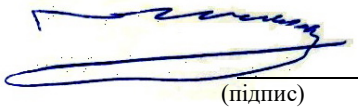
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Факультет електроніки
(повна назва інституту/факультету)
Кафедра акустичних та мультимедійних електронних систем
(повна назва кафедри)

«На правах рукопису»
УДК 681.2-5.

«До захисту допущено»
Завідувач кафедри



_____ С.А. НАЙДА
(підпис) (ініціали, прізвище)
“ 07 ” грудня 2020 р.

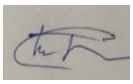
Магістерська дисертація

зі спеціальності (спеціалізації) 171 Електроніка (Електронні системи мультимедіа та засоби Інтернету-речей)
(код і назва спеціальності)

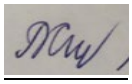
на тему: «Система безконтактної дистанційної реєстрації показників вимірювальних пристроїв в радіаційно-заражених небезпечних зонах».

Виконав студент, групи ДВ-92мп
(шифр групи)

Токаржевський Сергій Євгенович
(прізвище, ім’я, по батькові)

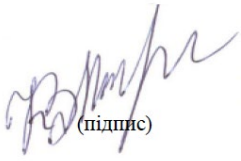

(підпис)

Науковий керівник доцент, к.т.н. Співак В.М.
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

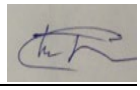

(підпис)

Консультант _____ _____
(назва розділу) (науковий ступінь, вчене звання, , прізвище, ініціали) (підпис)

Рецензент доцент кафедри мікроелектроніки
НТУУ "КПІ ім. Ігоря Сікорськог доц.
кафедри мікроелектроніки, к.т.н., доц. Вікторія КОВАЛЬ
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)


(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент Токаржевський С.Є. 

Київ – 2020 року

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Інститут (факультет) Факультет електроніки
(повна назва)

Кафедра акустичних та мультимедійних електронних систем
(повна назва)

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

Спеціальність (освітня програма) 171 Електроніка

(Електронні системи мультимедіа та засоби Інтернету речей)
(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
_____ С.А. НАЙДА
(підпис) (ініціали, прізвище)
«07» грудня 2020 р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Токаржевського Сергія Євгеновича
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації «Система безконтактної дистанційної реєстрації показників вимірювальних пристроїв в радіаційно-заражених небезпечних зонах».

Науковий керівник дисертації доцент Співак Віктор Михайлович .
(науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по батькові)

затверджені наказом по університету від «05 » листопада 2020 р. № 3241-с

2. Строк подання студентом дисертації 01.12.2020 р.

3. Об'єкт дослідження: система безконтактної дистанційної реєстрації показників функціонального стану людини.

4. Предмет дослідження (Вхідні дані – для магістерської дисертації за освітньо-професійною програмою)

5. Перелік завдань, які потрібно розробити: провести аналіз концепції телемедицини, дослідити існуючі рішення дистанційного моніторингу функціональних показників людини, розробити систему безконтактної дистанційної реєстрації показників вимірювальних пристроїв.

6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: 12 слайдів презентації, основними назвами плакатів якої є сформульовані завдання, мета, постановка проблеми, особливості дослідження створення системи безконтактної дистанційної реєстрації показників вимірювальних пристроїв в радіаційно-заражених небезпечних зонах.

7. Дата видачі завдання 1. 09. 2020 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строк виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Розгляд ключових особливостей проектування системи дистанційного моніторингу вимірювальних показників	1.09.2020 – 1.10.2020	Виконано
2	Аналіз сценаріїв обробки та оцінки вимірювальних біомедичних сигналів	2.10.2020 – 30.10.2020	Виконано
3	Розробка системи та вибір компонентів апаратної частини та програмної реалізації	31.10.2020 – 1.12.2020	Виконано
4	Підготовка матеріалів до друку та оформлення пояснювальної записки	02.12.2020 – 05.12.2020	Виконано
5	Підготовка та оформлення презентації для доповіді	06.12.2020 – 12.12.2020	Виконано

Студент _____ Токаржевський С.Є.
(підпис) (ініціали, прізвище)

Науковий керівник _____ Співак В.М.
(підпис) (ініціали, прізвище)

УДК 681.2-5

РЕФЕРАТ

Токаржевський С. Є. Система безконтактної дистанційної реєстрації показників вимірювальних пристроїв в радіаційно-заражених небезпечних зонах : магістерська дис. : 171 Електроніка. Київ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. 100 с.

Система моніторингу, проектування, програмні і апаратні методи реєстрації, біомедичні сигнали, телемедицина, функціональний стан людини.

Актуальність дослідження. Останнім часом активно обговорюється проблема ефективної діяльності в зонах підвищеної небезпеки. Як відомо, при ліквідації наслідків радіаційних аварій можливе та навіть необхідне застосування робототехніки, що дає змогу виконання непідсильних людині задач, однак без втручання людини не обійтись. Однак різноманітні типи захисту не забезпечують моніторинг та сповіщення про небезпеку життю людини, у разі екстремальних ситуацій, механічних пошкоджень на ін. Вирішенням цієї проблеми є застосування дистанційної системи вимірювання біометричних показників.

Мета дослідження полягає в пошуку можливостей реалізації побудови системи безконтактного дистанційного моніторингу функціонального стану організму людини.

Завдання для досягнення мети: проаналізувати особливості концепції телемедицини, проаналізовано методи оцінки функціонального стану людини та запропонувати сценарії обробки, аналізу вимірювальних біомедичних сигналів та побудови апаратно-програмного комплексу.

Об’єкт дослідження: система дистанційної реєстрації вимірювальних показників.

Предмет дослідження: програмні та програмно апаратні методи реалізації системи.

Методи дослідження: алгоритми та методи, які визначені в основі функціонування систем та технологій оцінки функціонального стану людини.

Наукова новизна отриманих результатів: 1) запропоновані методи оцінки та сценарії обробки вимірювальних біомедичних сигналів; 2) запропоновано автономний режим роботи в зонах підвищеної небезпеки, що передбачає тривалий та надійний режим моніторингу.

Практичне значення одержаних результатів: такий проект може вирішити проблему моніторингу фізичного стану людини в зонах підвищеної небезпеки та завчасно попереджувати фатальні наслідків впливу радіаційного випромінювання на організм людини.

THE SUMMARY

Tokarzhevskiy S. System of contactless remote registration of indicators of measuring devices in radiation-infected and dangerous zones: master's diss. 171 Electronics. Kyiv, KPI Igor Sikorsky, 2020. 100 p.

Monitoring system, design, software and hardware registration methods, biomedical signals, telemedicine, functional state of a person.

Relevance of research. Recently, the problem of effective activity in high-risk areas has been actively discussed. As you know, in the elimination of the consequences of radiation accidents, it is possible and even necessary to use robotics, which allows performing unsupportive tasks for a person, but without human intervention can not do. However, various types of protection do not provide monitoring and notification of the dangers of human life, in case of extreme situations, mechanical damage on others.

The purpose of the study is to find opportunities for the implementation of the construction of a system of contactless remote monitoring of the functional state of the human body.

The task to achieve the goal: to analyze the peculiarities of the concept of telemedicine, analyze the methods of assessing the functional state of a person and offer scenarios for processing, analyzing measuring biomedical signals and building a hardware and software complex.

Object of research: system of remote registration of measuring indicators.

Subject of research: software and software hardware methods of system implementation.

Research methods: algorithms and methods that are defined in the basis of the functioning of systems and technologies for assessing the functional state of a person.

Scientific novelty of the results: 1) proposed methods of evaluation and scenarios for processing measuring biomedical signals; 2) the autonomous mode of operation in high-risk zones is proposed, which provides a long and reliable monitoring mode.

Practical importance of the results obtained: such a project can solve the problem of monitoring the physical condition of a person in high-risk areas and prevent the fatal consequences of radiation exposure to the human body in advance.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ 9
ВСТУП 10
1 КЛЮЧОВІ НАПРЯМКИ ТА ПРОБЛЕМИ РОЗВИТКУ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ В ОХОРОНІ ЗДОРОВ'Я 12
1.1 Поняття телемедицини, основні види та мета застосування 12
1.2 Обґрунтування вибору показників функціонального стану людини в небезпечних зонах 19
1.3 Проблема розробки мобільного комплексу для моніторингу життєво необхідних показників людини 23
Висновки до розділу 27
2 РОЗРОБКА СИСТЕМИ ТА МЕТОДІВ ОЦІНКИ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ 28
2.1 Обґрунтування та формування показників функціонального стану 28
2.2 Розробка структури біотехнічної системи моніторингу функціонального стану людини 32
2.2.1 Структура мобільної системи оцінки ФС людини 34
2.3 Алгоритм реєстрації біомедичних сигналів в режимі реального часу 37
Висновки до розділу 43
3 АЛГОРИТМИ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ 44
3.1 Аналіз факторів що впливають на ефективність обробки біомедичних сигналів 44
3.2 Етапи обробки біомедичних сигналів для оцінки функціонального стану людини 46
3.3 Попередня фільтрація записів біомедичних сигналів 51
3.4 Алгоритм оцінки значущих показників функціонального стану людини 54
3.5 Алгоритм оцінки значущих показників діяльності серця 57
Висновки до розділу 60

4 РОЗРОБКА АПАРАТНО-ПРОГРАМНОГО КОМПЛЕКСА СИСТЕМИ ДИСТАНЦІЙНОГО МОНІТОРИНГУ ПОКАЗНИКІВ ВИМІРЮВАЛЬНИХ ПРИСТРОЇВ 62
4.1 Розробка структури апаратно-програмного комплексу для оцінки функціональьного стану людини 62
4.1.1 Структура та вибір компонентів апаратної частини комплекса 63
4.1.2 Структура та розробка програмної частини комплексу 70
4.3 Вибір технологій розробки та опис інтерфейсів програмно комплексу 72
Висновки до розділу 76
5 СТАРТАП ПРОЕКТ 77
5.1 Опис ідеї проекту 77
5.2 Технологічний аудит ідеї стартап-проекту 78
5.3 Аналіз можливостей ринку для запуску проекту 79
5.4 Розроблення ринкової стратегії проекту 84
5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту 86
Висновки до розділу 89
ВИСНОВКИ 91
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ 92
ДОДАТОК А 98

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

Акс	–	Акселерометр;
АТ	–	Артеріальний тиск;
БМС	–	Біомедичний сигнал;
ВНС	–	Вегетативна нервова система;
ВСР	–	Варіабельність серцевого ритму;
ЕКГ	–	Електрокардіограма;
ЗП	–	Значущий показник;
ІНБ	–	Індекс напруженості Баєвського;
МКкО	–	Мобільний комп’ютер координаційного оператора;
МКО	–	Мобільний комп’ютер об’єкта;
МКпЛ	–	Мобільний комп’ютер польового лікаря;
МПО	–	Мобільний пристрій об’єкта;
ПК	–	Персональний комп’ютер;
СВ	–	Світлодіод;
ССС	–	Серцево-судинна система;
ФВЧ	–	Фільтр верхніх частот;
ФНЧ	–	Фільтр нижніх частот;
ФПГ	–	Фотоплетизмограма;
ФС	–	Функціональний стан;
ФТ	–	Фотодіод;
SO_2	–	Рівень сатурації крові;

ВСТУП

Як відомо, будь-яка діяльність в зона підвищеної небезпеки становить загрозу життю людини, особливо якщо це зони масштабних техногенних аварій чи зони бойових дій, де головною проблемою є надання своєчасної медичної. Вирішенням цієї проблеми є застосування дистанційної системи вимірювання життєво важливих біометричних показників.

Телемедицина заснована на використанні комп'ютерних і телекомунікаційних технологій для обміну медичною інформацією між фахівцями з метою підвищення якості діагностики та лікування пацієнтів. Теледіагностика - процес дистанційного визначення діагнозу. Застосування теледіагностики на основі спектрально-діагностичної апаратури є не тільки ефективним, але і масовим видом медичної допомоги. Структура телемедичної системи така, що установки спеціалізованого програмного забезпечення на робоче місце експерта не потрібно, тому експерт для надання консультації та моніторингу біометричних показників може використовувати персональний комп'ютер, смартфон або планшет з доступом в інтернет, що є надзвичайно важливим фактором при необхідності використання такої системи в польових умова.

Головним аспектом такої системи є безконтактність та дистанційність у використанні, що є невід’ємною частиною вимірювання показників у небезпечних, екстремальних та радіаційно-заражених точках.

Уже існуюча концепція «розумного» одягу ідеально підходить для постановки задачі, а саме представляє собою методології Інтернету речей, яка забезпечує необхідну дистанційну та безконтактну роботу, обробку, візуалізації та збереження даних.

Датчики вимірювання артеріального тиску, температури, пульсу, рівня цукру в крові використовуються для того, щоб виявити погіршення самопочуття у хворих. сенсори для визначення температури тіла служать для запобігання дитячої смертності. Різні міні-пристрої під час спортивних тренувань допомагають регулювати інтенсивність фізичних навантажень. при цьому традиційні сенсори,

які відслідковують стан здоров'я, мають ряд недоліків: вони громіздкі, незручно кріпляться до тіла і вимагають провідного з'єднання з передавачем. Тому вчені вирішили відмовитися від подібних пристроїв і запропонували «заховати» необхідне обладнання безпосередньо в тканину одягу.

Міні-пристрої можуть самостійно вимірювати ряд важливих життєвих показників і навіть потенційно здатні рятувати людські життя. За допомогою спеціальних сенсорів можливе визначення показників артеріального тиску і частоти серцевих скорочень. Більш того, вимірюють рівні вмісту на шкірі перекису водню і коферменту, що каталізує окислювально-відновні реакції, що дозволяє оцінювати ступінь фізичної активності.

1 КЛЮЧОВІ НАПРЯМКИ ТА ПРОБЛЕМИ РОЗВИТКУ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ В ОХОРОНІ ЗДОРОВ'Я

1.1 Поняття телемедицини, основні види та мета застосування

Телемедицина є однією з галузей сучасної медицини, яка пов'язана з розробкою і застосуванням новітніх методів дистанційної медичної допомоги, а також обміном інформацією, пов'язаною з використанням сучасних телекомунікаційних технологій. Телемедицина поширилася в Америці та Європі, де є понад 400 проектів. Ринок телемедичних послуг зростає.

За останні десятиліття телемедицина почала інтенсивно розвиватися, поступово перетворюючись з технології, яка використовувалася для вирішення індивідуальних проблем, в метод, який почав масово використовуватися в практичній медицині. Створення телемедичних мереж на тих ділянках, які значно віддалені від центру, не випадкове, оскільки саме в тих регіонах, де є велика територія і багато населених пунктів значно віддалені від районних центрів, телемедицина має велике значення.

Для забезпечення необхідної стійкої комунікації необхідно підбирати обстановку на стадії проектування, виходячи з комерційних пропозицій та необхідних технічних умов власників комунікаційних та дата-мереж.. Можливість використання каналів зв'язку на основі GPRS, CDMA2000, WiMax, WiFi протоколів.

Телемедична мережа повинна будуватися як децентралізована система, заснована на принципах функціональної стандартизації за типом відкритих систем. Щоб забезпечити телемедичну мережу, технологічні рішення повинні зосереджуватися на стандартних протоколах передачі та шаблонах повідомлень при обміні медичними даними, в тому числі в неоднорідних мережах.

Все це найголовніше, адже при використанні системи різних фірм і різноманітних каналів зв'язку висуває завдання аналізу сумісності телемедичних обладнання та інтеграції різних систем зв'язку.

Використання телекомунікацій для зв'язку медичних працівників з провідними клініками, лікарнями, а також лікарями першої медичної допомоги та пацієнтами, які перебувають на відстані, метою яких є діагностика, лікування, консультація та постійне навчання [1]. Вище вказане призводить до висновку, що чіткого визначення телемедицини немає, але в подальшому аналізуючи їх, можна уявити, що телемедицина повсюдна з телекомунікаційними технологіями і розвивається з власною допомогою.

Телемедичні консультації, що проводяться засобами зв'язку. Існує два типи телемедичних консультацій:

- off-line - це відкладена консультація і є своєрідним дистанційним консультуванням, яке відбувається без використання систем мережевого зв'язку в режимі реального часу. Суть офлайн-консультації полягає в тому, щоб отримати і передати зображення в цифровому вигляді від лікаря до іншого. Прикладом цієї поради є використання електронної пошти.
- on-line - консультації - це консультації, які відбуваються в режимі реального часу (відео, аудіоконференція використовується як приклад). При використанні таких консультацій лікар може проконсультуватися зі своїм колегою на відстані і в майбутньому пройти інформація (наприклад: дані про стан, рентген), коли зустріч віч-на-віч не можлива.

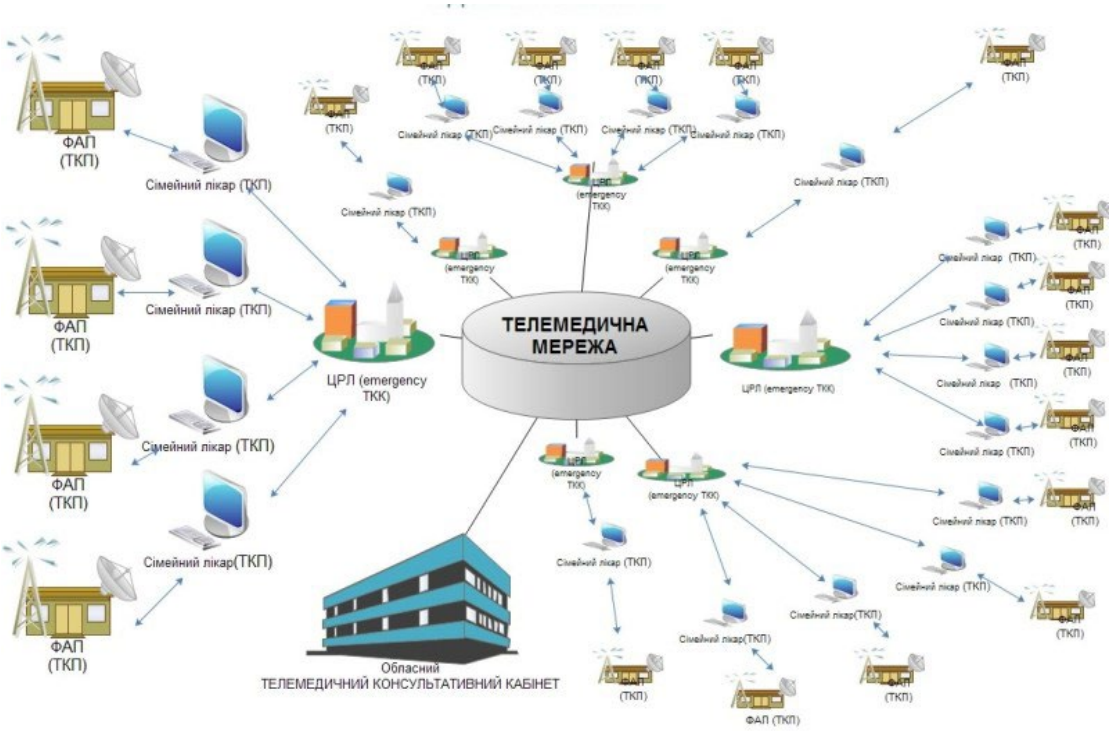


Рисунок 1.1 – Структурна схема телемедичної консультації

Метою телемедицини є надання якісної медичної допомоги будь-якій особі, незалежно від її місцезнаходження та соціального статусу. Існує чотири основні види телемедицини:

- дистанційний моніторинг;
- телемедицина в реальному часі;
- теленавчання;
- мобільні телемедичні комплекси.

Моніторинг стану здоров’я із застосуванням телеметрії дозволяє здійснювати віддалений нагляд за динамікою одужання пацієнтів. Використання системи телеметричного моніторингу дозволяє персоналу лікарні надавати необхідний догляд для оцінки стану хворих, які вимагають клінічної уваги. Це може бути використано діабетиком, наприклад, для вимірювання рівня глюкози в крові і відправки даних їх ЗП, які зможуть регулювати лікування в міру необхідності

Телемедицина в реальному часі означає відеозв'язок у реальному часі. На відміну від інших видів телемедицини, даний вид не вимагає візиту лікаря на обстеження. Дуже важливо, що використання типових соціальних мереж або інструментів конференції є недоречним таким чином. Цей тип госпіталізації супроводжується спеціальним програмним забезпеченням, яке захищає конфіденційність пацієнта і виконує всі заходи безпеки [2].

Даний вид телемедицини складається з участі в конференціях, відео семінарах, лекціях з використанням телекомунікаційного обладнання.

Лікар під час такої діяльності може підвищити свій рівень професійної освіти на роботі, наприклад, ця технологія може бути використана в режимі «телегоніторингу» в хірургічних операціях, коли більш досвідчений фахівець спостерігає і стежить за діями фахівця.

В телемедичному центрі (точка, офіс) повинні бути кодеки, периферійне обладнання, програмне забезпечення, робочі станції, обладнання для індивідуального/виводу, передача, відображення, зберігання інформації. Для швидкої передачі даних з діагностичних комплексів телемедичний центр (точка, кабінет) повинен бути підключений до існуючої локальної мережі оздоровчого центру.

Телекомунікаційний комплекс для контролю і діагностики функціонального стану людини, має складатися з вимірювального модуля, призначеного для розташування на тілі людини, включаючи вузли видалення фізіологічних сигналів і містять електроди для видалення електричних біопотенціалів, випромінювача і фотоприймача для визначення кількості кисню в крові, акселерометр для моніторингу рухової активності людини, манжети з компресором і датчиком.

Рисунок 1.2 – Портативний телемедичний комплекс IDIS2GO

Програмно-апаратний комплекс IDIS2GO – це портативний, телемедичний програмно-апаратний комплекс (ПАК), що забезпечує діагностику функцій та періодичний нагляд за пацієнтом в процесі лікування або реабілітації, та призначений для збору, передачі та зберігання інформації про показники діяльності (фізіологічні параметри) організму пацієнта, а саме: вимірювання артеріального тиску, електрокардіографічне дослідження (12 каналів), частоти серцевих скорочень, вимірювання рівня глюкози у крові, аналіз сечі, вимірювання функцій дихання, вимірювання насиченості крові киснем, частоти пульсу, вимірювання температури тіла, проведення фотозйомки та аудіо запису, а також додатково проводити аускультацію, дерматоскопію та інші дослідження при підключенні до нього відповідних пристроїв, та передачі всіх даних для телемедичних консультацій.

Комплекс IDIS2GO може використовуватись у лікувально-профілактичному закладі, поліклініці, амбулаторії, ФАП, а також як мобільний варіант безпосередньо вдома у пацієнта. Використання такого комплексу можливо як

лікарями, так і середнім (фельдшером) та молодшим медичним персоналом. А також ця система забезпечує повноцінну роботу у режимах «Off-line» (збір та зберігання даних обстеження до появи підключення Інтернет та синхронізації з Хмарним сховищем), та «On-line» (автоматична передача даних обстеження до Хмарного сховища після відновлення підключення до мережі Інтернет) [3].

