

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

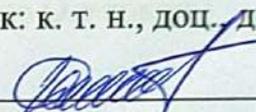
на тему:

Система моніторингу стану людини з психічними розладами

Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ-24м
спеціальності 163 Біомедична інженерія


Скородумов В. О.

Керівник: к. т. н., доц. доцент каф. БМІОЕС

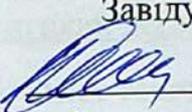

Штофель Д. Х.

Опонент: к. т. н., доцент каф. ІКСТ


Васильківський М. В.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

 к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

« 8 » 12 2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія

Спеціальність 163 Біомедична інженерія

Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС



Л. Г. Коваль

«24» 09 2025 р.

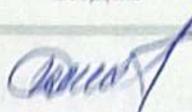
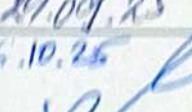
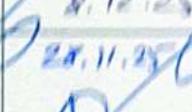
ЗАВДАННЯ

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Скородумову Валерію Олеговичу

1. Тема роботи: Система моніторингу стану людини з психічними розладами.
Керівник роботи: Штофель Д. Х., канд. техн. наук, доцент
затверджені наказом ВНТУ від «24» вересня 2025 року № 313.
2. Строк подання студентом роботи «08» грудня 2025 року.
3. Вихідні дані до роботи: процес цілодобового моніторингу, носимий антивандальний пристрій, психіатричні пацієнти, ЕКГ, частота дихання, звукові сигнали легень, науково-технічна та медична література..
4. Зміст текстової частини: аналіз методів контролю стану пацієнта з психічними розладами, аналіз конструкцій приладів для контролю стану, розроблення системи моніторингу стану пацієнта, розроблення дорсального модуля, розрахунок економічних показників та доцільності розробки.
5. Перелік ілюстративного матеріалу: монітори стану, дорсальний модуль, схема підсилювача ЕКГ, схема перетворювача звуків дихання, візуалізація процесу обробки сигналів ЕКГ та акустичних сигналів легень.

6. Консультанти розділів роботи

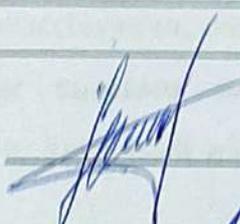
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Штофель Д. Х. к. т. н., доц. каф. БМІОЕС	 21.09.25	 8.12.25
Економічна частина	Козловський В. О. к. е. н., проф. каф. ЕПВМ	 6.10.25	 28.11.25

7. Дата видачі завдання «24» вересня 2025 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

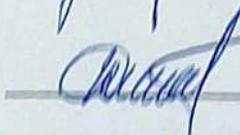
Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 06.10.2025	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 27.10.2025	
Розроблення системи	до 24.11.2025	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 01.12.2025	
Оформлення текстової та графічної частини	до 08.12.2025	
Попередній захист МКР	08.12.2025	
Рецензування МКР	до 19.12.2025	
Захист МКР	22-23.12.2025	

Здобувач



Валерій СКОРОДУМОВ

Керівник роботи



Дмитро ШТОФЕЛЬ

АНОТАЦІЯ

Скородумов В. О. Система моніторингу стану людини з психічними розладами : магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2025. 105 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 36 найм.; 16 рис.; 6 табл.

У роботі обґрунтовано актуальність безперервного об'єктивного моніторингу життєвих показників психіатричних пацієнтів, які перебувають у стані гострих психічних розладів, седації або ізоляції. Показано обмеженість традиційних методів нагляду та існуючих технічних рішень через недостатню безпеку й ергономіку. Запропоновано подвійну бездротову систему моніторингу, що складається з двох автономних модулів і забезпечує багатоканальний збір фізіологічних параметрів у реальному часі. Реалізовані апаратно-програмні рішення для дорсального модуля реєстрації ЕКГ, звуків дихання та положення тіла гарантують точність вимірювань, бездротову передачу даних, антивандальний захист і клінічну придатність системи. Економічна оцінка підтвердила перспективність практичного впровадження та комерціалізації розробки.

Ключові слова: психіатричні пацієнти; безперервний моніторинг; життєві показники; бездротові системи моніторингу; носимі медичні пристрої; антивандальний дизайн; клінічний нагляд; електрокардіографія; респіраторний моніторинг.

ABSTRACT

Skorodumov V. O. System for monitoring the condition of a person with mental disorders : master's thesis in specialty 163 Biomedical engineering, education programme «Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering». Vinnytsia : VNTU, 2025. 105 p.

In Ukrainian. Refs.: 36 titles.; 16 figs.; 6 tables.

The paper substantiates the relevance of continuous objective monitoring of vital signs of psychiatric patients who are in a state of acute mental disorders, sedation or isolation. The limitations of traditional methods of supervision and existing technical solutions due to insufficient safety and ergonomics are shown. A dual wireless monitoring system is proposed, consisting of two autonomous modules and providing multi-channel collection of physiological parameters in real time. The implemented hardware and software solutions for the dorsal module for recording ECG, respiratory sounds and body position guarantee measurement accuracy, wireless data transmission, anti-vandal protection and clinical suitability of the system. The economic assessment confirmed the prospects for practical implementation and commercialization of the development.

Keywords: psychiatric patients; continuous monitoring; vital signs; wireless monitoring systems; wearable medical devices; anti-vandal design; clinical supervision; electrocardiography; respiratory monitoring.

ЗМІСТ

ВСТУП	6
1 КЛІНІЧНІ ТА БІОМЕДИЧНІ АСПЕКТИ ГОСПІТАЛЬНОГО МОНІТОРИНГУ ПСИХІАТРИЧНИХ ПАЦІЄНТІВ	9
1.1. Особливості перебігу гострих психічних розладів у стаціонарних умовах ..	9
1.2 Нормативно-правові вимоги до моніторингу психіатричних пацієнтів	12
1.3 Традиційні методи нагляду та їх обмеження	16
1.4 Висновки до розділу 1	19
2 АНАЛІЗ СУЧАСНИХ СИСТЕМ МОНІТОРИНГУ ЖИТТЄВИХ ПОКАЗНИКІВ	21
2.1 Клінічні приліжкові монітори та їх функціональні можливості	21
2.2 Носимі пристрої для дистанційного медичного моніторингу	26
2.3 Патентні розробки у сфері бездротового моніторингу пацієнтів	29
2.4 Інформаційні технології забезпечення віддаленого клінічного моніторингу	32
2.5 Висновки до розділу 2	35
3 КОНЦЕПЦІЯ БЕЗДРОВОЇ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ ПСИХІАТРИЧНИХ ПАЦІЄНТІВ	38
3.1 Вимоги до пристроїв, призначених для психіатричного застосування	38
3.2 Концепція дорсального сенсорного модуля	41
3.3 Принцип роботи рукавички для моніторингу	43
3.4 Загальна архітектура системи	51
3.5 Висновки до розділу 3	52
4 КОНСТРУКТОРСЬКО-ТЕХНОЛОГІЧНЕ РОЗРОБЛЕННЯ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ	54
4.1 Проектування апаратної частини дорсального сенсорного модуля	54
4.2 Проектування сенсорної рукавички з інтегрованими фотоплетизмографічними та імпедансно-плетизмографічними сенсорами	67
4.3 Обробка біомедичних сигналів	70

	5
4.4 Висновки до розділу 4	76
5 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	77
5.1 Технологічний аудит розробленої системи моніторингу стану людини з психічними розладами.....	77
5.2 Розрахунок витрат на розробку системи моніторингу стану людини з психічними розладами.....	81
5.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи моніторингу стану людини з психічними розладами.....	85
ВИСНОВКИ.....	90
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	92
Додаток А (обов'язковий) Ілюстративна частина	95
Додаток Б (обов'язковий) Протокол перевірки роботи	103

ВСТУП

Актуальність дослідження. Актуальність системи моніторингу стану людини з психічними розладами є надзвичайно високою і зумовлена багатоаспектними ризиками та викликами, що виникають у процесі надання допомоги пацієнтам з гострими психічними розладами у спеціалізованих клінічних умовах. Ці пацієнти, перебуваючи у стані загострення, можуть демонструвати непередбачувану, агресивну або небезпечну поведінку, що вимагає застосування специфічних інтервенцій, таких як седація або ізоляція/обмеження. Хоча ці заходи є необхідними для забезпечення безпеки самого пацієнта, медичного персоналу та оточуючих, вони водночас несуть значний ризик непередбачуваних медичних ускладнень, які можуть мати фатальні наслідки [1]. Основна проблема полягає в тому, що під час седації пацієнт, як правило, припиняє активний рух або засинає, що ускладнює візуальний контроль. У стані спокою, особливо під впливом медикаментів, зростає ймовірність розвитку загрозливих для життя станів, включаючи апное (тимчасова зупинка дихання) або гіпотензію (критичне зниження артеріального тиску), які вимагають негайного клінічного втручання. Традиційні методи нагляду, такі як моніторинг через відеокамеру або періодичні візити, які можуть бути небезпечними для персоналу, є недостатньо інформативними, оскільки не дають об'єктивних даних про життєві функції організму в режимі реального часу. Ця проблема посилюється жорсткими законодавчими та регуляторними вимогами до моніторингу пацієнтів, які перебувають під обмеженням. Наприклад, у багатьох юрисдикціях вимагається регулярний, часто щопівгодинний (кожні 30 хвилин), моніторинг фізичного стану (пульсу, дихання, температури). Дотримання цих норм є складним завданням, особливо з огляду на дефіцит персоналу та побоювання медиків щодо власної безпеки у роботі з агресивними пацієнтами. Хоча законодавство України, включаючи Закон "Про психіатричну допомогу" та відповідні клінічні протоколи, вимагає ретельного спостереження за пацієнтами, які зазнали примусової госпіталізації або

застосування заходів фізичного обмеження, конкретні технологічні вимоги до моніторингового обладнання часто залишаються нечіткими [2]. Інтеграція сучасних бездротових технологій у систему психіатричної допомоги відповідає загальносвітовому тренду на підвищення стандартів безпеки та об'єктивізації клінічного догляду. Таким чином, розробка та впровадження компактної, неінвазивної, стійкої до зовнішніх впливів, повністю бездротової системи моніторингу, здатної безперервно вимірювати життєві показники (ЕКГ, пульс, частоту дихання, сатурацію киснем крові, температуру), дозволить клініцистам отримувати дані в режимі реального часу. Це не лише мінімізує фізичний контакт персоналу з агресивним пацієнтом та зменшить їхнє робоче навантаження, але й забезпечить критично важливе раннє попередження про медичні ускладнення, що є єдиним надійним шляхом запобігання нещасним випадкам у психіатричному середовищі.

Мета магістерської кваліфікаційної роботи – розроблення та аналіз концептуальної моделі бездротової системи моніторингу життєвих показників психіатричних пацієнтів, які перебувають у стані седації або ізоляції, для забезпечення їхньої безпеки та підвищення ефективності клінічного нагляду.

Завданнями магістерської кваліфікаційної роботи є:

- провести огляд літератури щодо фізіологічних показників, які є критично важливими для моніторингу пацієнтів у психіатричному середовищі;
- проаналізувати існуючі комерційні та запатентовані пристрої моніторингу;
- розробити концептуальний дизайн двох взаємодоповнюючих бездротових пристроїв – дорсального (для ЕКГ, дихання, температури) та пристрою-рукавички (для вимірювання сатурації киснем крові);
- розробити архітектуру апаратної та програмної частини системи, включаючи бездротовий зв'язок та центральну станцію моніторингу;
- описати та дослідити алгоритми цифрової обробки сигналів для виявлення критичних станів.

Об'єкт магістерської кваліфікаційної роботи: процес безперервного моніторингу життєвих показників людини з психічними розладами.

Предмет магістерської кваліфікаційної роботи: апаратна та програмна архітектура бездротової системи для комплексного збору, передачі та аналізу фізіологічних даних.

Методи дослідження. Під час виконання магістерської роботи застосовувалися такі методи: аналітично-пошуковий метод, методи біомедичної інженерії та схемотехніки, методи цифрової обробки сигналів, методи імітаційного моделювання.

Наукова новизна одержаних результатів:

В роботі було вдосконалено підхід до бездротового моніторингу психіатричних пацієнтів шляхом розробки та валідації концепції подвійної системи. Це забезпечило комплексний, надійний збір критично важливих фізіологічних даних за допомогою конструктивних рішень, спеціально адаптованих до вимог безпеки та стійкості до потенційної агресивної поведінки.

Практичне значення одержаних результатів:

Розроблено концептуальну модель апаратно-програмного комплексу, що дозволяє клініцистам безперервно та дистанційно контролювати життєві показники психіатричних пацієнтів, що підвищує безпеку, знижує ризик медичних помилок і значно зменшує необхідність фізичного контакту з пацієнтом, оптимізуючи роботу медичного персоналу.

1 КЛІНІЧНІ ТА БІОМЕДИЧНІ АСПЕКТИ ГОСПІТАЛЬНОГО МОНІТОРИНГУ ПСИХІАТРИЧНИХ ПАЦІЄНТІВ

1.1. Особливості перебігу гострих психічних розладів у стаціонарних умовах

Перебіг гострих психічних розладів у стаціонарних умовах характеризується значною варіабельністю клінічних проявів, високою динамічністю психопатологічної симптоматики та суттєвими ризиками для фізичного стану пацієнтів і безпеки медичного персоналу. Найбільш складними з клінічної та організаційної точок зору є стани психомоторного збудження, агресії та делірію, які часто супроводжують загострення шизофренічного спектра, гострі маніакальні епізоди, алкогольні або медикаментозні інтоксикації, деліріозні синдроми різної етіології, а також окремі органічні ураження центральної нервової системи. У зазначених станах пацієнти демонструють різкий рівень психічної дезорганізації, втрату контролю над поведінкою, порушення сприйняття реальності та зниження критики до власного стану, що суттєво ускладнює встановлення контакту та проведення стандартних клінічних маніпуляцій.

Психомоторне збудження є одним із найчастіших приводів для екстреної госпіталізації та характеризується різким підвищенням рухової активності, імпульсивністю, вербальною або фізичною агресією, емоційною нестабільністю та хаотичною поведінкою. У таких випадках пацієнти часто не реагують на вербальні методи деескалації, можуть чинити спротив медперсоналу, намагатися завдати шкоди собі або оточуючим. Комунікативні можливості суттєво знижуються, спостерігаються розлади уваги та мислення, що унеможлиблює збір анамнезу та проведення повноцінної медичної оцінки без застосування інтервенцій безпеки. Стан агресії посилює складність клінічного ведення таких пацієнтів, оскільки підвищена м'язова активність і психоемоційне напруження супроводжуються підвищеним споживанням кисню, тахікардією, коливаннями

артеріального тиску та ризиком розвитку гострої серцево-судинної декомпенсації. Додатковим ускладнюючим фактором є неможливість використання традиційних інструментальних методів контролю стану, таких як накладання електродів електрокардіографії, вимірювання артеріального тиску або проведення пульсоксиметрії, оскільки будь-яка спроба фізичного контакту може викликати подальшу ескалацію агресії [3].

Окрему клінічну категорію становить деліріозний синдром, який характеризується гострим порушенням свідомості з дезорієнтацією в часі, просторі та власній особі, яскравими зоровими або слуховими галюцинаціями, фрагментарними маячними ідеями та різкою змінністю психічного стану. Делірій часто супроводжується вираженою вегетативною лабільністю, гіпертермією, сильним потовиділенням, коливаннями серцевого ритму та нестабільністю артеріального тиску, що перетворює його не лише на психіатричну, а й на невідкладну соматичну проблему. Пацієнти в деліріозному стані схильні до раптових спроб залишити лікарню, різких рухів та ризикованих дій, які можуть призвести до травмування. Вночі деліріозна симптоматика, як правило, посилюється, що збільшує навантаження на черговий персонал і створює додаткові умови для виникнення критичних ситуацій у відділенні [4].

У таких клінічних обставинах застосування медикаментозної седації є вимушеним заходом, спрямованим на швидке зниження рівня психічного та рухового збудження з метою забезпечення безпеки пацієнта і оточуючих. Основними показаннями до її використання є неконтрольована агресивна поведінка, що створює безпосередню загрозу фізичній цілісності людей, виражене психомоторне збудження, яке не піддається немедикаментозним методам деескалації, гострі деліріозні стани, а також необхідність проведення термінових діагностичних або лікувальних процедур. В окремих випадках седацію поєднують із застосуванням тимчасових заходів фізичних обмежень, коли неможливо гарантувати безпеку під час введення медикаментів або транспортування пацієнта. Обмеження рухів розглядаються як крайній засіб і

застосовуються відповідно до законодавчих протоколів лише в разі повної неефективності альтернативних методів контролю поведінки.

Медикаментозна седація зазвичай здійснюється з використанням антипсихотичних препаратів, бензодіазепінів або їхніх комбінацій, що дозволяє швидко знизити рівень психотичної симптоматики та викликати фармакологічний сон чи стан глибокої релаксації. Однак ці медикаментозні стратегії створюють додаткові серйозні ризики для життєдіяльності організму пацієнта. Седація здатна істотно пригнічувати активність центральної нервової системи, впливаючи на центри дихання та серцево-судинної регуляції. Одним із найнебезпечніших ускладнень є розвиток апное або гіповентиляції, що призводить до зниження сатурації крові киснем та швидкого формування гіпоксичного стану мозку. Такі епізоди можуть розвиватися непомітно, особливо у ситуаціях, коли пацієнт перебуває у стані сну або повної нерухомості, а його зовнішній вигляд не викликає негайних тривожних сигналів у персоналу. Без своєчасної діагностики та втручання гіпоксія здатна призводити до необоротних ушкоджень центральної нервової системи або раптової смерті [5].

Не менш значущими є серцево-судинні ускладнення, обумовлені як прямою дією седативних препаратів на провідну систему серця, так і змінами вегетативної регуляції на тлі пригнічення центральної нервової системи. Можливий розвиток брадикардії або, навпаки, компенсаторної тахікардії, подовження інтервалу QT та поява життєзагрозливих аритмій. У пацієнтів з фоновими кардіологічними захворюваннями навіть короткотривалі епізоди гіпоксії або медикаментозної гіпотензії можуть спричиняти гостру серцеву недостатність або синкопальні стани. Додатково спостерігаються порушення регуляції температури тіла, що проявляються як гіпотермією внаслідок загального пригнічення метаболізму, так і гіпертермією при деліріозних станах або медикаментозних реакціях [6].

Окрему небезпеку становить обмеженість клінічного моніторингу цих пацієнтів у реальних умовах психіатричних стаціонарів. Після введення седативних препаратів пацієнти зазвичай залишаються в палатах ізоляції або

спеціальних приміщеннях під візуальним контролем персоналу чи через систему відеоспостереження. Однак такі методи спостереження не дозволяють своєчасно виявляти приховані порушення життєвих функцій, оскільки зупинка дихання, розвиток небезпечної аритмії або різке падіння сатурації можуть тривалий час не проявлятися зовнішніми симптомами. Регламентовані періодичні огляди персоналом з інтервалами до 30 хвилин не відповідають реальній динаміці розвитку фізіологічних кризових станів, які можуть формуватися протягом декількох хвилин. Крім того, регулярні фізичні візити до пацієнта, який може перебувати у фазі часткового пробудження або повторного збудження, створюють додатковий ризик травм для медиків і підвищують психологічне навантаження на персонал.

Таким чином, клінічні особливості гострих психічних розладів у стаціонарі, поєднання необхідності медикаментозної седації та періодичного застосування фізичних обмежень, а також висока ймовірність раптового розвитку фізіологічних ускладнень формують унікальний контекст, у якому традиційні методи спостереження за пацієнтами виявляються недостатньо ефективними. Це зумовлює гостру потребу у застосуванні безперервних об'єктивних систем моніторингу життєвих показників, здатних у реальному часі відстежувати критично важливі параметри організму та своєчасно сигналізувати про загрозові зміни фізіологічного стану пацієнтів у психіатричному стаціонарі.

1.2 Нормативно-правові вимоги до моніторингу психіатричних пацієнтів

Правове регулювання надання психіатричної допомоги та здійснення клінічного нагляду за пацієнтами, які перебувають у стані примусової госпіталізації, медикаментозної седації або фізичного обмеження рухів, спрямоване на забезпечення балансу між дотриманням прав людини та необхідністю гарантування безпеки самого пацієнта, медичного персоналу і третіх осіб. В Україні базовим нормативним актом у цій сфері є Закон України «Про психіатричну допомогу», який визначає правові підстави застосування

заходів обмеження, порядок їх використання та вимоги до медичного нагляду. Закон встановлює, що будь-яке застосування обмежень повинно мати виключно медичні показання, бути мінімально необхідним за тривалістю та інтенсивністю, а також супроводжуватися постійним контролем стану пацієнта. Пацієнт, до якого застосовано фізичне обмеження або седацію, не може залишатися без медичного спостереження, а вся інформація щодо стану його здоров'я, проведених інтервенцій та змін клінічного статусу повинна документуватися в медичній документації. Таким чином, закон прямо покладає на заклади охорони здоров'я обов'язок забезпечити не лише факт перебування персоналу поруч із пацієнтом, а й реальний контроль фізіологічних функцій, що можуть зазнавати критичних змін під впливом медикаментозного пригнічення центральної нервової системи або тривалого зниження рухової активності [2].

Паралельно з національним законодавством у клінічній практиці України використовуються міжнародні клінічні рекомендації та протоколи, офіційно дозволені до застосування Міністерством охорони здоров'я як джерела доказової медицини. До них належать документи Всесвітньої організації охорони здоров'я, Європейської асоціації психіатрів, Національного інституту охорони здоров'я і клінічної досконалості Великої Британії (NICE), Королівського коледжу психіатрів, а також рекомендації Американської психіатричної асоціації. Ці протоколи значною мірою деталізують принципи застосування седації та фізичних обмежень при гострих психотичних і деліріозних станах, наголошуючи на необхідності найменш обмежувального підходу, пріоритетності вербальної деескалації та обов'язковому медичному спостереженні при фармакологічному втручанні. Особливу увагу вони приділяють ризикам побічних ефектів седативних препаратів, зокрема розвитку респіраторної депресії, порушень серцевого ритму та гострої гемодинамічної нестабільності.

Міжнародні клінічні рекомендації прямо визначають обов'язкові стандарти нагляду за пацієнтами, яким застосовано препаратну седацію або механічне обмеження рухів. У протоколах NICE та рекомендаціях Royal College of Psychiatrists зазначено, що пацієнт після введення седативних засобів повинен

перебувати під постійним наглядом із регулярною оцінкою частоти дихання, серцевого ритму, рівня свідомості та сатурації крові киснем. За кордоном застосовується концепція безперервного або квазібезперервного біомоніторингу, згідно з якою будь-яка ситуація фармакологічного пригнічення свідомості прирівнюється до стану контрольованої анестезії низького рівня ризику та вимагає використання технічних засобів спостереження – пульсоксиметрії, електрокардіографічного моніторингу та оцінки дихального патерну [8], [9]. Американська асоціація анестезіологів і Американська психіатрична асоціація прямо рекомендують застосовувати інструментальні методи контролю життєвих показників під час будь-якої медикаментозної седації, незалежно від місця її проведення – у психіатричному відділенні, приймальному покої або ізоляторі [10].

В Україні вимоги щодо клінічного спостереження деталізуються наказами Міністерства охорони здоров'я, що регулюють організацію психіатричної допомоги та порядок застосування клінічних протоколів. Чинні нормативні документи визначають обов'язок регулярного моніторингу фізичного стану пацієнтів, які перебувають у стані примусового утримання, та вимагають фіксації показників пульсу, частоти дихання, температури тіла й рівня артеріального тиску залежно від клінічного стану пацієнта. При цьому персонал повинен оцінювати не лише об'єктивні фізіологічні параметри, а й стан свідомості та реакції пацієнта на звернення або біль. Таким чином, нормативна база задає обсяг мінімально необхідної клінічної інформації, що має бути регулярно отримана під час нагляду за пацієнтом після седації або при фізичних обмеженнях.

Разом із тим ці положення здебільшого ґрунтуються на традиційних методах клінічного моніторингу, які передбачають безпосередній фізичний контакт медичного працівника з пацієнтом або візуальну оцінку стану під час регулярних обходів. Використання інструментальних або автоматизованих засобів спостереження в українських нормативних актах не деталізується: не встановлено чітких вимог щодо типу медичних моніторів, форматів безперервної

реєстрації даних чи алгоритмів тривожної індикації. Фактично чинні стандарти регламентують лише частотність клінічних оглядів, залишаючи технічний аспект моніторингу на розсуд конкретного закладу охорони здоров'я. Це створює істотний розрив між формальними вимогами законодавства та реальними клінічними ризиками, які потребують постійного, а не інтервального контролю життєво важливих функцій.

Міжнародні стандарти підходять до оцінки безпеки набагато жорсткіше, наполягаючи, що періодичний огляд персоналом не може вважатися адекватним заходом контролю при медикаментозній седації або глибокому психомоторному пригніченні. У рекомендаціях NICE та Американської асоціації анестезіологів наголошується, що інтервали між клінічними оглядами можуть не дозволяти своєчасно виявити розвиток апное, критичної десатурації або аритмій, які здатні формуватися протягом декількох хвилин. Саме тому більшість закордонних протоколів вимагають використання безперервного апаратного контролю з автоматичною реєстрацією показників та генерацією звукових або візуальних тривог при виході фізіологічних параметрів за безпечні межі [11].

