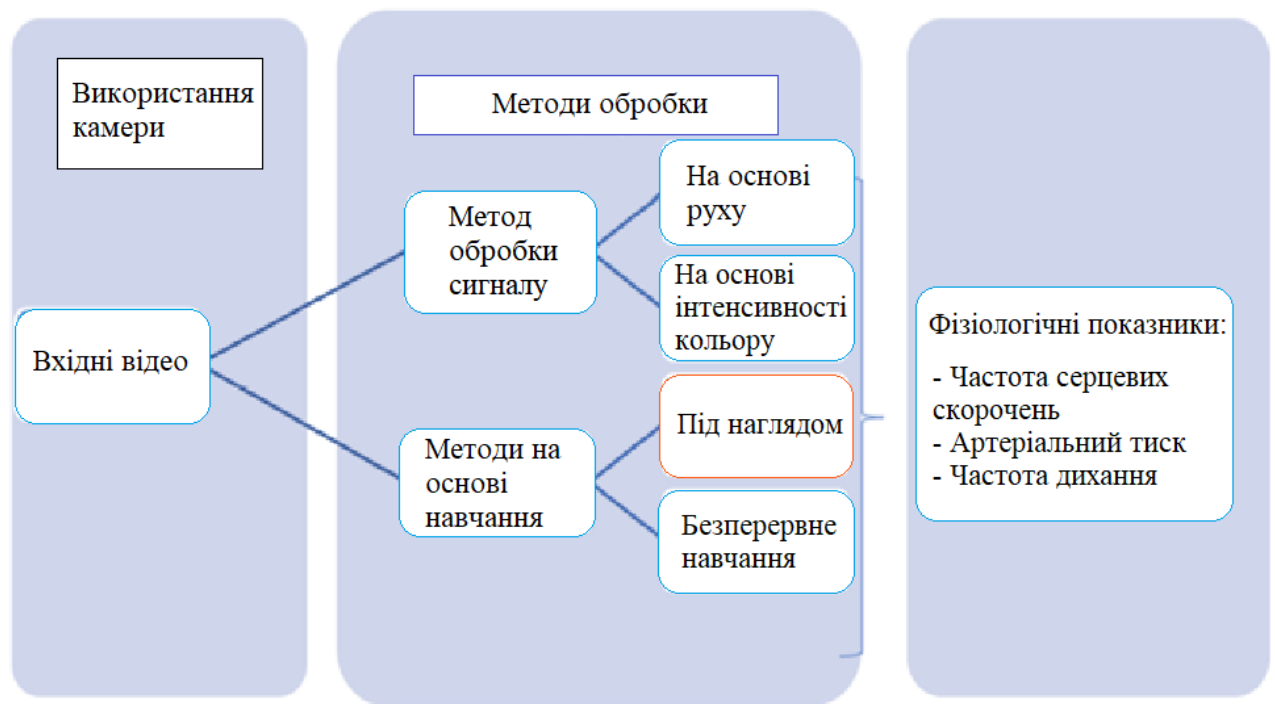


Рисунок 2. Класифікація обчислювальних методів, що використовуються в дистанційній фотоплетизмографії для відновлення фізіологічної інформації з відеозапису [16]

Метод, заснований на руху, для визначення частоти серцевих скорочень (ЧСС), почався з балістокардіограми [17]. Це пояснює зв'язок між серцевим викидом і амплітудою рухів тіла людини. Пізніше у [18] було пояснено вимірювання ЧСС за допомогою балістокардіографії (БКГ) при русі голови за допомогою портативного пристрою. Раніше у роботі [19] була показана можливість визначення ЧСС за відеозаписом обличчя шляхом вимірювання ледь помітних рухів голови, спричинених кровотоком при кожному ударі. У цьому методі для ідентифікації окремих скорочень і їх оцінки у 18 суб'єктів використовувалась комбінація аналізу головних компонентів (РСА) та методу фільтрації. Детектор обличчя Віоли-Джонса [20] використовується для виявлення області цікавості (ОЦ).

Метод, заснований на руху, був пояснений у [21] за допомогою однієї ROI та подальшого аналізу незалежних компонентів (ІСА). Технологічні вдосконалення з використанням методів БКГ були детально досліджені у [22], і було зроблено висновок про необхідність додаткових досліджень для

усунення проблем з руховими артефактами. Хоча ці методи, засновані на руху, є нечутливими до освітлення, різноманітні рухи голови та складні вирази обличчя можуть знизити надійність цього методу.

У цій роботі ми сконцентруємося на методах, заснованих на інтенсивності кольору, через підвищений інтерес до них в літературі, оскільки вони дозволяють визначити ЧСС за допомогою простої камери зі світлом в якості джерела освітлення. Ці методи визначають ЧСС за записами з камери за допомогою різних методів обробки зображень і сигналів. Можливість безконтактного фізіологічного вимірювання за допомогою тепловізійної камери була представлена у [23], і було продемонстровано, що плетизмографічні сигнали можуть бути виміряні з людського обличчя за допомогою звичайних записів споживчої камери в умовах природного освітлення [24]. З того часу було проведено значну кількість досліджень у галузі дистанційної фотоплетизмографії. Методи дистанційної фотоплетизмографії можна поділити на дві категорії відповідно до попередніх робіт: методи, засновані на обробці сигналів, і методи, засновані на навчанні.

1.3 Методи обробки сигналів

Ці методи базуються на підході, який ґрунтується на інтенсивності кольору, для вимірювання фотоплетизмографічного сигналу з відео обличчя. Спочатку визначається область інтересу (ОЦ) кожного кадру вхідного відео, а потім червоний, зелений та синій канали просторово усереднюються для формування необроблених трас сигналу. Потім ці криві піддаються обробці з використанням різних методів обробки сигналів для відновлення фізіологічного сигналу. Весь процес можна розділити на три етапи, як показано нижче. Огляд основних етапів підходу до відновлення частоти серцевих скорочень, що базується на обробці сигналів, показано на Рис. 3:

- (1) Попередня обробка;
- (2) Витягнення сигналу;

(3) Оцінювання частоти серцевих скорочень (післяобробка).

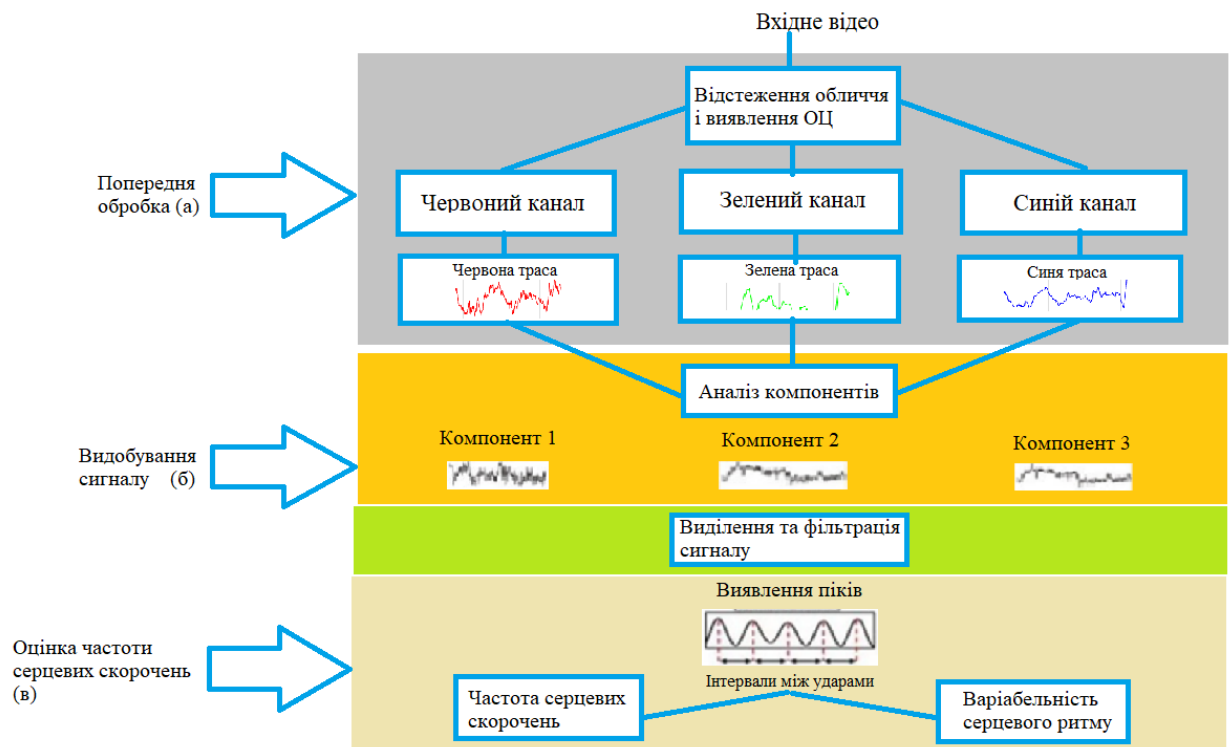


Рисунок 3. Робочий процес методу обробки сигналів

1.3.1 Попередня обробка

Розпізнавання облич і відстеження області інтересу

Оскільки визначення ЧСС базується на ФПН сигналах, які отримуються з непомітних змін кольору шкіри, спричинених пульсуючим кровотоком, дуже важливо обробляти відеокадри. Процес розпочинається з витягнення обличчя та локалізації області цікавості (ОЦ) для кожного відеокадру. В деяких попередніх роботах розпізнавання облич обґрунтовувалося вручну, коли об'єкт перебував у нерухомому стані. Однак, у більшості робіт виявлення облич виконувалося автоматично з використанням алгоритму Віоли-Джонса, який був пояснений в [20] і базується на підході машинного навчання, що забезпечує рамку навколо суб'єкта. Цей алгоритм є основою для методів фотоплетизмографії, оскільки він має високу швидкість виявлення та доступний у бібліотеках комп'ютерного зору OpenCV та MATLAB. В нашій роботі ми використовуємо MATLAB.

Інші популярні алгоритми, які використовуються для виявлення облич, включають активні моделі зовнішності (ААМ) (active appearance models (AAM)), статистичну модель, яка надає орієнтири обличчя [25], dlib [26], mtcnn [27] та підхід Канаде-Лукаса-Томазі [28], який надає обмежені припущення про зображення та має високу точність.