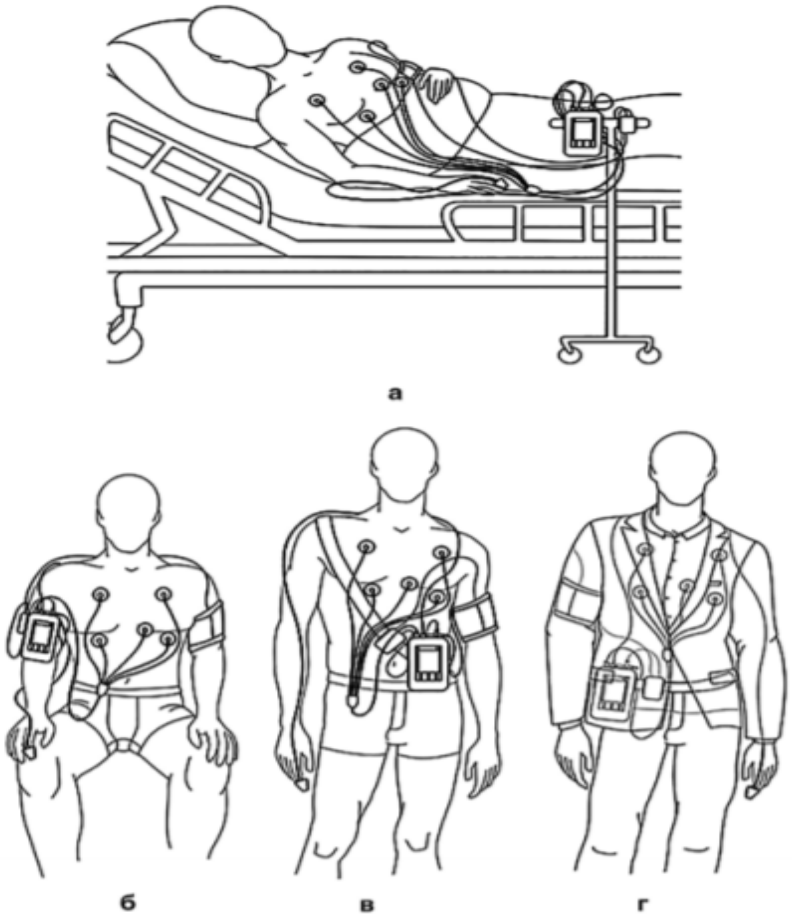


Рисунок 1.3 – Варіанти розположення модуля на тілі людини, а – в ліжку, б – ручне, в – шийне, г – поясне рід верхнім одягом

Підсумовуючи все вище сказане, завдяки застосуванню інформаційних технологій в охороні здоров'я з'їдають додаткові можливості для застосування нових терапевтичних підходів, значно розширюючи коло пацієнтів, які перебувають під амбулаторним наглядом, та зменшуючи кількість візитів пацієнтів до клініки. Наприклад, за даними Американської телемедичної асоціації, кількість зустрічей віч-на-віч з лікарями в Америці скоротилася на 70% з 2008 по 2016 рік.

Також підвищується задоволеність медичними послугами пацієнтів, підвищується обізнаність пацієнтів про їхні захворювання та підвищується якість надання 9допомоги та своєчасна корекція медикаментозної терапії, а, отже, зменшується частота госпіталізацій та запитів на екстрену медичну допомогу. Звичайно, його стан в різних частинах світу відрізняється як ступенем реалізації, так і повним виконанням, однак цілі і завдання, а також позитивні аспекти цієї нової технології ідентичні, і її потрібно розвивати [4].

Також, однією з нагальних проблем при надзвичайних ситуаціях є створення оперативної телекомунікаційної системи, безпосередньо спрямованої на інформаційне забезпечення проблем медицини катастроф.

Надзвичайні ситуації, які часто призвести до численних жертв, вимагають оперативних медичних і тактичних рішень і консультацій від співробітників польових медичних лікарень Служби медицини катастроф. Сучасні інформаційно-комунікаційні системи дозволяють вести віддалений діалог у реальному часі.

Надзвичайні ситуації можуть значно відрізнятися причинами, масштабів, ситуації в зоні надзвичайної ситуації, кількості постраждалих, характеру патології, наявності, можливостей, обладнання, досвіду медичного персоналу, кліматогеографічних та метеорологічних станів тощо. Залежно від комбінації вищезазначених факторів, медичні наслідки надзвичайної ситуації можуть суттєво відрізнятися, що має бути відображено у відповідних документах екстреної медичної допомоги та планах реагування на надзвичайні ситуації на виробничих потужностях. Відповідно до цього, під час навчань з попередження та ліквідації наслідків надзвичайних ситуацій мають бути відпрацьовані алгоритми дій медичного персоналу та так звані «медичні асистенти», працівники, навчені практичним навичкам надання першої допомоги, за різними сценаріями розвитку екстреної допомоги [5].

Є кілька речей, які слід пам'ятати в процесі надання ефективної невідкладної допомоги постраждалим:

- передача оперативної та максимально точної інформації про характер надзвичайної ситуації;

- кількість жертв, будова і тяжкість уражень;
- медичні ресурси, наявні в зоні надзвичайної ситуації;
- необхідність додаткових сил і споруд різних з'єднань і служб;
- організація надання медичної допомоги постраждалим на до годинному етапі, відповідно до правила «золотої години» на основі наявних на місцях ресурсів;
- забезпечення медичної евакуації потерпілих з урахуванням тяжкості та профілю травм та інших уражень з одночасним продовженням надання медичної допомоги фахівцями, які прибули на місце події.

Для передачі інформації важливо обирати ефективні засоби зв'язку (мобільний телефон, автомобільна радіостанція, смартфон, планшетний комп'ютер, ноутбук), формати інформації (голосові повідомлення, SMS-повідомлення, спеціальні електронні форми), канали зв'язку (наприклад, виділений захищений мобільний або супутниковий зв'язок) [6].

1.2 Обгрунтування вибору показників функціонального стану людини в небезпечних зонах

За умов надзвичайних ситуації а саме при роботі в радіаційно заражених зонах чи зонах бойових дій своєчасний моніторинг життєво важливих показників людини є надзвичайно важливим, так як може врятувати багато життів за знизити наслідки отриманих травм.

Променева хвороба утворюється під впливом опромінення в діапазоні доз 1-10 гр і більше. Деякі зміни, що спостерігаються в дозах випромінювання 0,1-1 гр, розглядаються як доклінічні стадії. Деякі зміни, що спостерігаються в променевих дозах 0,1-1 гр, розглядаються як доклінічні стадії захворювання.

Класифікація базується на критеріях часу ураження та дозі всмоктується випромінювання. При одноразовому масовому впливі іонізуючого

випромінювання розвивається гостре променеве захворювання, при тривалому, повторюваному у відносно невеликих дозах - хронічне променеве захворювання.

Тяжкість та клінічна форма променевих уражень визначаються променевою дозою:

- радіаційна травма виникає з одноразовою/короткочасною дозою експозиції менше 1 гр;
- кістково-мозкова форма (типова) розвивається з одноразовою/короткочасною дозою впливу 1-6 гр.;
- форма шлунково-кишкового тракту є результатом миттєвого/короткочасного впливу з дозою 10-20 гр.;
- судинна (токсична) форма проявляється при одноразовій/короткочасній дозі випромінювання 20-80 гр.

Протікання типової (кістково-мозкової) форми гострої променевої хвороби проходить в IV фази:

- I - фаза первинної загальної реактивності - розвивається в перші хвилини і години після опромінення. Супроводжується нездужанням, нудотою, блюванням, артеріальною гіпотензією (зниження артеріального тиску) тощо;
- II - латентна фаза - первинна реакція замінюється уявним клінічним благополуччям з поліпшенням суб'єктивного стану. Він починається з 3-4 днів і триває до 1 місяця;
- III - фаза розгорнутих симптомів променевої хвороби; витоки з геморагічними (кровотечами), анемічними, кишковими, інфекційними;
- IV - це фаза відновлення [7].

У типових випадках променева хвороба виникає в кістково-мозковій формі. У перші хвилини і години після отримання високої дози опромінення, на першій фазі променевої хвороби, у потерпілого слабкість, сонливість, нудота і блювота, сухість або гіркота в роті, головний біль.

При миттєвому опромінення в дозі понад 10 гр може розкинутися лихоманка, діарея, артеріальна гіпотензія з втратою свідомості. Локальні прояви можна спостерігати транзитивне почервоніння шкіри синім відтінком. З периферичної крові ранні зміни характеризуються реактивним збільшенням білих кров'яних клітин, яке на другий день замінюється зменшенням їх кількості.

Згідно з літературою, променева хвороба серця розвивається поетапно. Вже при місцевому одноразовому контакті в дозі 2-3 гр іноді спостерігається перехідна синусоїдна аритмія. Спостерігається тенденція до зниження артеріального тиску, а синусоїдна тахікардія більш виражена при більш високих дозах випромінювання.

У пацієнтів спостерігається деяка мінливість пульсу і артеріального тиску з схильністю до зниження, що характеризується парним загальним зниженням тонусу м'язів, тремтінням пальців, зниженням сухожильних рефлексів. Зміни в електроенцефалограмі свідчать про помірне заторможення кори головного мозку.

Слід відзначити що, зміни в ЕКГ при гострій променевій хворобі є не специфічними - зниження напруги, розширення комплексу zRS, зміна сегмента ST, стійке сплющення зубців Т і згладжування зубців П, уповільнення інтрактальної провідності. Тому, дистанційний моніторинг таких показників забезпечить своєчасну евакуацію людини з зони радіаційного ураження уже на початкових стадіях променевої хвороби, коли патологічні зміни є ще зворотними.

Контроль фізіологічних показників, таких як ЕКГ, температура, рівень артеріального тиску, частота дихання, рівень гемоглобіну, глюкози та кисню в крові в режимі реального часу на екстремальній військовій службі в зонах бойових дій здається дуже актуальною. Це дозволяє оцінити резерв спроможності органу солдата на тлі надмірного впливу різних агресивні фактори навколишнього середовища та психоемоційного стресу при виконанні завдання [8].

Контроль цих функціональних показників на відстані спроможний попереджати розвиток можливих життєво небезпечних ситуацій. Портативний індивідуальний пристрій контролю вищезазначених показників у військовослужбовців досі не розвинений, але його розвиток має важливе значення і його поява можлива, найближчим часом.

У більшості робіт, дослідження, присвячені оцінці фізіологічного стану людини, враховують лише обмежений набір показників. Це, в першу чергу, параметри пульсу, частота серцевих скорочень (ЧСС), рівень консигнації крові або інше насичення крові киснем (SO2) [9, 6, 10-11] . Звичайно, деякі показники мають кореляцію між собою, наприклад, частота дихання (ЧД) і частота серцевих скорочень ЧСС. Однак така кореляція спостерігається тільки для певного діапазону при аеробному диханні. Коефіцієнт кореляції значно знижується при високих рівнях фізичної активності.

Хоча сьогодні широко використовуються датчики та інформаційні перетворювачі для дистанційного моніторингу функціонального стану людини, ці датчики в умовах активної фізичної активності реєструють корисні сигнали на тлі значних перешкод і шуму.

У зв'язку з цим важливо вирішити проблему з організацією методів медико-біологічних досліджень для забезпечення якісної зйомки біомедичних сигналів і з високою точністю і надійністю оцінити біологічні показники. Відомо, що в умовах активної фізичної активності реєстрація пульсу набагато складніша незалежно від використання пасивного акустичного датчика або активного фотометричного датчика. Так само в умовах активної фізичної активності ускладняється реєстрація сигналу ЕКГ, сигналу дихання та сигналів фотоплетісмограми (ФПГ).

Тому, першим пріоритетом, необхідним для оцінки життєво важливих показників людини, є формування набору показників, що відображають функціонування систем організму, а також технології, що дозволить безпосередньо в «польових» умовах, що передбачає мобільність і простоту в реалізації, оцінити значення приватного показника людини задля надання своєчасної медичної допомоги та мінімізації тяжкості отриманих фізичних і психологічних уражень травм.

1.3 Проблема розробки мобільного комплексу для моніторингу життєво необхідних показників людини

Для реалізації методів оцінки фізіологічного стану з використанням приватних показників необхідно використовувати мобільні інструменти, що забезпечують реєстрацію набору медико-біологічних показників організму з мінімальною втратою часу в «польових» умовах.

Для моніторингу та оцінки показників можна застосовувати різноманітні прилади на основі розумних браслетів або нагрудних пов’язок.

Ряд компаній - Polar (Фінляндія), Apple (США), Samsung (Корея), Xiaomi (Китай) – розробили браслети та годинники для спортсменів розроблені на основі реєстрації ФПГ, ЕКГ та рівня фізичної активності (УАФ) на зап'ясті (таблиця 1.1). Оцінка ряду біомедичних показників проводиться опосередковано, що призводить до значних помилок (до 30%) непрямої оцінки артеріального тиску, параметрів дихання. Єдиною перевагою таких систем є комфорт використання. Для всіх цих систем істотним недоліком є можливість реєстрації сигналів тільки через один канал, який не відображає повністю характерні витрати енергії і метаболізм людського організму.

Компанія Qardio розробила міні-монітор ЕКГ zardioCore [12]. Це єдиний монітор у світі, призначений для постійного представлення біомедичних даних у спорті. Він також контролює частоту серцевих скорочень, ПЦП і частоту дихання.

Технології фірми Esteck System Complex пропонуються для вивчення людського організму в цілому, оцінки стану ВНС, рівня стресу, серцево-судинної системи [13]. Complex Esteck використовується для моніторингу оцінки значення мінливості частоти серцевих скорочень СР, і SpO2, але тільки в стаціонарних умовах.

Аналіз існуючих рішень показав, що досі не має об'єктивних методів оцінки, компактних апаратних та програмних систем реєстрації та обробки складних фізіологічних сигналів, що дозволяє проводити комплексну оцінку фізіологічного

стану людини в зонах підвищеної небезпеки. Поширені методи не можуть бути використані в «польових» умовах.

Таблиця 1.1 – Деякі пристрої моніторингу фізіологічних показників людини

Прилад	Тип	Функція
Apple Watch (США)	Розумний годинник	ЕКГ, ЧП, SpO2, УФА
Samsung (Корея),	Розумний годинник, браслет	ЧП, АТ, SpO2, УФА
Xiaomi (Китай)	Розумний годинник, браслет	ЧП, SpO2, УФА
Polar (Фінляндія)	Розумний годинник	ЧП, УФА
Polar (Фінляндія)	нагрудний ремінь	ЭКГ, УФА
QardioCore (США)	нагрудний ремінь	ЕКГ, ЧД, ВСР, УФА
Omegawave (США)	ПАК	ВСР, ЧП
«Омега - С», «Омега - М», «Омега - Эксперт»	ПАК	ВСР, ЧП
Esteck System Complex	АПК	ВСР, АТ, SpO2

Таким чином, можна зробити висновок, що методи і системи оцінки фізіологічного стану, різноманітні але базуються на реєстрації одного або кількох біомедицинських сигналів. Ці методи і системи не дають комплексної оцінки стану різних систем людського організму і комплексної оцінки, особливо в «польових» умовах. Тому є необхідність розробки мобільного комплексу для реєстрації комплексу БМС, що відображає діяльність різних систем організму людини в режимі реального часу.

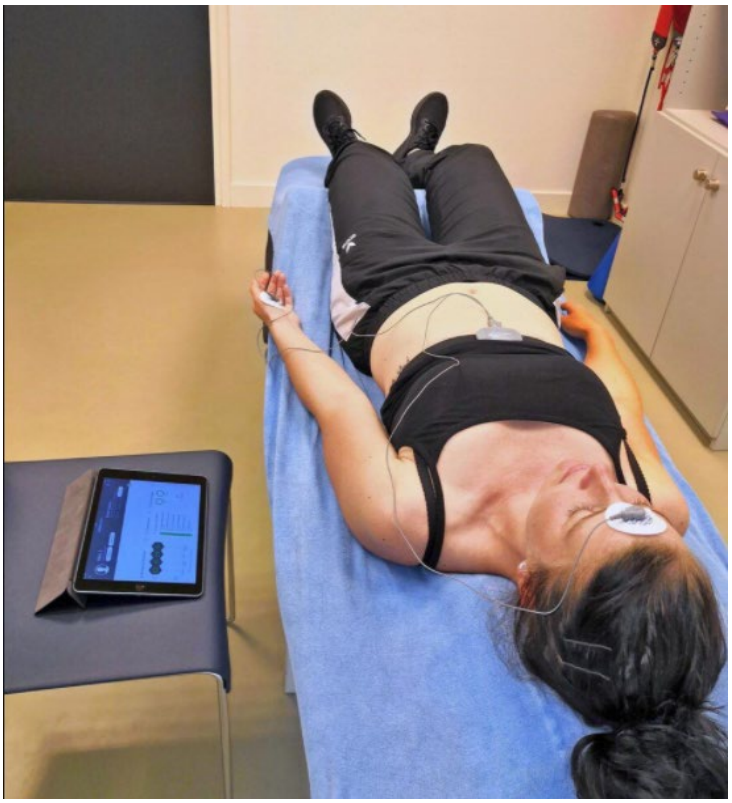


Рисунок 1.4 – Проведення тесту Omegawave в стані спокою [14]

Програмне забезпечення відіграє важливу роль в обробці результатів біомедичних досліджень, непрямій оцінці приватних показників функціонального стану.

Такий рівень забезпечення багато в чому визначає роботу системи в режимі реального часу і похибку непрямої оцінки показників. Для отримання інформації відображення діяльності серцево-судинної системи, дихальної системи та функціонування різних систем організму людини під час завдання потрібні методи обробки та аналізу біомедичних сигналів та даних, що відповідають вимогам до швидкої дії та точності розрахунку непрямих показників [15].

Аналіз БМС і даних в скроневій зоні найчастіше базується спочатку на використанні фільтрації для придушення перешкод, а потім шляхом виділення характерних точок сигналу і оцінки часових інтервалів за допомогою методів і алгоритмів з використанням складних перетворень, таких як Vavelet, Gilbert і т.д.

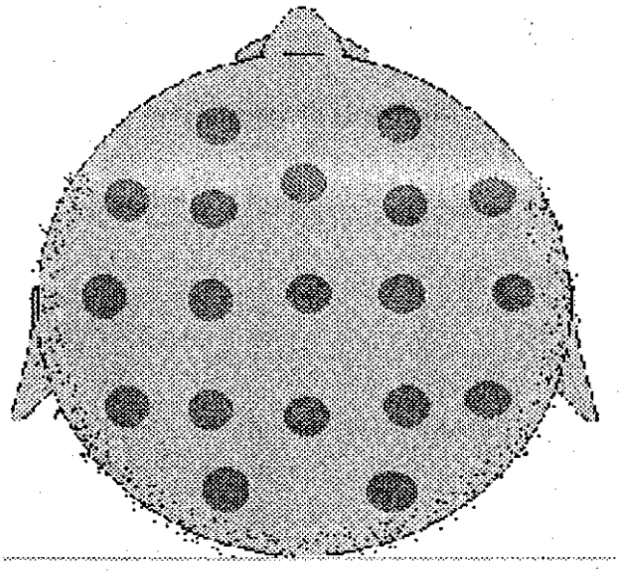


Рисунок 1.5 – Маска голови

Однак в режимі реального часу при прийомі і реєстрації БМС і даних для оцінки фізіологічного стану ускладняється наявністю різних факторів, які впливають на ефективність обробки і детального аналізу АП.

Основна складність в обробці та аналізі БМС в умовах фізичної активності полягає в тому, що існують різні перешкоди і перешкоди з боку БМС при зйомці і реєстрації. Спектр завад в деяких випадках збігається зі спектром корисного біомедичного сигналу, оцінка непрямих показників проводиться при низькому сигнальному втручанні. При відсутності значних перешкод вибір характерних точок БМС може бути некоректним. Ця проблема ускладнює обробку та аналіз біомедичних сигналів.

Так, при розробці методів реєстрації та обробки біомедичних сигналів, необхідна розробки алгоритмів та програмного забезпечення, які б забезпечували моніторинг динаміки показників у реальному часі.

Висновки до розділу

Аналіз проблем розробки систем оцінки функціонального стану виявив необхідність розробки компонентів інформаційного забезпечення, методичного, інструментального та програмно забезпечення системи. Оцінка показників вимагає розробки методів реєстрації БМС, їх обробки та аналізу, оцінки значущих показників, розробки мобільного пристрою, що забезпечить реєстрацію БМС в «польових» умовах в режимі реального часу, розробку алгоритмів і програмних інструментів, які дозволять впровадити розроблені методи, забезпечити безперервне функціонування в режимі реального часу елементів системи моніторингу стану людини.

2 РОЗРОБКА СИСТЕМИ ТА МЕТОДІВ ОЦІНКИ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ

Функціональний стан систем організму визначається характеристиками функціонування цих систем організму. Починаючи розробляти систему і методи оцінки ФС людини, необхідно обґрунтувати і сформувати приватні значущі показники (ЗП), що відображають функціонування систем в умовах діяльності в зонах підвищеної небезпеки, розробити методи проведення біомедичних досліджень.

2.1 Обґрунтування та формування показників функціонального стану

Як відомо, вегетативна нервова система (ВНС) безперервно регулює функції різних систем організмів людини шляхом координації діяльності різних систем підтримки гомеостазу. У відповідь на підвищену фізичну активність симпатична нервова система (СНС) підсилює роботу серця (підвищення пульса та тиску), підвищує дихання і підвищує тиск у людини [16 - 18]. Активність парасимпатичної нервової системи (ПНС) спрямована на зниження інтенсивності роботи серця при зниженні рівня ФН.

Під час виконання ФН спостерігається помітне збільшення споживання кисню після збільшення легеневої вентиляції, ЧСС ударного об'єму крові (УОК), зміни рівня насичення в крові. Крім того, спостерігається підвищення середнього артеріального тиску і помітне збільшення провідності периферичних судин. ССС і ДС відіграють важливу роль у забезпеченні фізичної роботи. У свою чергу, споживану організмом енергію можна розділити на базальний компонент, включаючи енергію, витрачену на обмін речовин і енергію, витрачену під час виконання ФН.

Відомо, що ефективність управління та регулювання ССС та ДС вегетативної нервової системи характеризується показниками варіабельності серцевого ритму ВСР. Одним зі значущих показників, що відображають ВСР, є індекс напруженості

Баєвський (ІНБ) [19 - 22]. Для оцінки стану людини, а також ефективності управління серцевим ритмом доцільно використовувати ІНБ.

На додаток до ВСР і в ІНБ, дві похідні ВСР є високоінформативними. Це діапазон змін в кардіоцитрі dRR і дисперсія кардіо циклу при виконанні фізичної роботи. Діапазон RR-інтервалів тісно пов'язаний зі станом регуляторних систем органу. Тренована людини буде мати менший діапазон змін в dRR кардіоцитрі, коли фізичне навантаження збільшується, ніж у непідготовленої людини. DispRR відображає активність парасимпатичного вегетативного регулювання. Цей показник вище за відсутності фізичної активності і менше, коли рівень ФН зростає [23].