Отже, аналіз чинного нормативно-правового поля засвідчує, що в Україні існує законодавчо закріплений обов'язок регулярного медичного нагляду за пацієнтами, які перебувають під обмеженням рухів і в стані седації, однак відсутні чітко регламентовані вимоги до технічних засобів такого нагляду. Водночас міжнародні протоколи, допущені до застосування в Україні як джерела доказової медицини, безпосередньо вказують на необхідність безперервного інструментального моніторингу життєво важливих функцій. Така невідповідність між юридичними формулюваннями і клінічними рекомендаціями формує очевидну прогалину в системі забезпечення безпеки психіатричних пацієнтів, що обґрунтовує актуальність розроблення спеціалізованої бездротової системи моніторингу, здатної забезпечити повну відповідність як українським правовим вимогам щодо регулярного контролю, так і найкращим міжнародним клінічним стандартам безперервного спостереження.

1.3 Традиційні методи нагляду та їх обмеження

Нагляд за психіатричними пацієнтами, які перебувають у стані медикаментозної седації, ізоляції або фізичних обмежень, традиційно ґрунтується на комбінації візуального контролю медичним персоналом, використання систем відеоспостереження та періодичних ручних вимірюваннях життєво важливих фізіологічних показників. Хоча ці методи залишаються основою клінічного спостереження у багатьох психіатричних стаціонарах, кожен із них має суттєві обмеження, що знижують їх ефективність у забезпеченні своєчасного виявлення загрозливих для життя станів пацієнта та не гарантують достатній рівень безпеки як для хворого, так і для медичного персоналу.

Візуальний контроль передбачає безпосередню присутність медпрацівника в палаті або огляд пацієнта під час чергових обходів. У реальних умовах стаціонару такий підхід найчастіше носить періодичний характер, з інтервалами від кількох хвилин до десятків хвилин залежно від кадрового навантаження та рівня клінічного ризику. Проте навіть часті візити не здатні підтвердити стабільність життєвих функцій між оглядами. Патологічні стани на тлі седації – апное, різке падіння сатурації киснем крові, брадикардія або шлуночкові аритмії – можуть розвиватися протягом лічених хвилин і тривалий час залишатися клінічно непомітними, особливо якщо пацієнт перебуває у глибокому сні, не здійснює активних рухів та не демонструє зовнішніх ознак дистресу. Візуальна оцінка дихання за рухами грудної клітки не дає можливості надійно діагностувати короткочасні епізоди обструктивного або центрального апное, зниження хвилинної вентиляції легень або критичну десатурацію, які мають вирішальне прогностичне значення. Таким чином, ефективність виключно візуального спостереження обмежена суб'єктивністю персоналу та його залежністю від фізичної присутності біля пацієнта, що неможливо забезпечити в режимі безперервного контролю [12].

Відеоспостереження розглядається як технічне доповнення до фізичної присутності персоналу та використовує камери для дистанційної оцінки стану пацієнта. Хоча цей інструмент дозволяє знизити кількість безпосередніх контактів та частково підвищує безпеку працівників, він також не вирішує ключової клінічної проблеми – об'єктивного контролю життєво важливих функцій. Камери забезпечують лише поверхневу візуальну інформацію про положення тіла та грубі рухи пацієнта. Вони не дозволяють оцінити сатурацію, серцевий ритм, артеріальний тиск, характер дихання чи варіабельність пульсу. Навіть у випадку ретельного відеонагляду персонал може пропустити розвиток апное або прогресуючої гіпоксії, оскільки зовнішніх поведінкових ознак цього процесу може не бути до настання тяжкої декомпенсації. Крім того, відеоспостереження значною мірою залежить від постійної концентрації уваги оператора або чергового медпрацівника, що у реальних умовах відділення з багатьма пацієнтами є вкрай складним. Перевантаження інформацією та людський фактор призводять до помилок інтерпретації або затримки реагування, що істотно знижує клінічну цінність такого методу як інструменту раннього виявлення критичних станів [12].

Періодичний ручний контроль життєвих параметрів, який включає вимірювання пульсу, артеріального тиску, частоти дихання та температури тіла за допомогою стандартних тонометрів і термометрів, залишається основною формою документального підтвердження медичного нагляду. Однак цей метод також характеризується низкою фундаментальних обмежень. По-перше, він має інтервальний характер і відображає лише одиничні «знімки» стану пацієнта без можливості виявлення динамічних коливань між процедурами вимірювання. По-друге, від моменту розвитку патологічного процесу до його виявлення персоналом може минути тривалий час, достатній для виникнення необоротних гіпоксичних уражень головного мозку або серцево-судинних ускладнень. По-третє, проведення ручних вимірювань потребує фізичного контакту з пацієнтом, що в умовах гострого психічного розладу або неповного ефекту медикаментозної седації несе ризик раптової агресивної реакції, травмування персоналу або

пацієнта. Часті повторні спроби такого контролю можуть збільшувати рівень тривоги хворого, підвищувати напруженість ситуації та створювати додаткові фактори дестабілізації поведінки.

Суттєвим додатковим чинником, що обмежує ефективність традиційних методів нагляду, є ризики для самого медичного персоналу. Працівники психіатричних відділень регулярно стикаються з агресивною, імпульсивною та непередбачуваною поведінкою пацієнтів, які можуть раптово виходити зі стану седації або реагувати нападом при будь-якій спробі фізичного контакту. Реєструються численні випадки травм серед персоналу, у тому числі ушкодження зв'язок, переломів, струсу головного мозку та психоемоційних розладів, пов'язаних із тривалим стресом. Необхідність частих фізичних оглядів збільшувала експозицію персоналу до небезпеки, тоді як юридичні вимоги щодо обов'язкової регулярної перевірки стану обмежених у русі пацієнтів лише підсилюють навантаження на медичних працівників. У результаті виникає суперечність між клінічною потребою у високочастотному контролі стану пацієнтів та фактичною неможливістю забезпечення такого режиму традиційними методами з дотриманням належного рівня безпеки [12].

Сукупність зазначених обмежень демонструє концептуальну неспроможність візуального контролю, відеоспостереження та періодичних ручних вимірювань забезпечити справді безперервний, об'єктивний і достовірний нагляд за фізіологічним станом психіатричних пацієнтів у стані седації або ізоляції. Вони не дають змоги своєчасно виявляти короткочасні, але потенційно смертельно небезпечні порушення дихання і серцевого ритму, не знижують у повному обсязі ризики для персоналу та не гарантують належний рівень клінічної безпеки. Саме ці фактори об'єктивно обґрунтовують необхідність переходу до безперервних автоматизованих систем апаратного моніторингу життєвих показників, здатних здійснювати реєстрацію параметрів у режимі реального часу з функціями сигналізації та дистанційного доступу, що стає наступним логічним етапом розвитку клінічного нагляду в умовах сучасної психіатричної практики.

1.4 Висновки до розділу 1

Аналіз літератури та нормативних документів свідчить, що психіатричні пацієнти, які перебувають у стані гострих психічних розладів, саєдації або ізоляції, характеризуються підвищеною непередбачуваністю поведінки та значним ризиком розвитку критичних фізіологічних ускладнень, таких як апное, гіпотензія, аритмії та гіпоксія. Клінічні особливості таких станів роблять традиційні методи контролю – візуальний нагляд, відеоспостереження та періодичний ручний контроль життєвих параметрів – недостатньо ефективними для своєчасного виявлення небезпечних змін фізіологічного стану. Візуальний контроль обмежений суб'єктивністю персоналу та неможливістю безперервного спостереження, відеонагляд не дозволяє оцінити критичні показники життєдіяльності, а періодичний ручний моніторинг фіксує лише окремі “знімки” стану, не забезпечуючи виявлення швидкоплинних кризових подій.

Водночас нормативно-правова база України, включаючи Закон України «Про психіатричну допомогу» та накази Міністерства охорони здоров'я, зобов'язує забезпечувати контроль за станом пацієнтів, які перебувають під примусовими заходами або фізичними обмеженнями, проте не містить чітко визначених часових інтервалів огляду та методів реєстрації фізіологічних показників. Така прогалина підкреслює актуальність розробки сучасних методів моніторингу, здатних забезпечити безперервну, об'єктивну та дистанційну оцінку стану пацієнта.

У психіатричних стаціонарах існує поєднання високого клінічного ризику та обмежених технічних можливостей традиційного нагляду. Ця ситуація створює потенційні загрози як для пацієнтів, так і для медичного персоналу та формує підґрунтя для впровадження сучасних бездротових систем моніторингу життєвих показників, здатних своєчасно сигналізувати про критичні зміни стану та мінімізувати потребу у фізичному контакті з агресивними або седованими пацієнтами. Отже, комплексний аналіз клінічних характеристик, нормативно-

правових вимог та обмежень традиційних методів нагляду підтверджує необхідність розробки концептуальної моделі системи моніторингу, що стане основою для підвищення безпеки, ефективності та об'єктивності психіатричного догляду в умовах стаціонару.

2 АНАЛІЗ СУЧАСНИХ СИСТЕМ МОНІТОРИНГУ ЖИТТЄВИХ ПОКАЗНИКІВ

2.1 Клінічні приліжкові монітори та їх функціональні можливості

Сучасні клінічні приліжкові монітори – це складні багатофункціональні медичні пристрої, призначені для постійного спостереження за станом пацієнтів, переважно у зонах інтенсивної терапії, післяопераційних палатах або під час критичного догляду (рис. 2.1). Вони поєднують у собі низку модулів і сенсорів, які дозволяють вимірювати широкий спектр фізіологічних параметрів: електрокардіографія (ЕКГ) із аналізом серцевого ритму та аритмій, частота серцевих скорочень (ЧСС), насичення крові киснем (SpO_2), частота дихання, неінвазивний артеріальний тиск (NIBP), температуру тіла, а у деяких системах – капнографію, показники перфузії, тенденції параметрів, а також можливість тривожного сповіщення при виході показників за межі норм. Ці функції дають змогу клініцистам одержувати комплексну картину гемодинамічного, дихального та метаболічного стану пацієнта.

Типова клінічна конфігурація монітора включає декілька каналів: ЕКГ (3, 5 або 12 відведень), пульсоксиметр, манжету для NIBP, датчик температури, систему дисплея й тривоги – як акустичних, так і візуальних. Багатопараметричні монітори у своїх базових чи розширених модифікаціях охоплюють усі перераховані показники, забезпечують збереження трендів параметрів із часовою міткою, запис кривих ЕКГ і SpO_2 , налаштування меж тривоги, а також можливість підключення до централізованої станції моніторингу чи лікарняної інформаційної системи. Такі монітори широко застосовуються у палатах інтенсивної терапії, після наркозу, у відділеннях кардіології та хірургії, де пацієнт потребує безперервного контролю [13].

Проте використання цих моніторів у психіатричних стаціонарах має низку специфічних обмежень, пов'язаних з високою мобільністю пацієнтів, агресивною поведінкою та ризиком пошкодження обладнання.

Таблиця 2.1 – Порівняльний огляд клінічних приліжкових моніторів різних виробників з точки зору функціональних можливостей та обмежень у психіатричному стаціонарі [14, 15, 16]

Монітор	Ключові параметри / можливості	Переваги (з точки зору моніторингу)	Потенційні обмеження у психіатричному контексті
Philips IntelliVue MX700	ЕКГ, ЧСС, SpO ₂ , частота дихання, NIBP (артеріальний тиск), температура; можливість підключення капнографії, модулі додаткових параметрів для інтенсивної терапії / реанімації.	Висока точність, багатопараметричність, можливість тривалого моніторингу, тренди показників, сигналізація при відхиленнях; добре розвинений інтерфейс, можливість інтеграції з госпітальними системами.	Дротові датчики, кабелі, манжети – вразливі до агресії або спроб зняття; обладнання великогабаритне; при рухах пацієнта – артефакти, втрати сигналу.
GE Carescape B650	Мультипараметричний монітор з можливістю заміру ЕКГ, SpO ₂ , вентиляції, газів дихальних шляхів (при підключенні модулів), NIBP, аналіз дихання, інші клінічні модулі.	Потужний набір параметрів, підходить для тяжких пацієнтів, реанімацій, палат інтенсивної терапії; можливість гнучкої конфігурації під клінічні потреби; для ситуацій, де контроль має бути максимальним.	Складність інтеграції в психіатричну палату з мобільними або агресивними пацієнтами; ризик пошкодження обладнання.
Nihon Kohden Life Scope G5/G7	12-канальний ЕКГ, аналіз аритмій, SpO ₂ (один або два канали), частота дихання, NIBP, можливість підключення капнографії.	Висока гнучкість і модульність, багатofункціональність, можливість адаптувати під пацієнтів з різним рівнем тяжкості; підходить для інтенсивної терапії, реанімації, післяопераційних палат, транспортування.	Ризик для пацієнта при психічному збудженні; велика складність конструкції; важкість контролю при мобільності пацієнта; при частих рухах/спробах маніпуляції з обладнанням – зниження надійності даних.

Наведена таблиця 2.1 демонструє ключові параметри та функціональні можливості сучасних клінічних приліжкових моніторів різних виробників, а також їхні переваги і потенційні обмеження у застосуванні в психіатричних стаціонарах. Аналіз показує, що хоча ці пристрої забезпечують точний багатопараметричний моніторинг (ЕКГ, SpO₂, дихання, артеріальний тиск, температуру), їхня дротова конструкція, чутливість до рухів пацієнта та потреба постійного нагляду обмежують їх використання у випадках агресивної або

нестабільної поведінки. Це підкреслює необхідність розробки спеціалізованих антивандальних та бездротових систем для психіатричних умов.



Рисунок 2.1 – Клінічний приліжковий монітор GE Carescape B650 [15]

У теоретичному аспекті функціональні можливості приліжкових пристроїв виглядають ідеальними для пацієнтів із ризиком фізіологічної декомпенсації – зокрема для тих, хто піддається седації або перебуває у стані обмеженого руху. Саме можливість одночасної реєстрації декількох життєвих параметрів, а також сигналізація при відхиленні від безпечних рівнів робить їх важливим елементом безпеки. Наприклад, моніторинг SpO_2 і ЧСС може вчасно виявити гіпоксію чи брадикардію; капнографія – зниження вентиляції або зупинку дихання; NIBP – падіння артеріального тиску, яке може свідчити про гіпотонію або шок; температура – ознаку метаболічних чи інфекційних ускладнень. Запис трендів дозволяє бачити динаміку, виявляти поступові погіршення перед кризовим станом, що дає змогу медперсоналу своєчасно реагувати.

Однак, незважаючи на технічну досконалість і широкі функціональні можливості, використання таких моніторів у психіатричних стаціонарах або з пацієнтами під седацією чи ізоляцією має фундаментальні обмеження. Перш за все, ці пристрої – дровові, з численними електродами, кабелями, манжетами, датчиками – відтак вони легко стають об'єктом агресії або пошкодження пацієнтом. Якщо пацієнт перебуває у збудженому стані, агресивний, має психомоторну активність або спроби самостійного зняття обладнання, дрововий монітор може бути зірваний, пошкоджений, або датчики – недоступні, що призведе до втрати сигналу. Крім того, контакт пацієнта з датчиками, манжетами, кабелями може викликати дискомфорт, підсилювати тривогу, спровокувати панічну реакцію або агресивну поведінку.

Ще одна важлива проблема – рухливість пацієнтів у психіатричних відділеннях. На відміну від пацієнтів реанімації чи після операцій, для яких монітор призначено, психіатричний хворий може вставати, ходити, змінювати положення, намагатися піти з палати або активно рухатись. У такому контексті дрововий монітор стає не просто незручним, а й небезпечним: кабелі можуть стати зняряддям самопошкодження, обвивання, задушення або створити ризик травм. Також це значно ускладнює коректне зчитування сигналів: рухи породжують артефакти, пульсоксиметр може періодично втрачати контакт, манжета для тиску – падати, ЕКГ – бути зашумленою, і внаслідок цього прилад не зможе адекватно ідентифікувати реальні кризові зміни.

Організаційно та логістично використання таких моніторів у психіатричному відділенні часто є неефективним. Для їхнього коректного функціонування потрібен персонал, здатний швидко реагувати на тривоги, перевіряти датчики, пересвідчуватись у їхньому стані, замінювати контракти або елементи живлення, перевіряти контакти. В умовах, коли медпрацівники мають справу з агресивними хворими, кожен візит до палати – це потенційний ризик для безпеки персоналу, і не всі заклади готові виділяти достатню кількість персоналу. Часті тривоги (помилкові або артефактні) можуть призводити до “alarm fatigue” – зниження уваги до сповіщень, і ускладнити адекватне

реагування на реальні критичні зміни. Це особливо актуально на нічних змінах, коли персоналу менше, а увага розподілена між багатьма пацієнтами.

Крім того, навіть в умовах «злагодженої» роботи персоналу, не всі пацієнти можуть безпечно або комфортно переносити довготривале носіння манжет, електродів або датчиків – ускладнення шкіри, подразнення, ризик інфікування, дискомфорт, стигматизація. У психіатричному контексті ці фактори можуть провокувати недотримання або зняття обладнання, що зменшує клінічну цінність монітора.

На рівні доказової медицини ефективність таких систем у загальних палатах є неоднозначною. Систематичний огляд і мета-аналіз досліджень, що порівнювали безперервний та періодичний моніторинг життєвих показників у загальних відділеннях, показали, що, хоча безперервний моніторинг підвищує ймовірність раннього виявлення погіршення стану, ця тенденція не завжди трансформується у зниження смертності, випадків кардіореспіраторних ускладнень або переведень до інтенсивної терапії. Така невизначеність частково пояснюється високою гетерогенністю досліджень, різною частотою тривоги, артефактами, “alarm fatigue” та особливостями організації догляду [17].

Окрім того, дослідження впровадження бездротових wearable-систем для безперебійного моніторингу в загальних палатах продемонстрували, що такі рішення можуть зменшити навантаження на медперсонал, сприяти ранній детекції погіршень та підвищити відчуття безпеки серед хворих. Проте вони також вказують на низку бар'єрів: нестабільний контакт сенсорів, обмежену кількість параметрів, труднощі з автономністю, можливий дискомфорт для пацієнтів – що показує: навіть сучасні рішення не позбавлені проблем.

У контексті психіатричного стаціонару, де до цього додаються специфічні ризики: агресивна поведінка, самопошкодження, нестабільність свідомості, можливість маніпуляцій з обладнанням – традиційні клінічні монітори стають навіть менш придатними. Це створює вагому підставу для потреби в альтернативних рішеннях – таких як бездротові, компактні, ергономічні системи, які враховують особливості поведінки психіатричних пацієнтів, забезпечують

антивандальність, мінімальний контакт та автономність. Саме цей аргумент підсилює вашу концепцію системи моніторингу, яку ви плануєте розробити.

Таким чином, аналіз функціональних можливостей і обмежень клінічних приліжкових моніторів демонструє: хоча технічно вони здатні забезпечити комплексний контроль ключових фізіологічних параметрів, їх ефективність у психіатричному контексті (особливо при седатії, ізоляції або агресії) обмежена – через ризики безпеки, організаційні та технологічні обмеження, а також через специфіку поведінки пацієнтів. Це підкреслює необхідність спеціально адаптованих рішень, які врахують ці виклики і нададуть можливість реального, стабільного та безпечного моніторингу.

2.2 Носимі пристрої для дистанційного медичного моніторингу

У відповідь на обмеження традиційних приліжкових моніторів, останніми роками все більшого поширення набувають носимі (портативні) пристрої для віддаленого моніторингу життєвих показників. Такі рішення – смарт-браслети, нагрудні пояси, сенсорні пластинки чи накладки – розроблені так, щоб забезпечувати постійне або періодичне вимірювання ключових фізіологічних параметрів пацієнта (серцевий ритм, пульс, сатурація, іноді – частота дихання, температура, активність), при цьому надаючи значно вищу мобільність, комфорт та меншу інвазивність у порівнянні з клінічним середовищем.

Комерційні моделі таких пристроїв доволі різноманітні. Наприклад, у клінічних дослідженнях використовувався пристрій ViSi Mobile (рисунок 2.2), а також HealthPatch (HP), які сертифіковані для безперервного моніторингу життєвих показників у стаціонарних умовах – вони демонстрували адекватну точність порівняно з традиційними вимірюваннями, при цьому зменшували навантаження на персонал і підвищували комфорт пацієнтів.

Більш сучасні рішення – “all-in-one” сенсори, здатні непримітно фіксувати ЕКГ, пульс/ SpO_2 , дихальну активність, передавати дані бездротово і підтримувати тривалі періоди автономної роботи. Недавнє дослідження показало,

що носимий сенсор забезпечує надійний та клінічно валідний моніторинг життєвих показників у пацієнтів з високим ризиком, що демонструє потенціал для широкого клінічного застосування [20].



Рисунок 2.2 – Система ViSi Mobile [18]

Носимі пристрої мають декілька істотних переваг, особливо в контексті стаціонарів, де пацієнти можуть пересуватись, перебувати поза ліжком або вимагати мінімального контакту з персоналом. По-перше, вони забезпечують мобільність і автономію – пацієнт не прив'язаний до приладу кабелями та не потребує постійного проводового підключення. Це критично важливо для пацієнтів, які можуть змінювати положення, вставати, рухатися або навіть самостійно переміщатися палатами. По-друге, завдяки бездротовій передачі даних і опціям зберігання в хмарі або на сервері, можливо організувати постійний дистанційний моніторинг з можливістю аналізу трендів, виявлення відхилень і сповіщення медичного персоналу про критичні зміни, навіть якщо пацієнт фізично далеко від моніторингової станції. Це знижує навантаження на медперсонал, зменшує навантаження на логістику догляду та може підвищити безпеку, особливо в умовах, де прямий контакт небажаний або ризикований. Крім того, носимі пристрої можуть бути частиною більш ширшої системи “віддаленої медицини / телемедицини”, що особливо актуально для пацієнтів у ізоляції або закритих відділеннях, або для хронічного моніторингу після виписки.

Проте, незважаючи на привабливі переваги, носимі пристрої мають і суттєві недоліки та обмеження, які ускладнюють їхнє застосування у клінічному, особливо психіатричному, контексті. По-перше, точність вимірювань значною мірою залежить від умов: щільності прилягання сенсора до шкіри, наявності артефактів при русі, змін шкірного контакту, потовиділення – все це може викликати спотворення даних. У дослідженні, яке обговорює застосування таких технологій, підкреслюється, що шум і артефакти – внутрішні (рухи тіла, м'язові скорочення, дихальні рухи) та зовнішні (електромагнітні перешкоди, навколишнє середовище) – суттєво зменшують якість сигналу, що знижує надійність діагностики [21].

По-друге, довготривале носіння сенсора може бути обтяжливим для пацієнта: подразнення шкіри, дискомфорт, ризик зняття – особливо у людей з порушеннями поведінки, непокої або психомоторним збудженням, що робить такі пристрої менш придатними для деяких категорій пацієнтів. По-третє, велика кількість даних, які генерує безперервний моніторинг, створює виклики для їх обробки, зберігання, аналізу – особливо якщо йдеться про групу пацієнтів, дані яких треба фільтрувати, перевіряти на артефакти, забезпечувати безпеку й приватність.

Крім того, для клінічного використання носимих пристроїв важливим є питання верифікації – чи відповідають їхні показники стандартам медичного обладнання. Частина пристроїв спочатку розробляється як фітнес-трекери або споживчі гаджети, і хоч демонструють базову здатність вимірювати пульс або SpO_2 , їх точність під час клінічних сценаріїв (седація, дихальні розлади, аритмії) може бути недостатньою. Наприклад, у багатьох дослідженнях підкреслюється, що для надійного клінічного моніторингу потрібні специфічні алгоритми відсіювання артефактів, корекції сигналів і клінічна валідація – і без цього дані носять допоміжний, а не діагностичний характер [22].

Узагальнюючи, носимі пристрої для дистанційного моніторингу життєвих показників надають сучасні можливості, які значно розширюють межі класичного клінічного нагляду. Вони дають змогу забезпечити мобільність,

мінімізувати фізичний контакт, забезпечити безперервний або тривалий моніторинг у реальному та віддаленому режимі, зменшити навантаження на персонал і підвищити комфорт пацієнтів. Водночас їхні недоліки – пов’язані з точністю вимірювань, артефактами, обмеженнями сенсорів, необхідністю складних алгоритмів обробки даних, організаційних питань зберігання та аналізу – ставлять під сумнів їхню універсальну придатність, особливо у психіатричних стаціонарах чи при пацієнтах із нестабільним психоемоційним або поведінковим станом.

2.3 Патентні розробки у сфері бездротового моніторингу пацієнтів

У патентній базі існує низка зареєстрованих розробок, що демонструють реальні концепції та системи бездротового моніторингу пацієнтів. Одним із таких є патент US10383527B2 – «Wireless patient monitoring systems and methods» – який описує сенсор, що кріпиться прямо на тіло пацієнта, передає дані бездротово на станцію моніторингу і дозволяє лікарю або медсестрі спостерігати за низкою показників у режимі реального часу (рисунок 2.3).

Цей сенсор може містити акселерометр, гіроскоп, магнітометр для оцінки положення та орієнтації тіла пацієнта у тривимірному просторі.

Його бездротовий трансивер передає дані як на локальний монітор біля ліжка, так і – за потреби – у багатокористувацьку систему спостереження (осередок нагляду за кількома пацієнтами).