Вибір відповідної області цікавості (ОЦ) є наступним складним кроком, оскільки він безпосередньо впливає на точність та надійність загального алгоритму. Виявлення ОЦ полягає в пошуку набору пікселів, які мають найважливішу інформацію про фотоплетизмографію, і ці пікселі просторово усереднюються для отримання плетизмографічного сигналу [29].

У декількох дослідженнях було пояснено, що якість ОЦ прямо впливає на якість сигналу. Оцінка серцевого ритму з використанням усього обличчя була запропонована в деяких попередніх роботах, хоча рухи очей у близькій до області очей області можуть викликати артефакти. Через високе поглинання світла шматки шкіри з капілярами будуть показувати сильний сигнал . Однак багато дослідників вибирають лоб та щоки як найбільш важливі області інтересу, оскільки вони менше піддаються м'язовим рухам порівняно з іншими областями обличчя.

1.3.2 Видобування необроблених трас сигналу

Для отримання необроблених трас сигналу виявлені ОЦ розділені на канали RGB (червоний, зелений, синій). Потім три канали просторово усереднюються для всіх пікселів, щоб отримати криві червоного, зеленого та синього сигналів. Подальша обробка буде проводитись на цих необроблених трасах.

Робочий процес методу обробки сигналів (Рис.1.3) включає 3 етапи.

а) Попередня обробка потрібна для отримання червоної, зеленої та синьої трас з вхідних відеокадрів. Цей етап включає в себе відстеження обличчя та виявлення ОЦ.

б) Видобування сигналу здійснюється за допомогою різних алгоритмів обробки сигналу і включає процес фільтрації для отримання фізіологічного сигналу високої якості.

в) Оцінка частоти серцевих скорочень є останнім етапом, на якому фізіологічний сигнал обробляється за допомогою виявлення піків або частотного аналізу для отримання необхідної життєво важливої інформації.

1.3.3 Вилучення сигналу

Цей етап включає в себе фільтрацію та зменшення розмірності. Необроблений сигнал, отриманий з ОЦ, може містити небажані шуми, спричинені рухом або освітленням. Для видалення шуму з необроблених кривих КЗС був застосований процес фільтрації, що збільшило співвідношення сигнал-шум (СШ). Збільшене значення СШ забезпечує хорошу якість плетизмографічного сигналу.

1.3.4. Фільтрація

Фільтрація - це процес, в якому цифрові фільтри застосовувалися до необроблених трас сигналу на основі певних попередніх знань про частоти серцевих скорочень. Перед застосуванням зменшення розмірності необроблені сигнали повинні пройти процес фільтрації для досягнення хорошого співвідношення сигнал/шум. Зазвичай вибирається діапазон частот (0,7-4 Гц), який забезпечує ЧСС 42-240 ударів в хвилину. Відфільтрований сигнал може бути безпосередньо використаний для виявлення плетизмографічного сигналу. Згідно з [30], сигнал зеленого каналу несе більше інформації ФПГ порівняно з іншими каналами. Однак червоний та синій канали також несуть певну додаткову інформацію. У підході зеленого каналу використовується відфільтрована складова зеленого каналу для подальшої обробки з метою отримання сигналу ФПГ. Він використовує просторово усереднене значення пікселів зелених трас, а потім нормалізує траси. Потім виконується БПФ, щоб перетворити сигнал з просторової області в частотну.

1.3.5 Зменшення розмірності

Методи зменшення розмірності використовуються для мінімізації розмірності необроблених сигналів для отримання більш точного і надійного інформаційного сигналу ФПГ. Основні класифікації методів дФПГ базуються на тому, як вони витягують плетизмографічні сигнали з необроблених трас. Методи вилучення сигналу можна розділити на три категорії:

- Сліпе розділення джерел;
- Модельні методи;
- Дизайн-методи.

Сигнал ФПГ розглядається як одновимірний сигнал, який представлений як лінійна комбінація зваженої суми необроблених сигналів, а оцінка їх ваг є складною задачею. Алгоритми сліпого розділення джерел (СРД) (Blind source separation (BSS)) були запропоновані в [31], і метою алгоритмів СРД є відокремлення бажаного сигналу ФПГ від шуму та артефактів за рахунок статистичної незалежності та кореляції. Аналіз основних компонентів (АОК) та аналіз незалежних компонентів (АНК) є типовими методами СРД, які широко використовуються для зменшення розмірності.

Алгоритм на основі АНК був пояснений в [32] як оптимальне поєднання необроблених сигналів, в якому необроблені сигнали розділяються на незалежні негауссівські канали. У цьому методі автори вирішили, що другий компонент, отриманий після АНК, вважається періодичним і використовується для подальшої обробки. Деякі автори використовували цей метод у своїх роботах.

Був запропонований аналіз основних компонентів (АОК) [33], і ці автори заявили про ефективність свого підходу до АНК, який може призвести до такого ж результату у деяких застосуваннях. Пізніше різні методи для дФПГ досліджувалися в [53] і були відкладені до АНК, щоб забезпечити кращу точність та надійність. У методі СРД необроблені траси

сигналів об'єднуються, і найбільш періодично обраний незалежний сигнал є сигналом ФПГ. Основним недоліком цього методу є те, що він також не враховує рух у визначеному періодичному сигналі. Таким чином, можна зробити висновок, що основним обмеженням СРД є непереносимість руху.

Алгоритми на основі кольоровості (CHROM) [34], які відносяться до підходу на основі моделей, зменшують проблеми з рухом об'єкта в алгоритмі СРД. Автори запропонували метод, в якому пікселі КЗС в кожному кадрі вхідного відео ідентифікуються за допомогою методу кольорового фільтра, і заявили, що біле освітлення успішно усувається за допомогою запропонованого підходу до стандартизації тілесних відтінків. CHROM усуває компонент дзеркального відображення, використовуючи кольоровий сигнал кольоровості та користуючись перевагами гістограми кольору у сприйнятті руху.

1.4 Оцінка серцевого ритму

Частоту серцевих скорочень (ЧСС) можна оцінити за відновленим сигналом ФПГ шляхом виявлення піків або частотним аналізом. У методі виявлення піків окремі піки використовуються для визначення частоти серцевих скорочень. Виходячи з діапазону помилок надійних методів визначення частоти серцевих скорочень, допустима з медичної точки зору точність встановлена на рівні трьох ударів в хвилину (BPM), що означає, що точність методу дФПГ така ж, як у традиційних контактних методів. Сигнал фотоплетизмографії вважається змінним у часі сигналом інтенсивності. Виходячи з отриманого фізіологічного сигналу, ЧСС є оберненою величиною середньої різниці в часі між двома послідовними ударами у часовій області. Однак в частотній області ЧСС вилучається з найвищим спектром потужності фізіологічного сигналу. Ми могли б розрахувати миттєву ЧСС, вимірюючи ЧСС від удару до удару, і це є більш інформативним, але потребує точного виявлення піків.

Проте, частотний аналіз є загальноприйнятим методом в літературі. У цьому методі вилучений сигнал ФПГ перетворюється в частотну область за допомогою БПФ. Найсильніший періодичний сигнал у діапазоні частот вважається сигналом з інформацією ФПГ, і визначається основна частота серцевих скорочень протягом певного періоду.

Висновки по Розділу 1

Проведено критичний огляд різних методів дистанційної фотоплетизмографії для визначення ЧСС за відеозаписом обличчя.

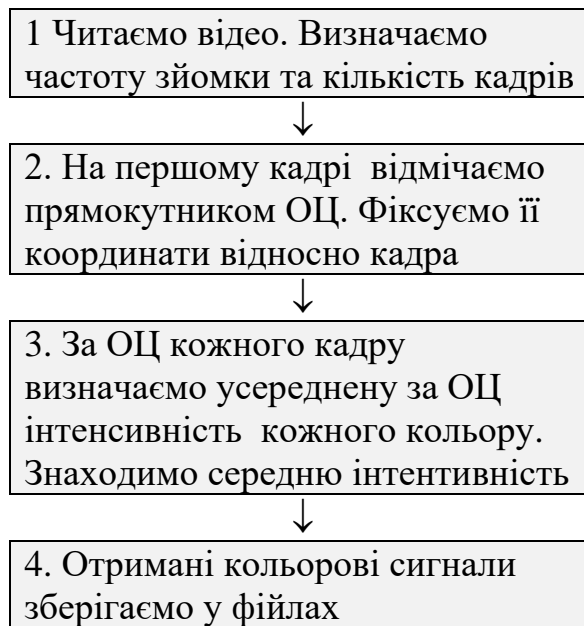
Для створення програми обробки відео обличчя для визначення параметрів ВСР при обробці сигналу обираємо методи цифрової фільтрації, кореляційні методи, метод ковзаючого середнього.

2 ПРОГРАМА ВИЗНАЧЕННЯ ВСР ЗА ВІДЕОРЯДОМ ОБЛИЧЧЯ

В цьому розділі розглядається алгоритм обробки відео обличчя для отримання кардіоінтервалограми та визначенням за нею параметрів ВСР. Розроблено програмне забезпечення в програмному середовищі Matlab для роботи з відео та в середовищі Mathcad для обробки отриманих кольорових сигналів. Ця робота започаткована в магістерській дисертації Брука С.С. [35], де покана реальна можливість визначати за відео обличчя людини не тільки значення ЧСС, а і інші параметри ВСР.