Кисень також необхідний в діяльності нервової системи, яка регулює функціонування різних систем організму. Тому показники, що характеризують ФС, повинні відображати активність вегетативної нервової системи, механізми гемодинаміки і вентиляції легень.

Робота [24] обґрунтовує існування тісного зв'язку між АТ і часом розподілу імпульсних хвиль (Pulse Transit Time), і було доведено, що АТ пропорційний значенню часу розподілу імпульсних хвиль. Час розподілу імпульсних хвиль залежить від великої кількості факторів: судинної еластичності, товщини, радіусу судин, щільності крові, температури, психоемоційних факторів. Крім того, при моніторингу артеріального тиску точність непрямої оцінки АТ залежить від розміщення датчиків реєстрації сигналу ФПГ.

Як відомо, інтервали QT і TQ відповідають електричній систолі і діастолі шлуноків серця. Результати досліджень [25-27] показують, що співвідношення QT/TQ залежить від рівня ФА. В результаті також показано, що в початковому стані відпочинку співвідношення QT/TQ було близьким до 0,618, при виконанні ФН співвідношення QT/TQ досягло значення 1,618, що характеризується другим числом ряда Фібоначчі [28]. Це означає, що співвідношення тривалості QT/TQ на різних рівнях ФН є вагомим показником, що відображає різницю між фазами сістоли і діастолу в механізмі серцевої діяльності. Тому бажано пристосувати цей показник до тривалості кардіоцикла T_{RR}. Цей показник характеризує відносну

потужність QRS комплексу та визначає відношення E_{QRS}/T_{RR}, де E_{QRS} – енергія QRS комплексу.

При виконанні завдання індикатор резервного серцевого ритму характеризує ступінь функціонального стану організму і вказує на здатність організму щодо продовження чи зупинку у виконанні завдання. Для ДС, коли кисень не надходить регулярно, значно збільшується АТ. Це негативно впливає на діяльність ССС та мозку, може призвести до гіпоксії, до критичного стану, ризику втрати свідомості [29].

В результаті роботи комплексу БМС в режимі реального часу оператор отримуємо значущі показники ФС людини та в результаті їх аналізу формує висновки про поточний стан.

Сукупність вищезазначених показників слід розділити на три групи.

Перша група показників – це показники, які відображають активність вегетативної нервової системи, до складу якої входять симпатичні та парасимпатичні відділення. Ці показники характеризують ефективність управління життєво важливими системами організму. Показники першої групи включають Баєвський індекс напруги (ІНБ), діапазон кардіоциклу dRR і дисперсію кардіоциклу dispRR [30-31].

Друга група показників – показники, які відображають гемодинаміку. До цієї групи показників слід відносити частоту серцевих скорочень, артеріальний тиск артеріального тиску, співвідношення інтервалів ЕКГ сигналу QT/TQ , що відображає специфічну силу серця, яка буде характеризувати співвідношення енергії комплексу до тривалості кардіо циклу T_{RR}.

В процесі виконання завдань в небезпечних зонах часто проявляється синдром аритмії, що пов’язано як з ймовірним фізичним навантаженням так і з психологічними викликаними екстремальною ситуацією.

Відомі методи ранньої діагностики аритмічного синдрому з використанням лише одного каналу реєстрації фізіологічного сигналу. При реєстрації ЕКГ можна оцінити ЧСС, ВСР, TQ -сегменти, появу f-хвиль замість Р-зубів ЕКГ [32]. При реєстрації сигналу ФПГ можна оцінити ВСР [33]. На жаль, точність виявлення

епізодів аритмії непрямими методами буде низькою. У зв'язку з цим для підвищення надійності оцінки ФС людини під час тренувань та оздоровлення ми пропонуємо використовувати два окремі канали: ЕКГ та ФПГ.

Для об'єктивної оцінки рівня ФС доцільно використовувати сигнали акселерометрів. Оцінюючи потужність сигналів акселерометра, можна швидко стежити за динамікою зміни ЧСС і ЧД. З врахуванням всього сказано, в табл. 2.1. зображено набір показників, важливих для відстеження здоров'я людини.

Таблиця 2.1 – Комплекс показників ФС організма людини

Показники діяльності ВНС	Показники гемодинаміки
Індекс напруженості Баевского ИНБ; Діапазон виміру кардіоцикла dRR; Дисперсія кардіоцикла dispRR	Частота серцевих скорочень ЧСС; Артеріальний тиск АТ; Відносна енергія QRS комплекса EQRS/TRR.

Отже, необхідно зареєструвати набір біомедичних сигналів – електрокардіосигнал (ЕКГ), сигнали фотоплетизмограми (ФПГ), сигнали акселерометра для визначення рівня фізичної активності, які всебічно відображають діяльність різних систем організму. Сформували набір приватних показників, представлених у табл. 2.1. Вони використовуються для оцінки показника функціонального стану організму.

2.2 Розробка структури біотехнічної системи моніторингу функціонального стану людини

Для моніторингу функціонального стану та оцінки показників вимірювання система повинна включати елементи, що забезпечують видалення та реєстрацію даних БМС та суб'єкта моніторингу, обробку сигналів та оцінку значущих показників для моніторингу стану, оцінки приватного та інтегрального показника, оцінку динамічних характеристик При цьому біотехнологічна система повинна мати наступну узагальнену структуру [34-36].

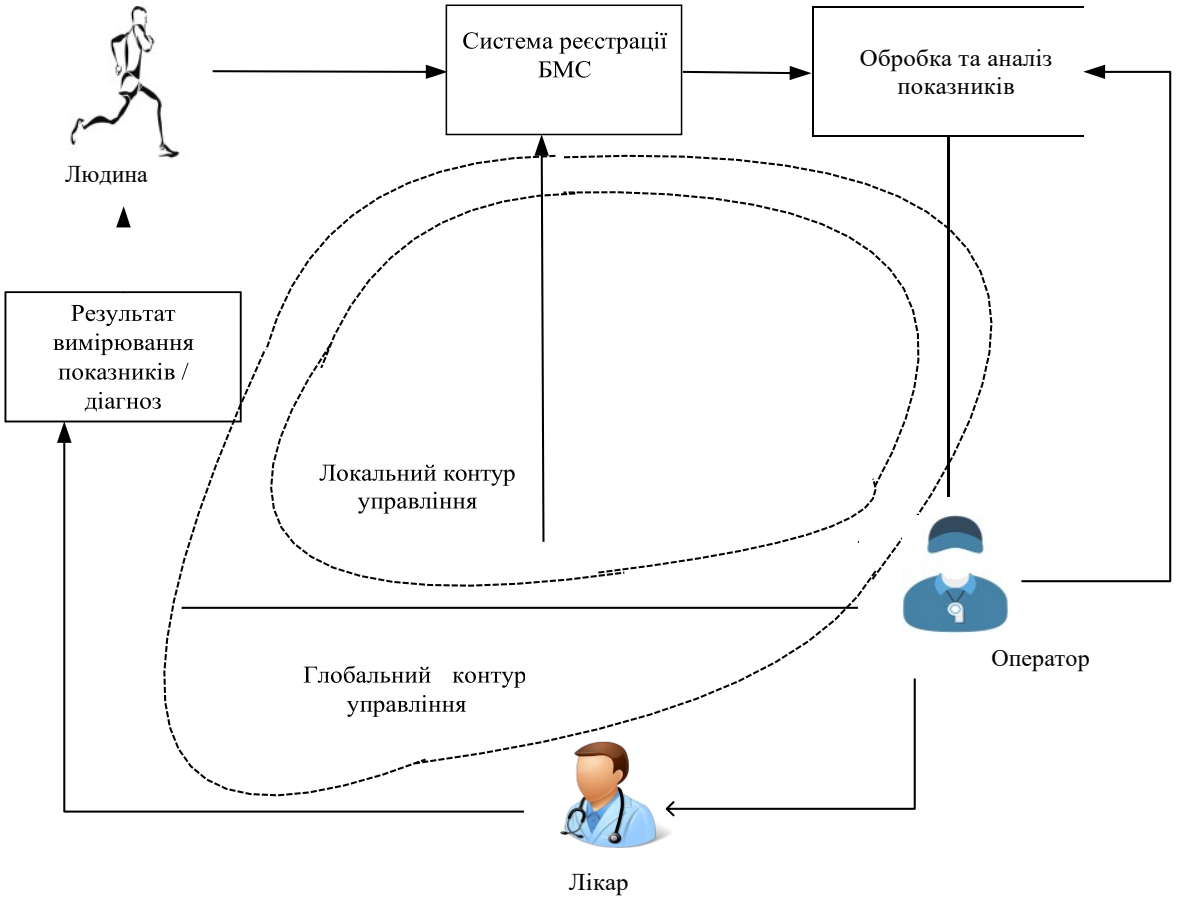


Рисунок 2.1 – Структура системи моніторингу функціонального стану людини

Для використання запропонованої системи в завданнях дистанційного моніторингу стану людини передбачені наступні функції:

- синхронізована реєстрація комплексу біомедичних сигналів, що характеризують поточний стан здоров'я та рівень ФС;

- оцінка та зберігання показників, що характеризують кореляцію фізіологічних реакцій в апаратах обробки та аналізу лікаря;
- своєчасне надання невідкладної медичної допомоги лікарем чи евакуації при критичному стані або значному зниженні рівня ФС.

Система моніторингу повинна забезпечити функцію постійного моніторингу здоров'я з метою оцінки ФС, а також усунення умов, що становлять загрозу для життя людини.

У зв'язку з цим система повинна мати два рівні контролю, які охоплюють як польового лікаря, так і оператора координатора:

Перший рівень управління передбачає оцінку ФС локально, за рахунок використання систем БМС на базі мобільного пристрою, засобу обробки та аналізу БМС та даних на основі мобільного комп'ютера суб’єкта та мобільного комп'ютера польового лікаря.

Другий рівень управління забезпечує комунікацію між оператором та польовим лікарем для формування заходів з надання невідкладної допомоги чи евакуації людини з урахуванням раніше отриманої інформації про ФС. Всі дані про поточний стан копіюються на сервер для заповнення збереженої електронної картки суб’єкта. Маючи доступ до сервера, оператор може аналізувати дані. У разі надзвичайної ситуації, яка становить небезпеку для здоров'я , спілкування між оператором та лікарем має здійснюватися безпосередньо.

За короткий проміжок часу до початку завдання реєструються всі необхідні біомедичні сигнали і дані для моніторингу і оцінки набору значущих показників, що відображають початковий рівень ФС.

Потім проводиться оцінка змін (реакцій) функціонального стану під час завдання. Порівняння значень показників з нормативними значеннями перед завданням проводиться з метою вивчення динаміки ФС для визначення впливу можливих психологічних подразників. Інформація відповідно передається на сервер. Використовуючи бездротові канали передачі даних, оператор уточнює динаміку рівня ФС суб’єкта і інформує лікаря про можливість допуску до завдання.

Таким чином, запропонована структура біотехнологічної системи дозволяє оператору і лікарю оцінити функціональний стан людини на різних етапах завдання.

2.2.1 Структура мобільної системи оцінки ФС людини

Для розробки мобільної системи моніторингу стану та оцінки ФС під час завдання, необхідно визначити, які інформаційні перетворення повинна виконувати мобільна система, яким вимогам вона повинна відповідати для забезпечення моніторингу здоров'я та оцінки ФС.

Мобільна система оцінки ФС повинна забезпечити:

- реєстрацію БМС на підставі чого будуть оцінюватися значні показники щодо ФС стану людини за допомогою алгоритмів інтелектуальної обробки та аналізу БМС;
- аналіз та обробка БМС та даних, формування комплексу показників для моніторингу поточного стану здоров'я (статичні показники), оцінка динаміки ФС (динамічні показники) за допомогою мобільного комп'ютера;
- передачу комплексу показників на сервер для зберігання в базі даних та подальшого аналізу;
- оцінку динаміки стану ФС за даними, що зберігаються на сервері, коригування показників, аналіз динаміки;
- передачу комплексу показників на мобільний комп'ютер лікаря та мобільний комп'ютер оператора;
- оперативне інформування лікаря про стан здоров'я, рівень динаміки ФС для забезпечення можливості надання інформаційної підтримки або екстреної медичної допомоги лікарем.

Зважаючи на інформаційні зміни, які має здійснити система дистанційного моніторингу, пропонуємо мобільну систему інтелектуального моніторингу стану

та оцінки ФС людини з багаторівневою структурою. У мобільній системі оцінки ФС слід проводити послідовно.

У зв'язку з цим система повинна мати кілька рівнів. На кожному рівні мобільної системи вирішуються конкретні завдання, які забезпечують цілеспрямовані функції запису біомедичних сигналів і даних, моніторингу поточного стану та оцінку ФС.

Кожен рівень багаторівневої системи містить елементи управління та виконавчі елементи, що забезпечують можливість безперервного інтелектуального моніторингу стану здоров'я в режимі реального часу, оперативну інформацію про стан та надання рекомендацій у разі ознак фізичного ураження, психологічного стресу.

Перший рівень системи представлений мобільним приладом об’єкта (МПО). Функціональним призначенням МПО є забезпечення реєстрації БМС та даних. У Польових умовах ці сигнали фіксуються в поєднанні з різними перешкодами. Можуть бути завади артефактів, викликані тертям датчиків одягом і шкірою. Всі ці завади і ускладнюють оцінку ЗП, а також знижують ефективність і надійність системи. БМС, після попередньої обробки перетворення на цифровий код за допомогою МПО через канал Bluetooth подається на мобільний комп'ютер об’єкта (МКО).

Другий рівень системи забезпечує оцінку стану здоров'я за набором значущих показників. На цьому рівні представлений МКС.

Третій рівень системи забезпечує формування бази даних поточного стану та рівня ФС людини. Ця інформація використовується для оцінки відстеження стану, динаміки ФС, рівня ФН.

Четвертий рівень системи надає інформацію лікарю про поточний стан, про рівень ФС, а також про настання стану, що становить загрозу життю, представлення лікарю комплексу ЗП, на підставі чого лікар повинен прийняти рішення і рекомендації щодо надання необхідної медичної допомоги.

Інформаційна взаємодія між рівнями мобільної системи забезпечується за допомогою бездротових каналів зв'язку. Відбувається передача даних БМС та набір значущих показників для оцінки здоров'я та ФС.

У структурі мобільної системи ФС найцікавішим є мобільний пристрій. МПО реалізує запис і реєстрацію БМС і даних в польових умовах, забезпечує інтелектуальний режим обстеження, запису, обробки і аналізу біомедичних сигналів і даних. Цей пристрій повинен мати мінімальні розміри і вагу, більшу автономність, комфорт при використанні в різних умовах оцінки.

МПО повинен складатися з наступних основних каналів:

- канал ЕКГ для реєстрації сигналу ЕКГ. Для мінімізації впливу різних завад та зниження впливу артефактів на вимірювальний сигнал використовується ЕКГ грудної ділянки;
- ФПГ канал для запису імпульсних хвиль і оцінки насичення крові. Цей датчик фіксується на пальці руки і використовується тільки в умовах необхідної додаткової діагностики польовим лікарем;
- канал акселерометрів для моніторингу рівнів ФН з використанням набору мікро акселерометричних датчиків (АкД), встановлених тілі (груди).

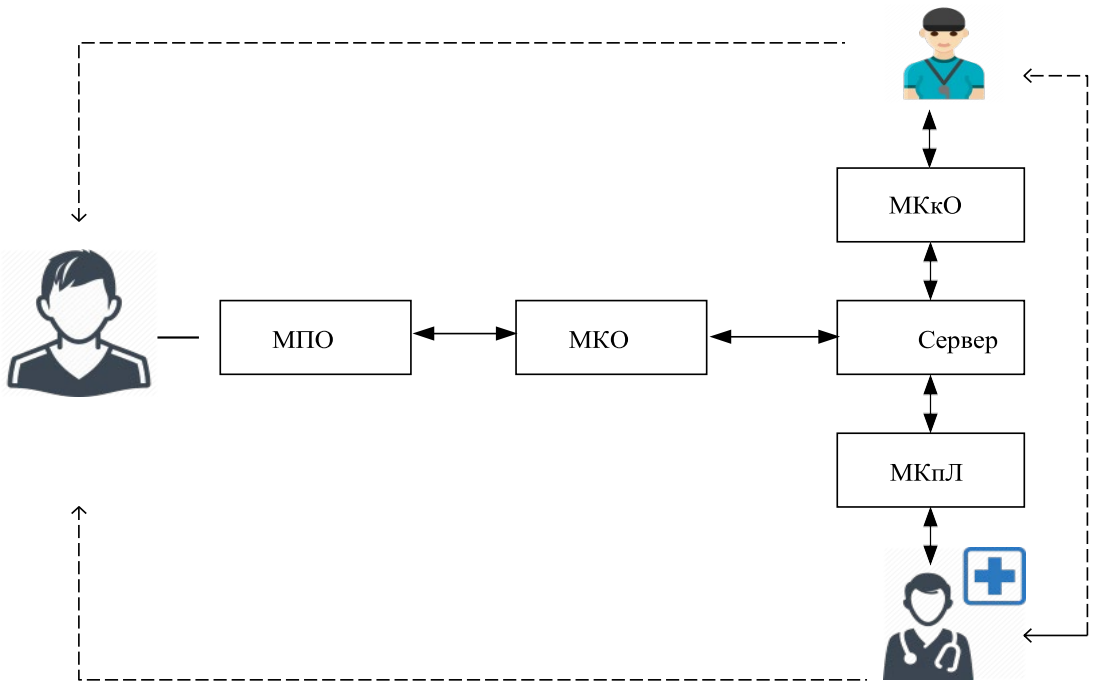


Рисунок 2.2 – Структура мобільної системи оцінки ФС

Таким чином, система моніторингу функціонального стану має розподілену структуру, що дозволяє розподіляти завдання, що вирішуються системою моніторингу на різних рівнях, забезпечує високу ефективність реєстрації, обробки та аналізу біомедичних сигналів, дозволяє стежити за поточним станом.

2.3 Алгоритм реєстрації біомедичних сигналів в режимі реального часу

Як зазначається в попередньому розділі для моніторингу стану ФС людини під час завдання, мобільна система моніторингу повинна мати розподілену ієрархічну структуру та використовувати інтелектуальний режим роботи для ефективного використання обчислювальних ресурсів мобільних пристроїв та системи в цілому. Інтелектуалізація заключається в режимі використання для моніторингу стану здоров'я обмеженого набору сигналів , а також алгоритму аналізу та обробки отриманих сигналів.

Метою даного режиму є забезпечення точності та надійності реєстрації, передачі та обробки сигналів в умовах тривалого терміну служби акумулятора.

Розглянемо алгоритм моніторингу та оцінки ФС з використанням інтелектуального режиму роботи. Роботу цієї системи можна розділити на два етапи:

- моніторинг поточного функціонального стану людини під час завдання;
- комплексна оцінка ФС.

На грудному поясі закріпляються: два електроди ЕКГ, датчик акселерометра, що характеризує рух тіла. Спеціальна конструкція на грудному ремінці необхідна для зменшення методичних помилок реєстрації сигналу ЕКГ і набору сигналів акселерометра. Решта датчиків акселерометра фіксуються на нозі і руці. Таким чином, реєструється сигнал ЕКГ, сигнали одного акселерометра на грудях тіла, і сигнали інших акселерометрів, закріплених на нижній і верхній кінцівках для реєстрації рівня фізичної активності.

Як зазначається в розділі 2.1 за весь час моніторингу стану необхідно зафіксувати на тілі систему електродів та датчиків для зняття та реєстрації сигналів ЕКГ та сигналів акселерометрів (Акс) за допомогою малогабаритного пристрою МКО.

Після завершення підключення оператором мобільного пристрою здійснюється його активація (Рис. 2.3.) проводяться необхідні параметри режим

роботи в мобільному комплексі, контроль підключення електродів і датчиків, запуск режиму моніторингу поточного стану.

Зв'язок між мобільним пристроєм і мобільним комплексом активується через канал Bluetooth. Далі потрібно підключити МКС до сервера бездротовий канал GSM. Кожен суб’єкт має власне посвідчення особи для доступу та запису даних на сервері.

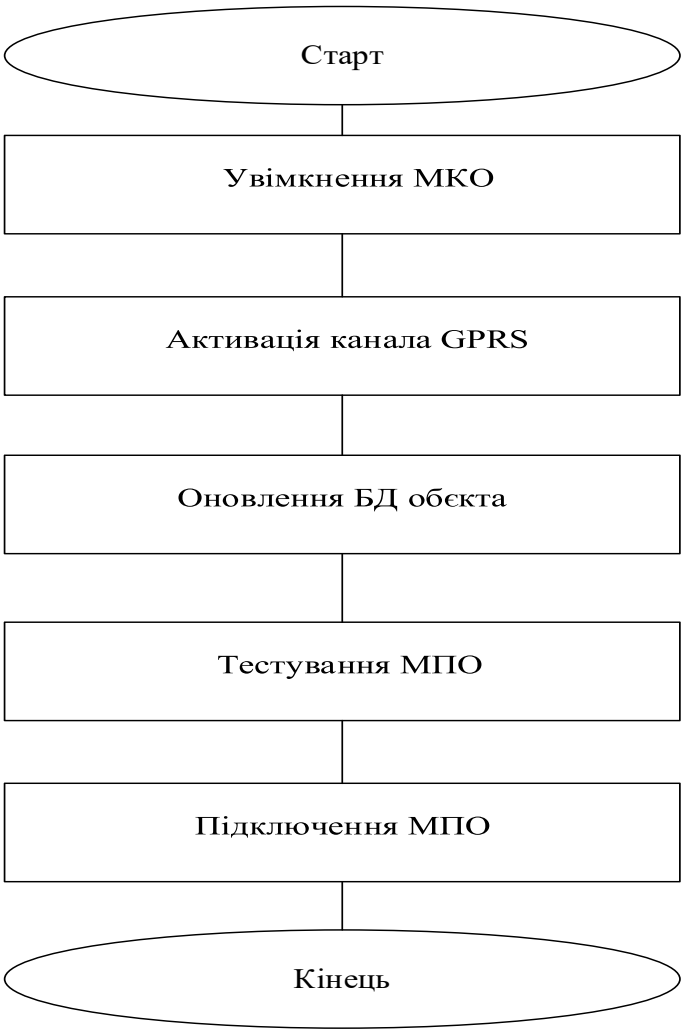


Рисунок 2.3 – Алгоритм підключення елементів мобільної системи

Режим енергозбереження полягає в тому, що в мобільному пристрої для дискретизації ЧСС і сигналів акселерометра спочатку встановлюється мінімальна частота відбору проб (спочатку оцінювалася тривалість кардіоцикла T_{RR}) [37 - 38]. Значення T_{RR} у дискретні моменти часу зберігаються в оперативній пам'яті мобільного комп'ютера та надсилаються на сервер.

Для проведення оцінки ФС з мінімальною похибкою необхідно підключити всі реєстраційні канали і встановити підвищену частоту дискретних сигналів. Алгоритм реєстрації біомедичних сигналів та оцінки значних показників показаний на рисунку 2.4.