В описі передбачено також акустичний сенсор дихання – він фіксує вібрації грудної клітки, передає їх на акселерометр, після чого програмне забезпечення аналізує ці дані на предмет частоти дихання, наявності епізодів апное, хрипіння, обструкцій, кашлю чи інших респіраторних подій.

ЕКГ-сенсор, у разі присутності електродів, може забезпечувати багатоканальне ЕКГ із виявленням аритмій – брадикардії, тахікардії, фібриляції тощо.

Додатково система запрограмована на аналіз «зразків поведінки» пацієнта: час, який пацієнт провів у кожному положенні, кількість змін поз, тривалість перебування в одній позі, що дає змогу реалізувати логіку «turn-protocol» – тобто контроль своєчасної зміни положення тіла пацієнта, що важливо, наприклад, для попередження пролежнів або гіповентиляції [23].

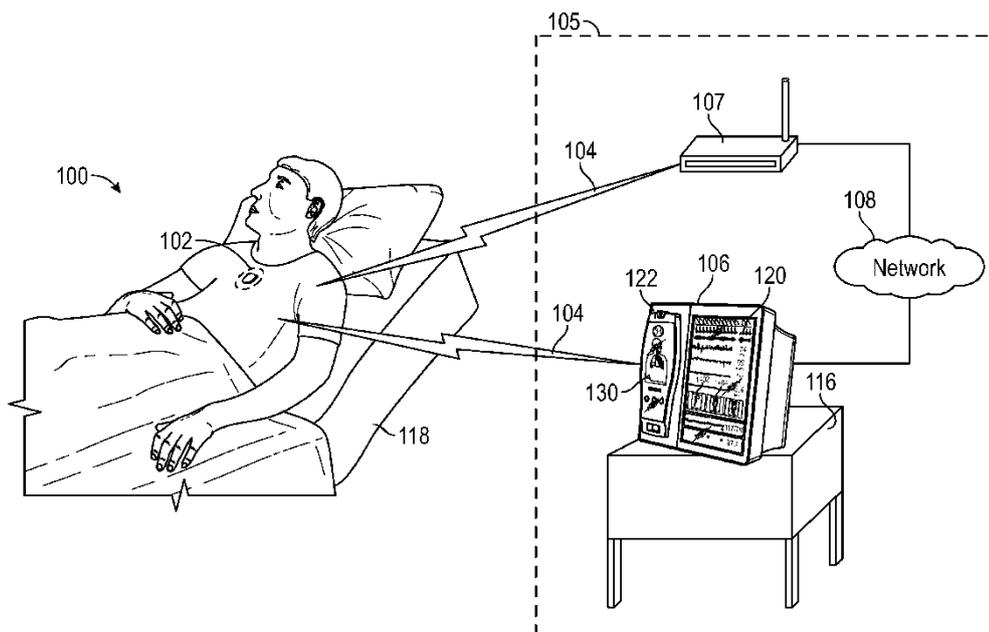


Рисунок 2.3 – Перспективний вигляд варіанта втілення системи моніторингу пацієнта за патентом US10383527B2 [23]

Інший патент – US10098558B2 – також описує бездротову систему моніторингу, зокрема оксигенацію (SpO_2) та пульс, із врахуванням активності пацієнта: пристрій має датчик активності, який вмикає або вимикає моніторинг залежно від рухів – щоб зменшити число артефактів під час руху, а також зберегти енергію батареї [24].

Це демонструє, що в патентних концепціях враховані реальні складнощі: рухи, артефакти, нестационарність пацієнта.

Більш рання за датою заява на винахід – US20100305412A1 – «Device and system for wireless monitoring of the vital signs of patients» – передбачає систему, яка дозволяє одному медпрацівнику одночасно спостерігати за багатьма

пацієнтами, кожен із яких має бездротовий сенсор, що передає дані на спільну станцію [25].

Така архітектура важлива для умов, де персоналу недостатньо для постійних обходів, і де критично – зменшити навантаження на медперсонал без втрати контролю.

З іншого боку, у науково-технічному описі патенту US10420476B2 – «Body-worn vital sign monitor» – виробником заявляється рішення, яке одночасно вимірює низку життєвих показників, передає їх бездротово і має алгоритми для мінімізації помилкових тривог, викликаних рухами, артефактами або шумом [26].

Це ключовий аспект: безпроводний монітор – не просто носимий трекер, а медичний пристрій із логікою фільтрації сигналів, аналізу контексту, тобто наближеним до клінічних стандартів.

Попри цей технічний потенціал, існують суттєві інженерні виклики. Наприклад, патенти зазначають, що низьке енергоспоживання є критичною умовою – бездротові сенсори мають працювати автономно, мати малопотужні трансивери (Bluetooth, ZigBee, Wi-Fi) або механізм зниження частоти передавання при відсутності змін, щоб зберігати заряд батареї.

Конструкція корпусу повинна бути компактною, герметичною, стійкою до механічних пошкоджень, із надійним кріпленням на тілі. У патентних описах згадується використання матеріалів з підвищеною міцністю, адгезивів для фіксації на шкірі, захисту від вологи, контакту з тілом, а також можливе застосування корпусів, що витримують значний механічний вплив.

З огляду на психіатричну специфіку – агресивна поведінка, спроби зняття пристрою, рухливість, самостійні маніпуляції – такі патентні рішення мають принципове значення. Система з компактним сенсором, без дротів, з адгезивним кріпленням і захищеним корпусом значно зменшує ризик того, що пацієнт зможе зняти або пошкодити датчик. Якщо до цього додати алгоритми, які відфільтровують артефакти і мінімізують хибні тривоги, а також механізм енергозбереження, – отримаємо технічну платформу, яка реально може працювати у психіатричному стаціонарі.

Також важливо, що патенти передбачають не просто простий збір даних, а комплексну систему із зберіганням, аналізом, історією змін, віддаленим доступом для медичного персоналу, сигналізацією при критичних подіях, а іноді – аналітикою для визначення рекомендованих дій (наприклад, зміна положення пацієнта, виклик медперсоналу, переведення до іншого відділення).

Водночас слід враховувати й те, що наявні патенти здебільшого описують концепції або прототипи, а не завжди – сертифіковані медичні прилади, які пройшли клінічну валідацію. Наприклад, хоча US10420476B2 декларує алгоритми для зменшення артефактів, у реальних умовах – при активних рухах, агресії, нестабільному контакті – ефективність цих алгоритмів може бути знижена. Також важливо питання безпеки акумуляторів, стійкості кріплень, зручності для пацієнта, терміну носіння, захисту даних та сумісності з госпітальною інфраструктурою.

Отже, аналіз патентів показує: існує достатньо технічних рішень і концепцій, які реалізують бездротовий, носимий, багатопараметричний моніторинг. Вони можуть стати реальною основою для створення систем, адаптованих до психіатричних відділень. Проте для практичної реалізації потрібна ретельна адаптація – з урахуванням поведінкових особливостей пацієнтів, вимог безпеки, довговічності, сертифікації та клінічної валідації.

2.4 Інформаційні технології забезпечення віддаленого клінічного моніторингу

Системи віддаленого моніторингу пацієнтів (Remote Patient Monitoring, RPM) у сучасній клінічній практиці являють собою багаторівневі програмно-апаратні комплекси, що забезпечують безперервний збір, передачу, зберігання та аналітичну обробку фізіологічних даних від множини пацієнтів у масштабі одного або кількох медичних закладів. Типова архітектура таких систем підпорядковується моделі «сенсорний шар – комунікаційна інфраструктура – серверний аналітичний рівень – клієнтський інтерфейс користувача». На

первинному рівні використовуються носимі датчики та бездротові сенсорні модулі, аналогічні комерційним системам типу ViSi Mobile (Sotera Wireless), HealthPatch (VitalConnect), Philips Biosensor або Masimo Radius VSM. Ці пристрої комплектуються інтегрованими електродами для одноканальної або двоканальної реєстрації ЕКГ, фотоплетизмографічними вузлами для SpO₂ та пульсометрії, термодатчиками на базі термісторів або IR-сенсорів, а для визначення частоти дихання використовують імпедансні вимірювачі або комбінований акселерометрично-алгоритмічний підхід. Збір сигналів виконується дискретизацією у діапазоні 125–500 Гц з подальшою локальною оцифровкою мікроконтролерами класу ARM Cortex-M4/M7 та попередньою фільтрацією з використанням цифрових смугових фільтрів для усунення електромагнітних перешкод і рухових артефактів [27].

Передача даних у RPM-системах зазвичай відбувається за протоколом Bluetooth Low Energy із подальшим ретрансляванням через шлюзові пристрої до локальної мережі медичного закладу або безпосередньо через Wi-Fi-модулі сенсорів. У психіатричних відділеннях така бездротова архітектура має виразну перевагу над кабельними системами, оскільки дозволяє повністю відмовитися від дротів, які становлять потенційний ризик механічного ушкодження або використання пацієнтами з агресивною поведінкою для самопошкодження. Для передачі медичних даних із шлюзів до серверної частини використовуються захищені канали зв'язку із TLS-шифруванням, а стандартизація даних здійснюється відповідно до міжнародних протоколів HL7 або FHIR, що забезпечує подальшу інтеграцію RPM-платформ із госпітальними електронними медичними системами (Electronic Medical Records, EMR). У централізованих диспетчерських панелях відображення даних здійснюється у вигляді потокових графіків ЕКГ, трендів сатурації та частоти дихання, автоматично сформованих кардіоритмограм і спискових таблиць поточних життєвих показників пацієнтів [27].

Хмарні сервіси відіграють провідну роль у сучасних RPM-комплексах, надаючи масштабовані обчислювальні ресурси для аналізу великих масивів

безперервних фізіологічних сигналів. Платформи на базі Microsoft Azure Health Data Services, Amazon AWS HealthLake або Google Cloud Healthcare API використовуються для зберігання часових рядів медичних даних та їхньої обробки за допомогою потокових аналітичних механізмів і нейромережевих методів. Для ЕКГ-аналізу застосовуються сверточні нейронні мережі та алгоритми розпізнавання патернів, здатні виявляти пароксизми фібриляції передсердь, ектопічні комплекси або блокади провідності. Для вентиляційного аналізу активуються алгоритми часово-частотної трансформації сигналів дихальної активності з побудовою спектральних профілів апное та гіповентиляції. Обчислювальні модулі формують прогностичні ризикові індекси, що дозволяють оцінювати ймовірність виникнення критичних станів протягом найближчих хвилин або годин [28].

Автоматична система тривожних повідомлень у RPM-платформах базується на комбінації порогових та мультипараметричних критеріїв виявлення загроз. Критичними вважаються значення SpO₂ нижче 90 %, епізоди апное тривалістю понад 10–15 секунд, стійка тахікардія понад 130 уд/хв, брадикардія нижче 40 уд/хв або численні ектопічні комплекси за даними ЕКГ-аналізу. При перевищенні заданих порогів формується первинний локальний тригер безпосередньо на сенсорному модулі або шлюзі передачі, після чого сигнал направляється на сервер із проходженням додаткового програмного аналізу для виключення артефактів. Система визначає категорію тривоги відповідно до рівнів небезпеки та передає сповіщення через внутрішні мобільні додатки, SMS-повідомлення або інтегровані лікарняні пейджингові системи. Деякі платформи, зокрема GE CARESCAPE Central Station та Masimo SafetyNet застосовують адаптивні алгоритми антинакладання тривог (alert prioritization), що дозволяє зменшити кількість хибнопозитивних сигналів і, відповідно, ризик «alarm fatigue» персоналу – ситуації, за якої часті необґрунтовані сигнали знижують клінічну настороженість медсестер [29].

У психіатричних стаціонарах можливість комплексної інтеграції RPM-архітектур із системами відеоспостереження, електронними протоколами

обмеження рухів та реєстрацією медикаментозних інтервенцій створює єдиний безпечний контур догляду. Дані про стан пацієнтів зіставляються з часом введення седативних препаратів, що дозволяє лікарям оперативно виявляти дозозалежне пригнічення дихального центру або розвиток медикаментозно індукованих аритмій. Водночас наявні типові RPM-рішення залишаються технічно недостатньо адаптованими до умов високого ризику механічних пошкоджень і навмисного втручання з боку психіатричних пацієнтів. Вони використовують корпусні матеріали та фіксаційні елементи, розраховані на соматичних або амбулаторних хворих без психомоторного збудження й не гарантують захисту елементів батарейного живлення та електронних компонентів від демонтажу. Саме ці обмеження формують чітку потребу в розробленні спеціалізованої інженерної системи моніторингу, інтегрованої в RPM-інфраструктуру, але доповненої антивандальною механічною реалізацією сенсорів і безпечною архітектурою фіксації, що орієнтовані виключно на специфічні умови психіатричного стаціонару.

2.5 Висновки до розділу 2

Проведений аналіз сучасних технічних рішень у сфері моніторингу життєвих показників пацієнтів показав наявність широкого спектра апаратних і програмних засобів, однак їх практична придатність до використання саме в умовах психіатричних стаціонарів залишається обмеженою. Традиційні клінічні ліжкові монітори забезпечують високий рівень точності вимірювання електрокардіографічних сигналів, сатурації кисню, частоти дихання та серцевих скорочень, артеріального тиску і температури тіла, проте потребують жорсткої фіксації електродів і датчиків, підключення до численних кабелів та постійної прив'язки пацієнта до ліжка. У психіатричній практиці це створює додаткові ризики самопошкодження, саботажу обладнання та травмування персоналу, а також знижує комфорт і мобільність пацієнтів, що є критично важливими факторами при лікуванні гострих психічних станів.

Носимі пристрої дистанційного медичного моніторингу демонструють принципово інший підхід, орієнтований на мобільність та мінімальну інвазивність. Комерційні браслети, нагрудні пояси та сенсорні накладки дозволяють здійснювати безперервний збір фізіологічних даних поза межами стаціонарного поста спостереження й зменшують залежність від постійної присутності персоналу. Проте їх точність істотно знижується в умовах рухової активності пацієнта, електромагнітних перешкод та механічних впливів, характерних для психіатричних відділень. Крім того, більшість серійних виробів мають низький рівень механічного захисту, не передбачають антивандальної фіксації та не забезпечують належного захисту елементів живлення, що істотно обмежує їх використання у клінічно агресивних середовищах.

Аналіз патентних розробок бездротових систем медичного моніторингу свідчить про активний пошук інженерних рішень, спрямованих на подолання вказаних обмежень, зокрема шляхом створення багатосенсорних модулів, інтеграції альтернативних каналів вимірювання життєвих параметрів та розробки механічно захищених корпусів і спеціалізованих систем фіксації. У патентах дедалі частіше простежується прагнення мінімізувати кабельні підключення, рознести функціональні блоки між кількома автономними сенсорними вузлами та підвищити енергоефективність телеметричних каналів. Водночас більшість таких рішень залишаються на рівні прототипів або експериментальних концептів і не мають підтвердженої клінічної адаптації саме для психіатричних умов експлуатації.

Окрему увагу привертають сучасні системи дистанційного моніторингу, що базуються на концепції Remote Patient Monitoring та використанні хмарних ІТ-платформ. Вони забезпечують масштабоване зберігання даних, інтеграцію з електронними медичними записами та застосування алгоритмів автоматичного аналізу фізіологічних сигналів у режимі реального часу. Вбудовані системи тривожних сповіщень дозволяють підвищити швидкість реагування медичного персоналу на критичні зміни стану пацієнта. Проте ефективність таких рішень значною мірою залежить від надійності первинних сенсорних пристроїв, що

знову ж таки упирається у проблему безпечного та стійкого кріплення датчиків у психіатричних відділеннях.

Таким чином, результати розділу 2 свідчать про наявність чіткого технологічного розриву між високоточною, але малосумісною з психіатричною практикою стаціонарною апаратурою та мобільними носимими пристроями, які забезпечують свободу рухів, але не відповідають вимогам механічної безпеки та стабільності вимірювань у складних клінічних умовах. Виявлені обмеження створюють об'єктивну потребу у розробці спеціалізованих систем моніторингу, здатних поєднати безперервний багатопараметричний контроль, адаптацію до поведінкових особливостей психіатричних пацієнтів, антивандальний захист конструкційних елементів і повноцінну інтеграцію з медичними інфраструктурами. Саме ці вимоги стали підґрунтям для формування концепції подвійної бездротової системи моніторингу.

3 КОНЦЕПЦІЯ БЕЗДРОТОВОЇ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ ПСИХІАТРИЧНИХ ПАЦІЄНТІВ

3.1 Вимоги до пристроїв, призначених для психіатричного застосування

Проектування апаратних засобів моніторингу для використання в умовах психіатричних стаціонарів потребує формування комплексу спеціалізованих вимог, які суттєво відрізняються від стандартних критеріїв, прийнятих для загальносоматичних відділень. Це обумовлено специфікою поведінкових проявів пацієнтів із гострими психічними розладами, які можуть супроводжуватися моторним збудженням, імпульсивними діями, елементами агресії, деструктивною поведінкою та спробами автоушкодження, а також низьким рівнем співпраці з медичним персоналом. У таких умовах будь-який технічний пристрій повинен не лише забезпечувати високу точність реєстрації фізіологічних сигналів, але й відповідати підвищеним вимогам механічної міцності, безпеки конструкції та біосумісності з тілом пацієнта.

Першочерговою умовою є реалізація антивандальної конструкції корпусів сенсорних модулів. Матеріали повинні мати підвищену ударостійкість, стійкість до вигину та стирання, а також хімічну інертність до дії дезінфекційних засобів і біологічних забруднень. На практиці це означає використання багатошарових полімерів медичного класу або армованих композитів з внутрішнім металевим екрануванням, що одночасно виконують механічну захисну функцію та знижують електромагнітні перешкоди. Геометрія корпусів повинна виключати наявність гострих кутів, колючих виступів або рухомих елементів, здатних травмувати пацієнта або використовуватися як предмет агресії. Поверхні мають бути гладкими, без щілин і різьбових зазорів, де могли б накопичуватися забруднення або фрагменти одягу. Всі конструктивні з'єднання виконуються прихованим методом, без доступних зовні гвинтів або фіксуючих застібок, щоб унеможливити розбирання пристрою без спеціалізованого інструменту.

Безпека пацієнта є другою ключовою вимогою при проєктуванні. Конструктивно система повинна виключати будь-яку можливість самопошкодження або використання елементів монітора як засобів нанесення шкоди собі чи іншим особам. Це реалізується шляхом повної відмови від кабельних з'єднань, дротів або довгих ременів, які потенційно можуть бути використані для удушення чи обмеження рухів. Фіксаційні елементи подаються у вигляді коротких широких еластичних ременів або інтегрованих манжет із контрольованою силою натягу, що не допускають формування петель та не можуть бути швидко розірвані або скручені. Замки та застібки виконуються із внутрішнім блокуванням, доступ до якого можливий лише для персоналу, що мінімізує ризик неконтрольованого зняття пристрою пацієнтом. Всі елементи електроживлення герметично ізольовані від зовнішнього доступу, а літєві акумулятори поміщені у спеціальні захисні контейнери з ударопоглинаючими прокладками та температурними демпферами для запобігання механічним пошкодженням і тепловому розгону.

Важливою додатковою вимогою є забезпечення ергономічного комфорту та свободи рухів пацієнта. Оскільки система моніторингу призначена для тривалої безперервної експлуатації протягом годин або навіть діб, надмірний тиск датчиків на тканини тіла або жорстка фіксація конструктивних елементів можуть призводити до розвитку локальних ішемій, подразнення шкіри та утворення пролежнів, що є клінічно неприпустимим у психіатричній практиці. Тому всі точки контакту пристроїв із тілом виконуються на основі гіпоалергенних матеріалів з високою повітропроникністю та м'якою структурою. Еластичні компоненти мають адаптуватися до індивідуальних антропометричних особливостей пацієнта й автоматично компенсувати зміну положення тіла при русі. Загальна маса носимих елементів повинна бути мінімальною, щоб пристрій практично не відчувався під час ходьби, сидіння або перебування в ліжку, а його дизайн не провокував пацієнта до активного втручання в роботу системи.

Критичним інженерним аспектом є сумісність розроблюваної системи з існуючими стандартами медичного обладнання та госпітальною ІТ-інфраструктурою. Апаратна частина повинна відповідати міжнародним нормативам електробезпеки для медичних пристроїв, зокрема серії стандартів IEC 60601, що регламентують допустимі рівні витоків струму, електромагнітну сумісність та вимоги до ізоляції робочих ланцюгів. Радіоканали передачі даних мають відповідати нормам ETSI та FCC щодо роботи в неліцензованих діапазонах із забезпеченням мінімального радіоперешкодження стаціонарному та реанімаційному обладнанню лікарні. Програмні інтерфейси збору та передавання інформації повинні підтримувати медичні формати обміну даними рівнів HL7 та FHIR, що забезпечує коректну інтеграцію системи в електронні медичні картки пацієнтів, центральні сервери лікарні та програмні комплекси клінічного аналізу.

Таким чином, формування вимог до пристроїв моніторингу для психіатричних стаціонарів ґрунтується на необхідності одночасного поєднання трьох ключових компонентів: високої клінічної точності реєстрації фізіологічних параметрів, максимального рівня механічної та експлуатаційної безпеки з урахуванням поведінкових особливостей пацієнтів, а також повної технологічної сумісності з сучасною госпітальною цифровою інфраструктурою. Сукупність цих вимог визначає специфічний інженерний профіль розроблюваної подвійної бездротової системи моніторингу та слугує базисом для концептуального проектування її апаратних та програмних компонентів.

У розробці передбачено використання пластирного кріплення для дорсального сенсорного модуля та пристрою-рукавички. Такий підхід має низку переваг у контексті психіатричного стаціонару. По-перше, пластир забезпечує прямий контакт сенсора зі шкірою, що критично для точного вимірювання ЕКГ, частоти дихання, температури тіла та інших фізіологічних параметрів. На відміну від ременів або поясів, які можуть зміщуватися при активних рухах пацієнта, пластирна фіксація мінімізує артефакти сигналу та підвищує достовірність даних.

По-друге, пластирне кріплення зменшує ризик травмування та удушення, оскільки не створює жорстких стягуючих зон і не обмежує рухів шиї, грудної клітки або кінцівок. Це особливо важливо для пацієнтів із психічними розладами, які можуть проявляти непередбачувану або агресивну поведінку, а також для пацієнтів під седациєю, коли обмеження рухів має бути максимально безпечним.

По-третє, антивандальна ефективність пластирного кріплення полягає в тому, що сенсор щільно прилягає до тіла, що ускладнює його самостійне зняття. При цьому матеріали сучасних медичних пластирів гіпоалергенні, водостійкі та дихаючі, що дозволяє тривале носіння без подразнення шкіри або ризику інфекцій.

Нарешті, пластирне кріплення підвищує мобільність і комфорт пацієнта, адже не обмежує рухів тулуба, рук або ніг і не додає зайвої ваги. Це робить систему більш адаптованою до психіатричного середовища, де комфорт і безпека пацієнта є пріоритетом, і одночасно забезпечує безперервний збір фізіологічних даних для дистанційного моніторингу.

Таким чином, використання пластирного кріплення для носимого сенсора є оптимальним рішенням для психіатричного моніторингу, поєднуючи точність вимірювань, безпеку пацієнта та стійкість до активної поведінки.

3.2 Концепція дорсального сенсорного модуля

Дорсальний сенсорний модуль (рисунок 3.1) розроблено як одну з основних концепцій розташування пристрою для вимірювання життєво важливих показників пацієнтів у психіатричному середовищі. Пристрій передбачено розміщувати на спині, між лівою та правою лопатками, що обумовлено не лише зручністю кріплення, а й фізіологічними та безпековими факторами. Така позиція забезпечує надійний контакт датчиків з тілом пацієнта, дозволяє стабільно зчитувати показники та водночас мінімізує ризик пошкодження пристрою або його неправильного використання.