2.1 Алгоритм програми обробки відео

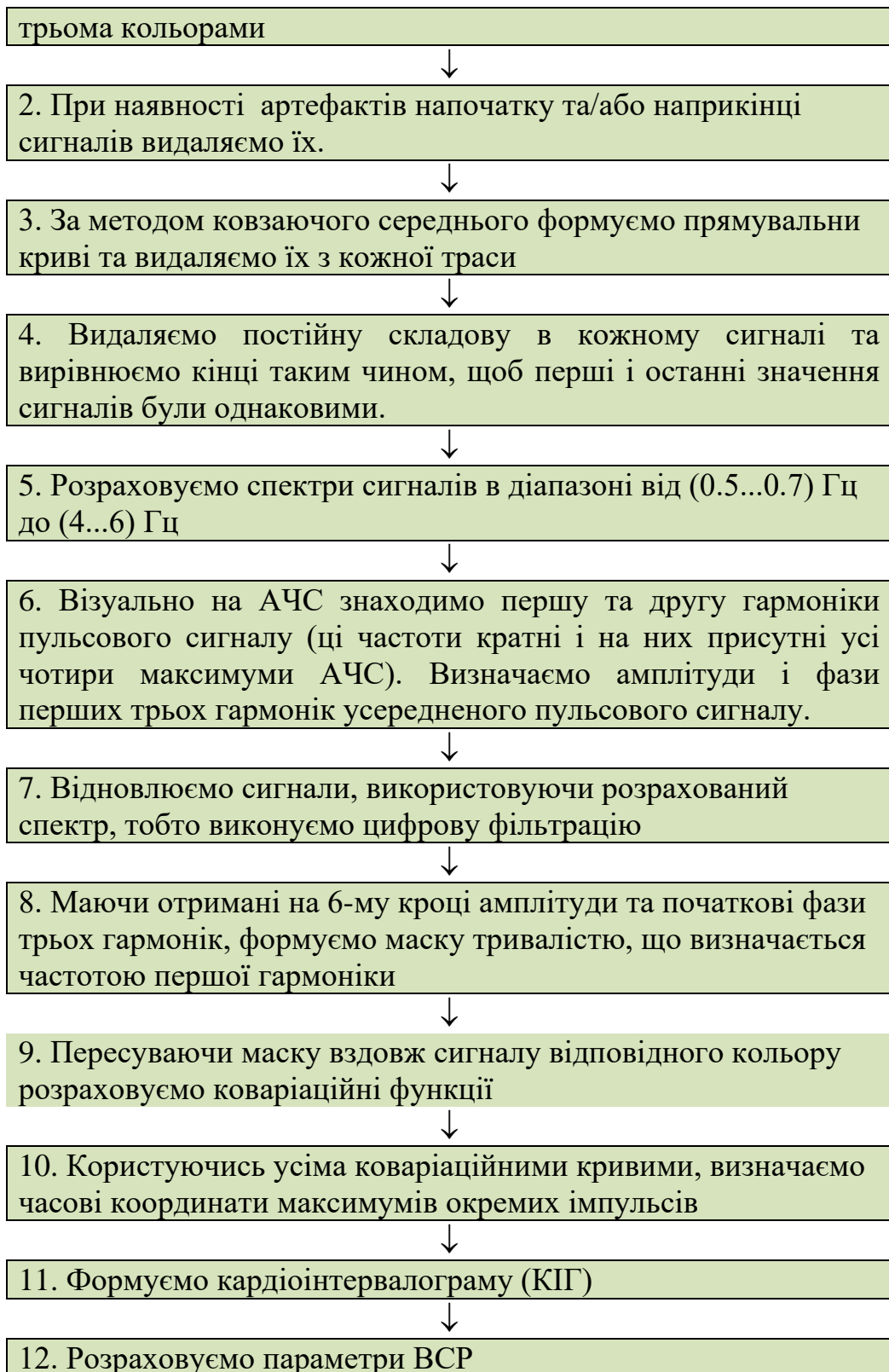
Відео



Попередньо записуємо відео добре освітленого обличчя. Намагаємося під час зйомки не рухатися та не сміятися. Обробка відео виконується в програмному середовищі Matlab, в якому розроблено багато функцій для роботи з відео різних форматів.

2.2 Алгоритм обробки сигналів

1. Читаємо дані з файлів даних. Отримуємо трасит червоного, зеленого та синього кольовір та трасу, що усереднена за



Програма виконується в середовищі Mathcad/

2.3 Демонстрація роботи програми обробки кольорових трас

Вводимо дані з файлів даних і будуємо кольорові траси (Рис.2.1)

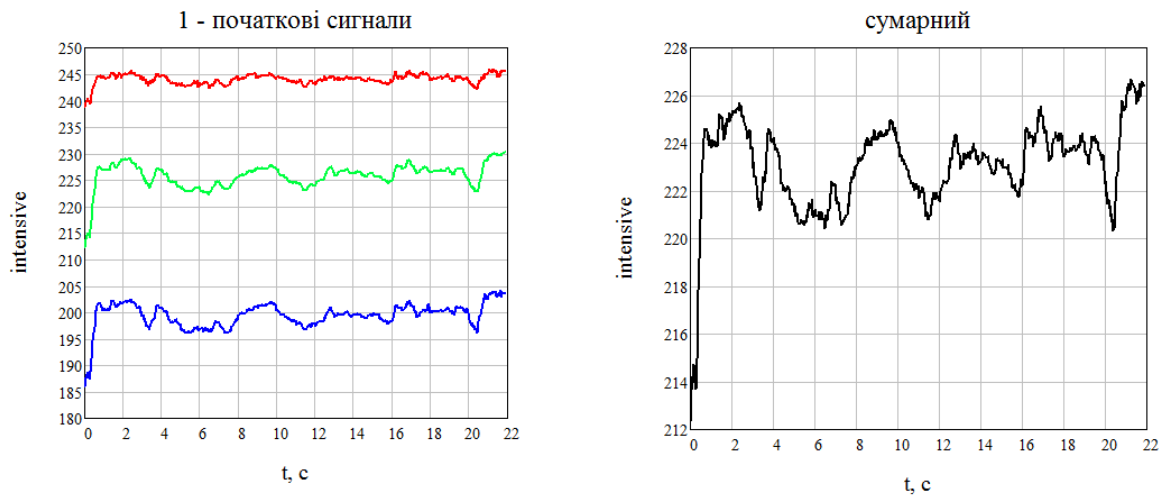


Рис.2.1 – Кольорові траси

Добре видно коливання кривих, що пов'язані з рухами голови під час дихання. Також видно наявність артефакту напочатку сигналів, тривалістю менше одної секунди. Видаляємо його, тобто скорочуємо сигнал на 20-30 точок.

Далі вирівнюємо траси і тим самим прибираємо постійні складові (Рис.2.2).

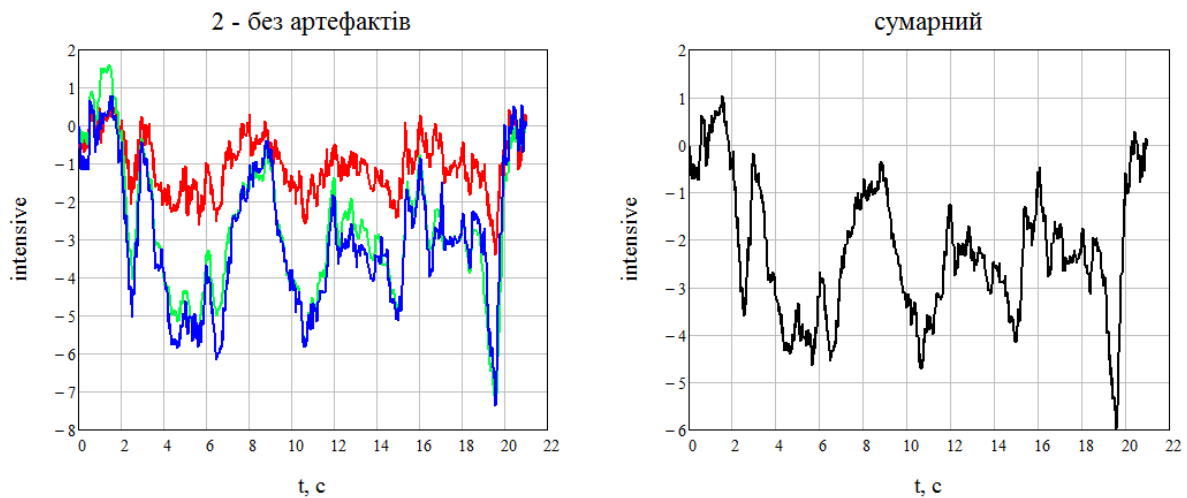


Рис.2.2 – Вирівняні траси

Вирівнювання потрібно для подальшого спектрального аналізу, де сигнали приймаються за період періодичного сигналу. Для вирівнювання з сигналів віднімаються прямі, що з'єднують першу та останню точки сигналів. Деякі дослідники називають цю пряму «діагоналлю сигналу». Тепер маємо сигнали, що за амплітудою мають приблизно однаковий розмах.

Але пульсові імпульси мають набагато меншу амплітуду, а нам потрібні саме вони. Тому за методом ковзаючого середнього другого порядку формуємо для усіх сигналів прямувальні криві (Рис.2.3).

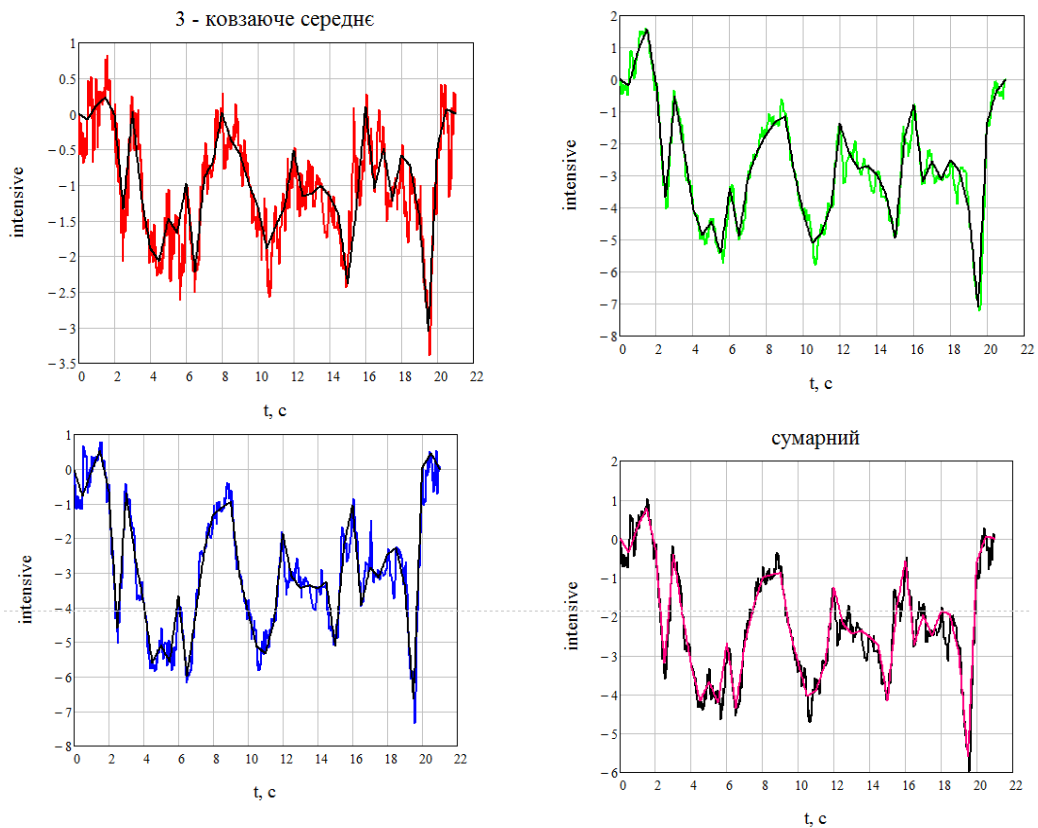


Рис.2.3 – Прямувальні криві

Видаляємо з сигналів сформовані прямувальні лінії (Рис.2.4).