При появі ознаки критичного стану, значення ЗП виходить за прийнятні межі У такому випадку оператор сформує тривогу для лікаря для своєчасного прийняття рішень. Після завершення завдання комплексна оцінка ФС повторно оцінюється для виявлення взаємозв'язків. З цією метою підключено ФНГ канал і проводиться оцінка ФС протягом зазначеного інтервалу.

Система комплексного моніторингу та оцінки функцій ФС функціонує відповідно до запропонованого алгоритму: спочатку встановлюються основні показники індивідуальних норм. Для оцінки ФС система працює в активному режимі.

Він передбачає використання всіх каналів реєстрації біомедичних сигналів. Під час завдання людина знаходиться в стані активного руху. Враховуючи високий рівень сигналів акселерометра, мобільний пристрій переходить у фоновий (обмежений) режим моніторингу, який відстежує лише ритмограму (тривалість кардіоциклів).

Розроблено алгоритм запису біомедичних сигналів в on-line режимі з метою оцінки поточного стану та всебічної оцінки ФС.

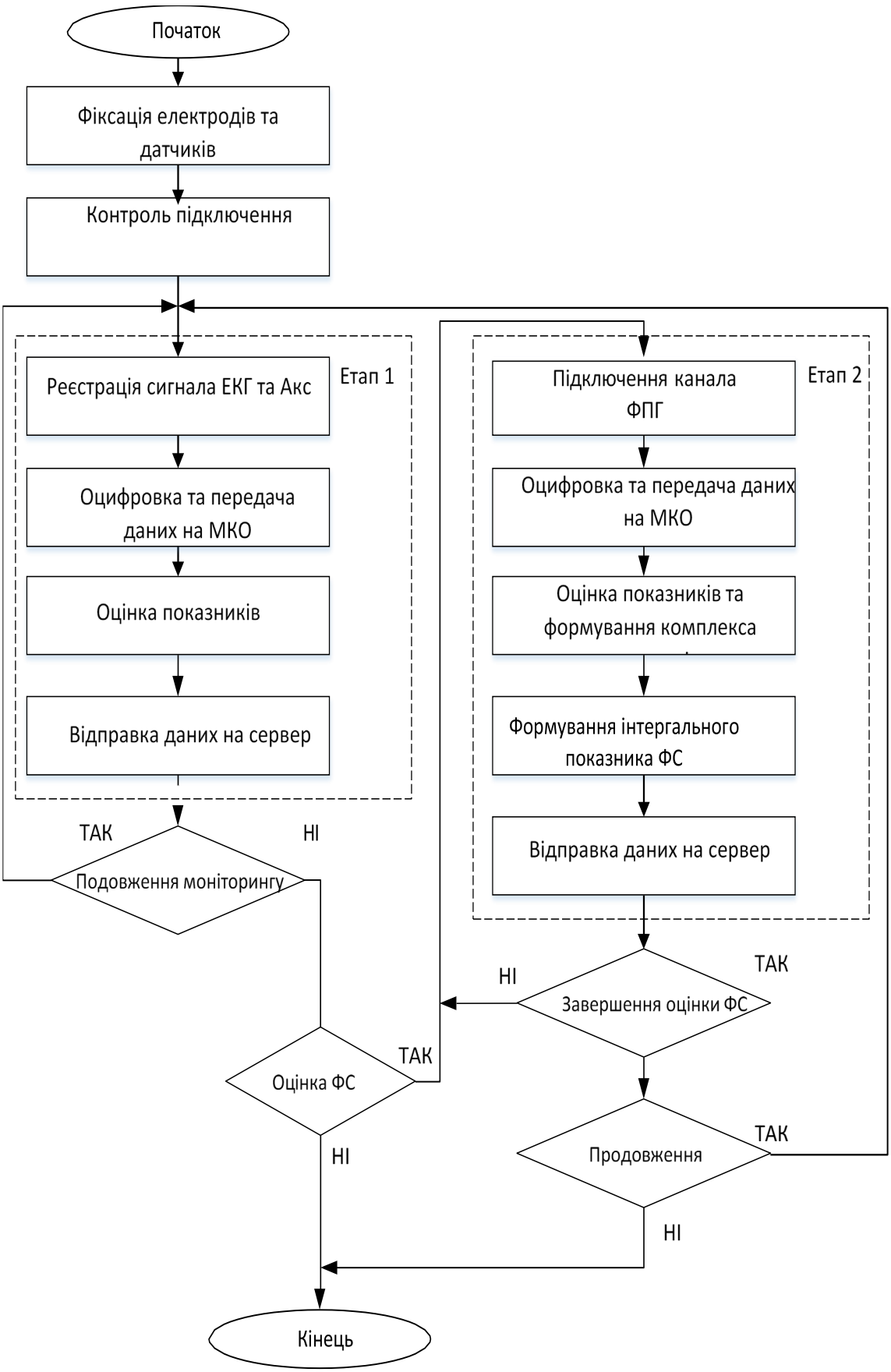


Рисунок 2.4 – Алгоритм реєстрації БМС та оцінки показників

Методика медико-біологічних досліджень.

Система повинна надавати оперативну і достовірну інформацію щодо зміни показників що можуть викликати проблеми зі здоров'ям і викликати смерть. У зв'язку з цим система оцінки повинна мати розподілену ієрархічну структуру, рівні якої повинні забезпечити оперативну оцінку поточного стану і контроль стану здоров'я, порівняння з його межами, внести обмеження на фізичну активність, прогнозування здоров'я. Методи дослідження, впроваджені системою, повинні відповідати наступним вимогам:

- забезпечити синхронність реєстрації сигналу та оцінки складних показників на весь час вимірювання;
- відобразити адаптивні реакції та динаміку змін ФС;
- сигнал тривоги лікарю та оператору при виявленні критичних показників загрозливих для життя.

На кожному етапі реєстрації стану повинні бути здійснені наступні операції:

- зняття та синхронізована реєстрація БМС, їх обробка та аналіз, оцінка показника, що характеризує зміни стану тіла;
- оцінюються значення інтегральних показників функціонального стану;
- визначначення закономірності змін інтегрального показника ФС в залежності від рівнів фізичної активності, та вприву сторонніх факторів.

Для комплексної оцінки ФС необхідно оцінити показники, що характеризують функціональний стан до, під час і після завдання і динаміку зміни ФС за весь час вимірювання. ФС організму буде характеризуватися одним інтегральним показником. Він повинен формуватися з урахуванням всіх приватних значущих показників ФС.

Висновки до розділу

За результатами дослідження отримано наступні результати:

1. Сформовано набір медико-біологічних показників організму, що відображає обмін речовин організму в умовах фізичних навантажень.
2. Розроблено структуру біотехнологічної системи для оцінки функціонального стану.
3. Запропоновано схему оцінки функціонального стану організму до і після завдання.

3 АЛГОРИТМИ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ

Набір біомедичних сигналів БМС використовується в основі комплексного моніторингу стану здоров'я об’єкта, тому ефективність відстеження та оцінки ФС сильно залежить від якості записаних сигналів за допомогою БМС, які будуть використовуватися в майбутньому для обробки та детального аналізу.

Пропонується попередньо обробити синхронні записи БМС для придушення різних завад і артефактів, викликаних рухової активності, обробки синхронних записів БМС з метою оцінки поточних значущих показників і їх аналізу динаміки.

Цей розділ присвячений розробці алгоритмів обробки та аналізу синхронізованих записів БМС в режимі реального часу, в рамках якого ФС оцінюється за детальним станом показників при моніторингу.

Для вирішення поширеної проблеми, потрібно виконати:

- аналіз факторів, що впливають на ефективність обробки та детального аналізу показників;
- розробити метод і алгоритм попередньої обробки синхронних записів БМС;
- розробити алгоритм обробки та детального аналізу ЗП з метою моніторингу та оцінки ФС;
- розробити алгоритм оцінки роботи серця на основі даних сигналу ЕКГ;
- розробити метод оцінки рівня ФА за допомогою сигналів акселерометра.

3.1 Аналіз факторів що впливають на ефективність обробки біомедичних сигналів

Основна складність моніторингу ФС полягає в наявності факторів, що викликають появу різних видів перешкод, шуму, артефактів і впливають на розрахунок комплексу ЗП, а, отже, ускладнюють оцінку стану здоров'я за цими

показниками. У такому випадку ефективність моніторингу поточного стану з використанням мобільних систем моніторингу буде низькою. Оскільки розроблена система призначена для дистанційного моніторингу в режимі реального часу в русі підбір характерних точок БМС ускладняється впливом різних факторів. Це, безумовно, впливає на надійність оцінки ЗП, яка проводиться з використанням ЕКГ R-зубів, характерних точок, а також надійності моніторингу здоров'я. За характером впливу факторів на оцінку ФС їх можна розділити на дві групи:

До першої групи факторів відносяться перешкоди, які відбуваються в нестандартних, так званих «польових» умовах. Це адитивні порушення, які накладаються на зареєстровані БМС і знижують співвідношення сигналу/ шуму. Вони ускладнюють оцінку показників, ускладнюючи характеристик фрагмента БМС, що аналізується. Тому необхідно використовувати методи попередньої обробки БМС (фільтрації та згладжування), щоб зменшити похибку оцінки комплексу. Знизити рівень моторних артефактів і містографічних перешкод потрібно вибирати місця розташування електродів, відповідні фільтри нижніх частот ФНЧ і верхніх ФВЧ. Активний ФВЧ слід використовувати для усунення впливу потенціалу поляризації.

Другою групою факторів, що призводять до зниження точності, є методичні помилки визначення характерних точок сигналів ЕКГ і ФПГ, розрахунок значних показників ФС [39].

Проблеми обробки БМС та дані з метою отримання приватних індикаторів є основною причиною помилки оцінки ФС. Для побудови алгоритмів обробки та аналізу БМС та даних з метою постійного відстеження стану під час навчання та оцінки ФС до та після завдання дуже важливе знання факторів, що впливають на оцінку ФС.

При розробці таких алгоритмів в системі моніторингу необхідно приділити особливу увагу підвищенню ефективності та точності обробки даних БМС. При розробці таких алгоритмів необхідно пам'ятати, що розроблена система моніторингу повинна безперервно і дистанційно стежити за станом об’єкта і оцінювати ФС в режимі реального часу під час вимірювального процесу в польових

умовах. Так, з метою зменшення похибки оцінки ФС, завдяки впливу різних факторів, для підвищення автономності системи шляхом ефективного використання обчислювальних ресурсів мобільних систем необхідно використовувати методи та алгоритми обробки сигналів з урахуванням специфіки оцінки ФС людини.

3.2 Етапи обробки біомедичних сигналів для оцінки функціонального стану людини

Як зазначається в розділі 3.1, якість і точність оцінки показників залежать від алгоритмів, які обробляють і аналізують синхронні записи БМС, отримані від МПС. Залежно від завдань, необхідно зареєструвати синхронізовані записи певного набору біомедичних сигналів, їх обробку та аналіз.

Оскільки потужність сигналів акселерометра використовуються для моніторингу стану під час завдання, при реєстрації БМС на даному етапі можлива поява завад. Це стосується сигналів ЕКГ та ФПГ, які використовуються для оцінки приватних та інтегральних індикаторів ФС [46]. У зв'язку з цим оцінка значних показників повинна проводитися поетапно (Рис 3.1).

На першому етапі МПС забезпечує реєстрацію сигналів ЕКГ та акселерометра. В умовах фізичної активності є міографічні завади. Для зниження їх рівня доцільно використовувати інтелектуальний режим обробки записаних сигналів. Для оцінки поточного стану реалізовані наступні основні етапи обробки сигналу та оцінки їх параметрів:

- попередня обробка синхронних записів БМС і сигналів акселерометра для видалення низькочастотних і високочастотних компонентів;
- виділення характерних точок синхронних записів БМС, здійснюється виділення R-зубців, ЕКГ і визначення потужності сигналів акселерометра.
- формування набору ЗП, відбувається розрахунок ЧСС і рівня ФА;
- відстеження ФС на основі ЧСС та РФА.

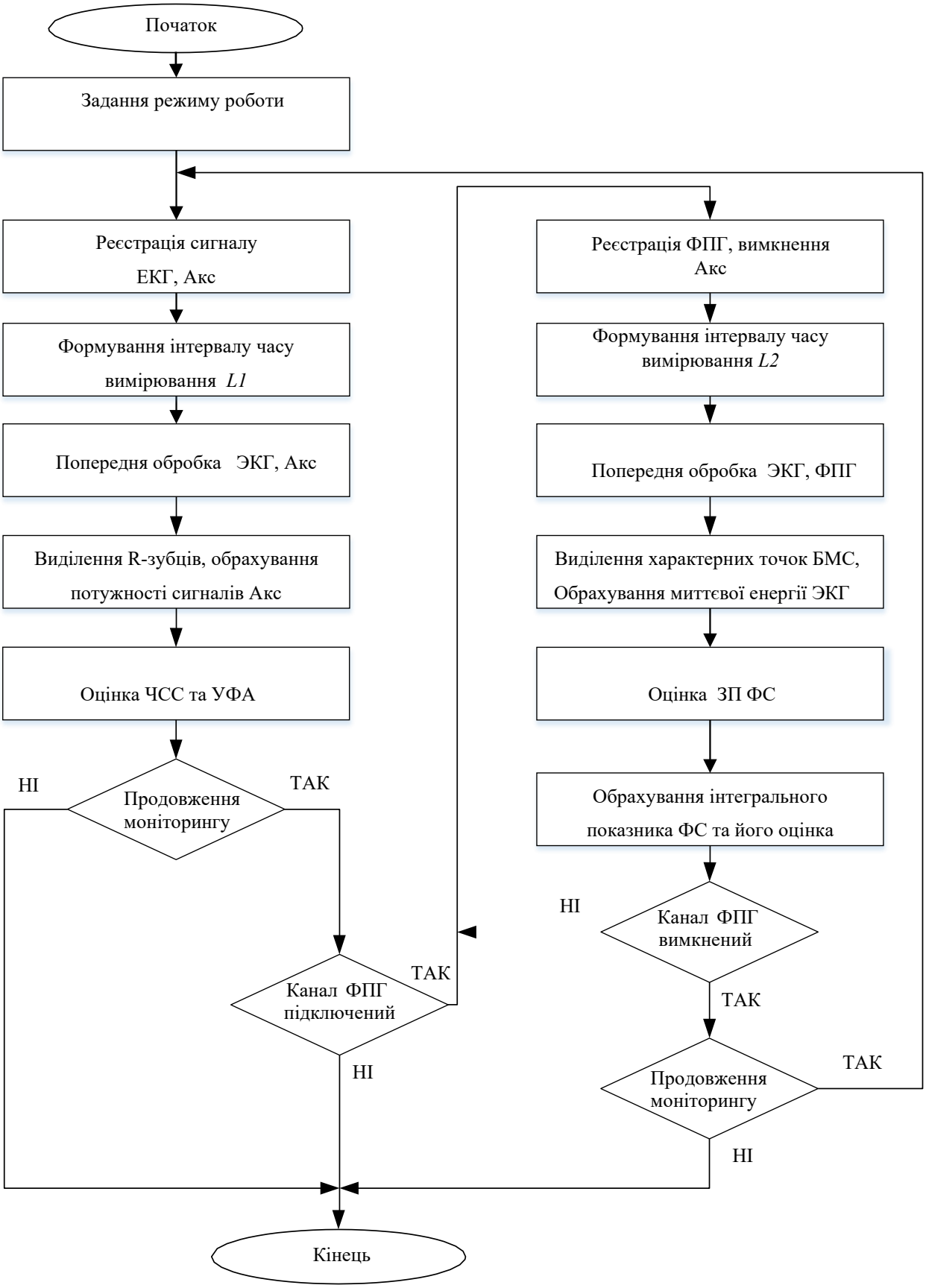


Рисунок 3.1 – Алгоритм обробки БМС та даних при реєстрації БМС

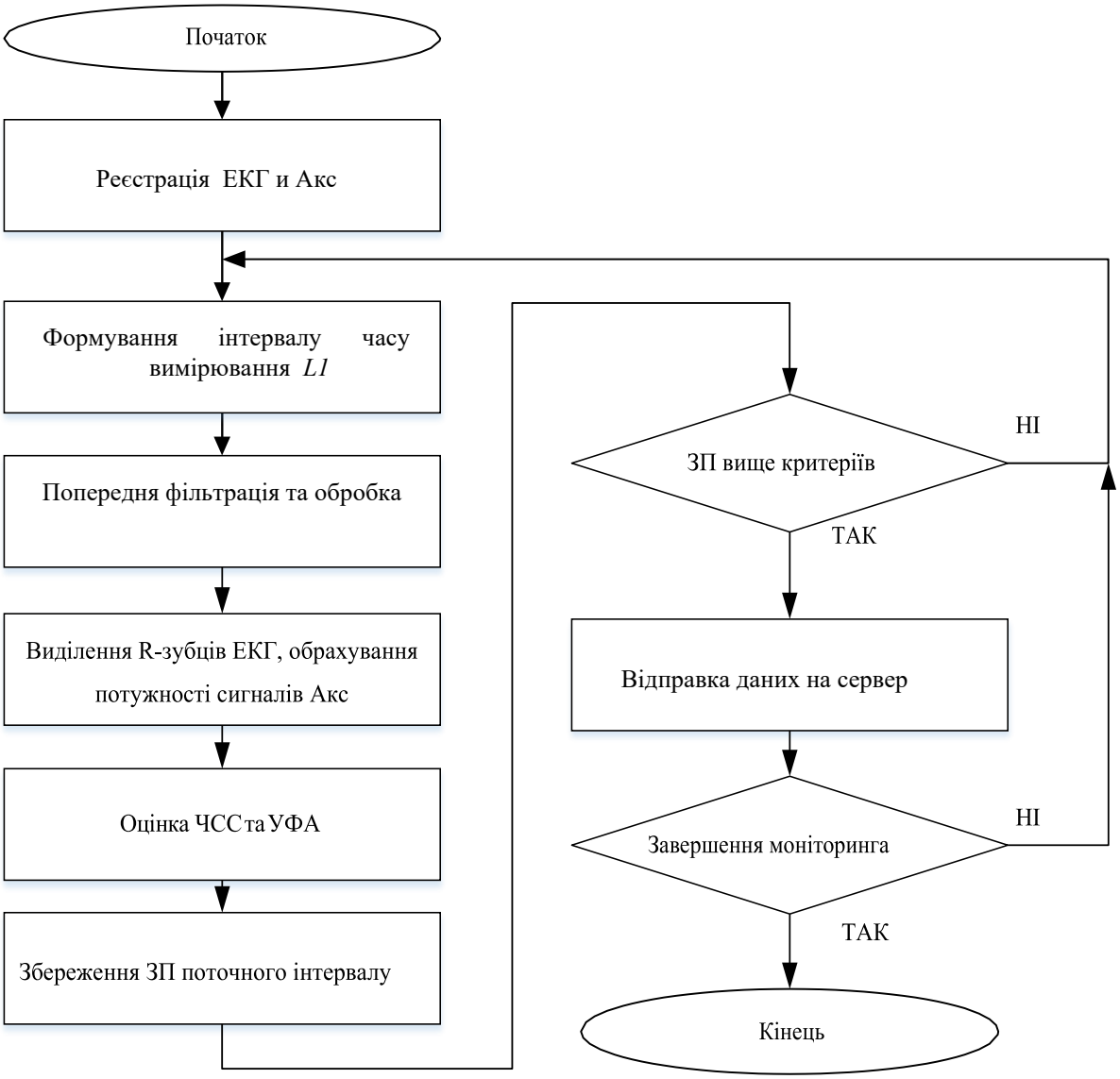


Рисунок 3.2 – Етапи обробки отриманих даних в умовах моніторингу

Для підвищення точності та надійності відстеження функціонального стану об’єкта на даному етапі запропоновано алгоритм моніторингу поточного стану під час виконання завдання на основі сигналів ЕКГ та Акс. Оскільки ЧСС вимагає лише виділення R-зубців, бажано використовувати невеликий проміжок часу та застосовувати смуговий фільтр зі смугою пропускання , що відповідає діапазону частот ЕКГ для економії обчислювальних ресурсів і енергоспоживання мобільного комп'ютера об’єкта. Другою перевагою використання смугового фільтра є видалення різних типів перешкод: дрейф, ізолінія, артефакти руху, низькочастотні та високочастотні компоненти сигналів ЕКГ.

Для оцінки функціонального стану об’єкта МКО реєструє сигнали ЕКГ і ФПГ, при цьому всі канали акселерометра вимкнені. Дані сигнали використовуються для оцінки набору значущих показників ФС відповідно до запропонованого алгоритму обробки сигналу.

1. Формування інтервалу частоти вимірювання L2 (L2>L1).
2. Попередня обробка синхронних записів ЕКГ та ФПГ.
3. Виділення характерних точок синхронних записів ЕКГ та ФПГ. На даному етапі виділяються R-зубці, межі QRS-комплекса, границі сигналу ЕКГ, кінця Т-хвилі і виділення піків максимума (V-точок) і точок мінімума (V-точок) ФПГ сигналів для кожного циклу серця.
4. Формування комплексу показників ФС в певному інтервалі часу. На етапі зняття показників ЧСС, ВРПВ, відношення QT/TQ, рівень сатурації крові та збереження RR-інтервалів в масиві для розрахунку детальних показників ВСР.
5. Кореляція ектопічних аритмій і артефактів та розрахунок значень ВСР.
6. Розрахунок інтегральних значень функціонального стану об’єкта.

Суть запропонованого алгоритму полягає у використанні сигналів ЕКГ і ФПГ для оцінки часу імпульсної хвилі і непрямої оцінки артеріального тиску, потім - при відключенні каналу ПГ, здійснюється оцінка показників.

Запропонований алгоритм використовує інтелектуальний режим аналізу та обробки БМС та даних. Інтелектуальність алгоритму полягає в зміні в залежності від стадії оцінки до режимів обстеження та реєстрації БМС, режимів обробки та аналізу БМС та даних, використання певних алгоритмів обробки та аналізу медичної та біологічної інформації.

На рисунку 3.3 представлений алгоритмом інтегральної обробки показників ФС об’єкта.