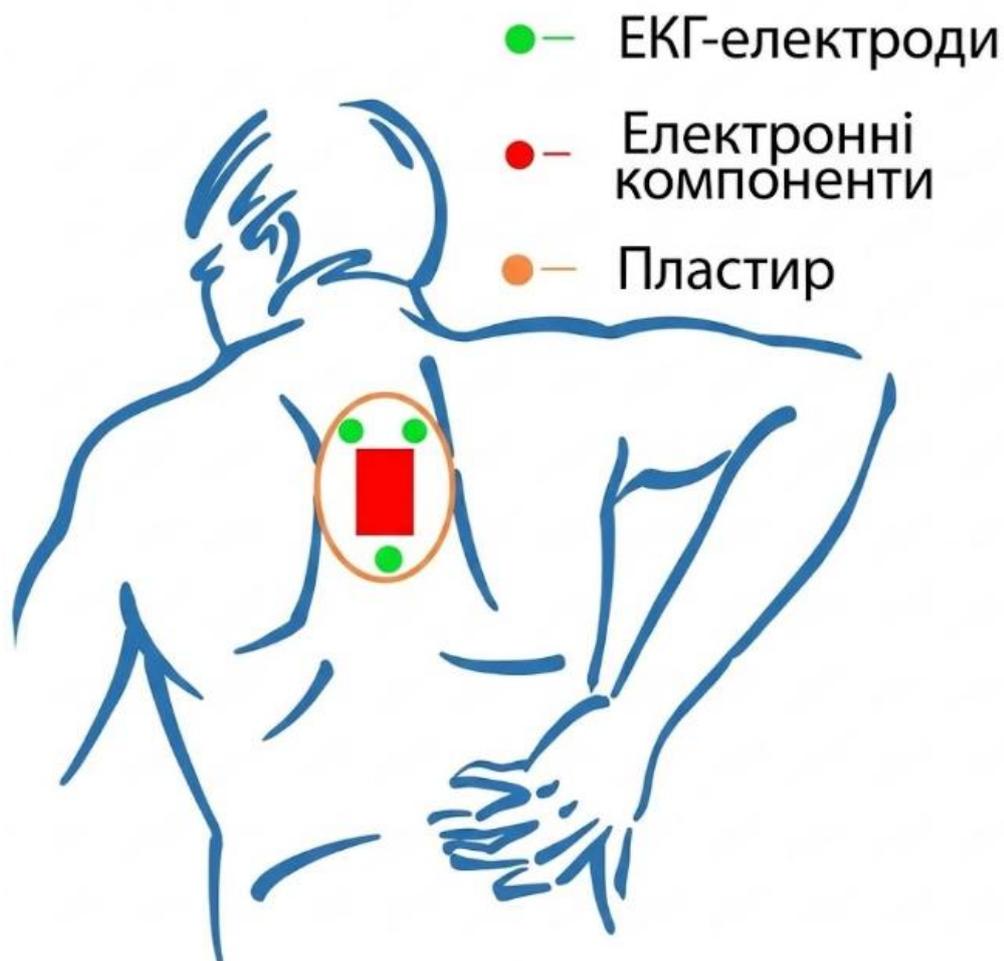


Рисунок 3.1 – Дорсальний сенсорний модуль

Особливістю дорсального розташування є те, що більшість пацієнтів не здатні витягнути руки далеко за спину, що практично унеможливорює самостійне зняття модуля. Кріплення здійснюється за допомогою спеціального великого клейкого пластиру, що дозволяє швидко та надійно фіксувати пристрій на шкірі. Завдяки цьому пацієнт не може легко зняти або пошкодити модуль, а медичний персонал має гарантію того, що пристрій залишатиметься на своєму місці протягом усього часу моніторингу.

Дорсальний сенсорний модуль призначений для комплексного збору інформації про фізіологічний стан пацієнта. Він дозволяє вимірювати електрокардіограму (ЕКГ), дихальні шуми, температуру шкіри та рухи тіла. Контроль рухової активності пацієнта є важливим для оцінки його стану, а також для виявлення можливих агресивних дій, що підвищує безпеку як самого

пацієнта, так і персоналу. Дані, отримані з ЕКГ, можуть використовуватися для подальшого аналізу, зокрема для оцінки варіабельності серцевого ритму, виявлення передчасних шлуночкових скорочень та ранньої діагностики фібриляції передсердь.

Крім функціональної користі, дорсальний сенсорний модуль вирізняється високим рівнем безпеки. Він не може бути використаний для завдання шкоди пацієнту або медичному персоналу, що відповідає основним цілям проекту щодо мінімізації ризиків. Розташування на спині дозволяє пацієнту зберігати відносну свободу рухів, одночасно забезпечуючи стабільність зчитування життєво важливих показників.

Таким чином, дорсальний сенсорний модуль є оптимальним рішенням для використання у психіатричних стаціонарах. Він поєднує у собі надійність, безпеку, комфорт пацієнта та можливість комплексного моніторингу, що робить його ефективним інструментом для медичного персоналу та відповідає поставленим цілям проекту.

3.3 Принцип роботи рукавички для моніторингу

Концепція безпечної рукавички передбачає інтеграцію сенсорів для моніторингу основних життєвих показників пацієнта, таких як насичення крові киснем (SpO_2), температура, артеріальний тиск та рухова активність. Основною метою є створення компактного, ергономічного та бездротового пристрою, що дозволяє здійснювати безперервний контроль стану пацієнта.

Вимірювання насичення киснем може реалізовуватися за допомогою стандартного пальцевого кліпу комерційного пульсоксиметричного сенсора. Для забезпечення надійного захисту дротів, що з'єднують сенсор із моніторинговою електронікою на зап'ясті, застосовується рукавичка, яка покриває сенсор та проводи, мінімізуючи ризик механічних пошкоджень. Бездротове з'єднання та обробка сигналів здійснюються за допомогою схеми мікроконтролера, розташованого у невеликому захисному корпусі, який також може бути

покритий рукавичкою та легко встановлюватися на руці пацієнта. Система дозволяє обчислювати частоту серцевих скорочень та рівень насичення киснем у реальному часі.

Розглядається також можливість неінвазивного вимірювання артеріального тиску. Звичайні методи із застосуванням манжет не придатні для тривалого безперервного моніторингу через розмір, дискомфорт для пацієнта та підвищене енергоспоживання. У літературі запропоновані методи оцінки артеріального тиску на основі поєднання PPG та сенсора імпедансної плетизмографії (EIP). Для цього використовується математична гемодинамічна модель артеріального сегмента, де розташовані сенсори, яка потім поєднується з відносно спрощеними моделями артеріальних потоків у системі. На основі цієї моделі проектується фільтр Калмана, що дозволяє оцінювати внутрішні змінні, такі як артеріальний тиск у сегменті артерії, навіть за умов неповної спостережуваності всієї системи [30].

На рисунку 3.2 показано схематичну діаграму артеріального тонометра. Датчик тиску розташовується над артерією, яка лежить відносно поверхнево і підтримується твердою основою, такою як кістка або зв'язка. Зовнішній тиск прикладається неінвазивно, щоб стиснути артерію проти твердої основи так, щоб сили натягу були перпендикулярні до поверхні датчика. У цьому випадку датчик безпосередньо вимірює внутрішньоартеріальний тиск. Результатом цього методу є форма хвилі, подібна до вимірювань катетером, і для обчислення тиску з цієї хвилі необхідно використовувати алгоритм.

Розглядається невеликий сегмент (довжиною L) малої артерії, наприклад, пальцевої артерії (рисунок 3.3). Припускається, що артеріальна судина є прямолінійною, товстою оболонкою з ізотропного, незжимаемого матеріалу, з круглим перетином і без поздовжніх рухів. Кров розглядається як ньютонівська рідина, а потік – осьово-симетричним.

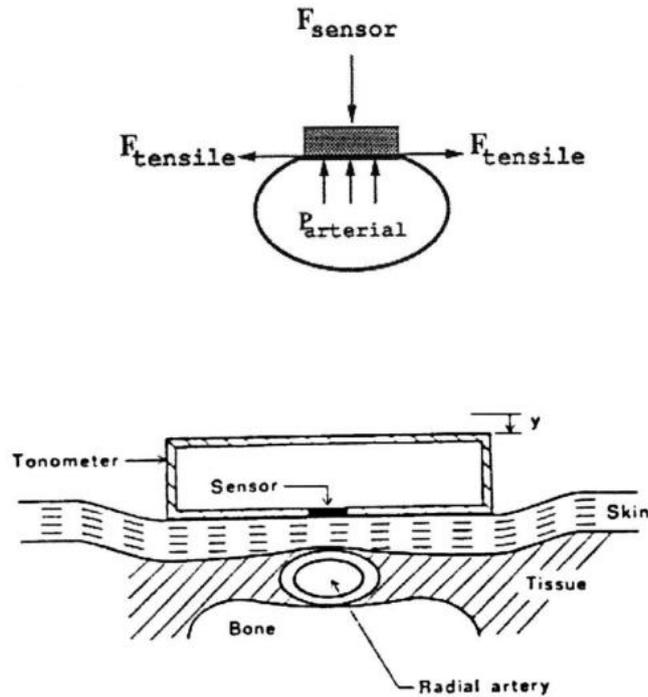


Рисунок 3.2 – Схема безманжетного артеріального тонометра [30]

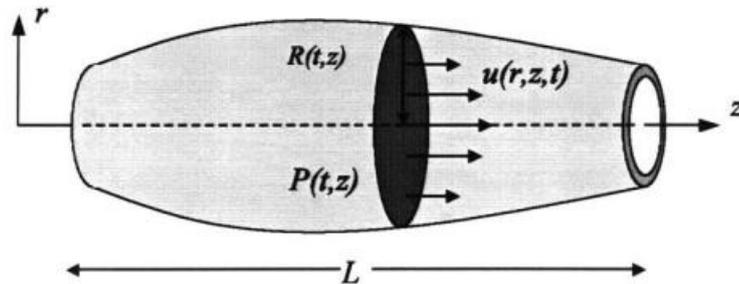


Рисунок 3.3 – Сегмент в'язкоеластичної артерії довжиною L

Двовимірні рівняння Нав'є–Стокса та рівняння неперервності для ньютонівської нестискуваної рідини у циліндричних координатах (r, θ, z) мають вигляд:

$$\frac{\partial u}{\partial t} + w \frac{\partial u}{\partial r} + u \frac{\partial u}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} + \nu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (3.1)$$

$$\frac{\partial w}{\partial t} + w \frac{\partial w}{\partial r} + u \frac{\partial w}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial r} + \nu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} - \frac{w}{r^2} \right) \quad (3.2)$$

$$\frac{w}{r} + \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{\partial u}{\partial z} = 0 \quad (3.3)$$

У вищенаведених формулах P – тиск, ρ – густину, ν – кінематичну в'язкість, а $u=u(r,z,t)$ та $w=w(r,z,t)$ позначають компоненти швидкості відповідно в осьовому (z) та радіальному (r) напрямках, як показано на рисунку 3.3.

Граничні умови для цих рівнянь такі:

$$u = 0 \mid_{r=R} \quad (3.4)$$

$$w = (\partial R)/(\partial t) \mid_{r=R} \quad (3.5)$$

$$(\partial u)/(\partial r) = 0 \mid_{r=0} \quad (3.6)$$

$$w = 0 \mid_{r=0} \quad (3.7)$$

Нехай $R(z,t)$ позначає внутрішній радіус судини, та введемо нову змінну – безрозмірний радіус:

$$\eta = \frac{r}{R(z,t)} \quad (3.8)$$

Ми можемо переписати наведені вище рівняння (3.1) та (3.3) у нових координатах (η , θ , z) у вигляді:

$$\frac{\partial u}{\partial t} - \frac{\eta}{R} \frac{\partial u}{\partial \eta} \frac{\partial R}{\partial t} + \frac{w}{R} \frac{\partial u}{\partial \eta} + u \left(\frac{\partial u}{\partial z} - \frac{\eta}{R} \frac{\partial u}{\partial \eta} \frac{\partial R}{\partial z} \right) = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} + \nu \left(\frac{1}{R^2} \frac{\partial^2 u}{\partial \eta^2} + \frac{1}{\eta R^2} \frac{\partial u}{\partial \eta} \right) \quad (3.9)$$

$$\frac{w}{\eta R} + \frac{1}{R} \frac{\partial w}{\partial \eta} + \frac{\partial u}{\partial z} - \frac{\eta}{R} \frac{\partial u}{\partial \eta} \frac{\partial R}{\partial z} = 0 \quad (3.10)$$

Граничні умови для наведених вище рівнянь по осі η такі:

$$u = 0|_{\eta=1} \quad (3.11)$$

$$w = \frac{\partial R}{\partial t} |_{\eta=1} \quad (3.12)$$

$$\frac{\partial u}{\partial r} = 0|_{\eta=0} \quad (3.13)$$

$$w = 0|_{\eta=0} \quad (3.14)$$

Основна ідея цієї гемодинамічної моделі, запропонованої Белардініеллі та Кавальканті [31], полягає в тому, щоб припустити, що профіль швидкості в осьовому напрямку можна виразити у вигляді наступного многочлена:

$$u(\eta, z, t) = \sum_{k=1}^N q_k (\eta^{2k} - 1) \quad (3.15)$$

Профіль швидкості в радіальному напрямку також виражається наступним чином:

$$w(\eta, z, t) = \eta u \frac{\partial R}{\partial z} + \eta \frac{\partial R}{\partial t} - \frac{\eta}{N} \frac{\partial R}{\partial t} \sum_{k=1}^N \frac{1}{k} (\eta^{2k} - 1) \quad (3.16)$$

Для спрощення в цій роботі обираємо $N=1$, тобто:

$$u(\eta, z, t) = q(z, t) (\eta^2 - 1) \quad (3.17)$$

$$w(\eta, z, t) = \eta u \frac{\partial R}{\partial z} + \eta \frac{\partial R}{\partial t} - \eta \frac{\partial R}{\partial t} (\eta^2 - 1) \quad (3.18)$$

Динамічні рівняння для $q(z,t)$ та $R(z,t)$ отримуються підставленням рівнянь (3.17) та (3.18) у рівняння (3.9) та (3.10):

$$\frac{\partial q}{\partial t} = \frac{4q}{R} \frac{\partial R}{\partial t} + \frac{2q}{R} \frac{\partial R}{\partial z} - \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} - \frac{4qv}{R^2} \quad (3.19)$$

$$2R \frac{\partial R}{\partial t} + \frac{R^2}{2} \frac{\partial q}{\partial z} + q \frac{\partial R}{\partial z} = 0 \quad (3.20)$$

Визначаючи площу поперечного перерізу $S(z,t)$ та об'ємний кровотік $Q(z,t)$ наступним чином:

$$S = \pi R^2, Q = \frac{1}{2} \pi R^2 q \quad (3.21)$$

Динамічні рівняння для кровотоку у пальцевій артерії можна переписати через величини Q та S у вигляді:

$$\frac{\partial Q}{\partial t} = \frac{3Q}{S} \frac{\partial S}{\partial t} + \frac{2Q^2}{S^2} \frac{\partial S}{\partial z} - \frac{S}{2\rho} \frac{\partial P}{\partial z} - \frac{4\pi v}{S} Q \quad (3.22)$$

$$\frac{\partial S}{\partial t} + \frac{\partial Q}{\partial z} = 0 \quad (3.23)$$

На основі сформульованих динамічних рівнянь для кровотоку у пальцевій артерії (3.22) та (3.23) можна побудувати представлення системи у просторі станів, що є необхідною умовою для застосування фільтра Калмана. Простір станів дозволяє описати еволюцію внутрішніх змінних системи, таких як об'ємний потік $Q(z,t)$ та площа перерізу $S(z,t)$, на основі попередніх станів та зовнішніх вимірювань, наприклад, сигналів PPG.

Фільтр Калмана є оптимальним лінійним оцінювачем стану динамічної системи при наявності гаусівського шуму у вимірюваннях та моделі. У контексті

гемодинаміки його використання дозволяє оцінювати внутрішні параметри кровотоку, включаючи артеріальний тиск, навіть якщо вони безпосередньо не вимірюються. Алгоритм поєднує два етапи: прогнозування та оновлення. На етапі прогнозування стан системи оцінюється на основі моделі гемодинаміки та попередніх станів. На етапі оновлення враховуються нові спостереження від сенсорів, що дозволяє коригувати оцінку та зменшувати вплив шуму та похибок вимірювань.

За допомогою фільтра Калмана можна також обробляти частково спостережувані системи, де деякі внутрішні змінні системи не вимірюються безпосередньо. У випадку безманжетного моніторингу артеріального тиску сигнал PPG забезпечує лише непряму інформацію про гемодинаміку, проте фільтр Калмана дозволяє реконструювати динаміку артеріального тиску у сегменті артерії на основі моделі та наявних спостережень. Таким чином, він забезпечує більш точні та стійкі оцінки, ніж просте використання необроблених сенсорних сигналів.

Фільтр Калмана зазвичай застосовується для оцінки станів динамічної системи. У випадку оцінки артеріального тиску застосовується фільтр Калмана для спостережуваного підпростору, оскільки фільтр Калмана з пониженим порядком має кілька переваг. Менший порядок оцінювача означає менші обчислювальні витрати порівняно з повноцінним фільтром Калмана, що особливо важливо для онлайн-оцінки, коли потрібно швидко обробляти дані, а також у випадку збільшення кількості вузлів у локальному сегменті. Крім того, фільтр з пониженим порядком не виконує обчислень для неспостережуваних станів, що дозволяє уникнути числової нестійкості, яка може виникати через розбіжності у неспостережуваному підпросторі. Нова конструкція фільтра Калмана для спостережуваного підпростору відновлює лише спостережувану частину простору станів, динаміка якої враховує вплив процесного та вимірювального шуму.

Динаміка спостережливого підпростору з урахуванням шуму процесу та шуму вимірювання описується наступною парою рівнянь:

$$\dot{z}_o = \overline{A}_o z_o + \overline{B}_o u + Fv \quad (3.24)$$

$$y = \overline{C}_o z_o + w \quad (3.25)$$

Вектор спостережуваного стану z_o представляє частину повного вектора станів x , отриману внаслідок перетворення подібності $x=Tz$, де x включає змінні як локального сегмента, так і потоку в цілому. Вектор z_o відображає реконструйовану (спостережувану) частину повного простору станів, яка є достатньою для оцінки артеріального тиску p . Вектор входу u описує зовнішні сигнали, що керують системою.

Матриця динаміки \overline{A}_o задає еволюцію змінних стану в спостережуваному підпросторі z_o у часі, а матриця входу \overline{B}_o визначає вплив зовнішніх сигналів u на динаміку цього підпростору. Матриця виходу \overline{C}_o пов'язує спостережувані стани z_o з вимірюваними вихідними сигналами y .

У результаті, застосування математичних моделей кровотоку та динамічних рівнянь дозволяє формалізувати процес вимірювання фізіологічних параметрів. Вектори стану та входу, матриці динаміки та виходу, а також врахування шумів процесу і вимірювання формують основу для обчислення через фільтр Калмана. Завдяки цьому система здатна оцінювати ключові параметри, такі як об'ємний кровотік та зміни площі артеріального сегмента, що дозволяє отримати непрямі, але достатньо точні результати вимірювань безпосередньо у реальному часі під час роботи рукавички. Таким чином, усі попередні рівняння та підрахунки інтегруються у функціонування моніторингового пристрою, забезпечуючи його ефективність та безпеку для пацієнта.

У підсумку, запропонована концепція рукавички для моніторингу дозволяє безпечно та зручно отримувати основні фізіологічні параметри пацієнта, зокрема частоту серцевих скорочень та насичення крові киснем. Використання пульсоксиметричного сенсора, захищеного рукавичкою, забезпечує надійний

контакт із пальцем та безпечну передачу сигналу до мікроконтролера. Математичні моделі кровотоку та застосування фільтра Калмана дозволяють оцінювати внутрішні параметри артеріального сегмента на основі отриманих сигналів PPG та EIP, інтегруючи фізичні вимірювання з обчислювальною обробкою даних.

3.4 Загальна архітектура системи

Розроблена система моніторингу життєвих показників реалізована у вигляді дворівневої бездротової архітектури, що дозволяє забезпечити комплексне спостереження за фізіологічним станом пацієнта. Вона складається з двох основних пристроїв-збирачів даних, які взаємодіють між собою та передають інформацію на центральну станцію моніторингу через бездротовий інтерфейс Bluetooth. Перший пристрій представлений у вигляді захисної рукавиці, яка спеціалізується на вимірюванні насичення крові киснем, частоти пульсу, артеріального тиску. Використання спеціалізованого пульсоксиметра дозволяє отримувати точні та надійні показники SpO₂ і пульсу. Дані, отримані від зонда, надходять на мікроконтролер, який виконує функції попередньої обробки сигналу та готує інформацію для подальшої передачі. Оброблена інформація передається через модуль Bluetooth, що забезпечує бездротову комунікацію з центральною станцією, а автономне джерело живлення гарантує стабільну роботу пристрою протягом тривалого часу.

Другий пристрій, який кріпиться на спині пацієнта, є більш комплексним монітором, здатним збирати широкий спектр фізіологічних даних. Він інтегрує датчики температури, цифровий стетоскоп для реєстрації звуків серця та легенів, електрокардіографічний модуль та трьохосьовий акселерометр для визначення положення тіла та рухів. Всі дані обробляються на мікроконтролері, синхронізуються та готуються до передачі на центральну станцію моніторингу через бездротовий канал зв'язку. Автономне джерело живлення цього пристрою

дозволяє підтримувати його функціонування без додаткових зовнішніх підключень.

Центральна станція моніторингу виступає кінцевою точкою збору даних, де агрегуються всі отримані показники, включно з насиченням крові киснем, частотою пульсу, температурою тіла, звуками серця та легень, електрокардіограмою та даними про рухи. Ця інформація відображається, аналізується та зберігається для подальшого використання медичним персоналом, що дозволяє здійснювати комплексний контроль стану пацієнта в реальному часі.

Таким чином, запропонована архітектура забезпечує ефективну інтеграцію різних фізіологічних сигналів у єдину систему спостереження. Використання двох взаємодоповнюючих бездротових пристроїв дозволяє реалізувати розподілену мережу сенсорів, де дані збираються локально, обробляються та централізовано передаються для моніторингу пацієнта. Така організація забезпечує надійність, гнучкість та можливість масштабування системи для використання у різних клінічних сценаріях.

3.5 Висновки до розділу 3

У цьому розділі було сформовано цілісне уявлення про концепцію, архітектуру та логіку функціонування подвійної бездротової системи моніторингу життєвих показників, призначеної для використання у клінічній та психіатричній практиці. На основі визначених вимог до безпеки, ергономіки та надійності було обґрунтовано вибір конструктивних рішень і функціональних модулів, що забезпечують безперервний та достовірний збір фізіологічних даних у реальних умовах експлуатації.

Запропонована система постає як взаємодія двох автономних пристроїв, які доповнюють один одного, охоплюючи різні групи життєвих показників і забезпечуючи багатоканальний збір інформації з різних анатомічних ділянок пацієнта. Аналіз архітектури системи продемонстрував, що використання

розподіленої структури дає змогу оптимізувати розташування сенсорів, зменшити дискомфорт для користувача та підвищити загальну точність моніторингу. Важливу роль відіграє бездротовий зв'язок Bluetooth, який забезпечує стабільну передачу даних до центральної станції, що виконує функції агрегування, відображення та збереження інформації.

Інтеграція різних типів сенсорів у межах двох функціональних модулів дозволила сформувавши систему, здатну фіксувати широкий спектр фізіологічних параметрів, включно з пульсоксиметричними характеристиками, температурою, електричною активністю серця, руховою активністю та акустичними сигналами. Така архітектура забезпечує високу інформативність отримуваних даних і відкриває можливості для подальшого вдосконалення конструктивних та програмних елементів системи.

Отже, результати цього розділу демонструють, що запропонована подвійна бездротова система є технічно обґрунтованою, гнучкою та перспективною для використання в клінічних умовах, а її архітектурні рішення створюють надійну основу для реалізації комплексного моніторингу життєвих показників пацієнта.

4 КОНСТРУКТОРСЬКО-ТЕХНОЛОГІЧНЕ РОЗРОБЛЕННЯ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ

4.1 Проєктування апаратної частини дорсального сенсорного модуля

Для реалізації функції вимірювання життєво важливих показників необхідно використовувати мікроконтролер, здатний приймати та перетворювати аналогові сигнали у цифрову форму. Це є ключовою вимогою для коректної роботи сенсорних модулів, оскільки більшість фізіологічних сигналів надходять у вигляді слабких аналогових коливань, що потребують точного цифрового подання для подальшої обробки. У процесі створення прототипу було відібрано й інтегровано низку електронних компонентів, кожен з яких відіграє специфічну роль у загальній структурі системи. Особлива увага приділялася конструктивним особливостям та схемотехнічним рішенням для кожного сенсора, оскільки правильна організація електроніки визначає стабільність зчитування, рівень шумів, якість сигналу та надійність роботи пристрою в умовах тривалого моніторингу. Поступове опрацювання цих елементів дозволило сформувавши повноцінну апаратну основу, що завершується створенням фінального варіанта друкованої плати, яка поєднує всі сенсорні та керуючі вузли у компактну й функціонально узгоджену конструкцію.

Для коректної роботи системи необхідний мікроконтролер, здатний виконувати вибірку сигналів одразу з шести незалежних аналогових каналів із високою точністю перетворення. Ці канали повинні зчитуватися з роздільною здатністю 12 біт, що забезпечує достатню чутливість для роботи з фізіологічними сигналами, які за своєю природою є слабкими та схильними до впливу шумів. Окрім здатності приймати дані з великої кількості сенсорних входів, мікроконтролер повинен також передавати оброблену інформацію на бездротовий модуль зі швидкістю, достатньою для стабільної трансляції потоків даних у реальному часі. З огляду на необхідність передавати шість каналів одночасно зі швидкістю вибірки близько 1600 фреймів за секунду для кожного,

було визначено, що оптимальною є швидкість послідовної передачі даних 115200 біт за секунду. Це забезпечує достатній запас пропускну здатності для безперервної передачі інформації без втрат і затримок.

Для організації бездротового обміну даними інтегрується відповідний модуль зв'язку, який має гарантувати стабільну передачу параметрів на центральну станцію моніторингу на необхідній відстані. Не менш важливою є й система живлення. Оскільки мікроконтролер, модуль бездротового зв'язку та допоміжні електронні компоненти працюють від стабільної напруги у 3,3 В, джерело живлення повинно подавати напругу не нижче 4,7 В на вхід стабілізатора, щоб забезпечити надійне перетворення та уникнути провалів напруги під час пікових навантажень.