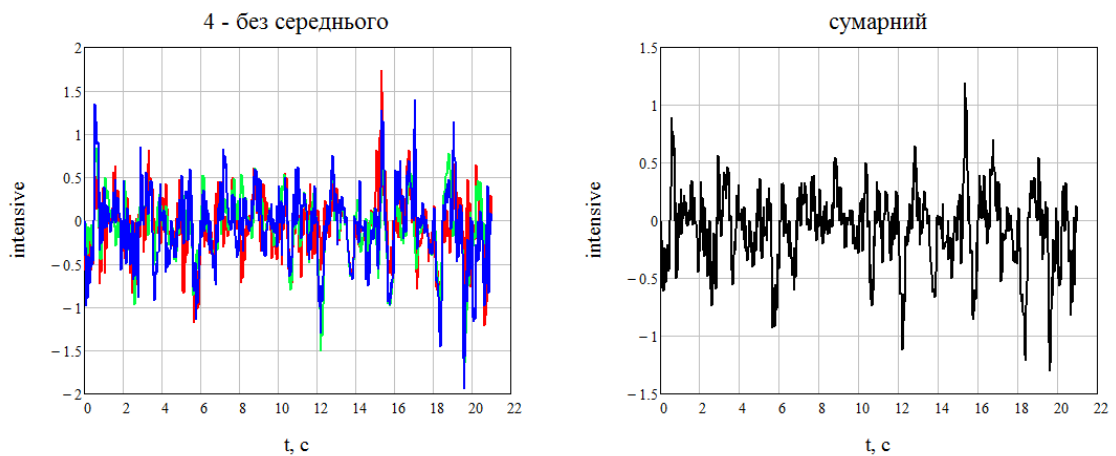


Рис.2.4 – Сигнали з вилученим середнім

Розраховуємо спектри сигналів в діапазоні від (0.5...0.7) Гц до (4...6) Гц (АЧС наведені на Рис.2.5).

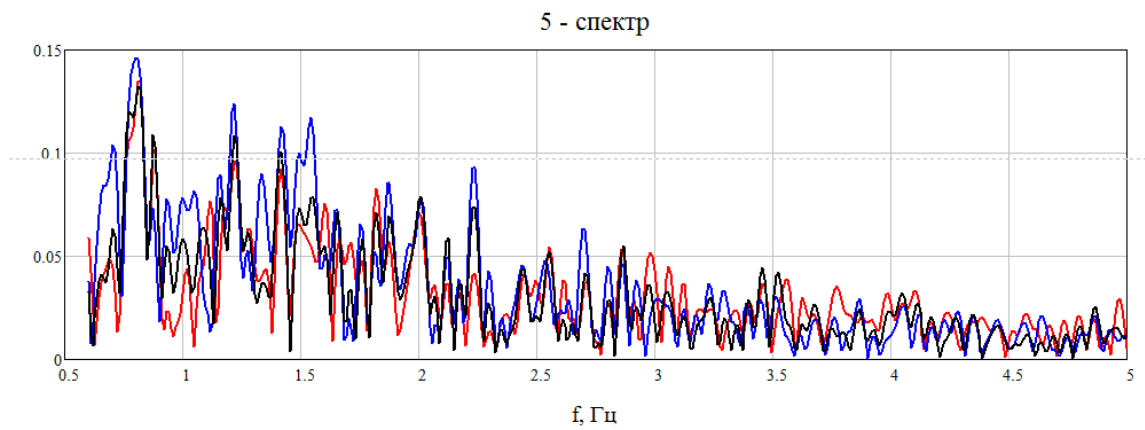
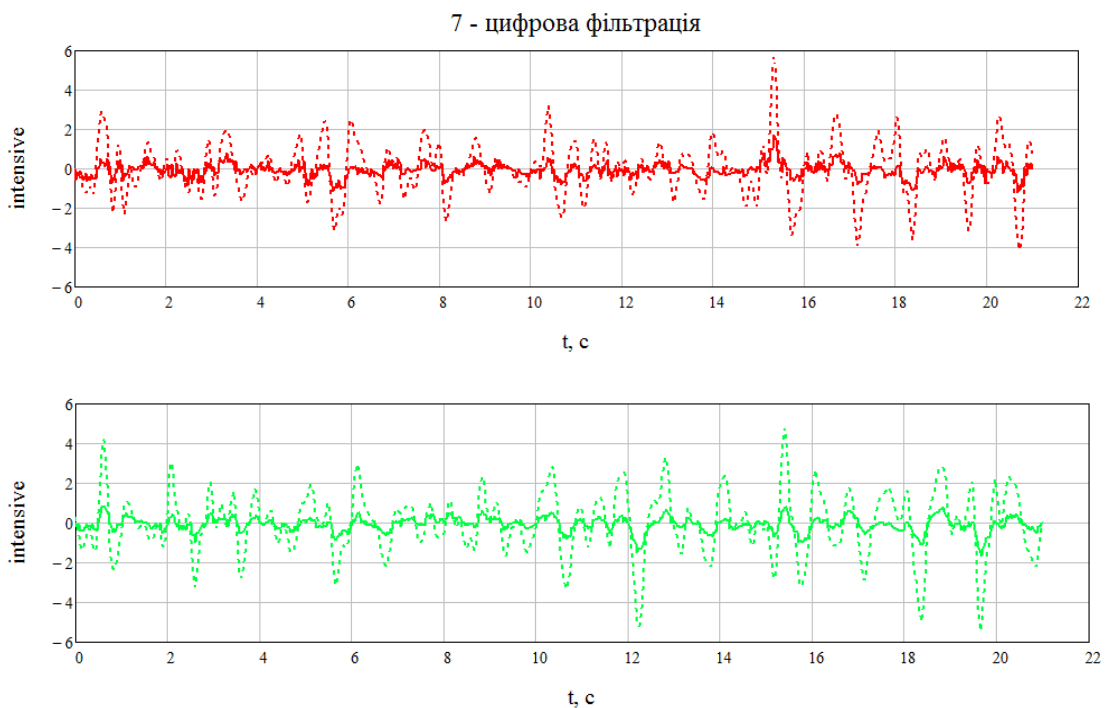


Рис.2.5 – АЧС сигналів

Візуально на спектрі знаходимо першу та другу гармоніки пульсового сигналу (частоти кратні і на них присутні усі чотири максимуми АЧС). Для сигналів на Рис.2.5 це частоти приблизно 1.2 Гц, 2.4 Гц, 3.6 Гц.

Відновлюємо сигнали, використовуючи розрахований спектр, тобто виконуємо цифрову фільтрацію (Рис.2.6).



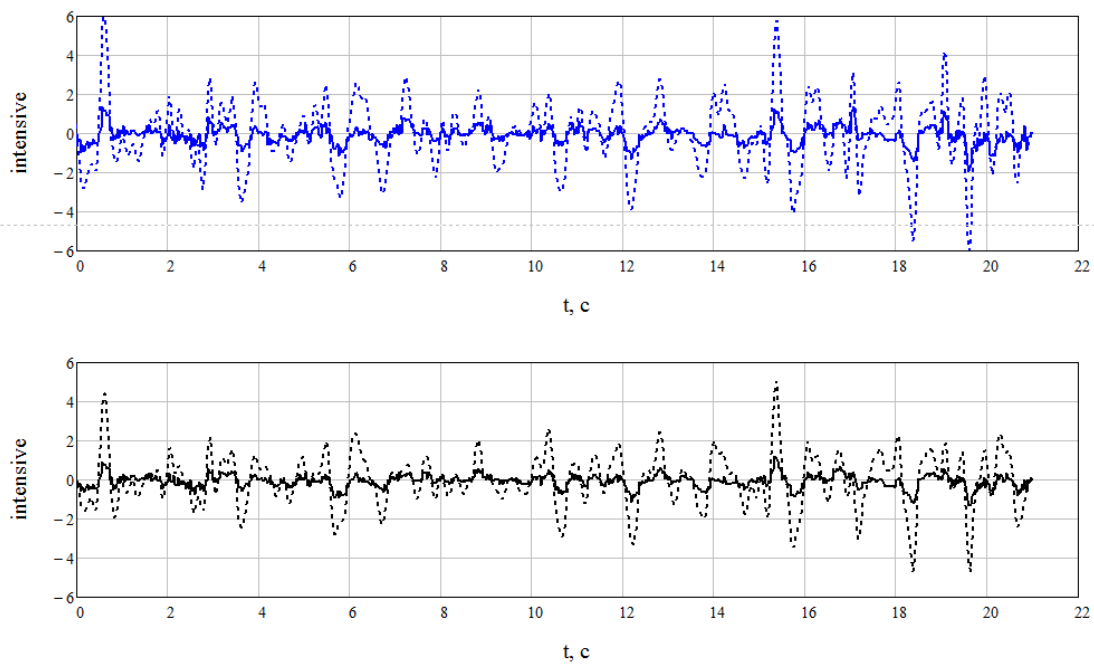


Рис.2.6 – Відновлені сигнали (пунктирні лінії)

За трьома визначеними гармоніками формуємо маску тривалістю, що визначається частотою першої гармоніки пульсового сигналу (Рис.2.7)

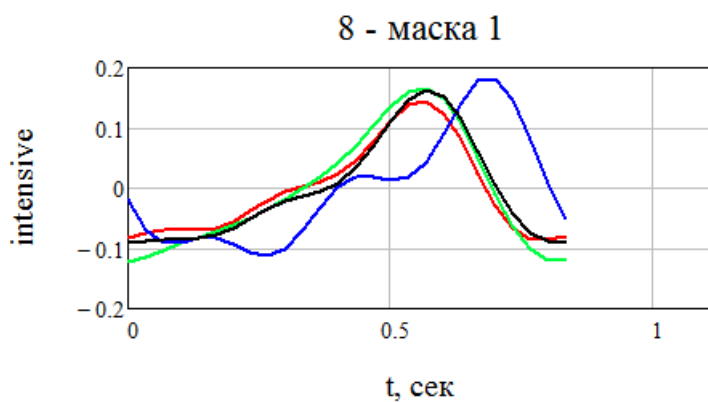


Рис.2.7

Пересуваючи маску вздовж сигналу відповідного кольору розраховуємо коваріаційні криві (Рис.2.8).