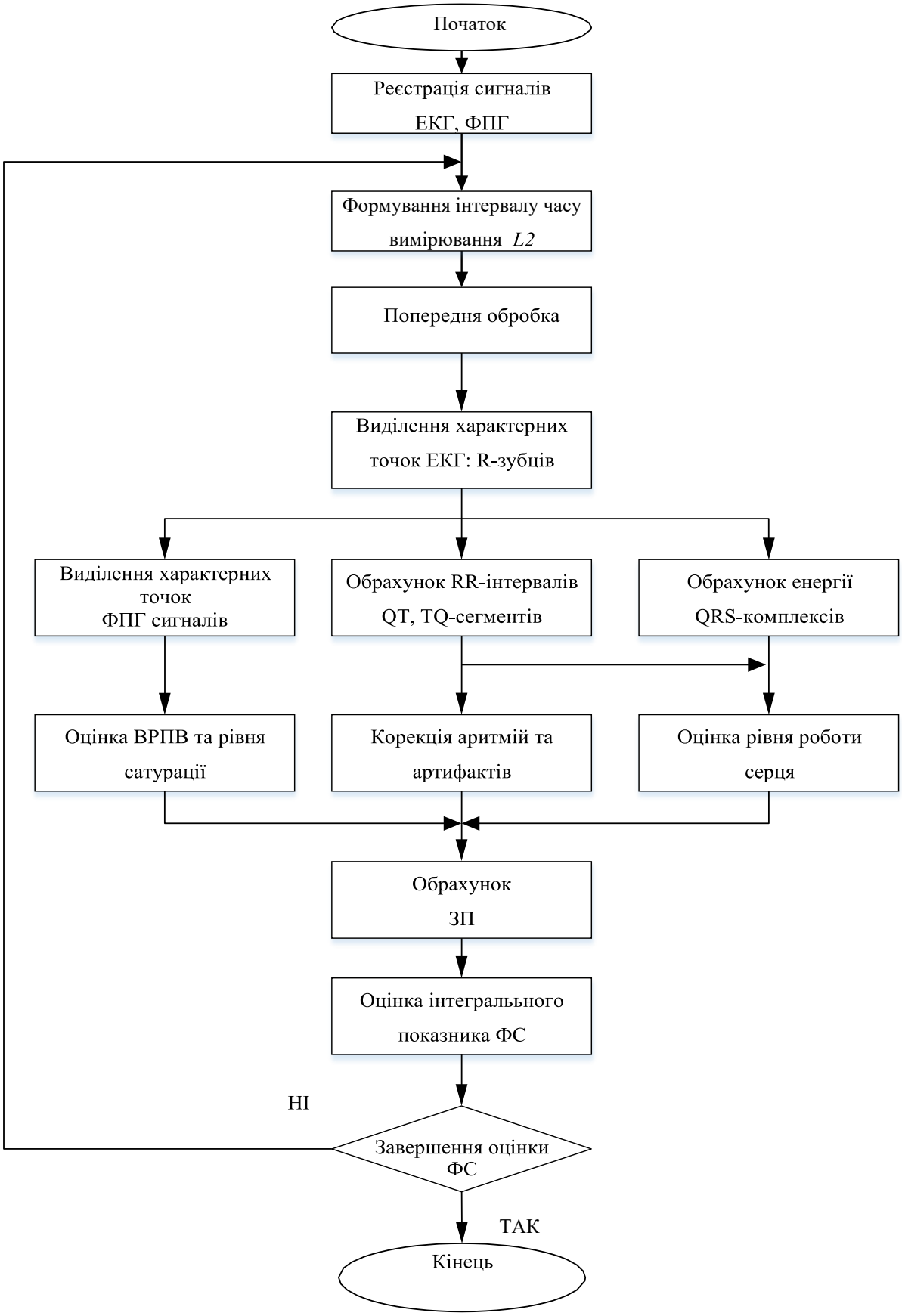


Рисунок 3.3 – Алгоритм обробки показників

При моніторингу стану людини з метою відстеження поточного стану формується інтервал частоти вимірювання показників L2, за умов отримання показників що не відповідають нормі, інтервал частоти вимірювання змінюється на L1. L1 < L2, Оскільки в такий момент необхідна більш висока точності вимірювання , зокрема артеріального тиску. Розумний режим обробки та аналізу БМС забезпечує ефективне використання обчислювальних ресурсів мобільного пристрою об’єкта МПО і комп'ютера МКО.

3.3 Попередня фільтрація записів біомедичних сигналів

Попередня обробка синхронізованих записів БМС використовується для підвищення точності визначення інтегральних та значущих показників ФС. Цей етап обумовлений необхідністю придушення різних завад і шумів під час зйомки і реєстрації біомедичних сигналів. В умовах фізичної активності на запис БМС сильно впливають низькочастотні артефакти і дрейф ізолінії.

Шуми і перешкоди викликані поляризацією електродів, впливом дихання, поганим контактом електродів і датчиків реєстраційного каналу ФПГ з поверхнею тіла, зміщенням світлодіодів і фотодіода оптрону відносно кровоносної судини, на якій зареєстрована ФПГ. Необхідно враховувати можливу низьку інтенсивність корисного світлового потоку, що відбивається від пульсуючої судини. Це викликає відносно високий рівень шуму, який виникає не тільки через сигнали, що виникають при функціонуванні організма (діяльність ССС та СД та ін.), а й через вплив зовнішнього середовища під час реєстрації БМС. Для кожного біомедичного сигналу існують різні алгоритми придушення завад.

Реєстраційний канал ЕКГ. При зніманні та реєстрації ЕКГ завжди є низькочастотні артефакти. Для їх придушення рекомендується попередня обробка ЕКГ з використанням ФВЧ з частотою зрізу не менше 0,5 Гц. Однак недоліком використання ФВЧ є видалення низькочастотних компонентів ЕКГ разом з дрейфом ізолінії, що впливає на оцінку показників ФС.

Для придушення таких завад та згладжування ЕКГ сигналу пропонується використання медіального фільтру. Медіальний фільтр представляє собою групу ковзаючих фільтрів. Для аналогічного фільтра шириною *2n-1* вихідний сигнал *y(t)* для поточного віддарунку *t* формується з вхідного часового ряду $...x_{t-1,}\ x_{t,}\ x_{t+1}$ за наступною формулою:

$$y(t) = med(x_{t-n}, x_{t-n+1}, \ldots, x_{t-1}, x_t, x_{t+1}, \ldots, x_{t+n}-1, xt_{+n}) \quad (3.1)$$

Принцип роботи медіанних фільтрів полягає в заміні інтервалу часу центрального відрахунку. Такий фільтр буде використовуватися для усунення аномальних підрахунків і спонтанних викидів незалежно від їх амплітудних значень. Для спрощення алгоритмів обробки даних рекомендується використовувати непарну кількість підрахунків [41]. Перевага методу, який розглядається, полягає в тому, що фільтр працює на тимчасовій області і не вимагає великих обчислювальних ресурсів. Розглянемо метод видалення дрейфа ізолінії для вхідної ЕКГ з частотою дискретизації *Fd*. Нехай $S_0(t)$ – вихідний сигнал ЕКГ.

Етап 1: Застосування медіанного фільтра для сигналу $S_0(t)$ з розміром інтервалу *0.2/Fd*. Тоді на виході фільтра утворюється відфільтрований сигнал $S_1(t)$, який являє собою згладжений (усереднений) сигнал в інтервалі.

Етап 2: Медіальний фільтр використовуються повторного з розміром інтервалу *0,6/Fd* для фільтрації $S_1(t)$, отримуємо відфільтрований сигнал $S_2(t)$.

Етап 3: Сигнал $S_3(t)$ утворюється шляхом віднімання $S_2(t)$ від $S_0(t)$:

$$S_3(t) = S_0(t) - S_2(t) \quad (3.2)$$

Далі необхідно здійснити згладжування відфільтрованого сигналу $S_3(t)$ з використанням поліноміальних згладжувальних фільтрів Савицького – Голея [42]. Перевагою такого підходу є фільтрація високочастотних шумів і перешкод, що становлять значну частку сигналів, за критерієм мінімуму квадратної похибки.

На рисунки 3.4 показані результати попередньої обробки сигналу ЕКГ за допомогою медіанних і поліноміальних згладжувальних фільтрів.

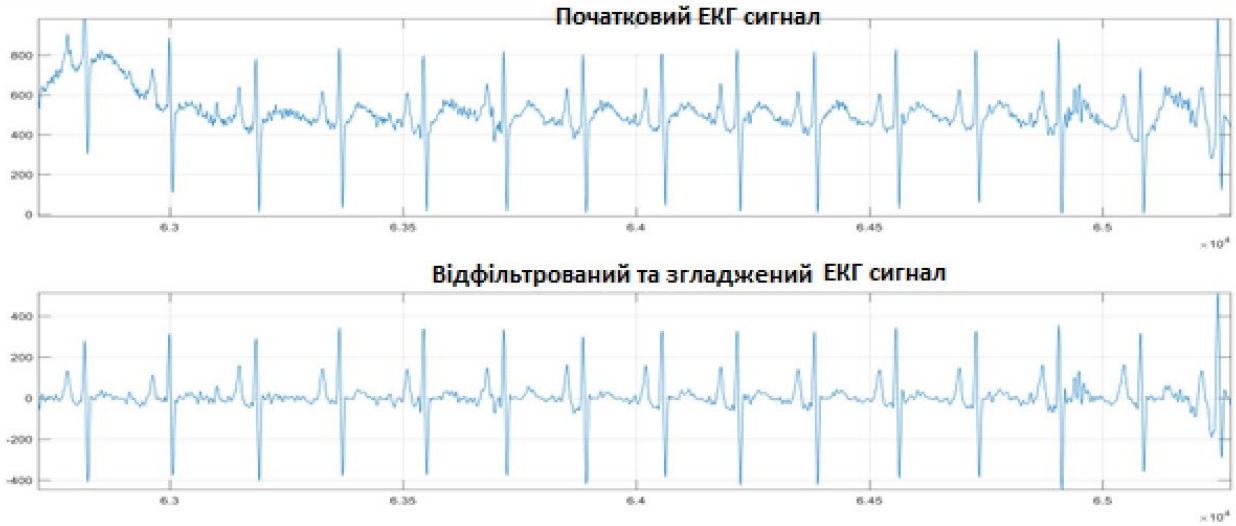


Рисунок 3.4 – Результати видалення дрейфа ізоліній і згладжування ЕКГ

При аналізі сигналів ФПГ спостерігається поява високочастотних перешкод через артефакти, дрейф ізолінії, зміні контакту оптичного датчика з областю тіла, зміщення оптичного датчика відносно кровоносної судини. Для попередньої фільтрації таких шумів і перешкод сигналу ФПГ доцільно використовувати низькочастотну фільтрацію, а після цього - згладжувальну фільтрацію з використанням фільтра Савицьког – Голея. На рисунку 3.5 представлено результати використання цих фільтрів для фільтрації та згладжування сигналу ФПГ.

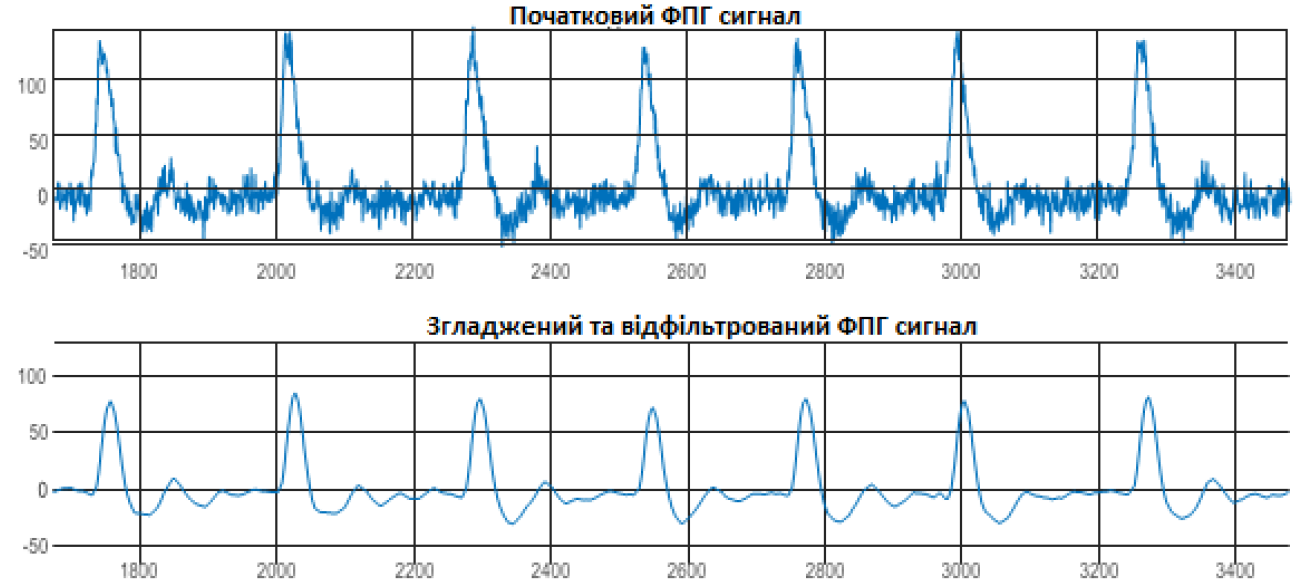


Рисунок 3.5 – Результати видалення дрейфа ізолінії та згладжування ФПГ сигналу

Таким чином, використання медіанних і поліноміальних згладжувальних фільтрів Савицький – Голея забезпечує видалення дрейфу ізолінії сигналу ЕКГ і сигналів ФПГ, відфільтрувавши високочастотні компоненти шуму і завад, що в кінцевому підсумку поліпшить точність виявлення характерних точок БМС і оцінки значних показників функціонального стану.

3.4 Алгоритм оцінки значущих показників функціонального стану людини

Для оцінки динаміки артеріального тиску необхідно визначити час поширення імпульсної хвилі, виділити характерні точки сигналу ФПГ. Аналогічним чином, для визначення характеристик сигналу ЕКГ, що відображає динаміку серцево-судинної системи, на записах сигналу ЕКГ виділяють характерні точки сигналу ЕКГ і визначають взаємозв'язок інтервалів QT/TQ, відносну потужність QRS комплексу, діапазон змін тривалості кардіоцикла dRR, дисперсію кардіоциклу dispRR, індекс ІНБ.

Алгоритм виділення характерних точок сигналу ЕКГ

Існують різні методи виявлення характерних точок сигналу ЕКГ. Спільними для всіх алгоритмами виділення характерних точок сигналу ЕКГ є: виділення R-зубців, підбір QRS -комплексу і точка кінця сигналу Т-зубця ЕКГ. Як показує аналіз проведених досліджень, спостерігається стійка тенденція до ускладнення алгоритмів, заснованих на трансформації Фур'є, Гілберта, Вейвлета, застосуванні математичної морфології, нейронних мереж. [43-44]. Алгоритм Pan-Tompkins, призначений для виявлення розташування сигналу R-зубця, широко використовується для обробки БМС в режимі реального часу на основі морфологічного аналізу морфології ЕКГ в режимі реального часу [45]. Алгоритм використовує лінійні перетворення і не вимагає багато обчислювальної потужності

для його реалізації. Це дає можливість впровадити алгоритм обробки сигналу ЕКГ в режимі реального часу для мобільної системи для оцінки ФС людини. Цей алгоритм складається з такої послідовності кроків.

1. Смугова фільтрація (СФ). Реалізується за допомогою комбінації ФВЧ і ФНЧ фільтрів для усунення ізолінії дрейфу та інших перешкод сигналу ЕКГ. Використовується СФ з пропускною здатністю в діапазоні 0,5 –15 Гц для підвищення ефективності сигнального сигналу QRS -комплексу.
2. Диференціація вихідного сигналу смугового фільтра. Ця процедура допомагає пригнічувати низькочастотні компоненти Р- і Т-зубців, також посилюють високочастотні складові. Процедура диференціації встановлюється наступною функцією:

$$H_{diff}(z) = 1/8\mathrm{T_d}\,(-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z^{1} + z^{2}) \tag{3.3}$$

де T_d – період дискретизації , $T_d = 1/F_d$.

Процедура квадрата для всіх точок сигналу, які доведеться конвертувати в позитивні значення, це в основному комплекс zRS. Застосування цієї операції спрямоване на підвищення точності підбору R - ЕКГ-щипці, де спостерігається більш висока амплітуда. Перетворення реалізується за допомогою такої операції:

$$y(n) = \left[x(n)\right]^2 \tag{3.4}$$

Отриманий сигнал після цієї процедури показує численні піки в комплексі zRS. Розмір вікна зразка (n) завжди повинен бути більшим або дорівнювати найдовшій тривалості RS, але інтеграція може додати зайву інформацію до Т-зуба через високу довжину вікна. З іншого боку, якщо вікно занадто коротке, Т-зуб не буде достатньо посилений, що може призвести до помилкового виявлення піків. Таким чином, алгоритм виявлення піку використовується в поєднанні з алгоритмом Pan-Tompkins, щоб точно визначити моменти, коли сигнал EXG prongs відбуваються [46]. Використовуючи алгоритм Pan-Tompkins, необхідно використовувати згладжування піків, що випливають з попередніх операцій. Для

цього використовується інтегративний фільтр. Ця процедура інтеграції встановлюється наступним типом формули:

$$y(n)=1/N[x(n-(N-1))+x(n-(N-2))+...x(n)] \quad (3.5)$$

Виділення характерних точок сигналів ФПГ

Алгоритм виділення характерних точок сигналів ФПГ також необхідний на першому етапі для оцінки та аналізу характеристик сигналів ФПГ. За допомогою сигналів ФПГ можна оцінити частоту серцевих скорочень, рівень насичення крові кисень, артеріальний тиск. Оцінюючи вищевказані параметри, нас цікавлять точки максимальних ФПГ сигналів. До сих пір алгоритми на основі диференціальних рівнянь використовуються для виявлення характерних точок ФПГ [24, 47 - 48].

Оскільки рівень SO2 залежить від амплітуди і форми кривої сигналів ФПГ, для розрахунку рівня насичення артеріальної крові необхідно використовувати набір з 2 сигналів ФПГ, отриманих на двох довжинах хвиль оптичного сигналу з урахуванням особливостей спектру поглинання (відбиття) оксигемоглобіну і де оксигемоглобіну. Це оптичне випромінювання в діапазоні довжини хвилі 600 - 700 нм, при якому червона область є найбільшою відмінністю оптичної щільності окисленої крові і крові зі зниженим вмістом гемоглобіну. Інший діапазон оптичного випромінювання від 810 - 960 нм, який знаходиться в інфрачервоній області спостерігається зворотний ефект: оптична щільність крові при збільшенні насичення крові киснем.

Положення максимальної точки ФПГ визначається знаходженням R-зубців ЕКГ. Після того, як положення R-зубця визначено, *index_R* з інтервалом ширини T_{RR}, положення максимальної точки ФПГ сигналів, яка називається P-точка *index_P(i)*, визначається наступним чином:

$$index_P(i) = \max ppg(index_R(i): index_R(i+1)) \quad (3.6)$$

Аналогічно визначається точка мінімальних сигналів ФПГ, вона називається V-точкою і визначається інтервалом з шириною інтервалу T_{RR}. Точка *index_V (i)* визначається наступним чином:

$$index_V(i) = \min ppg(index_P(i): index_P(i+1)) \quad (3.7)$$

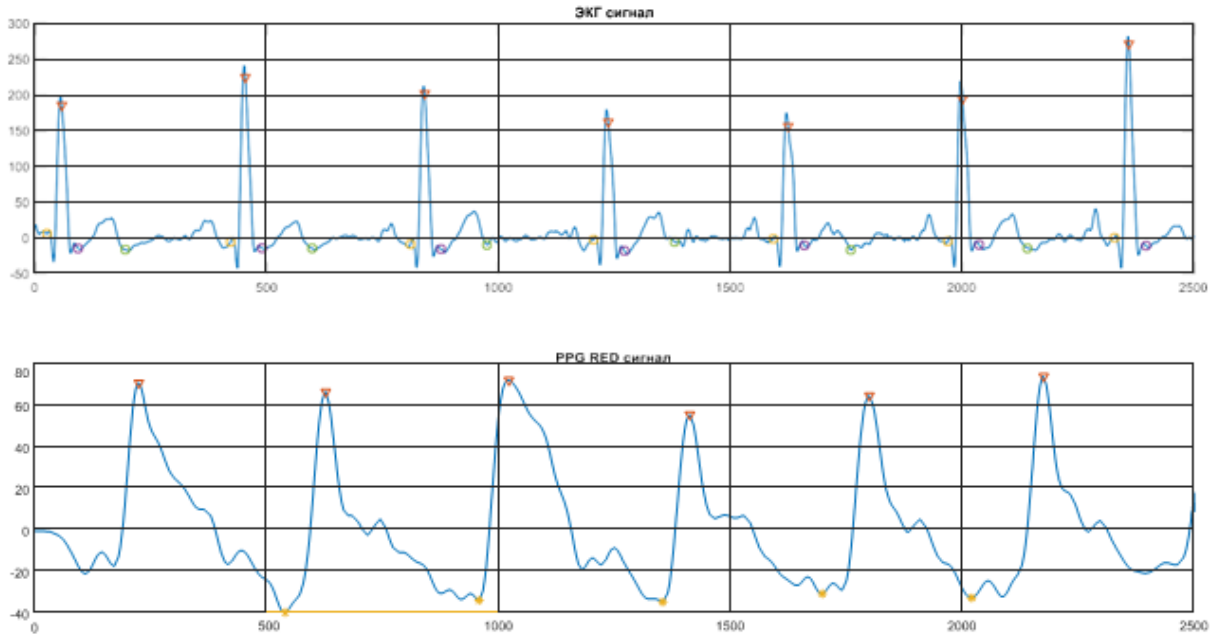


Рисунок 3.7 – Процес виділення точки максимума ФПГ сигналу с використанням R-зубців синхронного ЕКГ

3.5 Алгоритм оцінки значущих показників діяльності серця

Відомо, що під час систоли серце забезпечує вивільнення крові в аорту. У міру збільшення фізичної активності збільшується об'єм і частота викиду крові до аорти. Роботу, виконану серцем, можна розглядати як можливий потенціал серцевої діяльності, який в основному визначається величиною ударного об'єму (УО) шлуноків і середнім артеріальним тиском.

Шлуноки міокарда в період скорочення повідомляють про потенціальну енергію крові. Далі, в момент вивільнення, потенціальна енергія, згідно з законом енергозбереження, трансформується в кінетичну енергію рухомої крові. Циркулююча кров забезпечує безперервний запас поживних речовин і кисню до клітин м'язової тканини. Вся корисна робота, виконана серцем за один кардіоцикл,

переходить в потенціальну енергію крові. Тому, знаючи співвідношення корисної роботи серця до кількості енергії серця за один кардіоцикл, можна розрахувати коефіцієнт корисної дії міокарда, що характеризує комплексну роботу серця [49].

Для оцінки енергетичних затрат роботи серця за сигналом ЕКГ можливо використовувати метод оцінки потужності сигналу ЕКГ для кожного серцевого циклу. Потужність QRS-комплекса характеризується інтенсивністю скорочення шлуночка. Це пояснення функціонування серця дозволяє підійти до питання енергетичної оцінки QRS-комплексу для кожного циклу серця (тривалість RR-інтервалу) [50 - 51]. Для отримання показників енергоефективності серця необхідні наступні кроки:

1. Попередня обробка сигналу ЕКГ. На цьому етапі сигнал ЕКГ фільтрується і згладжується.
2. На даному етапі проводиться відбір: R-зубців, межі QRS-комплексів ЕКГ і розрахунок миттєвої енергії сигналу ЕКГ.
3. Розрахунок енергії скорочення сигналу ЕКГ і тривалості кожного серцевого циклу.
4. Розрахунок відносної енергії QRS-комплекса E_{QRS} до тривалості T_{RR}.