Підбір компонентів, здатних задовольнити всі перераховані технічні вимоги та забезпечити стійку роботу системи, здійснювався з урахуванням енергоспоживання, електричної сумісності, компактності та довготривалої експлуатації в умовах безперервного моніторингу. Подальший опис деталізує характеристики вибраних елементів та обґрунтовує їх застосування у прототипі.

Мікроконтролер MSP430FG439 компанії Texas Instruments є наднизькоспоживчим пристроєм, розробленим для невеликих модульних пристроїв моніторингу з низьким енергоспоживанням. Він працює в діапазоні живлення від 1,8 В до 3,6 В і характеризується надзвичайно низьким споживанням енергії, що робить його придатним для тривалого автономного використання. Пристрій оснащено щонайменше шістьма 12-бітними каналами аналогово-цифрового перетворення, має послідовний інтерфейс зв'язку, а також 60 кілобайт флеш-пам'яті та 2 кілобайти оперативної пам'яті. MSP430FG439 повністю відповідає всім вимогам, необхідним для прототипу, і був обраний для його реалізації [32].

Для реалізації бездротового зв'язку між пристроєм, який носить пацієнтом, та центральною станцією моніторингу було обрано Bluetooth-модуль HC-05 (рисунок 4.1). Цей модуль підтримує інтерфейс UART, який використовується для послідовної передачі даних від мікроконтролера, що

дозволяє забезпечити стабільну та надійну комунікацію в реальному часі. HC-05 здатний передавати дані зі швидкістю до 115200 біт за секунду і легко налаштовується на підключення до конкретного Bluetooth-модуля щоразу після ввімкнення пристрою, що гарантує автоматичну синхронізацію між сенсорним модулем та центральною станцією.

Модуль HC-05 обрано також завдяки його компактним розмірам і невеликій вазі, що важливо для носимих пристроїв, де будь-яке збільшення габаритів або маси може знижувати комфорт пацієнта. Робоча напруга модуля добре сумісна з напругою живлення прототипу, що спрощує інтеграцію в загальну електронну схему. Популярність і масове використання цього модуля у проєктах на мікроконтролерах забезпечує доступність технічної документації, інструкцій з налаштування та прикладів програмної реалізації, що прискорює розробку та тестування системи.

Незважаючи на те, що номінальна дальність роботи HC-05 складає близько 10 метрів, цього достатньо для роботи всередині приміщень, де розташовується центральна станція моніторингу. Модуль забезпечує стабільну передачу даних та сумісність з існуючою апаратною платформою, що робить його оптимальним вибором для прототипу системи.

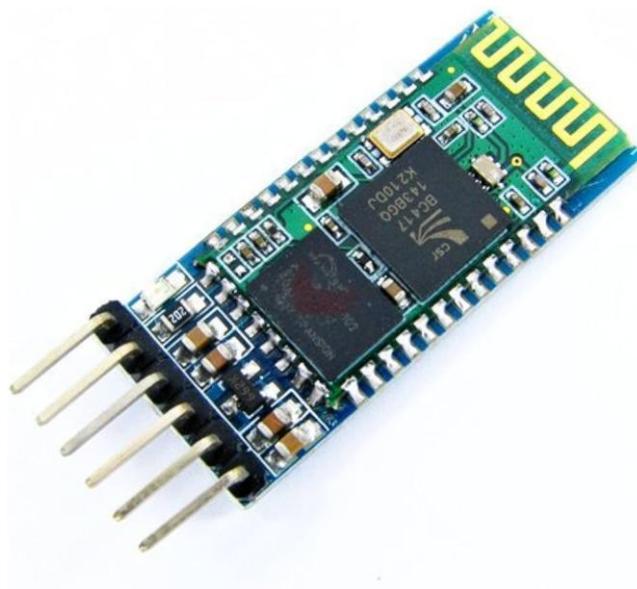


Рисунок 4.1 – Bluetooth-модуль HC-05

Модуль HC-05 інтегрується безпосередньо з мікроконтролером MSP430FG439, який відповідає за збір даних з сенсорних каналів та їх первинну обробку. Всі дані, отримані від сенсорів, перетворюються мікроконтролером у цифрову форму та передаються на модуль HC-05 через послідовний інтерфейс UART. Така схема дозволяє організувати безперервну потокову передачу даних у реальному часі, мінімізуючи затримки та втрати інформації.

Розташування модуля у корпусі прототипу обране так, щоб зберегти компактність пристрою та зручність його носіння. При цьому передбачено мінімальне перекриття сигналу та відстань від джерел електромагнітних перешкод всередині корпусу, що забезпечує стабільність зв'язку з центральною станцією моніторингу. Модуль розташовано так, щоб антена мала максимально відкриту область випромінювання, що оптимізує дальність та якість передачі даних.

Взаємодія мікроконтролера та HC-05 також передбачає автоматичне повторне підключення до центральної станції при кожному ввімкненні пристрою. Це дозволяє забезпечити безперервність моніторингу навіть після переривання живлення або тимчасового відключення. Завдяки простому та надійному протоколу UART, обмін даними між сенсорним модулем і Bluetooth-модулем виконується з високою точністю, що критично для коректного вимірювання фізіологічних параметрів пацієнта.

Завдяки поєднанню низького енергоспоживання, компактних розмірів і високої надійності передачі даних, модуль HC-05 ефективно виконує роль бездротового каналу, забезпечуючи інтеграцію сенсорного пристрою з центральною станцією моніторингу та підтримуючи стабільний зв'язок під час всього часу експлуатації прототипу.

Основним компонентом схеми підсилювача електрокардіограми (рисунок 4.2) є мікросхема INA322EA компанії Texas Instruments, яка є наднизькоспоживчим однопостачальним інструментальним підсилювачем на основі комплементарної метал-оксидної напівпровідникової технології з дуже високим коефіцієнтом підпору загального режиму сигналу (60 дБ). Схема також

використовує три операційні підсилювачі з одного квад-пакета, а також невеликі резистори та конденсатори, виконані у вигляді малогабаритних поверхневих монтажних елементів для мінімізації шумів та зменшення споживаного струму.

Схема включає дільник напруги, який ділить живлення навпіл і підключається до нижнього лівого електрода на спині пацієнта, встановлюючи його на правильний потенціал. Два інші електроди знімають сигнали з верхньої частини спини пацієнта та передають диференціальний сигнал на мікросхему INA322EA. Цей компонент підсилює різницю сигналів в п'ять разів (конфігурація здійснюється внутрішньо), одночасно відфільтровуючи майже весь шум загального режиму. INA322EA налаштована з високочастотним зворотним фільтром для динамічної компенсації можливих зміщень постійного струму, які можуть виникати з часом. Вихідний сигнал надходить на фінальний операційний підсилювач, який додатково підсилює сигнал і виконує функцію низькочастотного фільтра, забезпечуючи чистий і стабільний вихід для подальшої обробки [33].

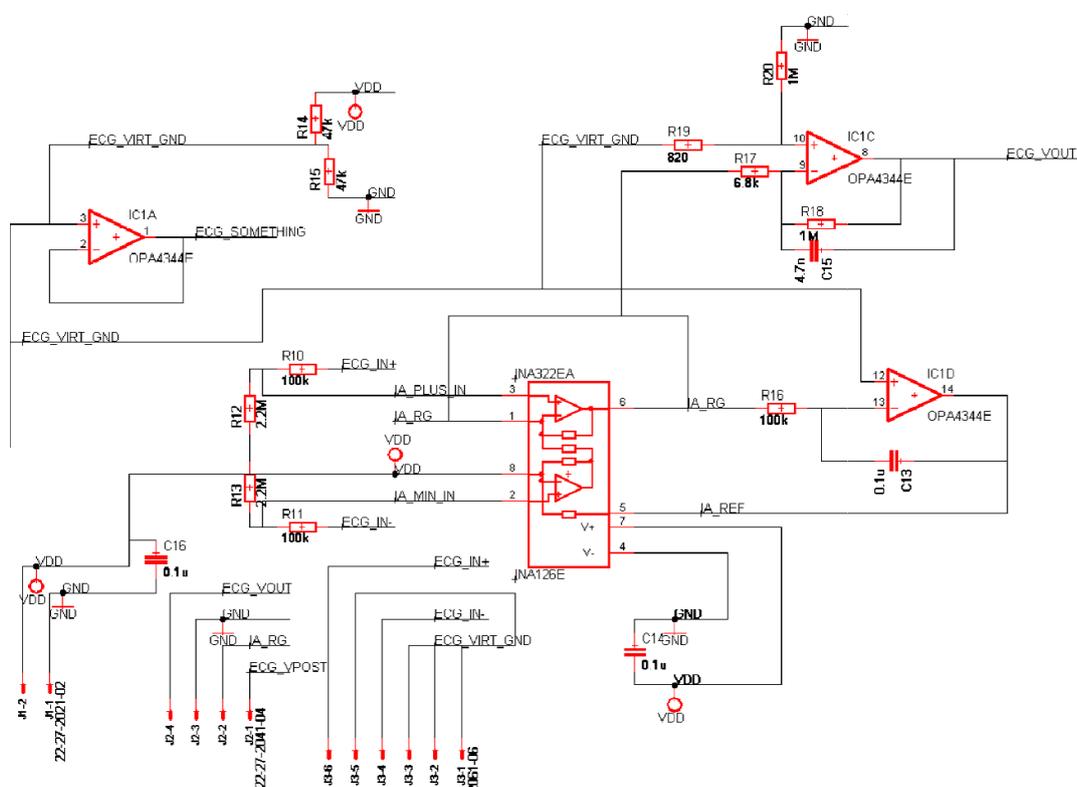


Рисунок 4.2 – Схема підсилювача ЕКГ

Завдяки поєднанню низького енергоспоживання, компактних розмірів та надійності передачі сигналу, дана конструкція забезпечує ефективно збирання та обробку сигналу ЕКГ у рамках прототипу системи моніторингу пацієнтів.

Для збору акустичних сигналів використовується конденсаторний мікрофон Panasonic WM-61A, який омнідирекційний і має електретну конструкцію [34]. Мікрофон перетворює звукові хвилі у повітряній камері на електричні сигнали. Для підсилення електронного сигналу застосовується двоступінчаста схема операційних підсилювачів. Перший каскад інвертуючого підсилювача інвертує сигнал і одночасно забезпечує його підсилення, готуючи його для подальшої обробки другим підсилювальним етапом.

Вихідний сигнал першого каскаду підсилювача потім подається на другий каскад, який підсилює його ще в 10 разів і інвертує. Після проходження обох етапів підсилення вихідний сигнал залишається оригінальним, але значно підсиленим, що дозволяє чітко виявляти звуки дихання та інші акустичні сигнали для подальшої обробки.

Акустичний сигнал формується відносно опорного потенціалу землі та являє собою змінний струм, який підсилюється відносно цього опорного потенціалу. Щоб використовувати акустичний сигнал у схемі з одною батареєю, застосовується віртуальний «земельний» потенціал. Цей віртуальний «земельний» потенціал розраховується за допомогою дільника напруги з використанням резисторів R7 та R8. Пара резисторів підключається до позитивного входу операційного підсилювача (IC2A), який налаштований як буфер, щоб забезпечити стабільність опорної напруги на рівні 1,65 В. Цей опорний потенціал підключається до позитивного входу підсилювача наступного каскаду (IC2B). Завдяки такій схемі підсилення змінного струму здійснюється відносно 1,65 В, одночасно відфільтровуючи постійну складову сигналу (рисунок 4.3).

Схема перетворювача звуків легенів забезпечує надійне перетворення акустичних сигналів дихання у електричні, які підсилюються для подальшої обробки. Використання двоступінчастого підсилювача та віртуального

«земельного» потенціалу дозволяє досягти високої чутливості при одночасному відсіюванні постійної складової сигналу. Така конструкція гарантує стабільний і чистий вихідний сигнал, придатний для аналізу та інтеграції у систему моніторингу пацієнтів.

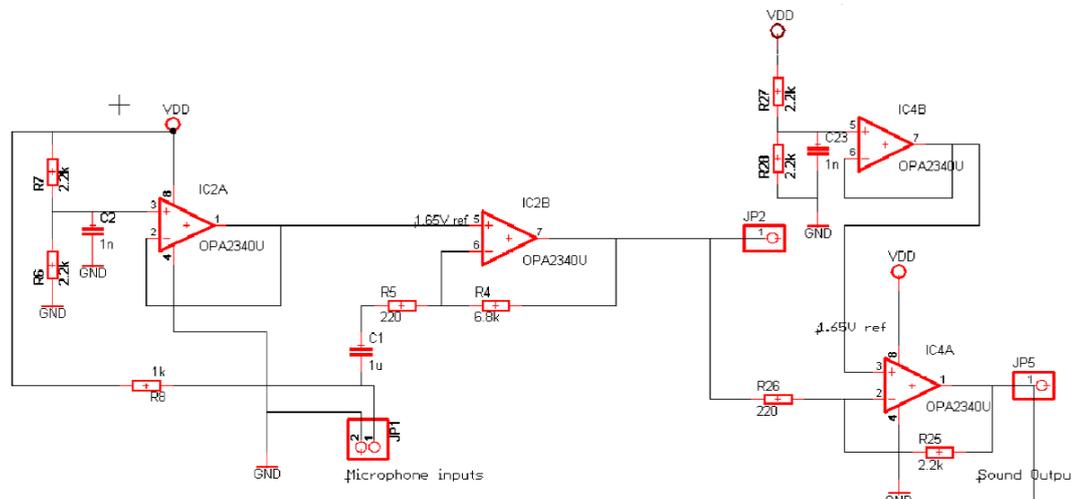


Рисунок 4.3 – Схема перетворювача звуків легенів

Для своєчасного виявлення та запобігання гіпотермії обрано аналоговий температурний датчик TMP36 від Analog Devices завдяки його малим розмірам, лінійній характеристиці вихідної напруги та високій точності вимірювань. Вихідна напруга датчика пропорційна температурі тіла, що дозволяє мікроконтролеру безпосередньо зчитувати значення і перетворювати його на градуси за Цельсієм. АЦП мікроконтролера здатен здійснювати зчитування з роздільною здатністю 12 біт, що забезпечує точність вимірювань у 4096 рівнів.

TMP36 споживає мінімальну кількість струму ($\sim 50 \mu\text{A}$), що робить його придатним для використання у носимих пристроях з автономним живленням. Відсутність необхідності зовнішньої калібрування або додаткових компонентів дозволяє значно зменшити розміри плати та спрощує інтеграцію датчика у прототип системи моніторингу пацієнтів. Завдяки цим властивостям TMP36 забезпечує стабільне та надійне зчитування температури тіла пацієнта, що критично для своєчасного реагування на потенційну гіпотермію.

Акселерометр призначений для вимірювання руху пацієнта. Коли пацієнт рухається надто активно, дані ЕКГ та акустичних сигналів можуть бути спотворені, тому вони не передаються, щоб уникнути хибних показників, оскільки ці сенсори чутливі до руху. У таких випадках на екрані відображається попереджувальне повідомлення, яке сигналізує клініцисту про необхідність перевірити пацієнта та переконатися, що він у безпеці.

В якості сенсора руху використовується MMA7260QT (рисунок 4.4) – трьохосьовий акселерометр, вироблений компанією Freescale Semiconductor, який має програмовані динамічні діапазони 1,5, 2, 4 та 6 g (де $1\text{ g} = 9,81\text{ м/с}^2$) та керований режим сну для зниження енергоспоживання. Згідно з документацією, MMA7260QT використовує внутрішні перемикачі-конденсатори для фільтрації частотного спектра сигналу. Ці фільтри можуть генерувати високочастотний шум на виходах, тому рекомендується додатково застосовувати RC-фільтр з $R = 1\text{ кОм}$ і $C = 0,1\text{ мкФ}$. Крім того, документація радить використовувати керамічний конденсатор для пригнічення шуму живлення $C = 0,1\text{ мкФ}$ [35]. Такі заходи забезпечують чистий вихідний сигнал акселерометра та надійну роботу системи моніторингу руху пацієнта.

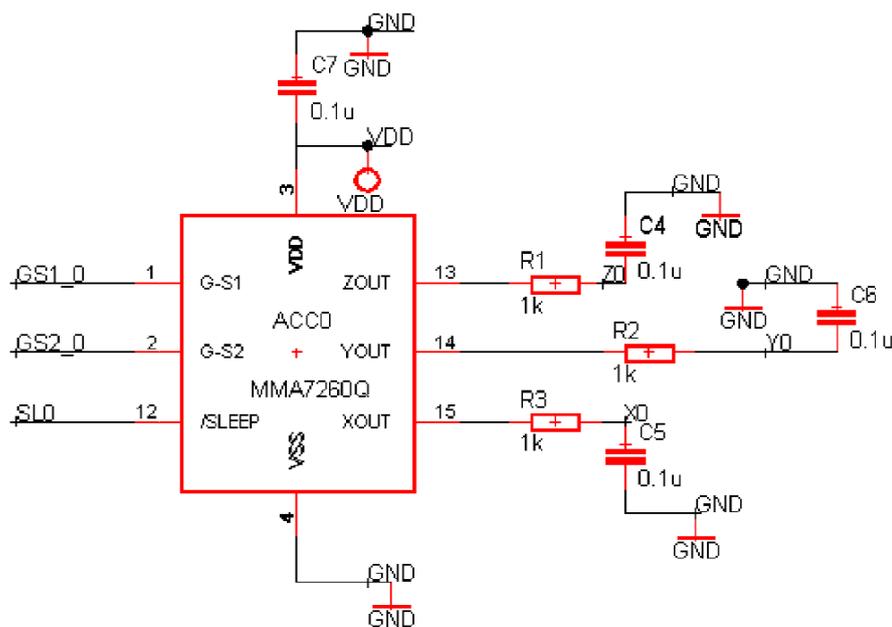


Рисунок 4.4 – Схема акселерометра

ACC_EN, ACC_GS1 та ACC_GS2 є цифровими керуючими входами акселерометра, які підключаються до цифрових виходів мікроконтролера (відповідно P4.1, P4.2 та P4.3). Акселерометр працює лише при високому логічному рівні на вході ACC_EN і переходить у режим сну при низькому логічному рівні. Входи ACC_GS1 (g-Select1) та ACC_GS2 (g-Select2) контролюють чутливість акселерометра і визначають його динамічний діапазон.

Аналогові виходи ACC-X, ACC-Y та ACC-Z підключаються до входів АЦП мікроконтролера (відповідно P6.5, P6.6 та P6.7) для зчитування сигналів по трьох осях. Це дозволяє мікроконтролеру отримувати інформацію про рухи та положення пацієнта в реальному часі.

Програмна частина мікроконтролера реалізує безперервне зчитування даних з усіх сенсорів та їх передачу на центральну станцію моніторингу. Після подачі живлення мікроконтролер проходить послідовність запуску, під час якої налаштовуються всі необхідні інтерфейси, включно з UART для серійного зв'язку, АЦП для зчитування аналогових сенсорів та цифрові входи/виходи для керування акселерометром. Після завершення запуску мікроконтролер переходить у безкінечний цикл очікування переривань.

Зчитування каналів АЦП відбувається з частотою 1600 Гц, яка встановлюється за допомогою таймера Timer A. Усі шість каналів АЦП працюють у послідовному режимі, коли кожен канал зчитується один за одним, а завершення циклу визначається регістром кінця послідовності. Після кожного завершення послідовності викликається переривання, під час якого значення всіх каналів зберігаються у шести окремих змінних і готуються до подальшої передачі.

Для передачі даних через UART використовується швидкість 115200 бод, яка розрахована на основі зовнішньої тактової частоти 8 МГц і встановлена у відповідних регістрах мікроконтролера. Кожен пакет даних має ідентифікатор (0xFF) на першому байті, після якого слідує дані п'яти каналів: температура, ЕКГ, звук та акселерометр. Оскільки UART передає лише 8-бітні значення, 12-бітні дані (наприклад, звук або середнє значення акселерометра) поділяються на

старший та молодший байт. Молодший байт містить молодші 7 біт, старший байт – старші 7 біт, що дозволяє при об'єднанні відновити оригінальне значення. П'ятий байт пакета формує середнє значення сигналів трьох осей акселерометра, перераховане до 8-бітного значення для передачі.

Таким чином, програмна реалізація мікроконтролера забезпечує синхронне зчитування даних із сенсорів, надійне формування пакетів та бездротову передачу на центральну станцію, що дозволяє отримувати точні та своєчасні вимірювання життєвих показників пацієнта.

ЕКГ-підсистема дорсального сенсорного модуля була розроблена з урахуванням специфічних вимог до психіатричного застосування, де надійність кріплення, недоступність електродів для пацієнта та стабільність отриманого сигналу є критично важливими. Модуль розміщується на спині між лівою та правою лопатками, що мінімізує ризик свідомого або імпульсивного зняття пристрою агресивними пацієнтами та запобігає можливості використання пристрою для завдання собі чи іншим шкоди. Таке розташування також забезпечує відносно стабільну поверхню, яка рухається менш амплітудно порівняно з грудною кліткою, що додатково сприяє зменшенню артефактів руху.

ЕКГ-підсистема використовує три електроди для реалізації двовідведеного моніторингу серцевої електричної активності. Для відтворення електричного вектора, еквівалентного класичному розташуванню електродів на передній поверхні грудної клітки, конфігурацію було інвертовано відносно анатомічних орієнтирів, що дозволяє отримувати електрокардіографічну криву, співставну з традиційними грудними відведеннями. Два верхні електроди – позитивний і негативний – розташовано горизонтально на рівні лопаток, тоді як третій, референтний електрод, зміщений нижче. Така геометрія забезпечує оптимальне охоплення проєкції серця електричним вектором і дозволяє отримувати сигнал із виразним зубцем R, достовірним комплексом QRS і стабільною базовою лінією.

Розміщення електродів визначалося як анатомічними обмеженнями, так і електрофізіологічними характеристиками серцевого сигналу. Емпірично

встановлено, що мінімальна ширина між лопатками дорослого пацієнта становить приблизно 100 мм, що дозволяє надійно розміщувати електроди без їхнього фізичного зміщення або накладання. Відстань між позитивним і негативним відведеннями вибрано 70 мм, що забезпечує достатню амплітуду потенціалів для подальшої обробки. Максимальна ефективна довжина між верхнім електродом і нижнім референтом становить 125 мм, що також сприяє формуванню чіткого диференційного сигналу. Такі параметри були визначені експериментально з урахуванням морфології ЕКГ у різних пацієнтів і дозволяють досягти прийняттого співвідношення сигнал/шум у польових умовах (рисунок 4.5).

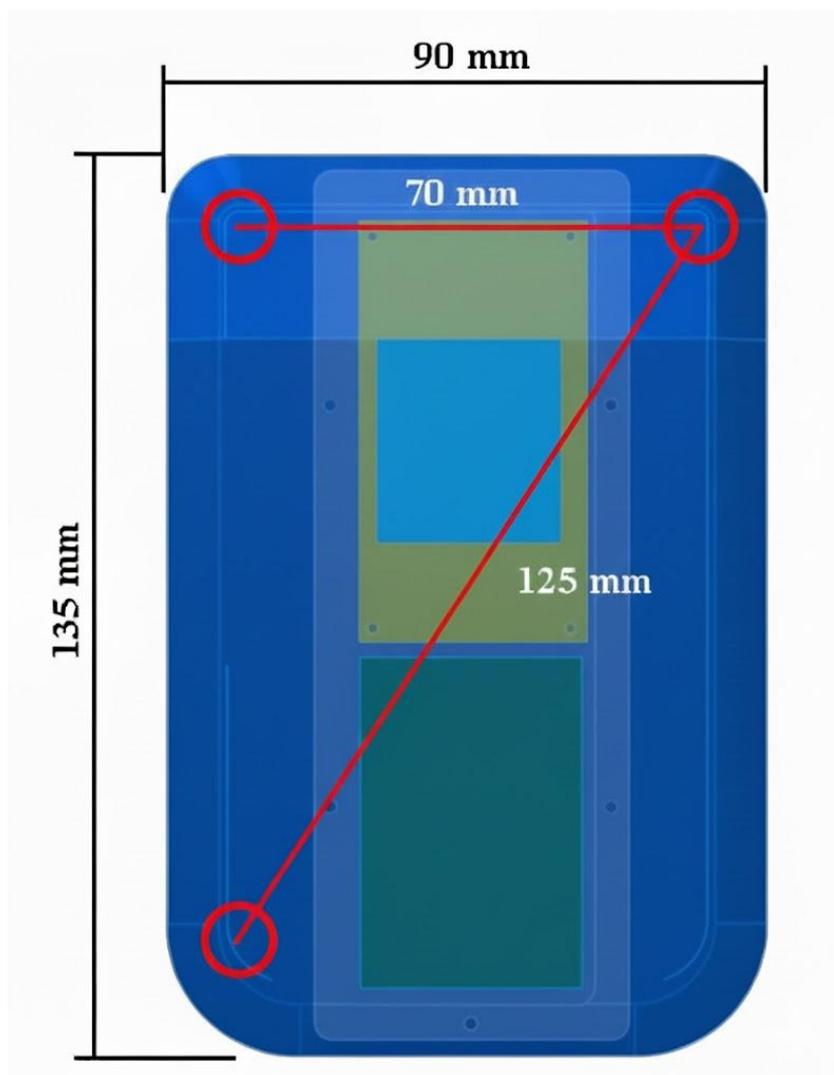


Рисунок 4.5 – Розташування ЕКГ електродів

Для контакту зі шкірою застосовуються стандартні одноразові комерційні ЕКГ-електроди, вибрані за критеріями біосумісності, низького опору та мінімальної схильності до висихання під час тривалого використання. Електроди з'єднуються з модулем за допомогою кліпс, інтегрованих у корпус пристрою. Кліпси закріплені на пружинному механізмі, який компенсує мікрорухи пристрою відносно шкіри під час ходьби, зміни положення тіла та дихальних рухів. Завдяки цьому зменшується кількість артефактів та спотворень сигналу, що особливо важливо при роботі з пацієнтами, які можуть здійснювати непередбачувані рухи.