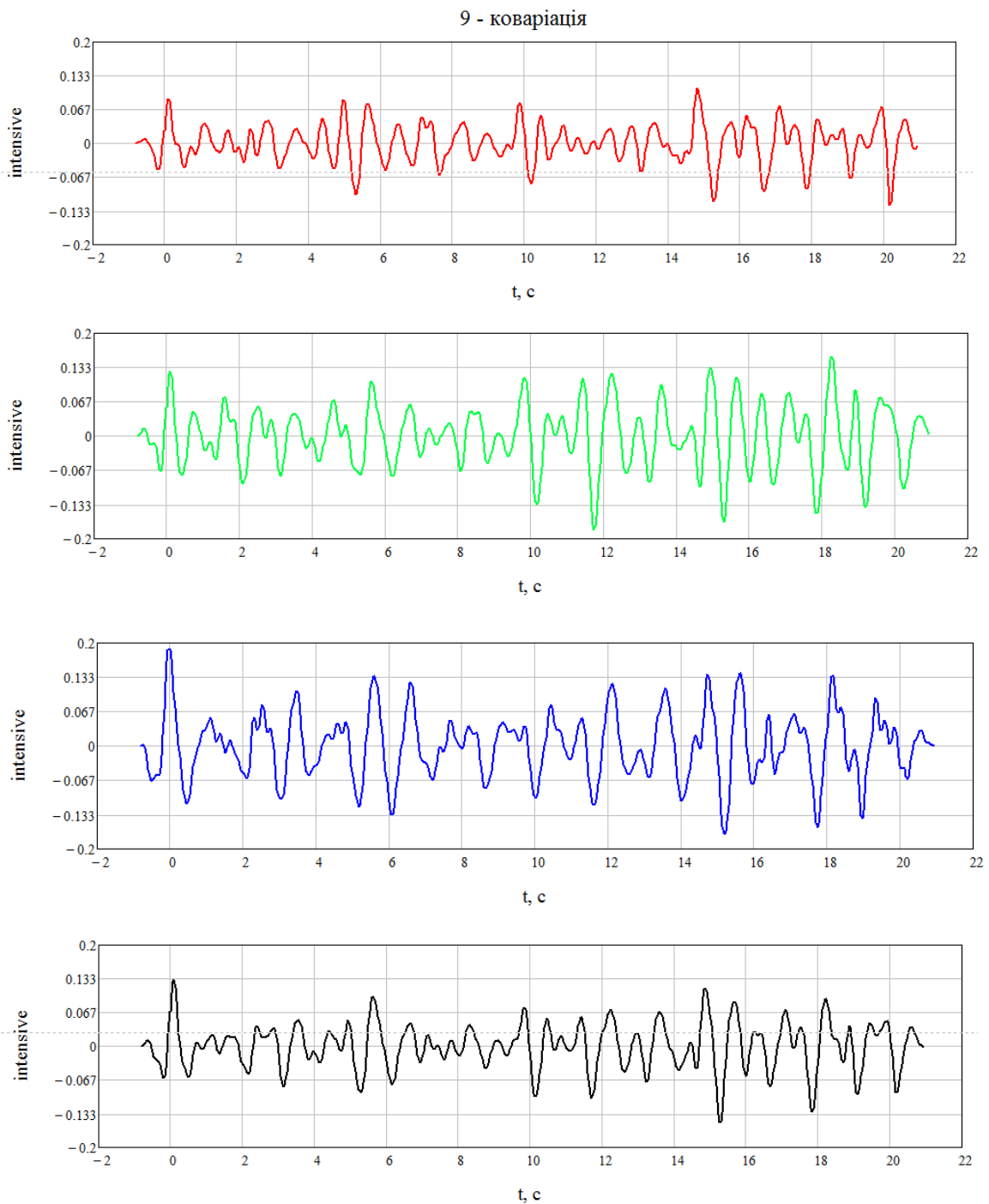


Рис.2.8

Коли при зсуві маски вона співпадає з положенням чергового пульсового імпульсу, значення взаємної кореляції зростає, навіть при дуже придушеному завадами пульсовому імпульсу.

Користуючись усіма коваріаційними кривими, визначимо часові координати максимумів окремих імпульсів.

Формуємо кардіоінтервалограму (Рис.2.9).



Рис.2.9 – КІГ

Розраховуємо параметри ВСР, зокрема середнє значення КІ та частоту серцевих скорочень (ЧСС).

Висновки до Розділу 2

Розроблено дві програми в програмних середовищах Matlab та Mathcad, що дозволяють досліджувати варіабельність серцевого ритму за відео обличчя.

Для отримання сигналу, що відображає поведінку пульсової кривої, програма виконує низку дій: прибирання артефактів, формування та прибирання прямувальної лінії, цифрову фільтрацію, кореляційний аналіз.

3 РЕЗУЛЬТАТИ РОЗРАХУНКІВ

Наведено результати експериментальних досліджень, в яких приймала участь одна людина. Усі відео обличчя за умов хорошого освітлення та нерухомості людини.

Для оцінки повторюваності та стабільності роботи програми двічі оброблено одне відео для області цікавості (ОЦ), що розташована практично в одному місці та інше відео для двох різних областей цікавості (ОЦ).

Для з'ясування питання правильності розрахунків виконано порівняльну обробку двох послідовно записаних відео: обличчя та фотоплетизмографічного пульсового сигналу з камери мобільного телефону.

3.1. Оцінка повторюваності роботи програми

Рис. 3.1 демонструє кадр відео. Як область цікавості обрано прямокутник на освітленій частині чола. Двічі зчитані сигнали наведено на Рис.3.2. Бачимо їх візуальну схожість.

Після прибирання артефактів та прямувальних кривих отримуємо сигнали на Рис.3.3.

За спектром сигналів отримуємо частоту першої гармоніки, яка виявилась однаковою для обох сигналів 1.47 Гц.

Маски, що формуються за трьома гармоніками, показані на Рис.3.4.

За кривими взаємної коваріації визначено часові координати кожного максимуму та сформовані кардіоінтервалограми (Рис.3.5).

Розраховані за кардіоінтервалограмами статистичні параметри зведені до Табл.3.1.

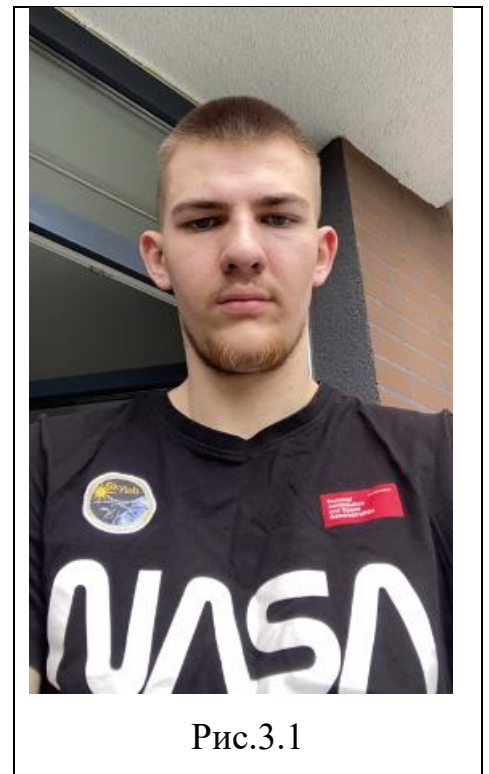


Рис.3.1

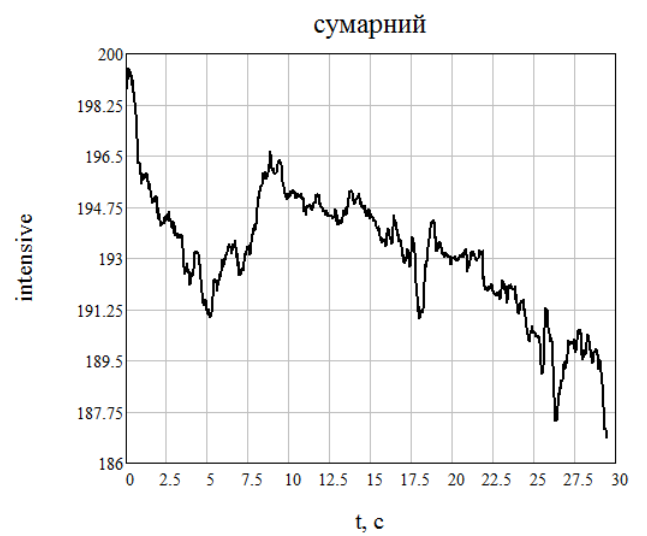
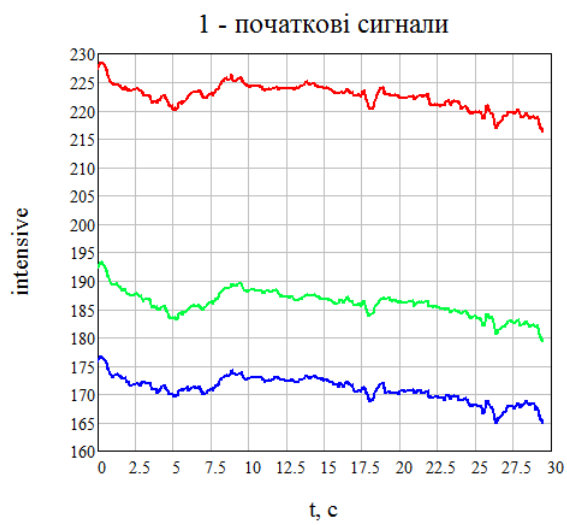
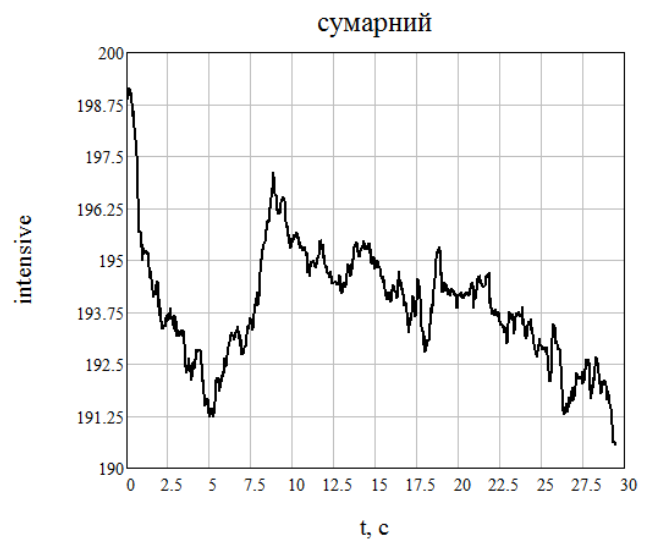
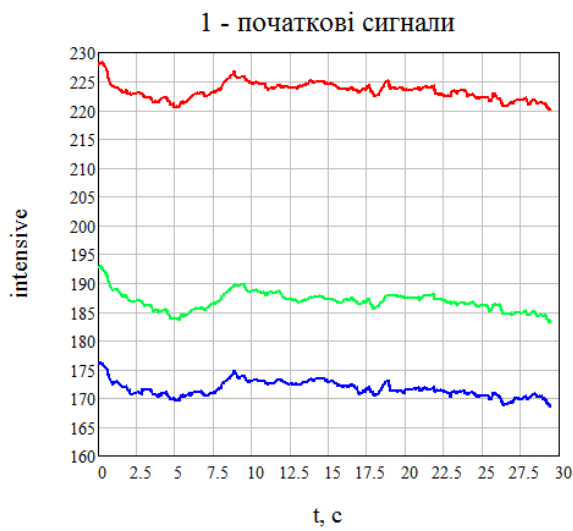