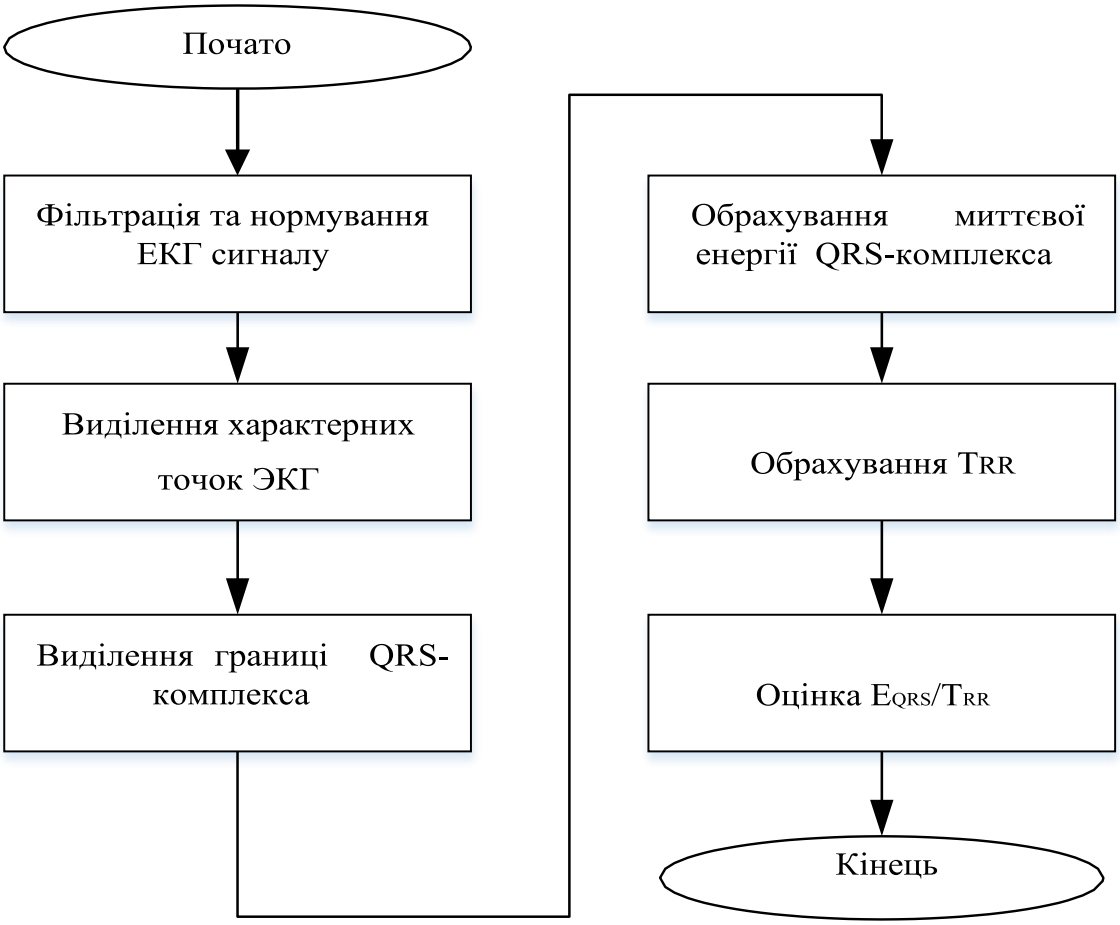


Рисунок 3.8 – Алгоритм розрахунку потужності серця за ЕКГ сигналом

Для зручності представлення нормований ЕКГ сигнал буде розглянутий, як функція *ecg(t)*. Значення енергії $E_{ecg}(t)$ ЕКГ сигналу та енергії кожного QRS-комплекса визначається за формулою [52]:

$$E_{QRS^{(i)}} = \int_{t_{offset}^{(i)}}^{t_{onset}^{(i)}} E_{ecg}(t)$$

$$E_{ecg}(t) = ecg^2(t) \qquad (3.8)$$

Значення потужності серця за сердечний цикл тривалістю T_{RR}^{i} будемо визначати енергією QRS-комплекса $E_{QRS}^{(i)}$.

Виділені на ЕКГ сигналі фрагменти QRS-комплексов використовуються для оцінки потужності представлені на рисунку 3.9.

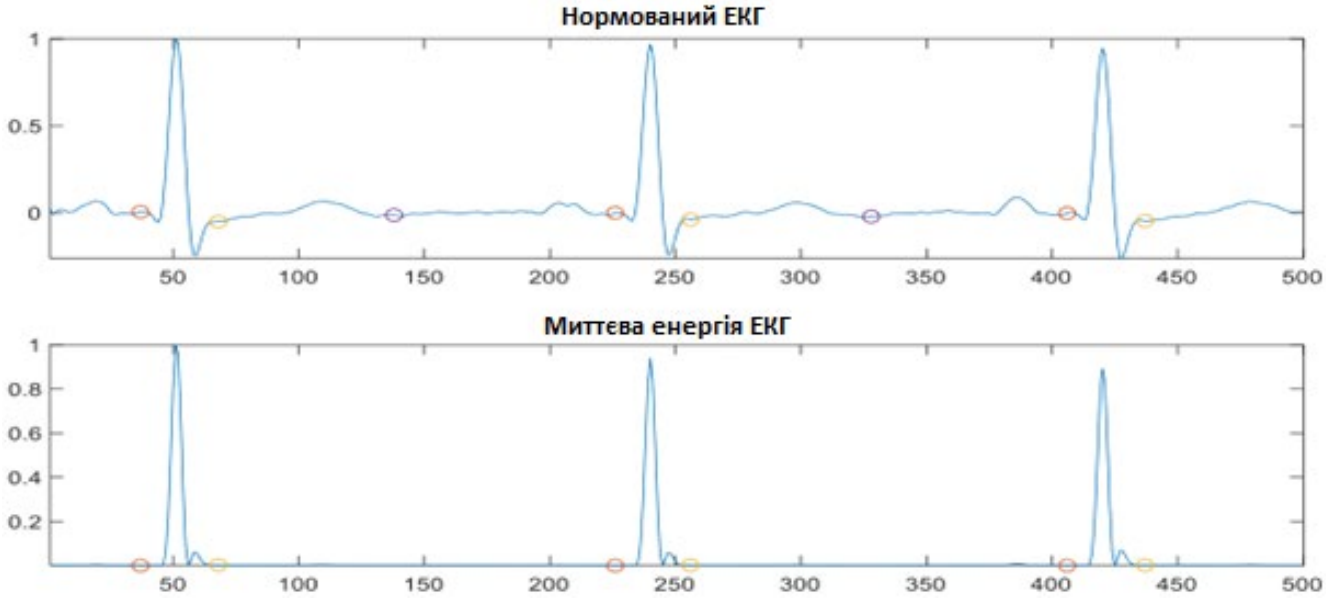


Рисунок 3.9 – Виділення миттєвої енергії QRS-комплекса ЕКГ сигналу

Таким чином, запропонований підхід оцінки енергетичних витрат серця, відрізняється тим, що базується на розрахунку потужності блоку серця за сигналом ЕКГ і дозволяє оцінити можливий потенціал серця в різних умовах, при зміні рівня фізичної активності та зовнішніх факторів.

Висновки до розділу

У процесі розробки методів і алгоритмів оцінки функціонального стану отримано наступні результати:

1. Для забезпечення високої надійності оцінки показників діагностичне правило повинно враховувати сукупність значних показників ефективності різних систем організму, отриманих на підставі синхронних записів комплексу біомедичних сигналів.

2. Запропоновано алгоритм поступової обробки синхронних записів БМС, що забезпечує підбір характерних точок сигналу ЕКГ і ФПГ і оцінку значущих показників.
3. Розроблено алгоритм оцінки енергетичних витрат серця з урахуванням взаємозв'язку між тривалістю сигналу ЕКГ і тривалістю інтервалу QRS відображає фазу діяльності серця.

4 РОЗРОБКА АПАРАТНО-ПРОГРАМНОГО КОМПЛЕКСА СИСТЕМИ ДИСТАНЦІЙНОГО МОНІТОРИНГУ ПОКАЗНИКІВ ВИМІРЮВАЛЬНИХ ПРИСТРОЇВ

У розділі розглянуто практична реалізація апаратно-програмного комплексу (АПК), методи досліджень і алгоритми оцінки функціонального стану з метою підтвердження правильності їх роботи.

4.1 Розробка структури апаратно-програмного комплексу для оцінки функціональьного стану людини

Апаратно-програмний комплекс складається з двох компонентів.

Апаратна частина комплексу включає мобільний пристрій об’єкта, який забезпечує реєстрацію набору біомедичних сигналів під час до і після кожного етапу завдання, а також технічні засоби, що реалізують програми автоматизації дослідження, обробки та аналізу медико-біологічної інформації, оцінки приватних і невід'ємних показників ФС. До таких об'єктів відносяться (рис. 2.2): мобільний комп'ютер об’єкта МКО, комп'ютерний сервер КС, мобільний комп'ютер польового лікаря МКпЛ, мобільний комп'ютер координаційного оператора МКкО.

Програмна частина являє собою набір програмних засобів, реалізованих технічними засобами. Програмна частина включає:

- програмне забезпечення МПО. Забезпечує синхронну реєстрацію біомедичних сигналів, їх дискретизацію, формування файлів даних і передачу на мобільний комп'ютер МКО;
- програмне забезпечення МКО. Забезпечує попередню обробку біомедичних сигналів, оцінку значних показників, оцінку приватних та інтегральних показників як під час процесу, так і до та після завдання з метою оцінки динаміки функціонального стану;

- програмні інструменти сервера КС. Забезпечують формування бази даних записів (даних) на різних рівнях фізичної активності, виявляючи закономірності динаміки занепаду і відновлення функціонального стану. Крім того, вони забезпечують контроль за станом здоров'я з метою недопущення екстремальних показників, що може призвести до серйозних проблем зі здоров'ям , формуючи для лікаря тривогу про критичний стан;
- мобільний комп'ютер оператора МКкО, що стежить за станом здоров'я і надає лікарю інформаційну підтримку;
- програмне забезпечення мобільного комп'ютера лікаря МКпЛ, призначене виявлення місця знаходження людини та, за необхідності, детального аналізу показників.

4.1.1 Структура та вибір компонентів апаратної частини комплекса

У структурі апаратної частини системи є мобільний пристрій , оскільки інші технічні інструменти реалізуються на базі уніфікованих пристроїв, що мають кілька бездротових каналів передачі інформації GPRS, WiFi і Buetooth. З іншого боку, унікальність розробленого мобільного пристрою полягає у використанні розумного режиму моніторингу, який забезпечує тривалий термін служби акумулятора.

Як зазначалося раніше, мобільний пристрій (Рис. 4.1) передбачає зйомку та реєстрацію ЕКГ, ФПГ, рівень фізичної активності з акселерометрами, числове перетворення сигналів, формування файлів даних (дискретні підрахунки записаних сигналів) для передачі через бездротовий канал, реєстрацію необхідних параметрів каналів біомедичних сигналів, режим інтелектуального моніторингу.

Процес моніторингу МПО повинен відповідати певним вимогам:

- синхронна реєстрація всіх необхідних біомедичних сигналів;
- комфортні умови при тривалого моніторингу показників;
- автономна робота та завадостійкість.

Вимоги спрямовані на підвищення ефективності роботи МПО для забезпечення тривалого постійного моніторингу.

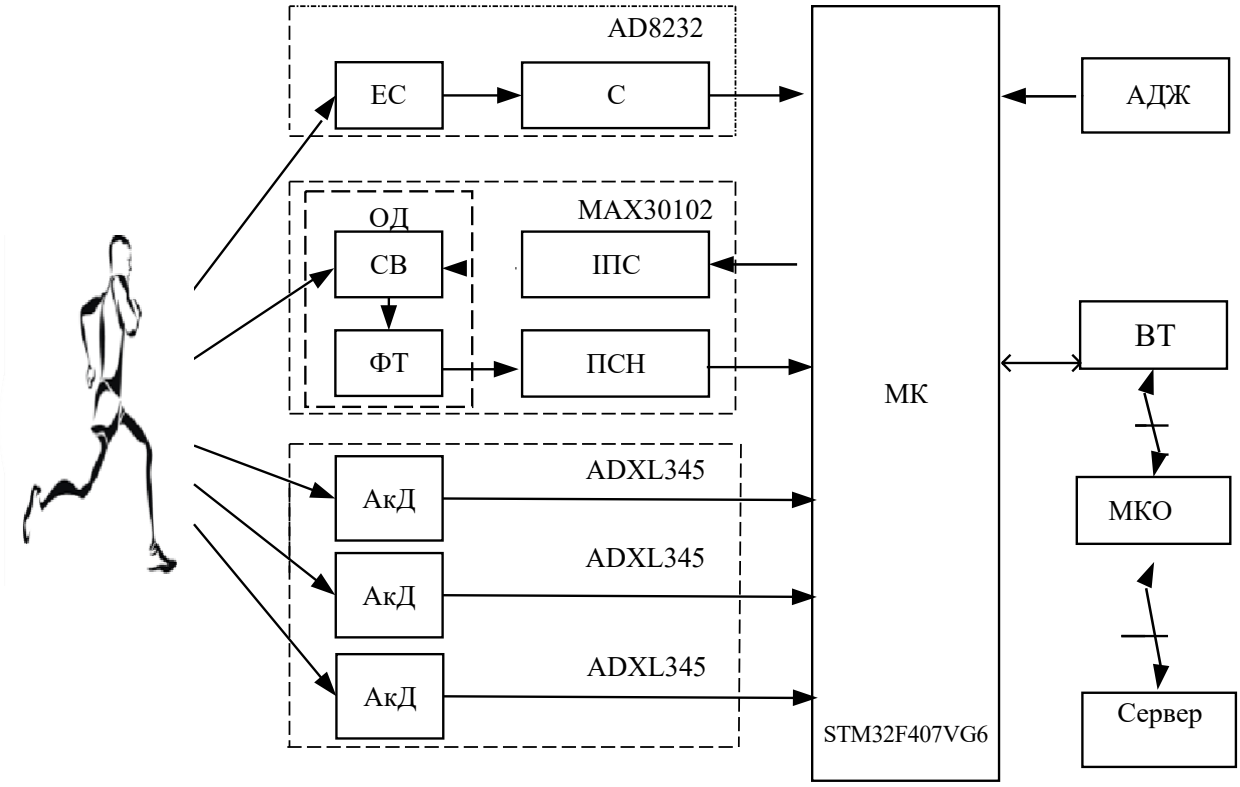


Рисунок. 4.1 – Структура МПО обробки та передачі даних

Канал реєстрації ЕКГ.

Зйомки та реєстрація ЕКГ здійснюється за одноканалььним ЕКГ пристрою. Він включає в себе електродну систему (ЕС) і підсилювач (С), який пригнічує перешкоди мережі синфази і підсилює різницю сигналу ЕКГ.

Для забезпечення низького рівня містографічних втручання у зафіксований сигнал під час фізичних навантажень реєстрація сигналу ЕКГ здійснюється з грудної клітки. Забезпечення високої якості реєстрації сигналу ЕКГ досягається за допомогою аналогової електронної компонентної бази Analog Front End [53].

Для реалізації даного пристрою обрано ЕКГ модуль AD8232, що зображений на рис. 4.2.

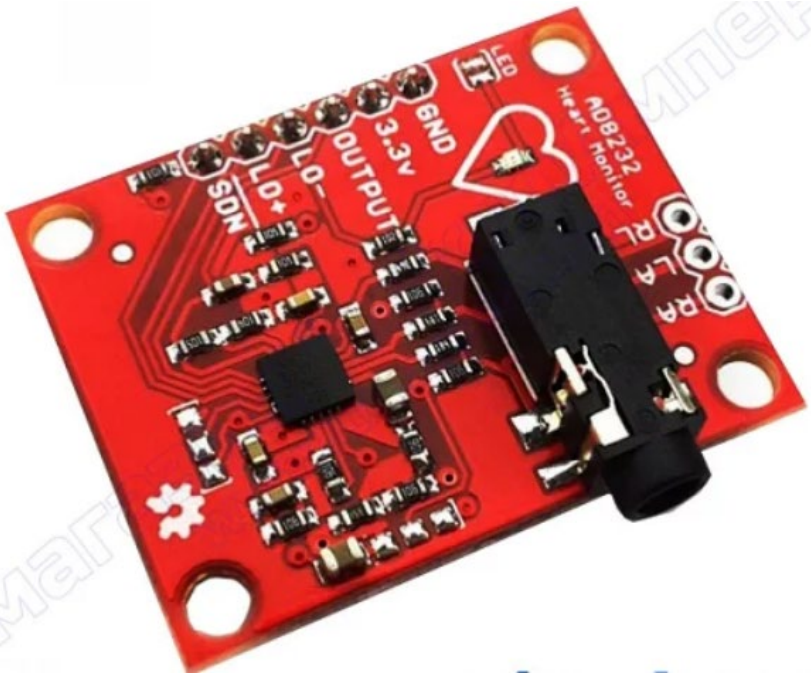


Рисунок 4.2 – ЕКГ модуль AD8232

Мікросхема AD8232 – спеціально розроблена компанією Analog Devices, Inc. компонент аналогової вхідної схеми монітора серцевого ритму. Мікросхема на 50% компактніша і використовує на 20 відсотків менше енергії, ніж аналогічні пристрої, що дозволяє використовувати її в широкому діапазоні виробів для моніторингу здоров'я як в особистому спостереженні, так і при віддаленому медичному контролі. Для зняття показників використовуються поширені самоклеючі електроди з кнопковою фіксацією кабелю. На платі також є контактні площадки для встановлення pin-роз'єму і дублюючого 3,5 мм роз'єму підключення електродів.

Метод застосування заснований на найпоширенішому методі зняття ЕКГ - за стандартним двополюсним відведенням, запропонованим в 1913 р. Ейнтховеном, фіксуючим різницю потенціалів між двома точками електричного поля, віддаленими від серця і розташованими у фронтальній площині (електроди на кінцівках). Основна схема зняття показників - для запису відведена електроди накладають на праву руку (червоне маркування), ліву руку (жовте маркування) і ліву ногу (зелене маркування). Для повнішої картини можна використовувати інші двополюсні відведення, але можна і розширити обсяг даних, якщо задіяти 4-й електрод на нозі, тоді можливе зняття ЕКГ по триполюсній схемі відведення [54].

Таблиця 4.1 – Характеристики ЕКГ модулю AD8232

Характеристика	Значення
Напруга живлення	DC 3 В
Ток споживання	400 мука
Робоча температура	від -40 °С до +85 °С
Розмір	36 х 31 х 18 мм

Канал реєстрації сигналу ФПГ включає систему пульсоксиметричних датчиків. По суті, це оптичний датчик (ОД) на основі пари світлодіодних (СВ) і фотодіод (ФТ), імпульсного підсилювача струму (ІПС) і перетворювача струму / напруги (ПСН). Використовуються ва світлодіоди довжина хвиль яких відповідає спектру поглинання оксигемоглобіну та де оксигемоглобіну в зоні інфрачервоного світла λ_2 = 940 нм та червоного світла λ_2 = 650 нм. Для роботи вбудованих світлодідіадів необхідне окреме джерело живлення 5,0 В. Взаємодія із зовнішніми пристроями відбувається через стандартний інтерфейс I2C.

З метою отримання найкращих метрологічних характеристик обрано інтегрований сенсорний модуль MAX30102, що забезпечує мінімальне енергоспоживання та високу точність реєстрації пульсових хвиль, оцінку сатурації крові.

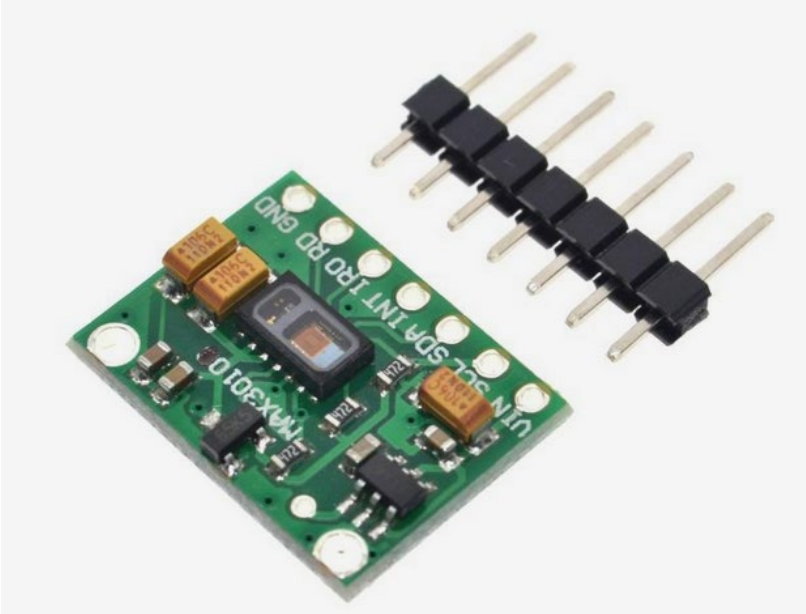


Рисунок 4.3 – Модуль MAX30102

Таблиця 4.2 – Характеристики модулю MAX30102

Характеристика	Значення
Напруга живлення	DC 3,3 В
Ток споживання	400 мука
Частота	400kHz
Розміри	18 х 14 х 3 мм

Канал реєстрації сигналу фізичної активності включає в себе три цифрові датчики акселерометрії. Обрано використання цифрового 10-бітного акселерометра ADXL345 рис. 4.4.

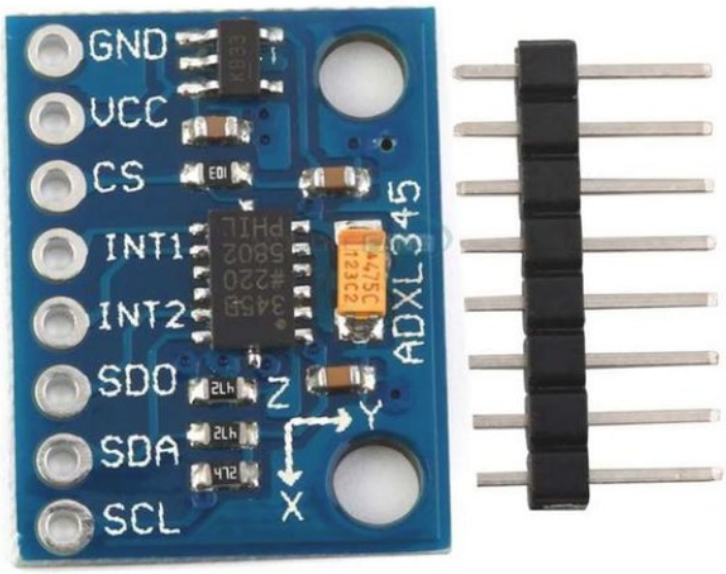


Рисунок 4.4 – Акселерометр ADXL345

Таблиця 4.3 – Характеристики ADXL345

Характеристика	Значення
Напруга живлення	DC 3,5 ~ 5,5 В
Ток споживання	400 мкА
Розміри	20 х 16 х 3 мм
Діапазон вимірювання	+/- 16g

Мікроконтролер призначений для контролю роботи мобільного пристрою і впровадження інтелектуального режиму моніторингу. Мікроконтролер STM32F407VG з архітектурою ARM-32, компанії ST Microelectronics, яка включає в себе 12-бітний АЦП, забезпечує оцифрування сигналу на дискретні підрахунки. Аналоговий вихідний сигнал AD8232 надходить до АЦП, вбудованого в мікроконтролер, що дозволяє в режимі реального часу використовувати алгоритми з мінімальними витратами енергії.