Усі електроди розташовані під корпусом сенсорного модуля, що забезпечує їхню повну недоступність для пацієнта. Така конструкція служить одночасно елементом безпеки й стабілізації, оскільки електроди та проводи захищені від механічних пошкоджень, деформацій та випадкового відривання. У сукупності ці інженерні рішення забезпечують отримання достовірної електрокардіограми, зіставної з традиційними методами реєстрації.

Механічна конструкція корпусу дорсального сенсорного модуля розроблена таким чином, щоб забезпечити водночас компактність, ударостійкість, безпечність та ергономіку під час тривалого носіння пацієнтами психіатричного профілю. Усі функціональні компоненти, включно з друкованою платою електроніки, Bluetooth-модулем зв'язку, акумуляторними елементами живлення, блоком мікрофона для реєстрації дихальних шумів і системою з'єднання з ЕКГ-електродами, інтегровані в єдиний герметизований корпус, який одночасно виконує роль захисної оболонки та структурної основи всієї системи. Основним конструктивним пріоритетом було зменшення габаритів корпусу без погіршення механічної міцності, що необхідно для забезпечення надійної роботи в умовах можливих ударів, падінь і грубого поводження, характерних для клінічних середовищ з агресивною або непередбачуваною поведінкою пацієнтів.

Зовнішні габарити корпусу становлять 90 мм завширшки, 135 мм завдовжки та 20 мм заввишки, що робить модуль досить плоским для комфортного носіння між лопатками, не створюючи значного виступу над

поверхнею тіла. Особливу увагу приділено розміщенню елементів живлення та друкованої плати. Акумулятори встановлені безпосередньо поруч із основною платою керування у нижній частині пристрою, що дозволяє оптимально розподілити масу та забезпечити мінімальну товщину конструкції. Такий підхід дозволяє пацієнту без дискомфорту лежати на спині, оскільки тиск від корпусу рівномірно розподіляється та не створює точкових навантажень. Крім того, компактне компонування сприяє зменшенню моменту інерції пристрою при рухах, що знижує ризик відриву електродів чи порушення контакту мікрофонного блоку з поверхнею тіла.

Кріплення модуля до тіла здійснюється за допомогою міцного медичного клейкого пластиру, що забезпечує тривале утримання пристрою на шкірі навіть за наявності інтенсивних рухів, потовиділення або спроб пацієнта зрушити модуль. Вибір саме такого типу кріплення обумовлений вимогами до повної недоступності модулю для пацієнта та мінімізації можливості його умисного пошкодження. Клейка поверхня формує щільний бар'єр між корпусом та шкірою, завдяки чому провідники електродів і мікрофонного блоку залишаються повністю прихованими, а доступ до них є фізично неможливим. Це значно підвищує безпекові характеристики системи та відповідає суворим вимогам клінічного застосування в умовах підвищеного ризику.

Ще одним ключовим елементом конструкції є скошені краї корпусу, які зменшують ризик травмування пацієнта або персоналу при випадковому контакті з пристроєм. Закруглення та фаски по периметру усувають гострі кромки та знижують імовірність подряпин, зачепів за одяг чи постіль, а також унеможливають використання корпусу для нанесення механічної шкоди. Це рішення також сприяє кращому приляганню пластиру та зменшує утворення зон підвищеного тиску на шкіру.

Усі з'єднання, датчики та провідники інтегровані всередину корпусу таким чином, що вони повністю невидимі та недоступні ззовні. Відсутність зовнішніх виступів, кабелів чи портів покращує надійність системи, спрощує процес дезінфекції та знижує ризик механічного пошкодження. Герметизація корпусу

також захищає електроніку від вологи, поту та випадкового впливу хімічних речовин, що є важливим для тривалого клінічного використання.

У результаті сформована конструкція поєднує компактність, міцність і високий рівень безпеки, забезпечуючи стабільну роботу сенсорного модуля в умовах значних механічних навантажень та фізичної активності пацієнтів. Такий підхід дозволяє досягти надійного функціонування всієї системи моніторингу під час довготривалого та безперервного використання без необхідності втручання персоналу.

4.2 Проектування сенсорної рукавички з інтегрованими фотоплетизмографічними та імпедансно-плетизмографічними сенсорами

Для розширення функціональних можливостей комплексного моніторингу психіатричних пацієнтів, зокрема тих, що перебувають у стані седації, фізичного обмеження або ізоляції, у систему сенсорної рукавички пропонується інтегрувати інноваційний підхід до безперервного та неінвазивного вимірювання артеріального тиску. На відміну від традиційних методів, що покладаються на періодичне стискання кінцівки манжетою, нова концепція дозволяє отримувати beat-to-beat оцінки артеріального тиску виключно на основі фізіологічних сигналів, що знімаються на пальці, без створення механічного дискомфорту пацієнту. Такий підхід є особливо цінним у психіатричній практиці, де манжетні системи можуть провокувати тривожність, опір, а в окремих випадках – агресивні реакції.

Концепція базується на поєднанні фотоплетизмографічних (PPG) та електричних імпедансних плетизмографічних (EIP) вимірювань, розташованих у кільцевій конфігурації на пальці. Фотоплетизмографічні сенсори забезпечують високу чутливість до змін діаметра цифрової артерії, тоді як EIP формує додатковий, принципово незалежний канал вимірювання абсолютної зміни об'єму артеріального сегмента. Об'єднання цих двох типів плетизмографії значно підвищує кількість доступної фізіологічної інформації та покращує

спостережуваність периферичної гемодинаміки, що традиційно є обмежуючим фактором у неінвазивних технологіях оцінки артеріального тиску.

Основою математичного апарату є динамічна модель артеріального кровотоку в цифровому сегменті пальця, яка описує взаємодію між тиском, об'ємом та потоком у невеликій ділянці артерії. Ця модель інтегрується зі спрощеними рівняннями висхідного та низхідного кровотоку, що дозволяє врахувати вплив пульсової хвилі, яка поширюється від серця до периферії. Оскільки з пальця можна отримати лише обмежений набір вимірюваних фізіологічних сигналів, класична система рівнянь є частково неспостережуваною. Проте завдяки правильному вибору комбінації сенсорів доведено, що артеріальний тиск у цифровому сегменті залишається спостережуваною змінною навіть за умови неспостережуваності повної системи.

Для цього застосовується спеціалізований фільтр Калмана, побудований для спостережуваного підпростору гемодинамічної моделі. Такий фільтр виконує синтез даних PPG і EIP зі станами математичної моделі та дозволяє у реальному часі оцінювати зміну артеріального тиску у форматі beat-to-beat. Фільтр здійснює корекцію моделей за допомогою вимірних сигналів, компенсує шум, артефакти руху та фізіологічні варіації, забезпечуючи високоточне відтворення як систолічного, так і діастолічного тиску, а також характерних параметрів пульсової хвилі.

Апаратна реалізація концепції потребує вдосконалення конструкції сенсорної рукавички таким чином, щоб забезпечити стабільне розміщення сенсорів на пальці та мінімізувати всі форми рухових артефактів. Рукавичка повинна бути достатньо гнучкою, щоб адаптуватися до анатомічних варіацій пацієнтів, і водночас досить жорсткою у ділянці сенсорного кільця, щоб зберігати сталий контакт із шкірою. Усі елементи мають бути компактними, інтегрованими та фізично недоступними для пацієнта.

Інтеграція даного методу в сенсорну рукавичку значно покращує якість моніторингу пацієнтів, даючи змогу отримувати безперервний, об'єктивний та високоточний показник артеріального тиску без необхідності використання

манжети. Це розширює можливості дистанційного спостереження, полегшує клінічну роботу та створює передумови для модернізації традиційних систем моніторингу у психіатричній практиці.

Основною вимогою до конструкції є поєднання стабільності контакту сенсорів з шкірою, адаптивності до різних розмірів пальців, комфорту при тривалому носінні та безпеки пацієнта. Конструктивно рукавичка поділяється на такі ділянки: сенсорне кільце на пальці, що відповідає за безперервне вимірювання артеріального тиску, тильна і долонна частини руки, які забезпечують комфортне розташування та доступ повітря до центрального електронного блоку й енергетичного хаба пристрою на зап'ясті.

Для забезпечення стабільного контакту сенсорів PPG та EIP із цифровою артерією пальця сенсорне кільце виконане з гнучких і пружних матеріалів. Оптимальною базою є термопластичний еластомер (TPE або м'який TPU, твердістю Shore 60–70A), який забезпечує достатню пружність для адаптації до різного діаметра пальців і одночасно тримає форму. Під сенсорні елементи передбачені тонкі силіконові або гелеві вкладки (Shore 20–40A), що поліпшують контакт із шкірою, компенсують мікрорухи та мінімізують артефакти сигналу. Зовнішній шар кільця покритий еластичною текстильною оболонкою з поліаміду та еластану для комфорту, вентиляції та гігієнічності. У разі необхідності підгонки під розмір пальця використовуються регульовані micro-strap або modular inserts, які дозволяють підлаштувати кільце без зниження стабільності сенсорів. Така конструкція забезпечує сумісність рукавички з різними анатомічними розмірами, дозволяє легко знімати та очищувати сенсорні елементи та зберігати їхню працездатність при багаторазовій дезінфекції.

Тильна частина рукавички виконана з 3D Mesh спейсер-тканини, що забезпечує відмінну вентиляцію та відведення вологи, а долонна і пальцева ділянки – з тонкого поліамідно-еластанового текстилю, що дозволяє руці природно рухатися, не порушуючи положення сенсорного кільця. Для зон високого механічного навантаження можуть використовуватися додаткові

перфоровані вставки з неопрену, які забезпечують амортизацію та зменшують ризик пошкодження рукавички або сенсорів при активних рухах пацієнта.

Інтеграція сенсорів PPG та EIP реалізується через гнучкі кишеньки всередині сенсорного кільця, що забезпечує захист електроніки від механічних впливів, поту та пилу. Матеріали обрані з урахуванням біосумісності, гіпоалергенності та стійкості до дезінфекції, а конструкція виключає доступ пацієнта до проводів або контактів сенсорів, що підвищує безпеку та надійність роботи.

Така багатошарова та комбінована конструкція дозволяє поєднати стабільність сенсорного контакту, універсальність по розміру, ударостійкість, довготривале носіння та високу точність оцінки артеріального тиску у режимі beat-to-beat, забезпечуючи ефективний і безпечний моніторинг психіатричних пацієнтів у клінічних умовах.

4.3 Обробка біомедичних сигналів

Для отримання достовірної та корисної інформації необхідне швидке й ефективно виконання складних обчислень, фільтрації сигналів та їх візуалізації. Matlab є одним із провідних інструментів для таких задач завдяки широкому набору вбудованих функцій для цифрової обробки сигналів (DSP), інтегрованої роботи з різними типами даних і можливості створювати зручні графічні інтерфейси для лікарів.

Використання Matlab для обробки сигналів пацієнта обґрунтоване кількома ключовими факторами. По-перше, Matlab оптимізований для роботи з цифровими сигналами завдяки широкому набору вбудованих функцій для фільтрації, аналізу та візуалізації даних. Це дозволяє ефективно виконувати складні обчислення, наприклад, аналіз пульсового сигналу (PPG), електрокардіограми (ЕКГ) та варіабельності серцевого ритму (HRV), без необхідності розробляти алгоритми з нуля.

По-друге, Matlab забезпечує швидку інтеграцію різних типів даних та їх обробку в єдиному середовищі. Хоча Matlab обмежений у можливості виконувати кілька операцій одночасно (наприклад, одночасно записувати серійні дані та обробляти їх), він дозволяє організувати обробку даних по етапах: запис даних протягом визначеного часу, короткий аналіз на наявність критичних змін та виведення результатів для візуального контролю. Така послідовність дій дозволяє лікарю своєчасно отримувати ключову інформацію про стан пацієнта.

Крім того, Matlab забезпечує гнучкість у збереженні та подальшому використанні даних. Користувач може зберігати записані змінні для подальшого аналізу або архівування, що є важливим для ведення медичної документації та наукових досліджень.

Нарешті, Matlab дозволяє створювати графічні інтерфейси користувача (GUI), що підвищує зручність роботи лікаря з даними: сигнали PPG, ЕКГ, HRV, рівень рухової активності та дихання пацієнта можуть бути візуально відображені та швидко оцінені без необхідності використання додаткового програмного забезпечення.

Використання Matlab дозволяє ефективно працювати з різноманітними біомедичними сигналами, забезпечуючи їх збір, обробку та візуалізацію в реальному часі. Розглянемо обробку сигналів, які дозволяють отримати достовірну інформацію про стан пацієнта.

Для визначення частоти серцевих скорочень (HR), варіабельності серцевого ритму (HRV) та можливих аритмій потрібен чистий сигнал ЕКГ, тому для видалення небажаних шумів з необробленого сигналу застосовуються низькочастотні фільтри.

Необроблений сигнал ЕКГ, знятий з дорсальної частини тіла, має відносно низьке співвідношення сигнал/шум (SNR) через відстань, яку електричний сигнал має пройти через тіло, щоб досягти спини пацієнта. SNR обчислюється як відношення середньої потужності сигналу до середньої потужності шуму:

$$\text{SNR} = \frac{P_{\text{Signal}}}{P_{\text{Noise}}} = \left(\frac{A_{\text{Signal}}}{A_{\text{Noise}}} \right)^2 \quad (4.1)$$

На рисунку 4.6 подано спектрограму сирого сигналу ЕКГ, побудовану у форматі поверхневого графіка. Інформативна частина спектра ЕКГ зосереджена нижче 100 Гц. Для стандартного моніторингу частоти серцевих скорочень зазвичай достатньо діапазону 0,05–30 Гц, тоді як для розширених діагностичних алгоритмів, що базуються на детекції комплексів PQRST, необхідно зберігати компоненти до 100 Гц. Більшість шумів розташована у високочастотній області вище 100 Гц. Із спектрограми видно, що для цієї конструкції вся релевантна інформація, необхідна для визначення частоти серцевих скорочень, міститься в діапазоні 0–10 Гц. Тому для першого порядку низькочастотного фільтра Баттерворта було вибрано частоту зрізу 10 Гц на рівні 3 дБ.

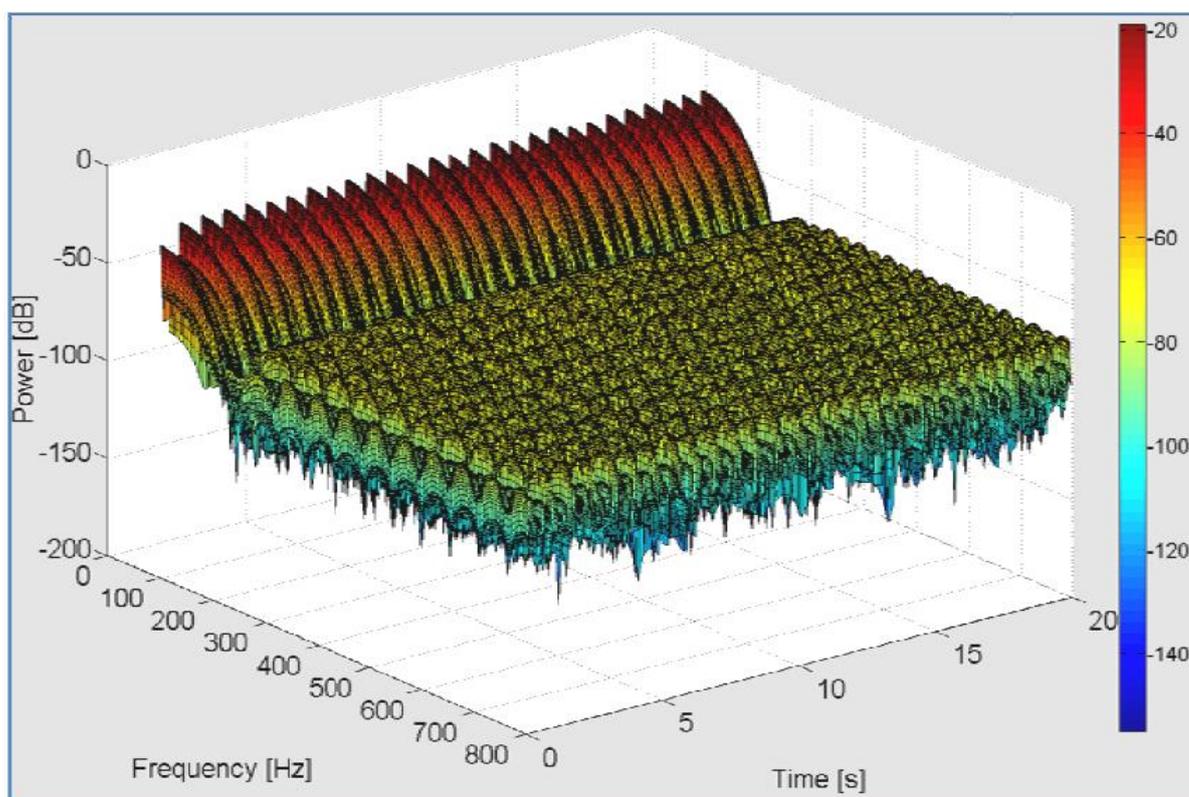


Рисунок 4.6 – Спектрограма сирого сигналу ЕКГ

Низькочастотний фільтр Баттерворта першого порядку використовується для видалення високочастотних шумів із необробленого ЕКГ-сигналу. Це

підвищує співвідношення сигнал/шум, як показано на рисунку 6-6, і забезпечує достатнє очищення сигналу для чіткої ідентифікації характеристик комплексу PQRST. Після цього можна застосувати алгоритм виявлення піків для визначення інтервалів R–R. На рисунку 4.7 наведено приклад необробленого ЕКГ-сигналу та його відфільтрованої версії.

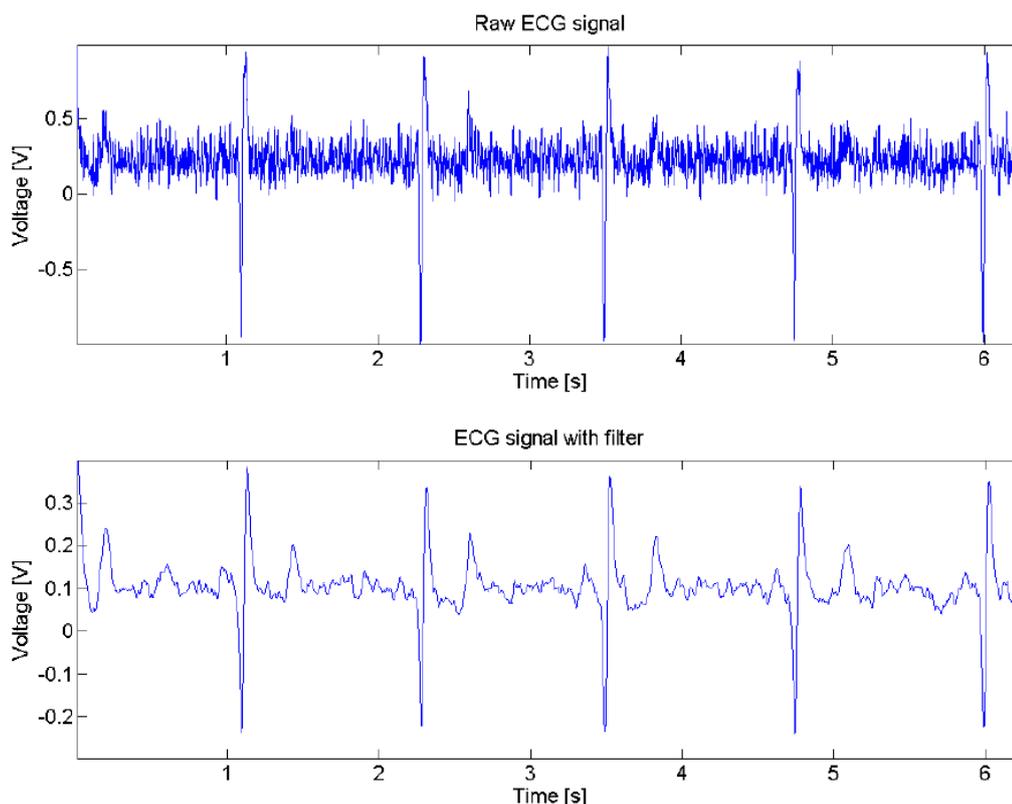


Рисунок 4.7 – Сирий і відфільтрований ЕКГ-сигнали

Розглянемо особливості обробки акустичного сигналу, що використовується для визначення частоти дихання. Акустичний сигнал із розрядністю 12 біт і частотою дискретизації 1600 Гц використовується для обчислення частоти дихання пацієнта. У дорсальній ділянці тіла, між лівою та правою лопатками, виявлення звуку є значно обмеженим через наявність м'язових структур між мікрофоном і легенями. Записані акустичні графіки містять значну кількість рухових артефактів і шуму. Щоб забезпечити можливість визначення частоти дихання, необхідно було розробити фільтри для виокремлення респіраторних звуків. На рисунку 4.8 наведено приклад сирого акустичного сигналу, зареєстрованого протягом 20 секунд.

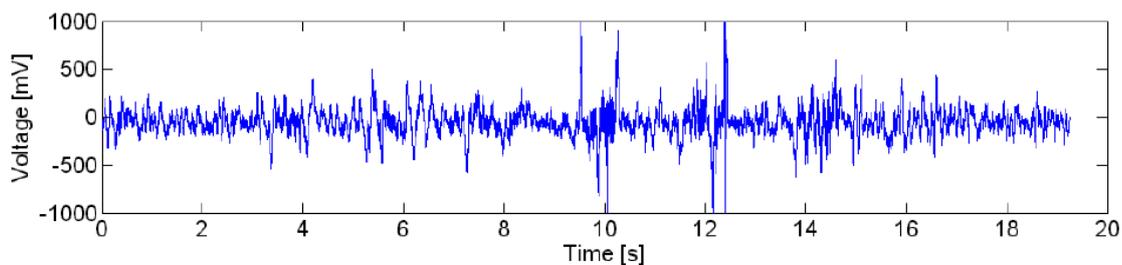


Рисунок 4.8 – Сирий акустичний сигнал, зареєстрований протягом 20 секунд

Щоб визначити частоту дихання з сигналу, показаного на рисунку 4.8, необхідно видалити шуми та рухові артефакти. Це здійснюється за допомогою смугового фільтра. Частотний діапазон смугового фільтра визначається шляхом аналізу спектрограми сигналу. Після оцінки спектрограм, представлених на рисунку 4.9, стає очевидним, що серцеві шуми зосереджені на частоті, близькій до нуля, тоді як основні компоненти легеневих звуків знаходяться в частотному діапазоні від 187 Гц до 300 Гц.

Розроблено смуговий фільтр Баттерворта 10-го порядку для збереження частотного діапазону 187–300 Гц, що відповідає основним компонентам респіраторних звуків. Використання високопорядкового фільтра забезпечує достатнє відсічення небажаних шумів та рухових артефактів, які зазвичай присутні у сирому акустичному сигналі, особливо при вимірюванні на дорсальній частині тіла. На рисунку 4.10 показано результат фільтрації: відфільтрований сигнал демонструє чітко виражені респіраторні коливання, що дозволяє точно визначити частоту дихання пацієнта та аналізувати ритм його дихання без спотворень від шумів або сторонніх компонентів сигналу. Такий підхід підвищує точність подальших алгоритмів обробки та автоматичного аналізу респіраторної активності.