Рис.3.2 – Початкові сигнали

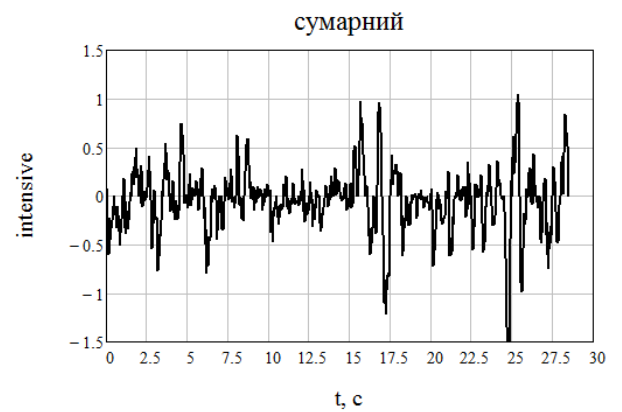
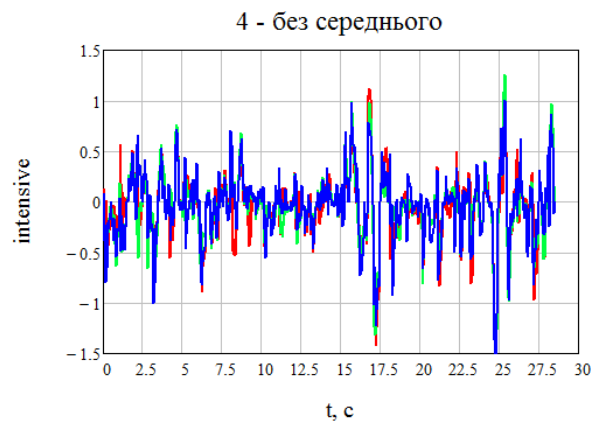
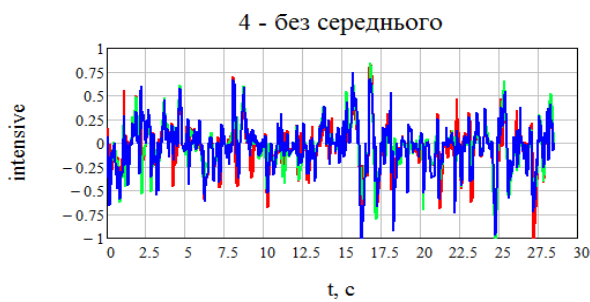


Рис.3.3 - Сигнали без прямувальних кривих

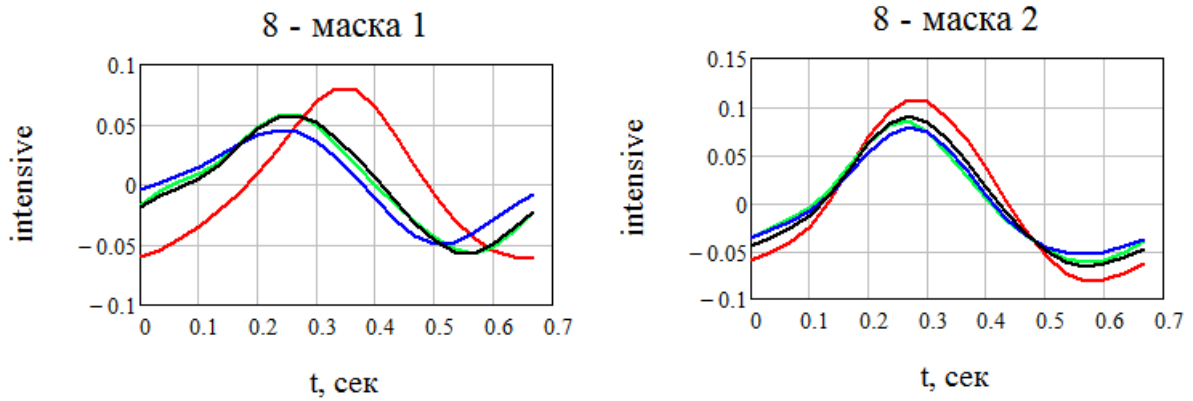


Рис.3.4

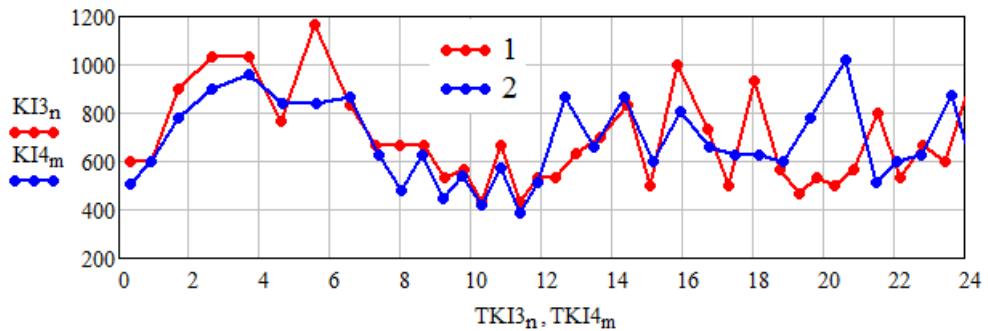


Рис.3.5

Таблиця 3.1 – Статистичні параметри сигналів

Сигнал	Середнє значення КІ, мс	ЧСС, уд./хв.	Дисперсія, мс	ІС
1	677	89	184	0.27
2	674	89	161	0.23

Аналізуючи наведені дані, можна зробити висновок, що повторюваність результатів розрахунку задовільною. Деяка відмінність результатів можна пояснити складністю кожного разу вручну визначати на кадрі одну і ту саму область цікавості.

3.2. Оцінка стабільності роботи програми

На Рис. 3.6 показаний один кадр відео. Тут обрані дві різних області цікавості: на чолі та на щоці. Зчитані сигнали наведено на Рис.3.7. Бачимо їх візуальну схожість.

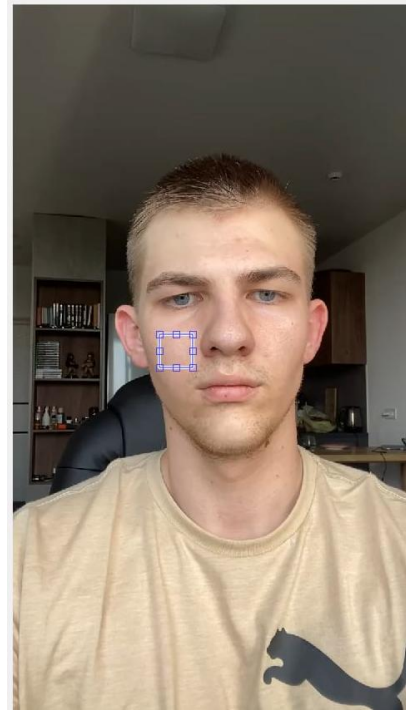
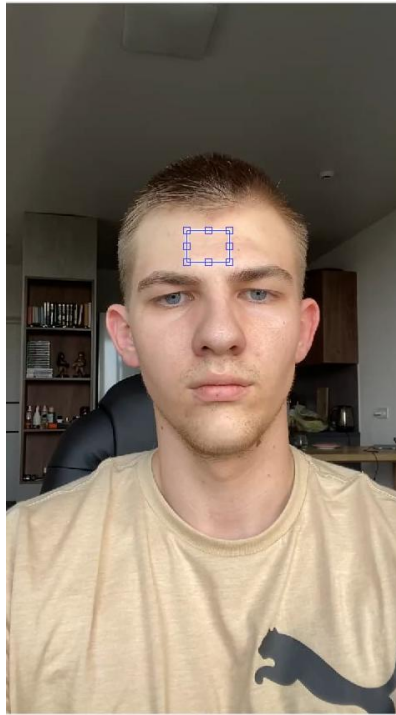