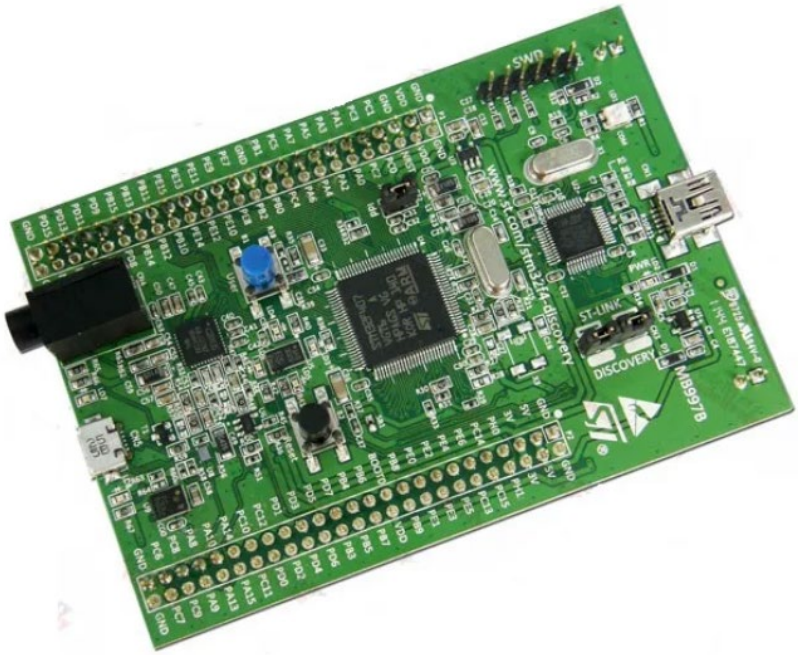


Рисунок 4.5 – Мікроконтролер STM32F407VG

Таблиця 4.4 – Характеристики мікроконтролера STM32F407VG

Характеристика	Значення
Напруга живлення	DC 1,5 ~ 3,6 В
Частота	168 МГц
Кількість входів та виходів	20 x 16 x 3 мм
Діапазон вимірювання	82

Бездротовий модуль зв’язку SIM900. Плата модема сумісна з платою контролера. SIM900 з'єднується з платою Arduino за допомогою роз'ємів і отримує

від неї живлення. Для роботи модему необхідна сім-карта будь-якого оператора, що забезпечує впевнений доступ до мережі інтернет в тій місцевості, де буде працювати передавальний пристрій.

Можем SIM900 містить протокол HTTP, що реалізований його внутрішньою логікою. Це своєрідний браузер, вбудований в чіп модема, для користування необхідна ініціалізація.

Рисунок 4.6 – GPRS-модем SIM900

Всі записані аналогові сигнали відправляються на вхід мікроконтролера (МК), потім вони перетворюються в цифровий код за допомогою аналогово-цифрового конвертера, вбудованого в МК. Далі сигнали формуються в файли синхронних записів БМС, що передаються через бездротовий модуль зв'язку SIM900.

Блок живлення (автономне джерело живлення) забезпечує безперервну тривалу роботу МПО. Даний блок складається з модулів заряду і перетворення напруги.

4.1.2 Структура та розробка програмної частини комплексу

В даний час розробка складової комп'ютерної бази дозволила створення мобільних комп'ютерів (смартфонів і планшетів), які мають великий обсяг енергозбереження і оперативної пам'яті, контролери бездротового каналу даних 4G, контролери Bluetooth. Ці пристрої можуть успішно використовуватися в мобільних системах обробки і аналізу біомедичних даних, моніторингу здоров'я людей.

Структура програмного комплексу, що використовується в мобільному пристрої має такий вигляд (Рис. 4.3).

1. Модуль бази даних. Призначений для запису і зберігання в базі даних або зчитування даних з бази індивідуальної інформації;
2. Модуль мобільного тестування. Забезпечує перевірку зв'язку та здоров'я мобільного пристрою, що реєструє біомедичні сигнали, контролює режими роботи МКО, перевіряє підключення мобільного комп'ютера до сервера;
3. Модуль аналізу та обробки БМС та розрахунок ЗП. Забезпечує попередню фільтрацію сигналів, розрахунок статистичних приватних показників функціонального стану;
4. Модуль оцінки функціонального стану. Розраховує раціональні приватні показники та інтегральні показники на різних етапах процесу вимірювання;
5. Модуль зберігання пам'яті МКО. Це формування бази раціональних приватних показників та інтегрального показника ФС;
6. Модуль передачі даних. Забезпечує ініціалізацію модуля і завдання параметрів каналу даних від мобільного пристрою до мобільного комп'ютера об’єкта і каналу даних GPRS від МКО до спеціального сервера.

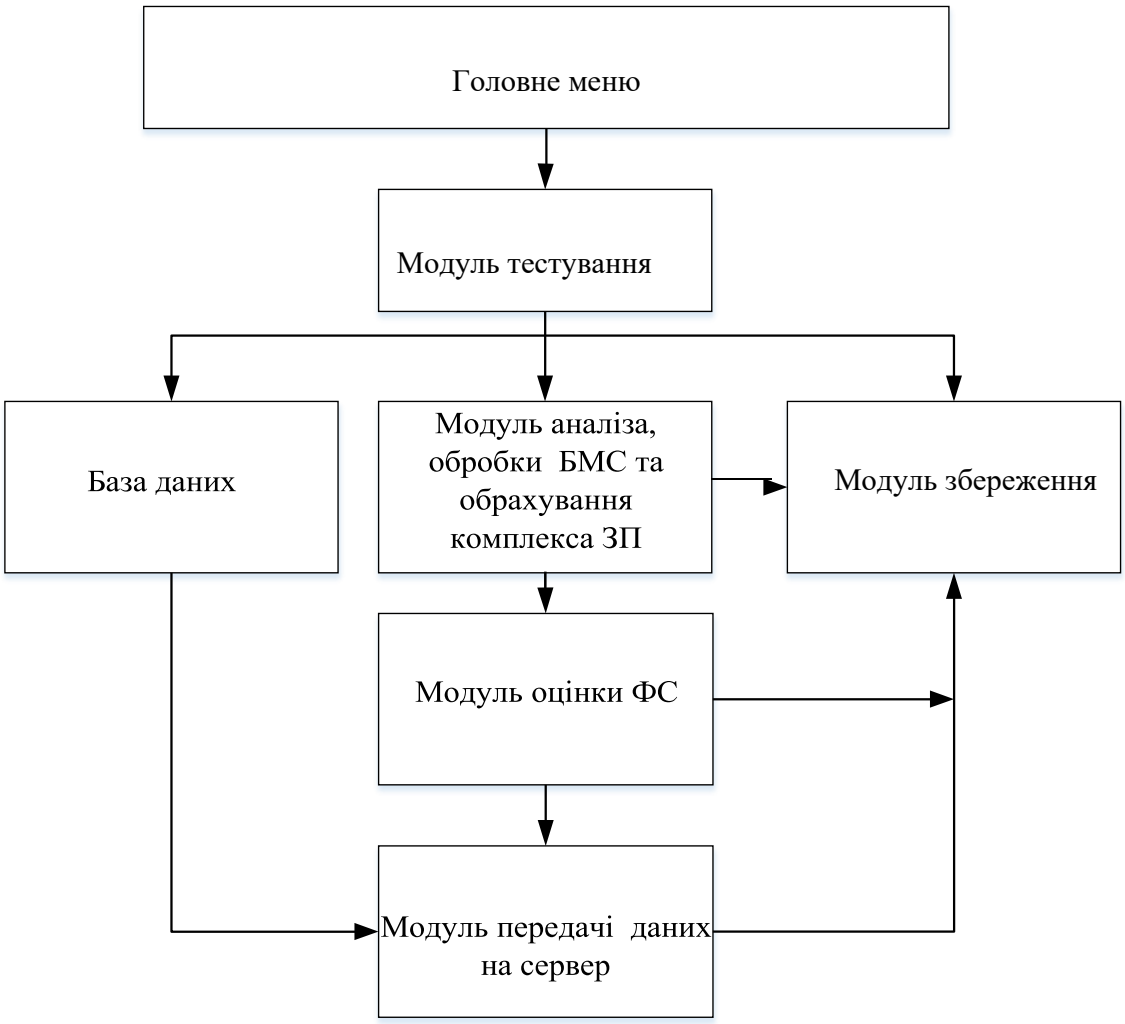


Рисунок 4.7 – Структура програмного комплекса МКО

З метою здійснення інформаційної трансформації сигналів у мобільному пристрої, формування файлів синхронних записів різних біомедичних сигналів та їх передачі на мобільний комп'ютер, попередня обробка сигналів (даних), оцінка значних показників функціонального стану, нормування цих показників, формування інтегрального показника, оцінка динаміки показників розроблена мобільним комп'ютером.

При розробці програмних засобів використовуються алгоритми передопрацювальних сигналів, оцінка значущих показників ФС, приватний і інтегральний індикатор.

4.3 Вибір технологій розробки та опис інтерфейсів програмно комплексу

JavaScript - мультіпарадігментна мова програмування, що підтримує об'єктно-орієнтований, імперативний і функціональний стилі. Є реалізацією мови ECMAScript (стандарт ECMA-262 [55]). Node.js - програмна платформа, заснована в движку V8, що перетворює JavaScript з вузькоспеціалізованого мови в мову загального призначення.

Node.js додає можливість JavaScript взаємодіяти з пристроями введення-виведення через свій API (написаний в C ++), підключати інші зовнішні бібліотеки, написані на різних мовах, забезпечуючи виклики до них з JavaScript-коду. Node.js використовується в більшій мірі в сервері, виконуючи роль веб-сервера, проте є можливість створювати на Node.js і десктопні віконні додатки і в тому числі і програмувати мікроконтролери. У базі Node.js знаходиться подієво-орієнтоване і асинхронне програмування.

Для реалізації роботи з даними системи була обрана СУБД MongoDB. MongoDB - кроссплатформенная документо-орієнтована система управління базами даних. Класифікована як база даних NoSQL, MongoDB відходить від класичних підстав реляційної структури бази даних на користь JSON-подібних документів з динамічними схемами, що здійснює інтеграцію даних в конкретних типах додатків легше і швидше.

Як середовище розробки був обраний WebStorm.

WebStorm - середовище для розробки на JavaScript, яка підходить для client - side-розробки, створення додатків на Node.js і мобільних додатків на React Native.

Головна перевага WebStorm - це зручний і розумний редактор для JavaScript, HTML і CSS, який окрім того підтримує TypeScript, CoffeeScript, Dart, Less, Sass і Stylus і фреймворки, наприклад, Angular, React і Vue.js. і мобільних додатків в React Native.

Серверна і клієнтська частина системи побудовані з архітектури MVC, це означає, що модифікація будь-якого компонента може здійснюватися незалежно один від одного.

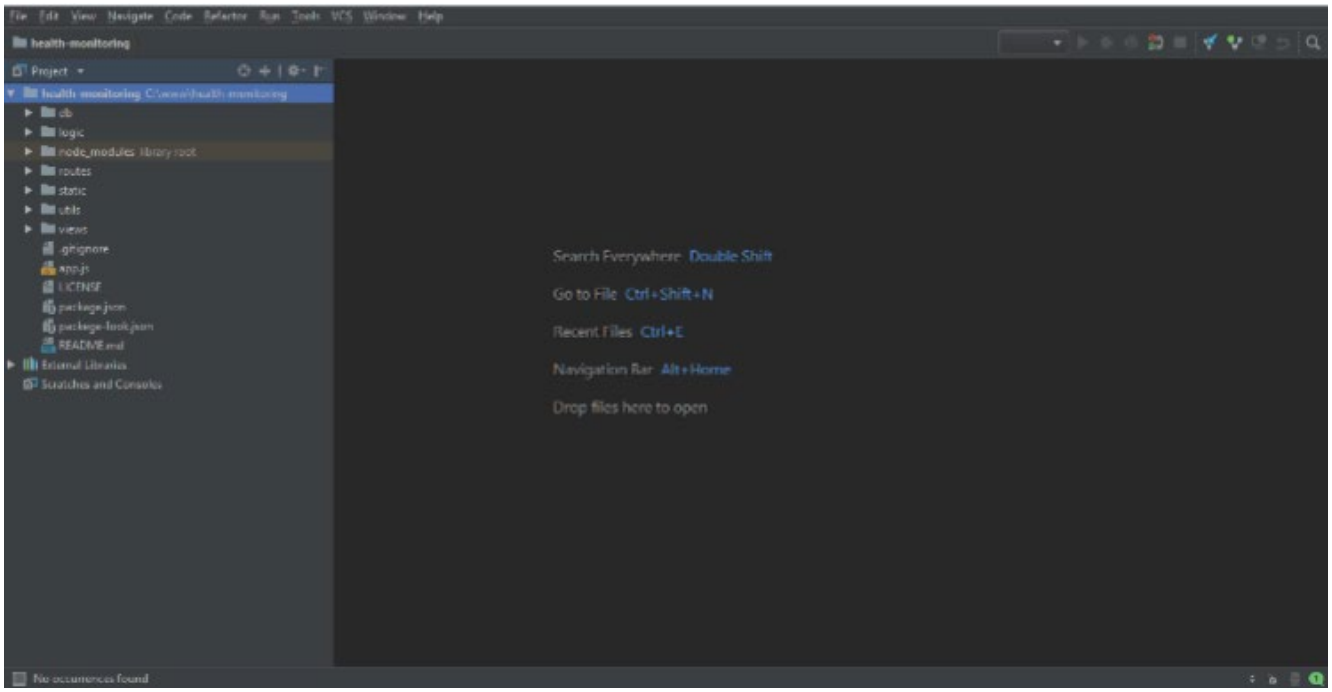


Рисунок 4.8 – Структура серверного проекта

Директорія «db» містить всі налаштування бази данних.

Діректорія «logic» містить всі математичні функції методів аналізу варіабельності серцевого ритму.

Директорія «node_modules» містить всі бібліотеки, залежно яких вказані в файлі «package.json».

Директорія «routes» містить всі роутери сайту.

Директорія «static» містить всі файли і бібліотеки, які будуть використовуватися браузером.

Директорія «utils» містить всі допоміжні функції.

Директорія «views» містить всі шаблони сторінок.

Файл «app.js» є головним файлом додатки, в якому відбувається його ініціалізація.

Файл «package-look.json» є файл контролю версій бібліотек, зазначених у файлі «package.json».

Інтерфейс IDE і структура проекту користувача показана на рис. 4.9.

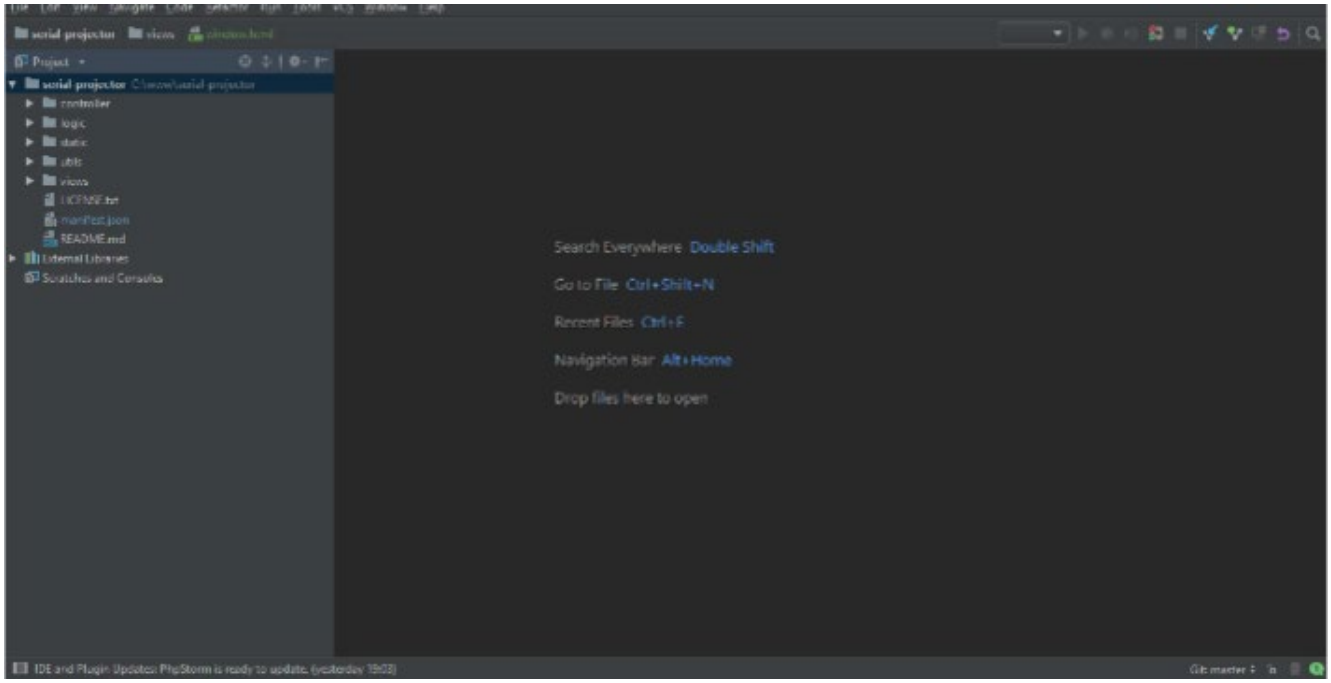


Рисунок 4.9 – Структура клієнтського проекта

Директорія «controller» містить всі основні функції програми.

Директорія «logic» містить всі функції розшифровки і фільтрації RR - інтервалів.

Директорія «static» містить всі файли і бібліотеки, які будуть використовуватися браузером.

Директорія «utils» містить всі допоміжні функції.

Директорія «views» містить всі шаблони сторінок.

Файл «manifest.json» є основним фалом налаштувань.

Після проектування програмного забезпечення необхідно виконати контрольний приклад реалізації проекту.

Головна сторінка системи представлена на рис. 4.10.

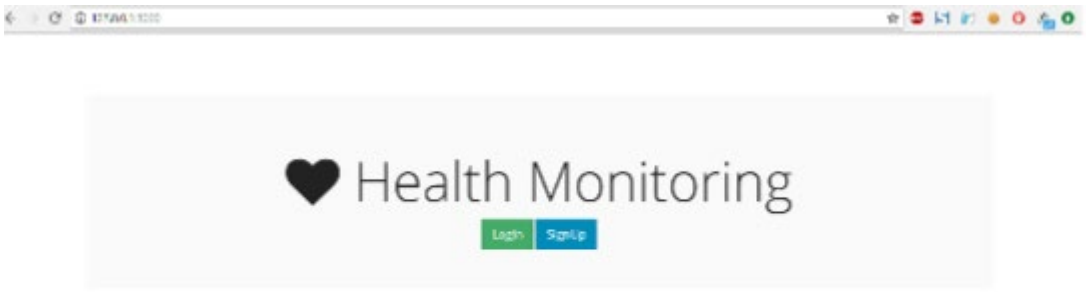


Рисунок 4.10 – Головна сторінка web-додатку

При вдалому закінчення зняття показникыв з'являється повідомлення з інформацією про відправку результатів і можливість повторного зняття.

Рисунок 4.11 – Сторінка відображення отриманого показника

Висновки до розділу

1. Розроблено структуру зразка системи, що використовує розроблені методи дослідження функціонального стану людини, методи реєстрації біомедичних сигналів, алгоритми обробки записаних сигналів, оцінку значних, їх нормування, оцінку комплексу приватного та інтегрального показника організму та динаміку змін цих показників.
2. Розглянуто технічні параметри та доцільність використання датчиків та модулів системи збору та передачі даних мобільного пристрою, розроблено інтерфейс веб-додатку.

5 СТАРТАП ПРОЕКТ

5.1 Опис ідеї проекту

В даній роботі розглядаються програмні та програмно-апаратні методи дистанційного моніторингу функціональьного стану людини. Аналізуючи проблеми подібних систем моніторингу , виявлено, що більшість таких систем та комплексів не передбачаються автономну роботу у польових умовах.

Зважаючи на це, запропоновано впровадити можливість автономної дистанційної зйомки показників вимірювальних приладів.

Зміст ідеї стартапу та визначення її характеристик наведено в табл. 5.1 та табл. 5.2.

Таблиця 5.1 – Зміст ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Запропонувати автономний дистанційний моніторинг в польових умовах, в радіаційно заражених зонах та зонах підвищеної небезпеки.	1. Дистанційний моніторинг	Можливість використання системи в автономному режимі.
	2. Охорона здоров’я	Полегшення моніторингу стану здоров’я людини та попередження критичних наслідків.

Таблиця 5.2 – Визначення характеристик ідеї стартап-проекту

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів		W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Запропонований метод	Загальновживаний метод			
1.	Створення апаратної частини комплексу, що забезпечить тривалу автономну роботу пристрою моніторингу.	Дає змогу	Не дає змоги	Потребує детального опрацювання аспектів захисту	Підтримка користувача, оновлення ПО	Можливість зайняти актуальну галузь у сфері охорони здоров’я
2.	Створення сервісу з установки і налаштування обладнання.	Дає змогу	Дає змогу	Може потребувати достатніх кошт для створення	Цінова політика може не зацікавити потенційно клієнтів (власників сайтів)	Можливість комерційної та дотаційної реалізації

5.2 Технологічний аудит ідеї стартап-проекту

У наступній таблиці 5.3 наводиться оцінка можливостей технологічної реалізації ідеї стартапу, наведено технології, які можна застосувати для реалізації проекту.

Таблиця 5.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Створення апаратної частини комплексу, що забезпечить тривалу автономну роботу пристрою моніторингу.	Програмне забезпечення та сервіс, що буде реалізовувати моніторинг (апаратне забезпечення - АТС)	Присутня	Доступна
2		Використання існуючих апаратних систем	Присутня	Доступна
3		Розробка власних апаратно-програмних рішень	Відсутні на ринку в Україні	Доступна в випадку достатнього бюджету

5.3 Аналіз можливостей ринку для запуску проекту

У таблиці 5.4 показано попередню характеристику потенційного ринку стартап-проекту.

Таблиця 5.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартапу

№ п/п	Показники ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість основних гравців, од	3
2	Обсяг продажів, грн/ум.од	250000
3	Тенденції ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Залучення потенційних клієнтів

5	Специфічні вимоги стандартизування та стратифікування	Ліцензія
6	Середня норма рентабельності в даній галузі, %	180000/95000 = 189%

У таблиці 5.5 показано характеристику потенційних клієнтів стартап-проекту

Таблиця 5.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності поведінки потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Дистанційний моніторинг показників вимірювальних пристроїв в небезпечних зонах	Організації охорони здоров’я	Необхідний рівень швидкості передавання даних	Результат повинен відповідати найвищим стандартам якості
2	Моніторинг функціонального стану людини	Військова сфера	Швидкість передавання даних для та мобільність застосування	Результат повинен відповідати найвищим стандартам якості

У табл. 5.6 наведено основні загрози реалізації стартап-проекту.