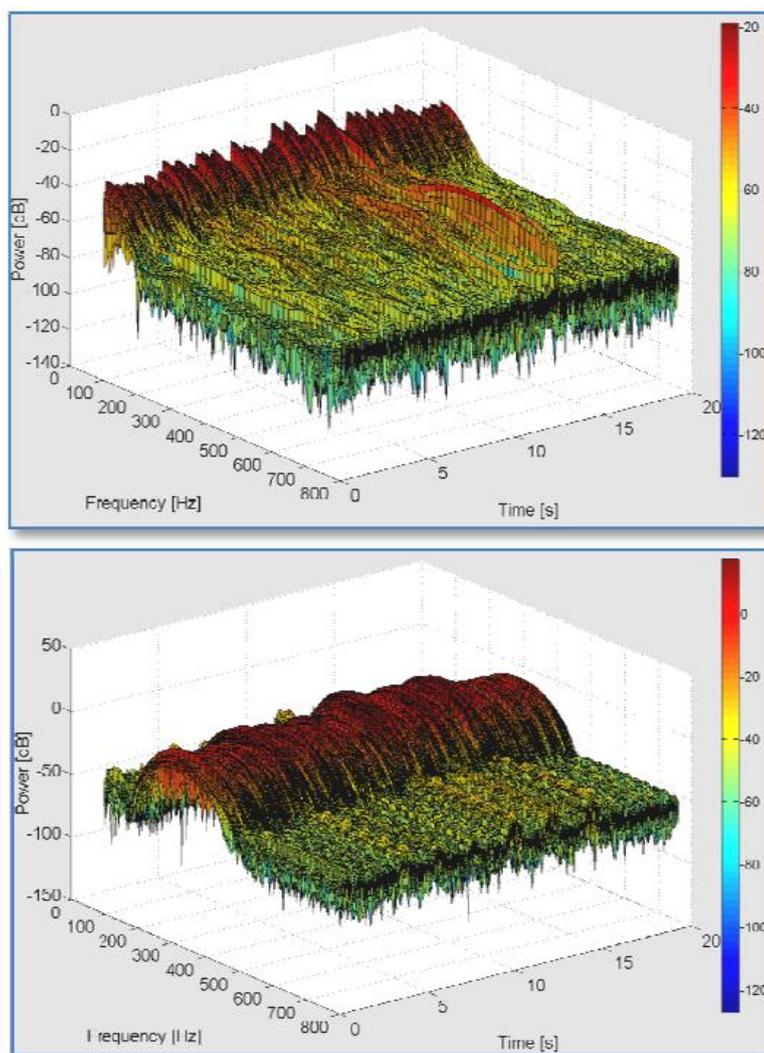


Рисунок 4.9 – Спектрограма акустичного сигналу

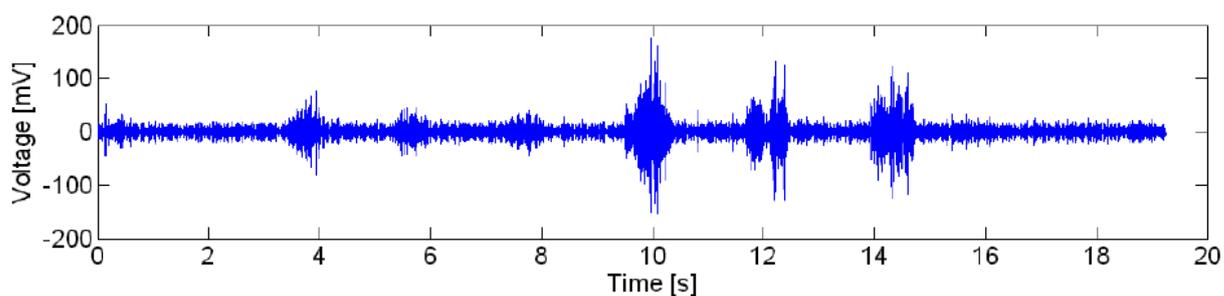


Рисунок 4.10 – Акустичний сигнал після смугового фільтрування

На рисунку 4.10 наведено приклад трьох нормальних і трьох глибоких вдихів протягом 20-секундного вікна запису. Фаза вдиху практично не видна через низьке співвідношення сигнал/шум (SNR), що ускладнює її безпосереднє

виявлення. Водночас фаза видиху одного дихального циклу добре відображена та буде використана для обчислення частоти дихання пацієнта. Аналіз видиху дозволяє визначати ритм дихання навіть у разі наявності шумів і рухових артефактів, забезпечуючи надійну основу для подальшої автоматизованої обробки та оцінки респіраторної активності. Цей підхід дозволяє отримати точні результати навіть при обмеженій якості сигналу та підвищує ефективність моніторингу дихальної функції.

4.4 Висновки до розділу 4

Розділ 4 демонструє реалізацію проєктно-технологічної основи бездротової системи моніторингу, адаптованої до специфічних потреб психіатричного стаціонару. Було створено комплексну апаратно-програмну платформу, що забезпечує надійний збір, передачу та обробку життєвих показників пацієнтів.

Втілені конструктивні рішення гарантують механічну стійкість, ергономічність та безпеку пристроїв для клінічного середовища, включаючи антивандальні заходи та захист елементів живлення й сенсорів. Дорсальний модуль та рукавичка забезпечують ефективне вимірювання електрофізіологічних і респіраторних сигналів, а алгоритмічна обробка даних дозволяє отримувати достовірну інформацію про стан пацієнта у реальному часі.

Використання оптимізованих методів цифрової обробки сигналів, включаючи фільтрацію та алгоритми детекції ключових показників, підвищує точність вимірювань і робить систему придатною для клінічного моніторингу. Розроблена апаратно-програмна база створює платформу для подальшої інтеграції, валідації та впровадження подвійної бездротової системи моніторингу в умовах психіатричного стаціонару.

5 ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

5.1 Технологічний аудит розробленої системи моніторингу стану людини з психічними розладами

Як було зазначено раніше, моніторинг стану людини з психічними розладами є актуальним напрямом розвитку цифрової медицини та нейротехнологій, спрямованим на підвищення ефективності діагностики та профілактики загострень. Це пояснюється зростанням поширеності депресії, тривожних і біполярних розладів, а також потребою у безперервному контролі психофізіологічних параметрів людини.

Сучасні технології здійснення моніторингу базуються на аналізі даних із носимих пристроїв, мобільних застосунків та нейроінтерфейсів із використанням алгоритмів машинного навчання для виявлення змін емоційного стану. Відомі аналоги, такі як Mindstrong Health, Empatica E4, Moodpath, демонструють ефективність у дистанційному моніторингу, але потребують точнішої персоналізації. Тому розробка власної системи дозволить створити адаптивний інструмент для раннього виявлення психічних порушень і підтримки пацієнтів у реальному часі.

У зв'язку з цим, метою цієї магістерської роботи стала розробка власної системи моніторингу стану людини з психічними розладами. Для встановлення комерційного потенціалу розробленої нами системи моніторингу стану людини з психічними розладами було запрошено 3-х експертів: к.т.н., Ковалю Л.Г., доктора філософії Карася О.В. та інженера першої категорії Білого М.В.

Технологічний аудит системи моніторингу на предмет можливості її комерційного використання було проведено за критеріями, які наведено в таблицю 5.1.

Таблиця 5.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу будь-якої розробки і їх бальна оцінка

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції:					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах
Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Ринкові переваги (недоліки):					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкуренція немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Запрошені експерти оцінили комерційний потенціал розробленої системи моніторингу стану людини з психічними розладами. на предмет можливості її комерційного використання шляхом виставлення бальних оцінок (0-1-2-3-4) по кожному із критеріїв, які були запропоновано в таблиці 5.1.

Виставлені експертами бальні оцінки було зведено в таблицю 5.2.

Після проведеного експертного оцінювання нами було розраховано рівень комерційного потенціалу розробленої системи моніторингу стану людини з психічними розладами. Для цього були використані рекомендації, які наведено в таблиці 5.3 [36].

Таблиця 5.2 – Результати оцінювання комерційного потенціалу наукової розробки (за 5-ти бальною шкалою оцінювання: 0 -1 – 2 – 3 - 4)

Критерії	Ініціали, прізвище експертів		
	Л.Г. Коваль	О.В. Карась	Р.І. Білий
	Бали, що їх виставили експерти:		
1	4	3	3
2	3	3	3
3	3	3	3
4	4	3	3
5	4	3	3
6	3	3	4
7	3	4	3
8	4	3	3
9	3	3	3
10	3	3	3
11	3	4	3
12	3	3	3
Сума балів	СБ ₁ = 40	СБ ₂ = 38	СБ ₃ = 37
Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_{i=1}^3 СБ_i}{3} = \frac{40 + 38 + 37}{3} = \frac{112}{3} = 38,33$		

Таблиця 5.3 – Рівні комерційного потенціалу будь-якої наукової розробки

Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$, розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 – 10	Низький
11 – 20	Нижче середнього
21 – 30	Середній
31 – 40	Вище середнього
41 – 48	Високий

Оскільки середньоарифметична сума балів, що їх виставили експерти, становить 38,33 балів (із максимально можливих 48-ми балів), то це свідчить, що розроблена нами система моніторингу стану людини з психічними розладами має рівень комерційного потенціалу, який можна вважати «вище середнього» і майже доходить до «високого». Це обумовлено використанням при розробленні системи моніторингу стану людини з психічними розладами сучасних інноваційних рішень та технологій.

5.2 Розрахунок витрат на розробку системи моніторингу стану людини з психічними розладами

При виконанні магістерської кваліфікаційної роботи були зроблені такі основні витрати:

а). Основна заробітна плата Z_o розробників, консультантів, фахівців тощо, величина якої визначається за формулою:

$$Z_o = \frac{M}{T_p} \cdot t \text{ грн}, \quad (5.1)$$

де M – місячний посадовий оклад розробника (дослідника), грн;

Для 2025 року прийmemo, що:

$M = (8000 \dots 33000)$ грн/місяць;

T_p – число робочих днів в місяці; прийmemo $T_p = 21$ день;

t – число днів роботи розробників, дослідників, інших фахівців.

Зроблені розрахунки величини основної заробітної плати розробників, дослідників тощо зведемо до таблиці 5.4:

Таблиця 5.4 – Основна заробітна плата розробників (дослідників)

Найменування посади виконавця	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів (годин) роботи	Витрати на оплату праці, грн
1. Науковий керівник магістерської роботи, доцент	24600	1171,43	20 годин	$(1171,43 / 6) \times 20 = 3904,76 \approx 3905$ (при 6-годинному робочому дні)
2. Здобувач-магістрант (виконавець)	8000	380,95	76 днів	28952,20 \approx 28953
3. Консультанти-психіатри тощо	46500	2214,28	8 днів	$\approx 17715,00$ грн (при 8-годинному робочому дні)
4. Консультант з економічної частини	19500	928,57	1,5 години	$(928,57 / 6) \times 1,5 = 232,14 \approx 233$ грн (при 6-годинному робочому дні)
Загалом				$Z_o = 50806$ грн

Примітка. За заробітну плату магістранта приймемо мінімальну заробітну плату в країні

б). Додаткова заробітна плата Z_d розробників (дослідників), яка розраховується як (10...12)% від величини їх основної заробітної плати, тобто:

$$Z_d = \alpha \cdot Z_o = (0,1...0,12) \cdot Z_o. \quad (5.2)$$

Приймемо, що $\alpha = 0,12$. Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$Z_d = 0,12 \times 50806 = 6096,72 \approx 6097 \text{ грн.}$$

в). Нарахування на заробітну плату $HЗП_{зп}$ розробників (дослідників) розраховуються за формулою:

$$HЗП_{зп} = (Z_o + Z_d) \cdot \frac{\beta}{100}, \quad (5.3)$$

де β – ставка обов'язкового єдиного внеску на державне соціальне страхування, %. В 2025 році ставка $\beta = 22\%$. Тоді:

$$HЗН_{зп} = (50806 + 6097) \times 0,22 = 12518,66 \approx 12519 \text{ грн.}$$

г). Амортизація основних засобів А, які використовувались під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи:

$$A = \frac{Ц \cdot N_a}{100} \cdot \frac{T}{12} \text{ грн,} \quad (5.4)$$

де Ц – загальна балансова вартість основних засобів, грн;

N_a – річна норма амортизаційних відрахувань.

Встановлено, що $N_a = (2,5...25)\%$;

T – термін використання основних засобів, місяці.

Зроблені розрахунки зведено в таблицю 5.5.

Таблиця 5.5 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень тощо	Балансова вартість, грн	Норма амортизації, %	Термін використання, місяців	Величина амортизаційних відрахувань, грн
1. Комп'ютерна техніка, обладнання, інші прилади тощо	116000	24,5	3,0 (при 80% використанні)	5684
2. Приміщення університету, факультету, кафедри	68500	2,85	3,0 (при 60% використанні)	292,83 \approx 293
3. Приміщення лікарні	195000	3,1	3,0 (при 50% використанні)	755,62 \approx 756
Всього				A = 6733 грн

д). Витрати на матеріали М розраховуються за формулою:

$$M = \sum_1^n N_i \cdot Ц_i \cdot K_i - \sum_1^n V_i \cdot Ц_v \text{ грн,} \quad (5.5)$$

де N_i – витрати матеріалу i -го найменування, кг; $Ц_i$ – вартість матеріалу i -го найменування; K_i – коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = (1,1...1,15)$; V_i – маса відходів матеріалу i -го найменування; $Ц_v$ – ціна відходів матеріалу i -го найменування; n – кількість видів матеріалів.

е). Витрати на комплектуючі К розраховуються за формулою:

$$K = \sum_1^n N_i \cdot C_i \cdot K_i \text{ грн,} \quad (5.6)$$

де N_i – кількість комплектуючих i -го виду, шт.; C_i – ціна комплектуючих i -го виду; K_i – коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = (1,1 \dots 1,15)$; n – кількість видів комплектуючих.

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи загальні витрати на матеріали та комплектуючі склали укрупнено приблизно 3750 грн.

ж). Витрати на силову електроенергію V_e розраховуються за формулою:

$$V_e = \frac{V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d}, \quad (5.7)$$

де V – вартість 1 кВт-год. електроенергії, в 2025 р. $V \approx 6,0$ грн/кВт;

Π – установлена потужність обладнання, кВт; $\Pi = 1,35$ кВт;

Φ – фактична кількість годин роботи обладнання, годин.

Прийmemo, що $\Phi = 268$ годин;

K_{Π} – коефіцієнт використання потужності; $K_{\Pi} < 1 = 0,73$.

K_d – коефіцієнт корисної дії, $K_d = 0,61$.

Тоді витрати на силову електроенергію будуть дорівнювати:

$$V_e = \frac{V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d} = \frac{6,0 \cdot 1,35 \cdot 268 \cdot 0,73}{0,61} = 2597,84 \approx 2598 \text{ грн.}$$

и). Інші витрати $V_{\text{інш}}$ можна прийняти як (50...300)% від основної заробітної плати розробників, тобто:

$$V_{\text{інш}} = (0,5 \dots 3) \times 3_o. \quad (5.8)$$

Для нашого випадку отримаємо:

$$V_{\text{інш}} = 1,00 \times 50860 = 50806 \text{ грн.}$$

к). Сума всіх попередніх статей витрат становить витрати на виконання цієї магістерської роботи безпосередньо розробником-здобувачем-магістрантом – V .
 $V = 50806 + 6097 + 12519 + 6733 + 3750 + 2598 + 50806 = 133309$ грн.

л). Загальні витрати на розробку системи становитимуть:

$$V_{\text{заг}} = \frac{V}{\beta}, \quad (5.9)$$

де β – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання цієї роботи.

Оскільки наша розробка на цей момент часу потребує деякого доопрацювання, то можна умовно прийняти, що, $\beta \approx 0,75$ [36].

Тоді: $V_{\text{заг}} = \frac{133309}{0,75} = 177745,33$ грн або приблизно 178 тисяч грн.

Тобто прогнозовані загальні витрати на розроблення системи моніторингу стану людини з психічними розладами можуть становити 178 тисяч грн.

5.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи моніторингу стану людини з психічними розладами

Проведене дослідження ринку показало, що розроблена нами системи моніторингу стану людини з психічними розладами знайде на сучасному психіатричному ринку широке застосування (зокрема, через відомі військові події).

Приблизний аналіз місткості ринку показав, що на сьогодні в Україні кількість реальних користувачів подібних систем може становити приблизно 125 користувачів. Окрім того, можна очікувати зростання попиту на нашу розробку принаймні протягом 3-х років після її впровадження.

Тобто, якщо наша розробка буде впроваджена з 1 січня 2026 року, то її результати будуть виявлятися протягом 2026-го, 2027-го та 2028-го років.

Прогноз зростання попиту на нашу розробку може складати по роках:

- а) 2026 р. – приблизно + 15 користувачів (відносно базового року);
- б) 2027 р. – + 25 користувачів (відносно базового року);
- в) 2028 р. – +40 користувачів (відносно базового року).

Аналіз ринку також показує, що сьогодні вартість «системи моніторингу стану людини з психічними розладами» може дуже сильно варіюватися залежно від того, що саме мається на увазі під «системою»: це просто кілька сенсорів для відстеження фізіологічних параметрів, чи повноцінна телемедицина з аналітикою, AI, інтеграцією з ЕМК, і т.п.

Аналіз ринку також показав, що так звана базова система (сенсори плюс додатки) вартує (20000...50000) грн. Система середнього рівня (з аналітикою, інтеграцією, пристроями) може коштувати (150000...400000) грн.

Враховуючи реалії нашого життя і наш скромний побут, прийнемо за середню ціну реалізації системи моніторингу стану людини з психічними розладами ціну в 30 тисяч грн. А оскільки запропонована нами система моніторингу стану людини з психічними розладами має значно кращі функціональні можливості, то її можна буде реалізовувати на ринку дещо дорожче, ніж аналогічні розробки, наприклад, в середньому за 40 тисяч грн, тобто на 10 тисяч грн дорожче.

Тоді можливе збільшення чистого прибутку $\Delta\Pi_i$, що його може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки при її виведенні на ринок, становитиме:

$$\Delta\Pi_i = \sum_1^n (\Delta\Pi_o \cdot N + \Pi_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{v}{100}\right), \quad (5.10)$$

де $\Delta\Pi_o$ – збільшення ціни реалізації розробки $\Delta\Pi_o = 40 - 30 = + 10$ тисяч грн;

N – обсяг діяльності у році до впровадження розробки; $N = 125$ шт.;

ΔN – покращення основного кількісного показника від впровадження розробки: у 2026 році – + 15 шт., у 2027 році + 25 шт., у 2028 році + 40 шт.;

Π_o – прогнозована можлива ціна реалізації нашої розробки після її виведення на ринок, $\Pi_o = 40$ тисяч грн;

n – кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки; для нашого випадку $n = 3$;

λ – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість; $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. Рекомендується приймати $\rho = (0,2...0,5)$; візьмемо рівень $\rho = 0,5$;

v – ставка податку на прибуток. У 2025 році $v = 18\%$.

Тоді можливе зростання чистого прибутку $\Delta\Pi_1$ для потенційного інвестора протягом першого року від можливої комерціалізації нашої розробки (2026 р.) становитиме:

$$\Delta\Pi_1 = [10 \cdot 125 + 40 \cdot 15] \cdot 0,8333 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 632,05 \approx 633 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку $\Delta\Pi_2$ для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом другого (2027 р.) року становитиме:

$$\Delta\Pi_2 = [10 \cdot 125 + 40 \cdot 25] \cdot 0,8333 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 768,72 \approx 769 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку $\Delta\Pi_3$ для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом третього (2028 р.) року становитиме:

$$\Delta\Pi_3 = [10 \cdot 125 + 40 \cdot 40] \cdot 0,8333 \cdot 0,5 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 973,71 \approx 974 \text{ тис. грн.}$$

Приведена вартість зростання для потенційного інвестора всіх чистих прибутків від можливої комерціалізації нашої розробки становитиме:

$$ПП = \sum_1^t \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (5.11)$$

де $\Delta\Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному із років, протягом яких виявляються результати виконаної та впровадженої роботи, грн;

t – період часу, протягом якого виявляються результати впровадженої роботи, роки. Для нашого випадку $t = 3$ роки;

τ – ставка дисконтування (або рівень інфляції). Для 2025 р. приймемо, що $\tau = 0,125$ (125%);

t – період часу (в роках) від моменту початку розробки системи моніторингу стану людини з психічними розладами до моменту отримання можливих чистих прибутків від її виведення потенційним інвестором на ринок і впровадження (в кожному із років).

Тоді прогнозована приведена вартість зростання всіх можливих чистих прибутків ПП, що їх може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки, становитиме:

$$\text{ПП} = \frac{633}{(1+0,125)^2} + \frac{769}{(1+0,125)^3} + \frac{974}{(1+0,125)^4} \approx 500 + 540 + 608 = 1648 \text{ тисяч грн.}$$

Теперішня вартість інвестицій PV (або можлива вартість придбання нашої розробки інвестором для її комерціалізації): $PV = K \times B_{\text{заг}} = (1,0 \dots 5,0) \times B_{\text{заг}}$,

де $B_{\text{заг}} = 178$ тисяч грн (див. підрозділ 5.1).

Для нашого випадку приймемо, що:

$$PV = (1,0 \dots 5,0) \times 178 = 2,0 \times 178 = 356 \text{ тисяча грн.}$$

Абсолютний економічний ефект для інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки за три роки (2026, 2027, 2028) складе:

$$E_{\text{абс}} = \text{ПП} - PV = 1648 - 356 = 1292 \text{ тисячі грн.}$$

Далі розрахуємо внутрішню дохідність E_B вкладених інвестицій (коштів):

$$E_B = \sqrt[T_{\text{ж}}]{1 + \frac{E_{\text{абс}}}{PV}} - 1, \quad (5.12)$$

де $E_{\text{абс}}$ – абсолютний ефект вкладених інвестицій; $E_{\text{абс}} = 1292$ тисячі грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій $PV = 356$ тисяч грн;

$T_{\text{ж}}$ – життєвий цикл розробки, роки.

$T_{\text{ж}} = 4$ роки (2025-й, 2026-й, 2027-й, 2028-й роки).

Для нашого випадку отримаємо:

$$E_B = \sqrt[4]{1 + \frac{1292}{356}} - 1 = \sqrt[4]{1 + 3,6292} - 1 = \sqrt[4]{4,6292} - 1 = 1,467 - 1 = 0,467 \approx 46,7\%.$$

Мінімальна дохідність вкладних інвестицій $\tau_{\text{мін}}$ визначається за формулою:

$$\tau_{\text{мін}} = d + f, \quad (5.13)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні $d = (0,10 \dots 0,18)$. Приймемо, що $\tau = 14\%$.

f – показник, що характеризує ризикованість вкладень; $f = (0,05 \dots 0,30)$.

Приймемо, що $f = 30\%$, тобто $f = 0,3$.

Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$\tau_{\text{мін}} = 0,14 + 0,30 = 0,44 \text{ або } \tau_{\text{мін}} = 44\%.$$

Оскільки величина $E_B = 46,7\% > \tau_{\text{мін}} = 44\%$, то потенційний інвестор у принципі може бути зацікавлений у виведенні на ринок розробленої нами

системи моніторингу стану людини з психічними розладами і її подальшої комерціалізації.

Термін окупності коштів, вкладених інвестором у можливу комерціалізацію розробленої системи моніторингу стану людини з психічними розладами, становитиме:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_B} = \frac{1}{0,467} \approx 2,14 \text{ років} < 3 \text{ років}, \quad (5.14)$$

що також свідчить про потенційну економічну доцільність комерціалізації розробленої нами системи моніторингу стану людини з психічними розладами.

Результати виконаної економічної частини магістерської кваліфікаційної роботи зведено у таблицю:

Показники	Задані у ТЗ	Досягнуті у магістерській кваліфікаційній роботі	Висновок
1. Витрати на розробку	Не більше 200 тисяч грн	≈ 178 тисяч грн	Досягнуто
2. Абсолютний ефект від впровадження розробки, тисяч грн	Не менше 1200 тисяч грн (за три роки)	1292 тисячі грн (при 12,5% інфляції)	Виконано
3. Внутрішня дохідність вкладених інвестицій (коштів), %	не менше 40,0%	46,7%	Виконано
4. Термін окупності інвестицій (коштів), роки	до 3-ти років	2,14 роки	Виконано

Таким чином, основні техніко-економічні показники розробленої нами системи моніторингу стану людини з психічними розладами, визначені у завданні, повністю виконані.

ВИСНОВКИ

Аналіз літератури та нормативних документів підтвердив, що психіатричні пацієнти, особливо в стані гострих психічних розладів, седації або ізоляції, мають підвищений ризик розвитку критичних фізіологічних ускладнень, що потребує безперервного та об'єктивного моніторингу життєвих показників. Традиційні методи нагляду, такі як візуальний контроль, відеоспостереження та періодичний ручний моніторинг, не забезпечують своєчасного виявлення небезпечних змін стану пацієнта, що створює необхідність розробки спеціалізованих бездротових систем моніторингу.

Проведений аналіз існуючих технічних рішень показав, що сучасні носимі пристрої та стаціонарні монітори забезпечують збір фізіологічних даних, але їхня практична придатність у психіатричних умовах обмежена через низький рівень механічної безпеки, ризику саботажу обладнання та обмеження мобільності пацієнтів. Це підкреслює важливість створення пристроїв, здатних поєднувати точність вимірювань із безпекою, ергономікою та антивандальними характеристиками.

Розроблена подвійна бездротова система моніторингу відповідає зазначеним вимогам. Архітектура системи передбачає два автономні модулі, які доповнюють один одного, забезпечуючи багатоканальний збір життєвих показників із різних анатомічних ділянок. Втілені конструктивні рішення гарантують механічну стійкість, антивандальний захист і ергономічність, а інтеграція сенсорів дозволяє вимірювати широкий спектр фізіологічних параметрів, включаючи електричну активність серця, респіраторні сигнали, насичення крові киснем, температуру та рухову активність.

Реалізована апаратно-програмна платформа забезпечує надійний збір, бездротову передачу та цифрову обробку сигналів у реальному часі. Застосування фільтрації та алгоритмів детекції ключових показників підвищує точність вимірювань та робить систему придатною для клінічного моніторингу.

Економічна оцінка розробленої системи показала, що її комерційний потенціал можна вважати «вище середнього» і близьким до «високого», що підтверджується високими балами експертної оцінки. Основні техніко-економічні показники, визначені у технічному завданні, повністю виконані, що свідчить про ефективність і доцільність практичного впровадження системи.