Рис.3.6 – Перший кадр відео і обрання різних ОЦ

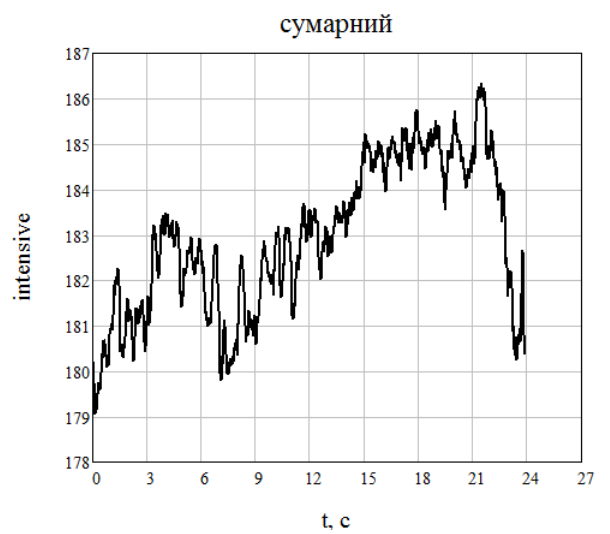
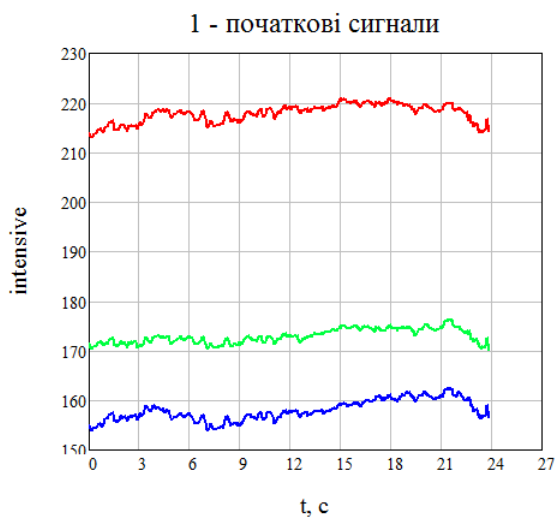
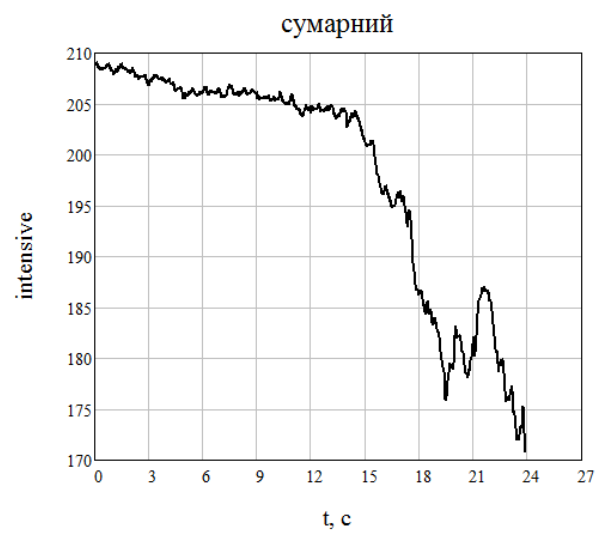
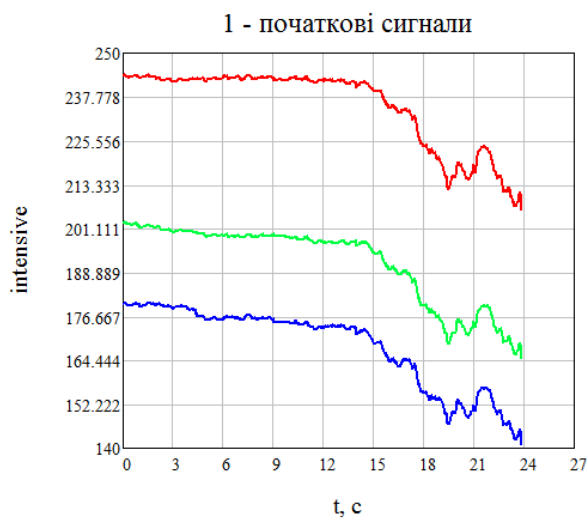


Рис.3.7 – Початкові сигнали

Бачимо, що тут поведінка кольорових сигналів різна. В щоці проходить більше кровоносних судів більшого діаметру та більшої еластичності, ніж на лобі. На кривих, що отримано з щоци добре помітні пульсові імпульси.

Після прибирання артефактів та прямувальних кривих отримуємо сигнали на Рис.3.8.

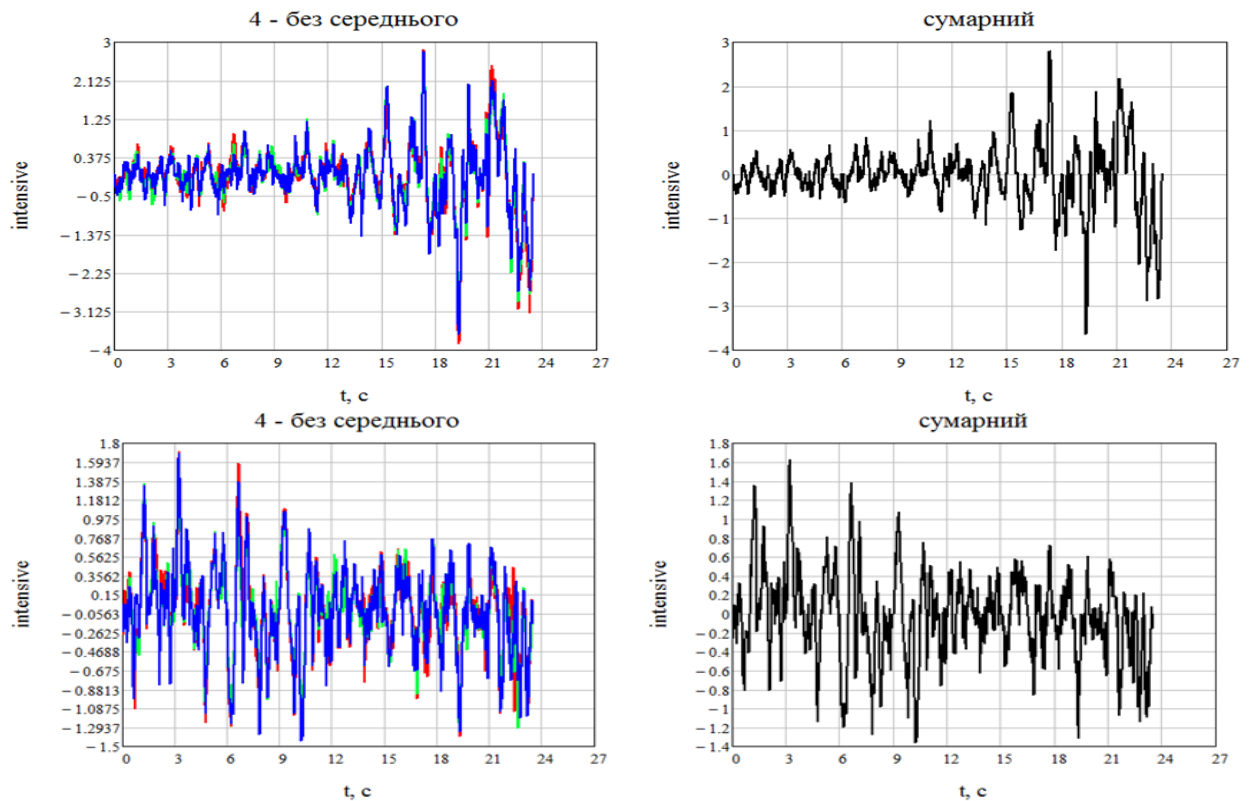


Рис.3.8 - Сигнали без прямувальних кривих

За спектром сигналів отримуємо частоту першої гармоніки, яка для різного положення області цікавості дещо різна: для випадку, коли ОЦ на лобі, вона дорівнює 1.468 Гц, а коли ОЦ на щоці – 1.443 Гц.

Маски, що формуються за трьома гармоніками, показані на Рис.3.9.

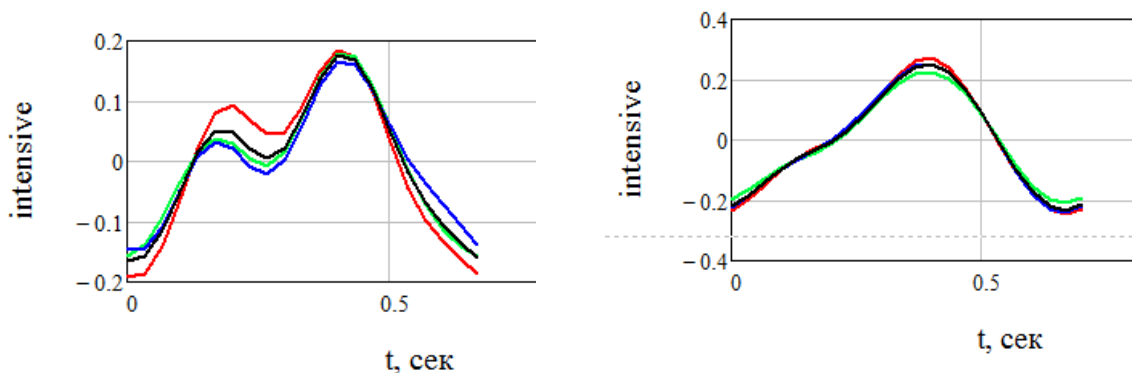


Рис.3.9

За кривими взаємної коваріації визначено часові координати кожного максимуму та сформовані кардіоінтервалограми (Рис.3.10).

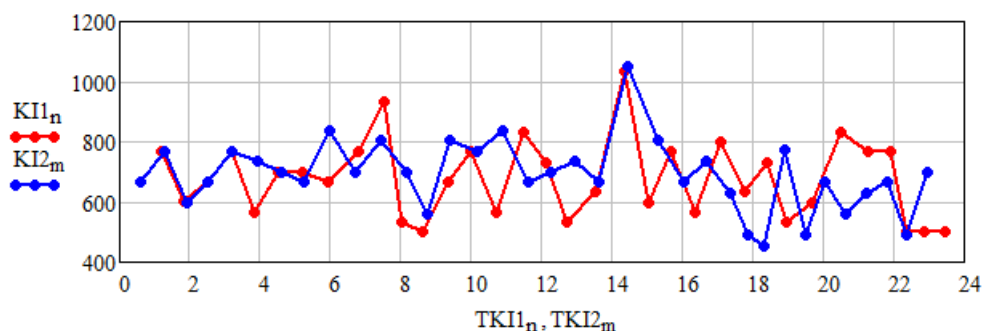


Рис.3.10

Знову, як і у попередньому експерименті, поведінка кардіоінтервалограм схожа (а теоретично повинна бути однаковою). Деяку різницю у поведінці КІГ можна пояснити похибкою визначення часових координат максимумів імпульсів на кривій взаємної кореляції.

Розраховані за кардіоінтервалограмами статистичні параметри зведені до Табл.3.2.

Таблиця 3.2 – Статистичні параметри сигналів

Сигнал	Середнє значення КІ, мс	ЧСС, уд./хв.	Дисперсія, мс	ІС
1	690	87	117	0.17
2	694	86	128	0.18

Аналіз наведених даних показує, що стабільність результатів розрахунку тут також можна вважати задовільною.

Деяка відмінність результатів можна пояснити складністю кожного разу вручну визначати на кадрі одну і ту саму область цікавості.