Таблиця 5.6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Опис загрози	Планове реагування компанії
1	Недостатній інтерес клієнтів	В випадку невдалого маркетингу клієнта	Забезпечення додаткових сервісних послуг

		можуть не зацікавити запропоновані послуги	
2	Втрата конкурентних позицій	Втрата статусу надійного постачальника послуг	Якісний та кількісний приріст інтенсивності та виважена цінова політика

У табл.5.7 наведено основні можливості під час реалізації стартап-проекту.

Таблиця 5.7. Основні можливості

№ п/п	Фактор	Опис можливості	Планове реагування компанії
1	Лідерські позиції на ринку біомедичних послуг	Стрімке зростання попиту	Якісне та кількісне збільшення продукту, якісна підтримка користувача, постійні оновлення безпеки
2	Впровадження запропонованих технологій в уже існуючі системи телемедицини	Збільшення об’ємів закупівель	Якісне та кількісне збільшення обсягів продукту

Таблиця 5.8. Аналіз конкуренції

Особливості конкурентного середовища	Прояв даної характеристика	Вплив на діяльність підприємства (планові дії компанії для забезпечення конкурентоспроможності)
1.Конкуренція	Застосування вже існуючих технологій	Проведення стандартизації на високому рівні

2.Локальний	Відсутність єдиного постачальника послуг	Індивідуальний підхід до кожного клієнта та його апаратної частини
3.Міжгалузева	Відсутня	Відсутня
4.Товарно-видова	Використання стандартизованих технологій	Застосування загальновживаних апаратних засобів,за необхідності
5.Цінова	Використання високовартісних спеціалізованих комплексів	Можливість заощадити шляхом застосування загальновживаних апаратних засобів
6.Марочна	Кожна послуга повинна бути стандартизованою	Здобуття переваги на ринку інформаційних послуг

Таблиця 5.9 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Апратні постачальники	Необхідність пошуку постачальників	Залучення малопопулярних постачальників	Незалежність у прийнятті клієнтських рішень	Надання переваги більш авторитетнимапаратним рішенням

Висновки:	Незначна	Можливість виходу на ринок є	Постачальники диктують цінову політику на обладнання	Клієнти дикту-ють вимоги до якості	Обмеження існують лише у разі відмови від діагностики

У табл. 5.10 наведено та обґрунтувано фактори конкурентоспроможності.

Таблиця 5.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (чинники, що роблять фактор порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Раціональніша цінова політика	Можливість раціональнішого використання ресурсів
2	Забезпечення сервісних послуг	Сервісне обслуговування апаратної та програмної частини

У табл. 5.11 перелічено сильні та слабкі сторони проекту.

Таблиця 5.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Порівняння рейтингу товарів-конкурентів						
			–3	–2	–1	0	+1	+2	+3
1	Раціональніша цінова політика	15	+						

2	Послуги сервісного обслуговування	12			+				
3	Періодична діагностика	7					+		
4	Потреба в залученні висококваліфікованих кадрів	7						+	

У табл.5.12 представлений SWOT-аналіз стартап-проекту.

Таблиця 5.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: раціональна цінова політика, послуги сервісного обслуговування	Слабкі сторони: періодична діагностика, потреба в залученні висококваліфікованих кадрів
Можливості: Ексклюзивне використання нового методу, впровадження методу в існуючі мережеві логічні комплекси	Загрози: низька зацікавленість клієнтів, втрата конкурентоспроможності

Таблиця 5.13. Альтернативи ринкового впровадження проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність залучення ресурсів	Терміни реалізації
1	Складання договорів з компаніями надавачами Інтернет послуг	висока	короткі
2	Застосування АТС для підвищення конкурентоспроможності та залучення нових спеціалістів для покращення програмної частини проекту	середня	середні

5.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Обгрунтування вибору цільових груп потенційних споживачів показано в табл. 5.14.

Таблиця 5.14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Загальний профіль цільової групи потенційних клієнтів	Готовність сприйняття продукту споживачами	Орієнтовний попит цільової групи (сегменту)	Напруженість конкуренції в сегменті	Складність входу у сегмент
1	Власники мереж охорони здоров’я	Середня	Високий	Середня	Середня
2	Приватні та військові мережі	Високий	Середній	Високий	Середня

Визначення базової стратегії розвитку наведено у табл. 5.15.

Таблиця 5.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Основні конкурентоспроможні позиції згідно з обраною альтернативою	Базова стратегія розвитку*
1	Застосування альтернативних технологій та пристроїв	Впровадження нового стандарту моніторингу	Залучення ключових сервісів охорони здоров’я	Стратегія диференціації
2	Бюджетність проекту	Оптимізовані затрати на обладнання, та послуги	Використання загальновживаних апаратних рішень замість спеціалізованих комплексів та нового обладнання	Стратегія лідерства по витратах

Визначення основної стратегії конкурентної поведінки показано в табл. 5.16.

Таблиця 5.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект унікальним на ринку?	Чи необхідно буде компанії шукати нових споживачів, чи опрацьовувати існуючих у конкурентів?	Чи необхідно компанії копіювати основні характеристики товару конкурента?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	Ні	Опрацьовувати існуючих та шукати нових	Так	Стратегія виклику лідера

Визначення стратегії позиціонування показано в табл. 5.17.

Таблиця 5.17. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги цільової аудиторії до товару	Основна стратегія розвитку	Основні конкурентоспроможні позиції стартап-проекту	Визначення асоціацій, які сформують комплексну позицію стартап-проекту (три основних)
1	Належна висока якість послуг	Стратегія диференціації	Оптимізація, гарант якості, спрощення дій для авторизації	Якість, підтримка, надійність
2	Невисокі витрати	Стратегія лідерства по витратах	Універсальність запропонованого рішення	Універсальність, економічна доцільність

5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Основні переваги концепції потенційного товару показано в табл. 5.18.

Таблиця 5.18. Визначення основних переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Основні переваги перед конкурентами (існуючі або потенційні)
1	Якість	Висока якість і простота у використанні, надійність	Постійна підтримка користувача, фофани підтримка.
2	Невисока вартість	Оптимальне використання коштів, не потрібно купувати нове обладнання	Невисока вартість

Виявлено три рівні моделі товару. Зміст та складові рівнів товару показано в табл. 5.19.

Таблиця 5.19. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Зміст та складові		
I. Товар за задумом	Якісний товар та послуги, стандартизована якість послуг та обладнання		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1)Вартість обслуговування, 2)Кількість комплектів програми 3)Строк безвідмовної експлуатації 4)Технологічна собівартість товару	1) М 2) М 3) М 4) М	1)Е 2) Пр 3)Нд 4)Тх
	Якість: дослідження досвіду конкурентів, постійне обслуговування та підтримка програмного обладнання		
	Доставка, встановлення і налаштування		
	Марка: інформаційна безпека мережі		
III. Товар із підкріпленням	До продажу – програмне забезпечення та апаратний комплекс		
	Після продажу – обслуговування та сервісна підтримка		

Визначення цінової політики на послугу показано в табл. 5.20.

Таблиця 5.20. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Цінова політика товарів-замінників	Цінова політика на товари-аналоги	Рівень купівельної спроможності цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	5000у.о./од. (стандартна методика)	-	Високий	Н.300 у.о. – В.1000 у.о. (Товар) Н.100у.о. – В.400у.о. (Послуга)

Створення системи збуту послуги вказано у табл. 5.21.

Таблиця 5.21. Створення системи збуту

№ п/п	Закупівельна поведінка цільових клієнтів	Функції збуту, що повинен забезпечувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Орієнтована на максимальний дохід від існуючого обладнання та вкладених коштів	Поставки якісного, точного та надійного товару	Значна	Договірна система збуту

Концепції маркетингових комунікацій показано в табл. 5.22.

Таблиця 5.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій цільових клієнтів	Основні методи позиціонування	Завдання рекламного звернення	Концепція рекламного звернення
1	Зацікавленість в точному та якісному продукті з раціональним використанням ресурсів	Мережні ресурси	Гарантія якості та стандартизація, сервісна політика	Привернути увагу до покращень, пов'язаних із зростаючою популярністю послуг	Позиціонування центру синхронізації відправною точкою на шляху до над якісного контенту
2	Зацікавленість у великих об'ємах продукції із дотриманням умов якості	Мережні ресурси	Глибина каналу постачальників, гарант якості	Привернути увагу до переваг первісності та в глибині каналу постачання	Позиціонування послуг центру синхронізації єдиним раціональним шляхом забезпечення стабільного трафіку

Висновки до розділу

Встановлено, що комерціалізацію стартап-проекту щодо застосування та розвитку рішення дистанційного моніторингу показників вимірювальних приладів. На ринку інформаційних у світі існує суттєвий попит на дану пропозицію, який зараз задовольняють програми-замінники та більш дорогі рішення. В Україні прямих конкурентів немає, оскільки технології для впровадження та продажу цього

продукту лише вийшли на ринок. Рентабельність на ринку послуг забезпечить в першу чергу можливість впровадження нових способів захисту та збереженню паролів на основі існуючої апаратної частини, й як наслідок економічну доцільність та універсальність.

Можливість виходу на ринок є високою, оскільки в Україні немає схожих сервісів. Конкуренті спроможності проекту реалізовано внаслідок можливості зайняти порожню нішу в Україні та надати гарний рівень підтримки продукту. Це є перевагою і основним критерієм входження на ринок запропонованого рішення.

ВИСНОВКИ

Метою даної магістерської роботи є розробка системи моніторингу показників вимірювальних пристроїв у небезпечних зонах.

У результаті виконання роботи отримано наступні результати:

1. Обґрунтовано та сформовано набір значущих показників, що відображають функціонування систем організму людини;

2. Запропоновано узагальнену структуру та алгоритм мобільної системи дистанційного моніторингу на основі багаторівневої структури, забезпечення інтелектуального моніторингу поточного стану та оцінки функціонального стану людини за набором значущих показників у режимі реального часу;

3. Запропоновані методи обробки БМС в різних інтервалах часу, що забезпечують точну оцінку показників в режимі реального часу;

4. Запропонований підхід до оцінки енергетичних витрат на роботи серця за сигналом ЕКГ;

5. Розроблено структуру та макет пристрій з розумним режимом моніторингу, який забезпечує синхронізовану безперервну реєстрацію комплексу БМС та автономну роботу;

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Д.М. Заячук. Основи наноелектроніки у 2-х книгах. Кн.1 Квантово-механічні засади, структури, фізичні властивості. Підручник / Д.М. Заячук, Ю.І. Якименко, В.М. Співак, А.Т. Орлов - К.: Кафедра, 2014.

2. Концепція проекту теледіагностики URL – https://moluch.ru/archive/197/48821/.

3. Програмно-апаратний комплекс для телемедицини IDIS2GO URL – https://med-mm.com/programmno-apparatnii-komplekc-dlya-telemedicini-idis2go-c-monitorom.html.

4. Макарова Г.А. Углубленное медицинское обследование спортсменов: нерешенные вопросы и основные вопросы совершенствования // Лечебная физкультура и спортивная медицина. / Макарова Г.А., Братова А.В., Верлина Г.В. 2014. - 4. – С. 15 – 19.

5. Юлдашев З.М. Многоуровневая интеллектуальная система удаленного мониторинга состояния здоровья людей с хроническими заболеваниями / Юлдашев З.М., Пустозеров Е.А., Анисимов А.А. Биотехносфера. 2016. № 5 (47). С.

6. Жероков З.А. Особенности планирования четырёхнедельного тренировочного цикла легкоатлетов. Вестник магистратуры 1-1 / Жероков З.А. (2017): 28 с.

7. Военно полевая терапия URL - https://www.bsmu.by/downloads/kafedri/k_voen_terapiya/stud/u1.pdf.

8. Минина Е.Н "Качественная оценка адаптационных резервов сердечно-сосудистой системы на основе регуляторных паттернов эталонного кардиоцикла одноканальной ЭКГ." Фундаментальные аспекты психического здоровья 3 / Минина Е.Н., Леонид С.Ф., Ксения Б.О. (2016): 74-82.

9. Воронова Н.В. Метод оценки функциональных резервов кислородообеспечивающих систем организма человека / Воронова Н.В., Золотухин

В.В. - 2001. - № 2. - С. 28-32.

10. Шлык Н.И. Сердечный ритм и тип регуляции у детей, подростков и спортсменов: монография / Шлык Н.И. Ижевск: Изд-во Удмурдский университет, 2009. - 255 с.

11. Роженцов В.В. Утомление при занятиях физической культурой и спортом: проблемы, методы и исследования: монография / Роженцов В.В., Полевщиков М.М. 2006. - 280 с.

12. Самойлов В. О. Медицинская биофизика: учебное пособие / В. О. Самойлов. – СПб.: Спецлит, 2004. – 496 с.

13. Савицкий Н.Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики / Н. Н. Савицкий – Л.: Медицина, 1974.

14. Фомин Р. Н. Эффективное управление подготовкой спортсмена: комплексный подход к оценке индивидуальной готовности / Фомин Р. Н., Наседкин В. В. Белая книга, Omegawave, Электронная публикация, 6 сентября 2013 г. - 32 с.

15. Nguyen M.T. "Development of a method and a system for evaluation sportsman’s physiological reserves." / Nguyen M.T. AIP Conference Proceedings. Vol. 2140. AIP Publishing, 2019.

16. Оленская Т.Л. "Методы исследования ортостатических реакций." Вестник Витебского государственного медицинского университета 2.1 / Оленская Т.Л., В.И. Козловский 2003.: 26-31.

17. Озолинь П.П. Адаптация сосудистой системы к спортивным нагрузкам. – 2-е изд., перераб. и доп. - Рига Зинатне, 1984. - 134с.

18. Солодков А.С. Физиология спорта: функциональные состояния спортсменов и способы их восстановления: учебное пособие / А.С. Солодков. – СПб.: НГУ им. П.Ф. Лесгафта, 2015. – 94 с

19. Гаврилова Е.А. Использование вариабельности ритма сердца в оценке успешности спортивной деятельности / Гаврилова Е.А. Практическая медицина. – 2015. – Т. 1. – С. 52-57.

20. Баевский Р.М. Проблема оценки и прогнозирования функционального состояния организма и ее развитие в космической медицине / Р.М. Баевский 2006. – Т. 37. – № 23. – С. 13–25.

21. Баевский Р. М. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем: методические рекомендации / Гаврилова Е.А. Вестник аритмологии. 2001. № 24. С. 65-86.

22. Гаврилова Е. А. Спорт, стресс, вариабельность: монография / Е. А. Гаврилова. — Москва: Спорт-Человек, 2015. — 168 с.

23. Hao, Weituo, Yu Chen, and Yi Xin. "ECG baseline wander correction by mean-median filter and discrete wavelet transform." Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE. IEEE, 2011.

24. Будагаев Дмитрий Сергеевич, and Владислав Юрьевич Лебединский. "Управление тренировочным процессом лыжников-гонщиков с использованием аппаратуры «OMEGAWAVE»." Вестник Иркутского государственного технического университета 12 (59) (2011).

25. Баймешов А. С., Курпилянская А. И. Классификация видов движения человека на основе частоты ускорения тела и использованием данных акселерометра // Альманах современной науки и образования. Тамбов: Грамота, 2013. № 2. С. 23-26.

26. Nguyen Mau Thach. A Smart Mobile System for Monitoring and Assessing Sportsman’s Physiological Reserves during Training / Nguyen Mau Thach, Yuldashev, Z.M., Daminova 2020.

27. Plews Daniel J., et al. "Heart-rate variability and training-intensity distribution in elite rowers." International journal of sports physiology and performance 9.6 (2014): 1026-1032.

28. Гаврилова Е.А. Использование вариабельности ритма сердца в оценке успешности спортивной деятельности / Гаврилова Е.А. Практическая медицина. – 2015. – Т. 1. – С. 52-57.

29. Анисимов А. А. Алгоритм оценки артериального давления по

времени распространения пульсовой волны / Анисимов А. А., Т. В. Сергеев Биотехносфера. – 2015. – №4(40). – С. 57-61.

30. Нгуен Чонг Туен. Метод и система для удаленного мониторинга сердечного ритма и тревожной сигнализации эпизодов фибрилляции предсердий: диссертация ... кандидата Технических наук:, Санкт-Петербург, 2018.

31. Cen J.L. “Parasympathetic nervous activity mirrors recovery status in weightlifting performance after training.” The Journal of Strength & Conditioning Research, 25(6), 1546-1552

32. Ч.Т. Нгуен. Алгоритм выявления фибрилляции предсердий и формирования тревожного сигнала в системе удаленного мониторинга ЭКГ / // Медицинская техника. – 2018. – № 1(307). – С. 37–40.

33. Frolkis Joseph P., et al. "Frequent ventricular ectopy after exercise as a predictor of death." / Frolkis Joseph P. New England Journal of Medicine 348.9 (2003): 781-790.

34. Карпман В.Л., Белоцерковский З.Б., Гудков И.А. Тестирование в спортивной медицине – М.: Физкультура и спорт, 1998. -208с., ил. – (Наука спорту; Спортивная медицина).

35. Кореневский Н.А. Проектирование биотехнических систем медицинского назначения. Учебное пособие. / Кореневский Н.А., Юлдашев З.М., Скопин Д.Е. Старый Оскол: ТНТ, 2017. 216 с.

36. Нгуен М.Т. Метод и аппаратно-программный комплекс для оценки физиологических резервов спортсмена во время тренировок / Нгуен, М.Т., Юлдашев З. М. Биотехносфера. 2020 г., №1. С. 3-8.

37. Курашвили В.А. "Современные технологии расчета тренировочных и соревновательных нагрузок." Инновационные технологии в подготовке спортсменов. / Курашвили В.А. 2015.

38. Чащин А.В. Комплексные методы исследования гемодинамических процессов в сердечно-сосудистой системе на базе окклюзионных измерений артериального давления / Чащин А.В Дис. канд. техн. наук. СПб., 2006.

39. Василенко А.А. Контроль и коррекция нагрузки силового характера на основе оценки параметров вариабельности сердечного ритма автореф. дис. … канд. пед. наук. Малаховка, 2011.

40. Williams S., 2017. Heart Rate Variability is a Moderating Factor in the Workload-Injury Relationship of Competitive CrossFit™ Athletes. Journal of sports science & medicine / Williams S. 16(4), p.443.

41. Нгуен Мау Тхач. Формирование интегрального показателя физиологического резерва спортсмена. / Даминова Э.А., Томчук А.А. Саратов, 2019 г., с. 167- 170.

42. Savitzky A. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. Analytical chemistry / Savitzky A., Golay M. J. 36(8), 1627-1639.

43. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Рангайян Р.М., А. П. Немирко. М.: Физматлит, 2007. 440.

44. Тихонов Э.П. Концептуальная модель предметной области автоматической фрагментации электрокардиосигналов на базе логической схемы алгоритмов (Часть 2) / Тихонов Э.П. Изв. ЛЭТИ. 2016. №1. С. 70-83.

45. Mehta S.S. Identification and delineation of QRS complexes in electrocardiogram using fuzzy c-means algorithm / Mehta S. S., Trivedi C. R., Lingayat N. S. J. of Theor. and Appl. Inf. Technol. P. 609–616.

46. Oweis R. J. QRS Detection and Heart Rate Variability Analysis: A Survey / Oweis R. J., Al-Tabbaa B. O. Biomed. Sci. and Eng. 2014. Vol. 2, № 1. P. 13–34.

47. З.М. Юлдашев. Программа обнаружения характерных точек электрокардиосигналов и сигнала пульсовой волны на основе непрерывного вейвлет-анализа / З.М. Юлдашев. опубл. 11/01/2018.

48. Мікрокомп'ютерні медичні системи. Проектування і застосування: пров. з англ. під ред. Е.А. Умрюхіна / під ред. У. Томкінса, Дж. Вебстера. - М .: Світ, 1988. - 544 с.

49. Горст В.Р. Формирование ритма сердца и адаптационные

возможности организма при различных функциональных состояниях : диссертация ... доктора биологических наук.- Астрахань, 2009.

50. Gross, Desiderio. "A single numerical correlation between the quotient QT/TQ and cardiac rate in healthy adults." American Journal of Physiology-Legacy Content 170.1 (1952): 121-125.

51. Бутченко Л.А. Дистрофия миокарда / Л.А. Бутченко, М.С. Кушаковский, Н.Б. Журавлева. – М.: Медицина, 1980. – 224 с.

52. R.H. Morton. Modeling human performance in running. J Appl Physiol / R.H. Morton, J.R. Fitz-Clarke, E.W. Banister. 69(3):1171-7, 1990

53. URL - https://www.analog.com/media/en/technicaldocumentation /datasheets/ad8232.pdf

54. URL - https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/ MAX30102.pdf

55. Юлдашев З.М. Многоуровневая интеллектуальная система удаленного мониторинга состояния здоровья людей с хроническими заболеваниями / Юлдашев З.М., Пустозеров Е.А., Анисимов А.А. Биотехносфера. 2016.

ДОДАТОК А

Abstract

As you know, any activity in the high-risk zone poses a threat to human life, especially if it is zones of large-scale man-made accidents or war zones, where the main problem is the provision of timely medical. The solution to this problem is the use of a remote system for measuring vital biometric indicators.

Telemedicine is based on the use of computer and telecommunication technologies to exchange medical information between specialists in order to improve the quality of diagnosis and treatment of patients. Telediagnostics - the process of remote diagnosis. The use of telediagnostics on the basis of spectral diagnostic equipment is not only effective, but also a massive type of medical care. The structure of the telemedicine system is such that the installation of specialized software in the workplace of an expert is not required, so an expert for consulting and monitoring biometric indicators can use a personal computer, smartphone or tablet with internet access, which is an extremely important factor if necessary to use such a system in the field condition.

The main aspect of such a system is contactlessness and distance in use, which is an integral part of measuring indicators at dangerous, extreme and radiation-infected points.

The existing concept of "smart" clothing is ideal for setting a task, namely it is a methodology of the Internet of Things, which provides the necessary remote and contactless work, processing, visualization and data storage.

Sensors for measuring blood pressure, temperature, pulse, blood sugar are used to detect deterioration of health in patients. sensors to determine body temperature are used to prevent infant mortality. Various mini-devices during sports training help to regulate the intensity of physical activity. at the same time, traditional sensors that monitor the state of health, have a number of drawbacks: they are cumbersome, uncomfortable attached to the body and require a leading connection to the transmitter.

Mini-devices can independently measure a number of important life indicators and are even potentially capable of saving human lives. With the help of special sensors it is possible to determine blood pressure and heart rate. Moreover, they measure the levels of content on the skin of hydrogen peroxide and coffer, which catalyzes oxide-restorative reactions, which allows to assess the degree of physical activity.