3.3. Оцінка правильності розрахунків

Для з'ясування питання точності розрахунків порівнюються статистичні параметри двох послідовно записаних відео, одне – це відео обличчя (Рис.3.6, зліва), а друге – це відео фотоплетизмографічного пульсового сигналу з

камери мобільного телефону. Перше відео оброблене запропонованою тут програмою, а друге – програмою, що розробив Зозуля Р.В. [36].

Розраховані статистичні параметри зведені в Табл.3.3.

Таблиця 3.3 – Статистичні параметри ВСР сигналів

Сигнал	Середнє значення КІ, мс	ЧСС, уд./хв.	Дисперсія, мс	ІС
1	690	87	117	0.17
2	688	87	123	0.19

Бачимо практичне співпадіння параметрів ВСР. Отже, розроблена програма працює правильно.

Висновки до розділу 3

Програма правильно розраховує параметри ВСР, працює стабільно та має достатню повторюваність результатів.

Пульсові імпульси з області цікавості на щоді яскравіше виражені ніж з області цікавості на лобі.

Потрібно підвищувати точність визначення кардіоінтервалів.

ВИСНОВКИ

Метою дипломної роботи є створення програмного середовища для отримання з відео обличчя параметрів варіабельності серцевого ритму, тобто отримання інформації про стан серцево-судинної системи.

Для цього виконано наступні дії:

Проведено критичний огляд різних методів дистанційної фотоплетизмографії для визначення ЧСС за відеозаписом обличчя.

Для створення програми обробки відео обличчя для визначення параметрів ВСР при обробці сигналу обрано методи цифрової фільтрації, кореляційні методи, метод ковзаючого середнього.

Розроблено дві програми в програмних середовищах Matlab та Mathcad, що дозволяють досліджувати варіабельність серцевого ритму за відео обличчя.

Для отримання сигналу, що відображає поведінку пульсової кривої, програма виконує низку дій: прибирання артефактів, формування та прибирання прямувальної лінії, цифрову фільтрацію, кореляційний аналіз.

Програма правильно розраховує параметри ВСР, працює стабільно та має достатню повторюваність результатів.

Пульсові імпульси з області цікавості на щоці яскравіше виражені ніж з області цікавості на лобі.

В майбутньому потрібно докласти зусиль для підвищення точність визначення каірдіоінтервалів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Viola, P.; Jones, M.J. Robust Real-Time Face Detection. *Int. J. Comput. Vis.* 2004, 57, 137–154.
2. Shan, L.; Yu, M. Video-based heart rate measurement using head motion tracking and ICA. In *Proceedings of the 2013 6th International Congress on Image and Signal Processing, CISP, Hangzhou, China, 16–18 December 2013; Volume 1*, pp. 160–164.
3. Inan, O.T. Recent advances in cardiovascular monitoring using ballistocardiography. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, San Diego, CA, USA, 28 August–1 September 2012*; pp. 5038–5041.
4. Pavlidis, I.; Dowdall, J.; Sun, N.; Puri, C.; Fei, J.; Garbey, M. Interacting with human physiology. *Comput. Vis. Image Underst.* 2007, 108, 150–170.
5. Tomasi, C.; Kanade, T. Detection and tracking of point features. *Tech. Rep. Int. J. Comput. Vision* 1991, 9, 137–154.
6. Qian, R.J.; Sezan, M.I.; Matthews, K.E. A robust real-time face tracking algorithm. In *Proceedings of the International Conference on Image Processing (ICIP), Chicago, IL, USA, 4–7 October 1998; Volume 1*, pp. 131–135.
7. Kwon, S.; Kim, J.; Lee, D.; Park, K. ROI analysis for remote photoplethysmography on facial video. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, Milan, Italy, 25–29 August 2015*; pp. 4938–4941.
8. Van Gastel, M.; Stuijk, S.; de Haan, G. Robust respiration detection from remote photoplethysmography. *Biomed. Opt. Express* 2016, 7, 4941.
9. Qi, H.; Wang, Z.J.; Miao, C. Non-contact driver cardiac physiological monitoring using video data. In *Proceedings of the 2015 IEEE China Summit and International Conference on Signal and Information Processing, ChinaSIP 2015, Chengdu, China, 12–15 July 2015*; pp. 418–422.

10. Djeldji, D.; Bousefsaf, F.; Maaoui, C.; Bereksi-Reguig, F. Imaging Photoplethysmography: Signal Waveform Analysis. In Proceedings of the 2019 10th IEEE International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications, IDAACS 2019, Metz, France, 18–21 September 2019; Volume 2, pp. 830–834.
11. Allen, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol. Meas.* **2007**, *28*, R1.
12. Liu, J.; Yan, B.P.-Y.; Dai, W.-X.; Ding, X.-R.; Zhang, Y.-T.; Zhao, N. Multi-wavelength photoplethysmography method for skin arterial pulse extraction. *Biomed. Opt. Express* **2016**, *7*, 4313.
13. De Haan, G.; Van Leest, A. Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature. *Physiol. Meas.* **2014**, *35*, 1913–1926. [CrossRef]
14. Huelsbusch, M.; Blazek, V. Contactless mapping of rhythmical phenomena in tissue perfusion using PPGI. In Proceedings of the Medical Imaging 2002: Physiology and Function from Multidimensional Images, San Diego, CA, USA, 24–26 February 2002; Volume 4683, p. 110.
15. Kevin Zhou, S.; Chellappa, R.; Ramanathan, N. Unconstrained Face Recognition from a Single Image. In *The Essential Guide to Image Processing*, 1st ed.; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 2009.
16. Premkumar, S.; Hemanth, D.J. Intelligent Remote Photoplethysmography-Based Methods for Heart Rate Estimation from Face Videos: A Survey. *Informatics* **2022**, *9*, 57. <https://doi.org/10.3390/informatics9030057>
17. Starr, I.; Rawson, A.J.; Schroeder, H.A.; Joseph, N.R. Studies on the estimation of cardiac output in man, and of abnormalities in cardiac function, from the heart's recoil and the blood's impacts; the ballistocardiogram. *Am. J. Physiol.-Leg. Content* **1939**, *127*, 1–28
18. Da He, D.; Winokur, E.S.; Sodini, C.G. A continuous, wearable, and wireless heart monitor using head ballistocardiogram (BCG) and head electrocardiogram (ECG). In Proceedings of the Annual International

- Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, Boston, MA, USA, 30 August–3 September 2011; pp. 4729–4732
19. Balakrishnan, G.; Durand, F.; Guttag, J. Detecting pulse from head motions in video. In Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Portland, OR, USA, 18–23 June 2013; pp. 3430–3437.
 20. Viola, P.; Jones, M.J. Robust Real-Time Face Detection. *Int. J. Comput. Vis.* **2004**, *57*, 137–154
 21. Shan, L.; Yu, M. Video-based heart rate measurement using head motion tracking and ICA. In Proceedings of the 2013 6th International Congress on Image and Signal Processing, CISP, Hangzhou, China, 16–18 December 2013; Volume 1, pp. 160–164
 22. Inan, O.T. Recent advances in cardiovascular monitoring using ballistocardiography. In Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, San Diego, CA, USA, 28 August–1 September 2012; pp. 5038–5041. Pavlidis, I.; Dowdall, J.; Sun, N.; Puri, C.; Fei, J.; Garbey, M. Interacting with human physiology. *Comput. Vis. Image Underst.* **2007**, *108*, 150–170
 23. Pavlidis, I.; Dowdall, J.; Sun, N.; Puri, C.; Fei, J.; Garbey, M. Interacting with human physiology. *Comput. Vis. Image Underst.* **2007**, *108*, 150–170
 24. Verkruyse, W.; Svaasand, L.O.; Nelson, J.S. Remoteplethysmography imaging using ambient light. *Opt. Express* **2008**, *16*, 21434–21445.
 25. Cootes, T.F.; Edwards, G.J.; Taylor, C.J. Active appearance models. In Proceedings of the European Conference on Computer Vision (ICCV), Freiburg, Germany, 2–6 June 1998; pp. 484–498
 26. Kazemi, V.; Sullivan, J. One millisecond face alignment with an ensemble of regression trees. In Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Columbus, OH, USA, 23–28 June 2014; pp. 1867–1874.

27. Zhang, K.; Zhang, Z.; Li, Z.; Qiao, Y. Joint Face Detection and Alignment Using Multi-Task Cascaded Convolutional Networks. *IEEE Signal Process. Lett.* **2016**, *23*, 1499–1503
28. Tomasi, C.; Kanade, T. Detection and tracking of point features. Tech. Rep. *Int. J. Comput. Vision* **1991**, *9*, 137–154
29. Kwon, S.; Kim, J.; Lee, D.; Park, K. ROI analysis for remote photoplethysmography on facial video. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, Milan, Italy, 25–29 August 2015*; pp. 4938–4941
30. Poh, M.Z.; McDuff, D.J.; Picard, R.W. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Opt. Express* **2010**, *18*, 10762–10774.
31. Wedekind, D.; Trumpp, A.; Gaetjen, F.; Rasche, S.; Matschke, K.; Malberg, H.; Zaunseder, S. Assessment of blind source separation techniques for video-based cardiac pulse extraction. *J. Biomed. Opt.* **2017**, *22*, 035002.
32. Mannapperuma, K.; Holton, B.D.; Lesniewski, P.J.; Thomas, J.C. Performance limits of ICA-based heart rate identification techniques in imaging photoplethysmography. *Physiol. Meas.* **2015**, *36*, 67–83.
33. Lewandowska, M.; Rumiński, J.; Kocejko, T.; Nowak, J. Measuring pulse rate with a webcam—A non-contact method for evaluating cardiac activity. In *Proceedings of the 2011 Federated Conference on Computer Science and Information Systems, FedCSIS, Szczecin, Poland, 18–21 September 2011*; pp. 405–410
34. De Haan, G.; Jeanne, V. Robust pulse rate from chrominance-based rPPG. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2013**, *60*, 2878–2886
35. Брук С.С. Безконтактне отримання пульсового сигналу за відеозображенням обличчя. Магістерська лисертація на здобуття ступеня магістра за освітньо-професійною програмою «Інформаційна та комунікаційна радіоінженерія» зі спеціальності 172 «Телекомунікації та радіотехніка». – НТУУ «КПІ», Київ, 2022. – 99 с.

36. Зозуля Р.В. Застосування мобільного телефону для отримання пульсового сигналу та кардіоінтервалограм. Дипломна робота на здобуття ступеня бакалавра на здобуття ступеня бакалавра за освітньою програмою «Радіосистемна інженерія» спеціальності 172 «Телекомунікації та радіотехніка». – НТУУ «КПІ», Київ, 2023. - 53 с.