Отже, виконана робота підтверджує технічну обґрунтованість, практичну доцільність і перспективність запропонованої подвійної бездротової системи моніторингу для клінічного застосування в умовах психіатричних стаціонарів, а також її економічну життєздатність і потенціал для комерціалізації.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. RAKHMATULLINA, Maryam; TAUB, Abraham; JACOB, Theresa. Morbidity and mortality associated with the utilization of restraints: a review of literature. *Psychiatric Quarterly*, 2013, 84.4: 499-512.
2. <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/1489-14#Text>
3. ZELLER, Scott L.; HOLLOMAN JR, Garland H.; WILSON, Michael P. Management of agitation. *Psychiatry*, 2015, 2479-2486.
4. YOUNG, John, et al. Diagnosis, prevention, and management of delirium: summary of NICE guidance. *Bmj*, 2010, 341.
5. URIBE, Erasmo Saucedo, et al. Pharmacological management of acute agitation in psychiatric patients: an umbrella review. *BMC psychiatry*, 2025, 25.1: 273.
6. SAHA, Anirban, et al. QT interval prolongation from antipsychotics in schizophrenia and acute psychosis-A prospective study. *Industrial Psychiatry Journal*, 2025, 34.2: 228-235.
7. MCGUINNESS, Terry; LIPSEGE, Maurice. 'Excited Delirium', acute behavioural disturbance, death and diagnosis. *Psychological medicine*, 2022, 52.9: 1601-1611.
8. NATIONAL COLLABORATING CENTRE FOR MENTAL HEALTH (UK, et al. Violence and aggression: short-term management in mental health, health and community settings. 2015.
9. YOUNG, John, et al. Diagnosis, prevention, and management of delirium: summary of NICE guidance. *Bmj*, 2010, 341.
10. MACPHERSON, Rob; ANSTEE, Bryan; DIX, Roland. Guidelines for the management of acutely disturbed patients. *Advances in Psychiatric Treatment*, 1996, 2.5: 194-200.
11. <https://www.asahq.org/standards-and-practice-parameters/standards-for-basic-anesthetic-monitoring>
12. CARDONA-MORRELL, M., et al. Effectiveness of continuous or intermittent vital signs monitoring in preventing adverse events on general wards: a

systematic review and meta-analysis. *International journal of clinical practice*, 2016, 70.10: 806-824.

13. TACHINARDI, Umberto, et al. Real time information from bedside monitors as part of a web-based patient record. In: *Proceedings of the AMIA Symposium*. 2001. p. 691.

14. <https://www.philips.ua/en/healthcare/product/HC866471/intellivue-mx750-bedside-patient-monitor>

15. <https://protech-solutions.com.ua/catalogue/monitor-carescape-b650/>

16. <https://eu.nihonkohden.com/products/pms/life-scope-g7>

17. BOWLES, Tim, et al. Outcomes in patients receiving continuous monitoring of vital signs on general wards: A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Digital health*, 2024, 10: 20552076241288826.

18. <https://soteradigitalhealth.com/>

19. WEENK, Mariska, et al. Continuous monitoring of vital signs in the general ward using wearable devices: randomized controlled trial. *Journal of medical Internet research*, 2020, 22.6: e15471.

20. BRETELER, Martine JM, et al. Reliability of an all-in-one wearable sensor for continuous vital signs monitoring in high-risk patients: the NIGHTINGALE clinical validation study. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 2025, 1-14.

21. MOSHAWRAB, Mohammad, et al. Smart wearables for the detection of cardiovascular diseases: a systematic literature review. *Sensors*, 2023, 23.2: 828.

22. APPELBOOM, Geoff, et al. Smart wearable body sensors for patient self-assessment and monitoring. *Archives of public health*, 2014, 72.1: 28.

23. <https://patents.google.com/patent/US10383527B2>

24. <https://patents.google.com/patent/US10098558B2>

25. <https://patents.google.com/patent/US20100305412A1>

26. <https://patents.google.com/patent/US10420476B2>

27. KVEDAR, Joseph; COYE, Molly Joel; EVERETT, Wendy. Connected health: a review of technologies and strategies to improve patient care with telemedicine and telehealth. *Health affairs*, 2014, 33.2: 194-199.

28. ALI, Omar, et al. Cloud computing-enabled healthcare opportunities, issues, and applications: A systematic review. *International Journal of Information Management*, 2018, 43: 146-158.

29. SENDELBACH, Sue; FUNK, Marjorie. Alarm fatigue: a patient safety concern. *AACN advanced critical care*, 2013, 24.4: 378-386.

30. ZHANG, Yi. *Cuff-less continuous monitoring of beat-to-beat blood pressure using a kalman filter and sensor fusion*. 2000. PhD Thesis. Massachusetts Institute of Technology.

31. BELARDINELLI, E.; CAVALCANTI, S. A new nonlinear two-dimensional model of blood motion in tapered and elastic vessels. *Computers in biology and medicine*, 1991, 21.1-2: 1-13.

32. <https://eltis.ua/catalog/mikrokontrollery-texas-instrumentsad3u/msp430fg439ipn-ic-mikrokontroller-sram-2kb-flash-60kb-lqfp80-1-8-3-6vdc/>

33. https://www.tme.eu/ua/details/ina322ea_2k5/operatsiini-pidsiliuvachi-smd/texas-instruments/

34. https://www.rcscomponents.kiev.ua/product/mikrofon-wm-61a_52179.html

35. <https://filur.prom.ua/ua/p2784317571-integralnaya-mikroshema-mma7260qt.html>

36. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікацій-них робіт. / Укладачі В.О. Козловський, О.Й. Лесько, В.В.Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.

Додаток А
(обов'язковий)

Ілюстративна частина

Система моніторингу стану людини з психічними розладами



а)



б)

Рисунок А.1 – Приклади систем моніторингу стану пацієнта:
а) приліжкова; б) носима

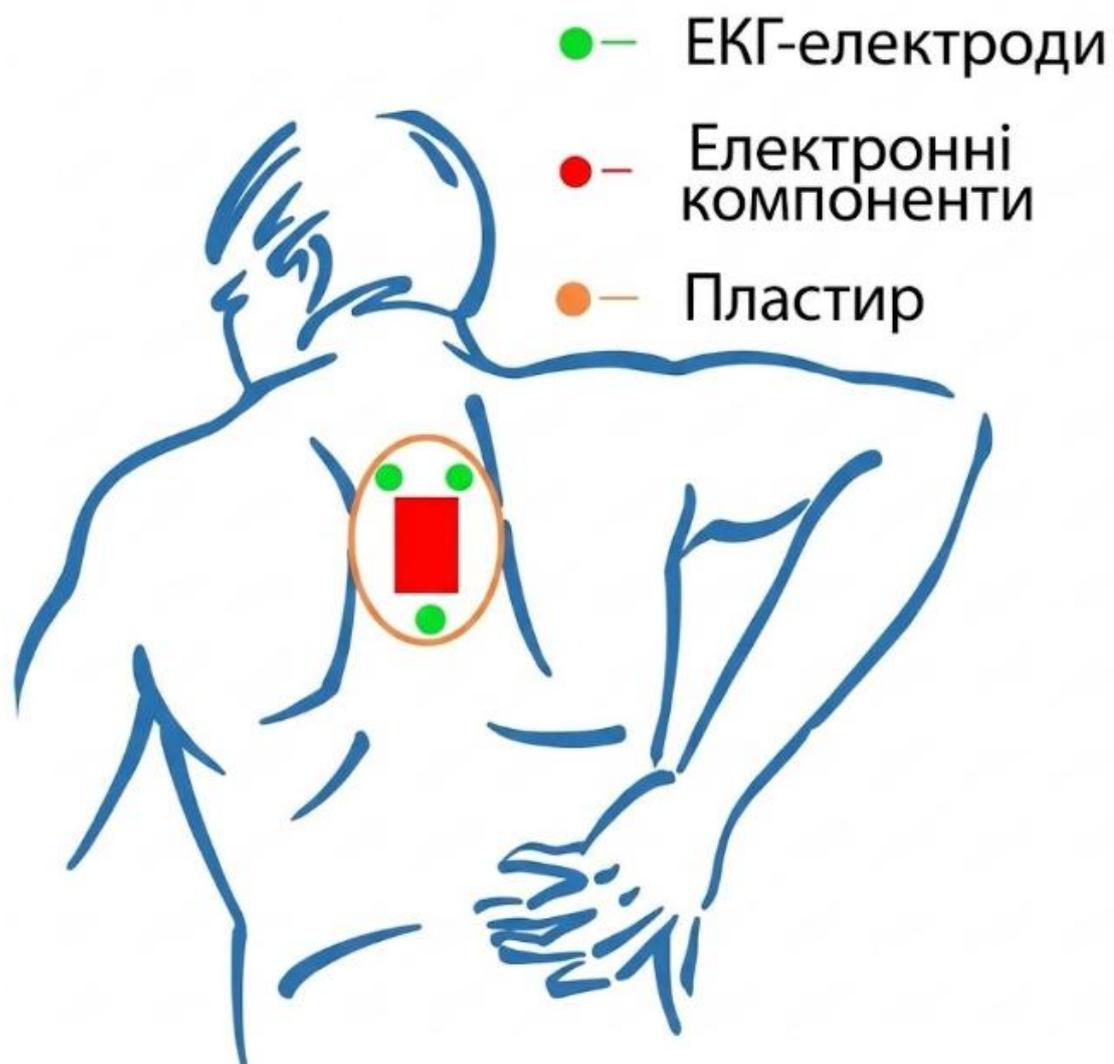


Рисунок А.2 – Регулювання об'єму гільзи за допомогою широких зовнішніх
стяжок

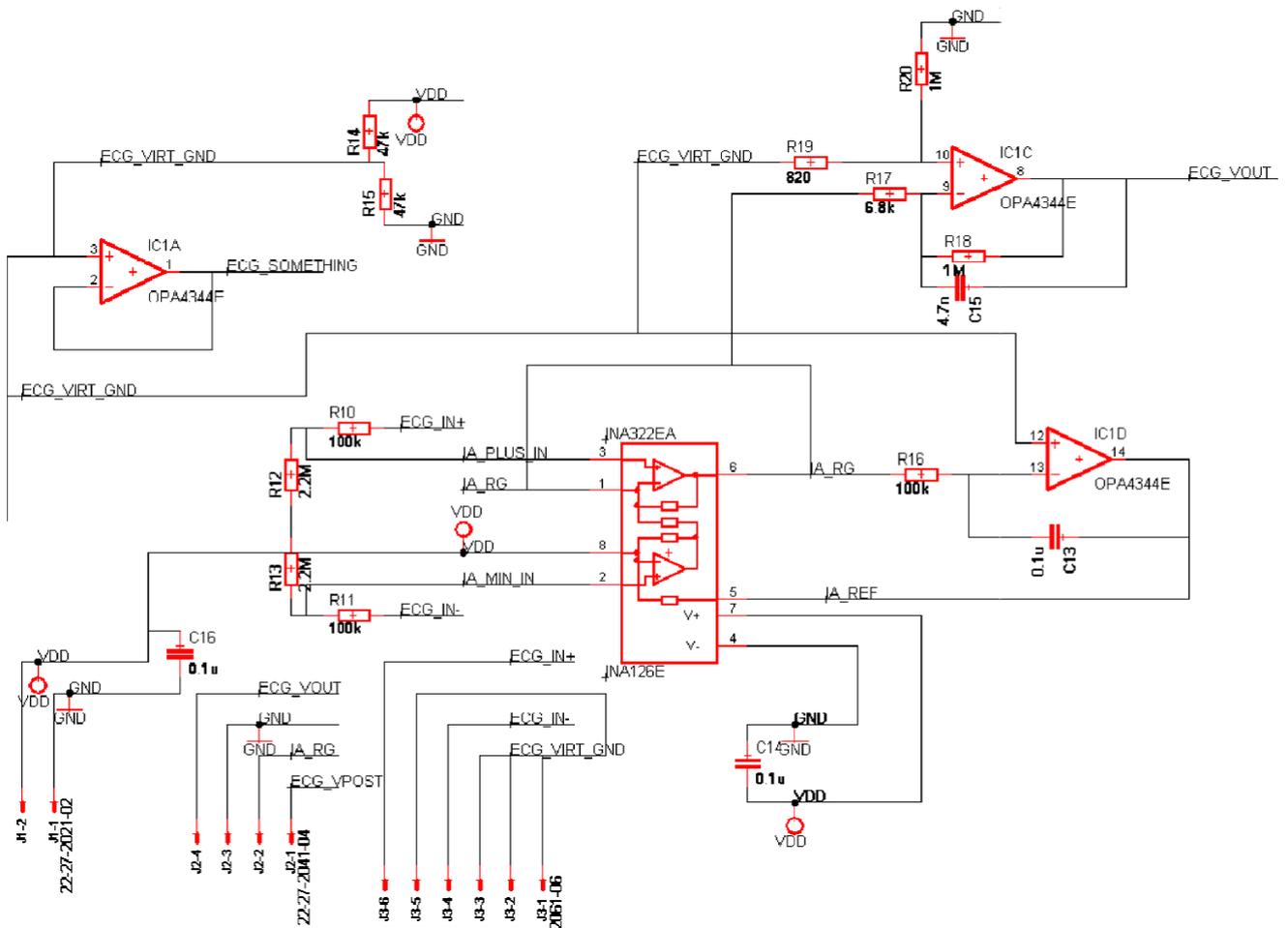


Рисунок А.3 – Схема електрична принципова підсилювача ЕКГ-сигналу

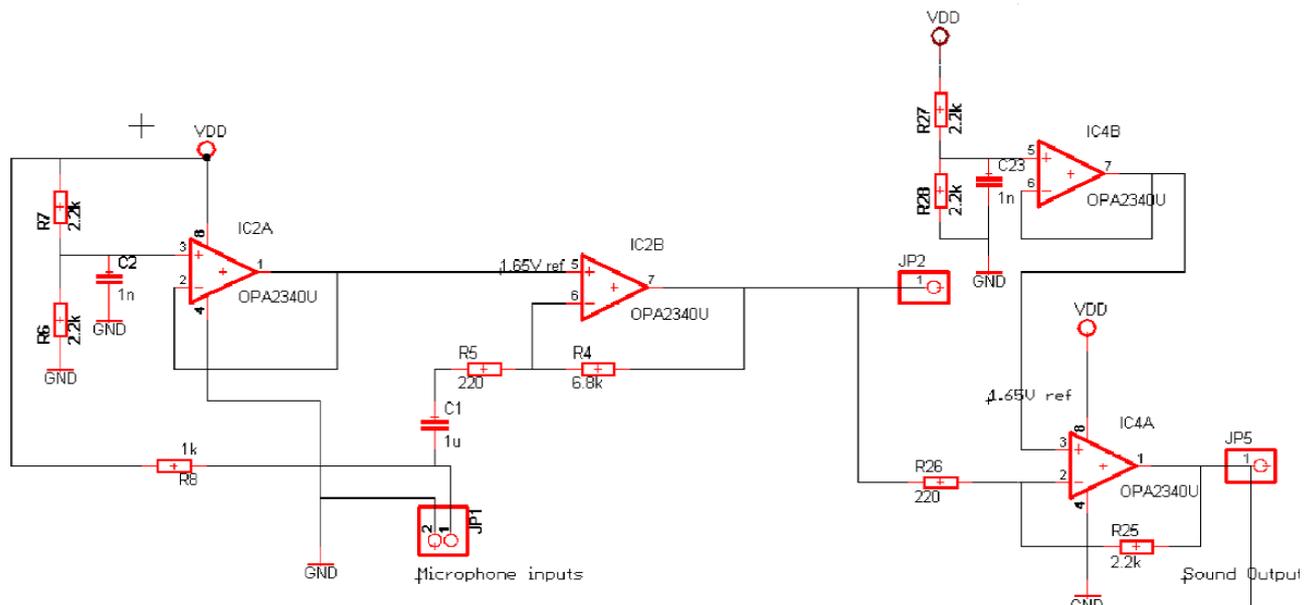


Рисунок А.4 – Схема електрична принципова перетворювача акустичних сигналів легенів

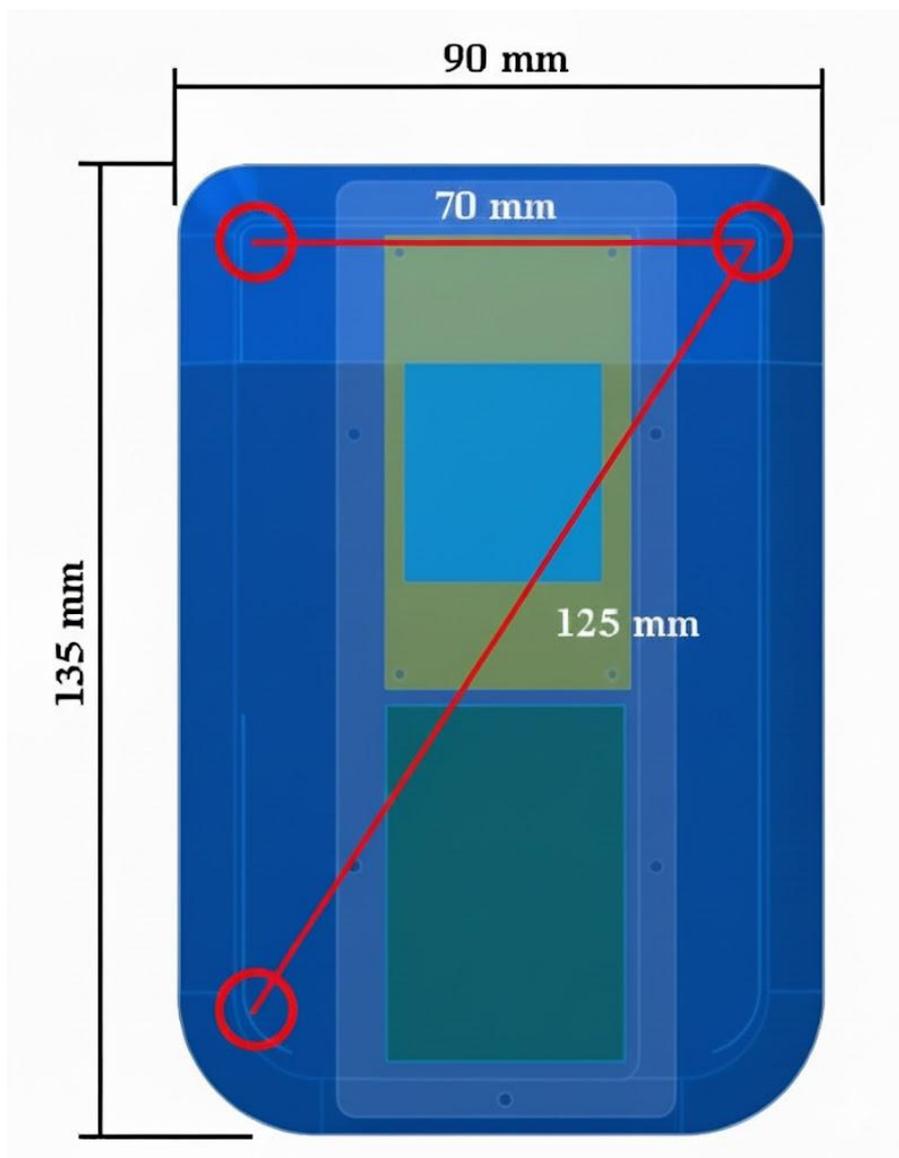


Рисунок А.5 – Розташування електродів для реєстрації сигналів ЕКГ на корпусі дорсального сенсорного модуля

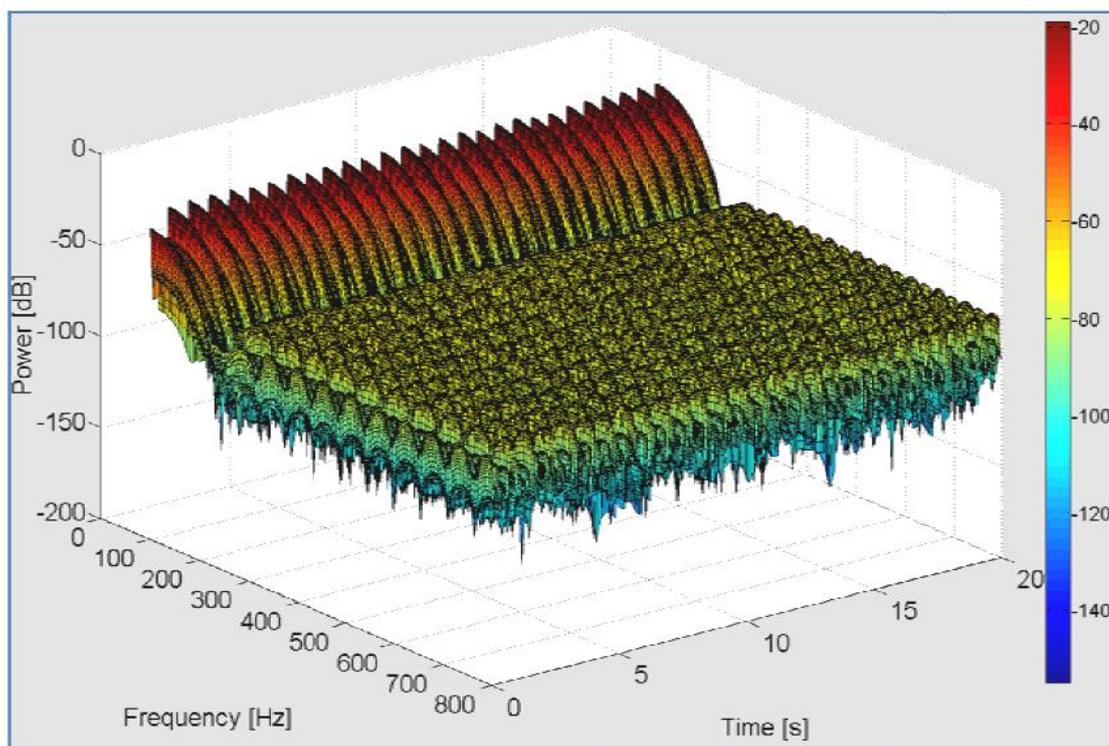


Рисунок А.6 – Спектрограми необробленого сигналу ЕКГ

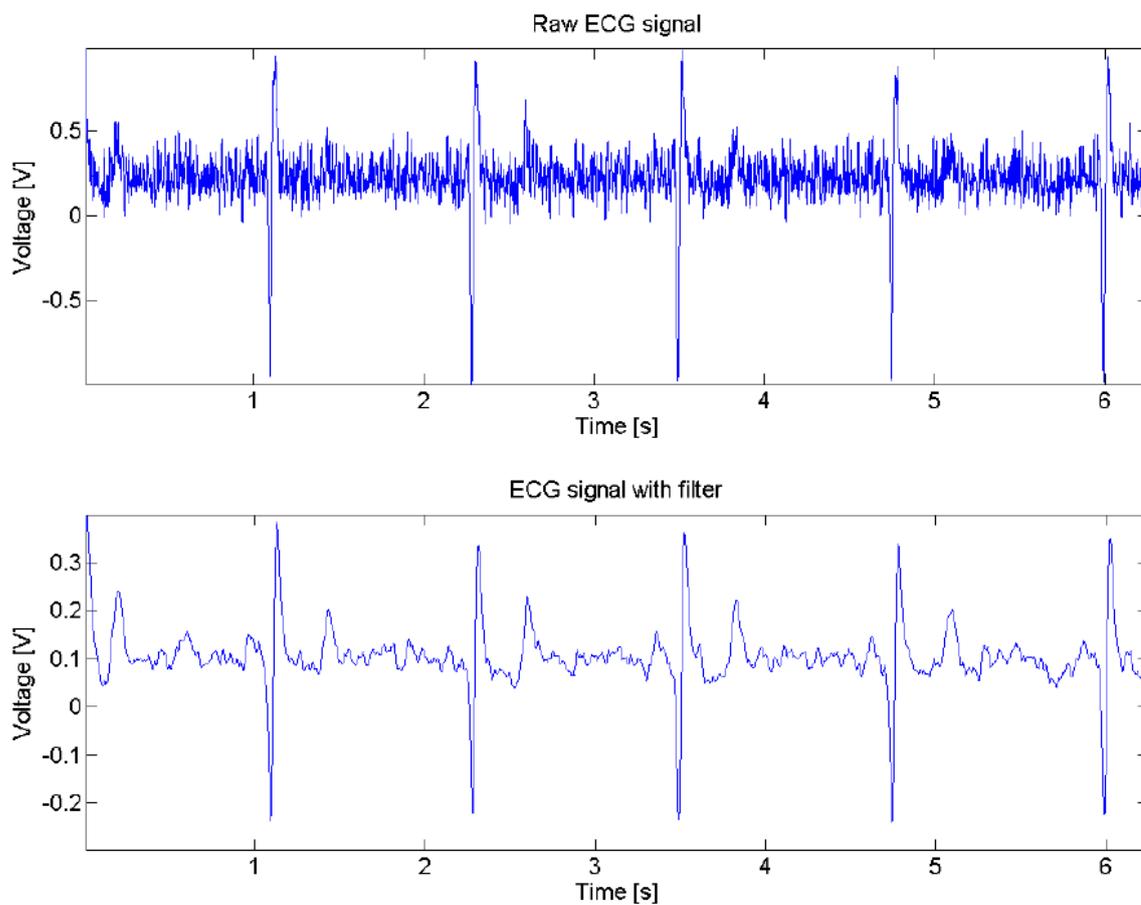


Рисунок А.7 – Необроблений і відфільтрований ЕКГ-сигнали

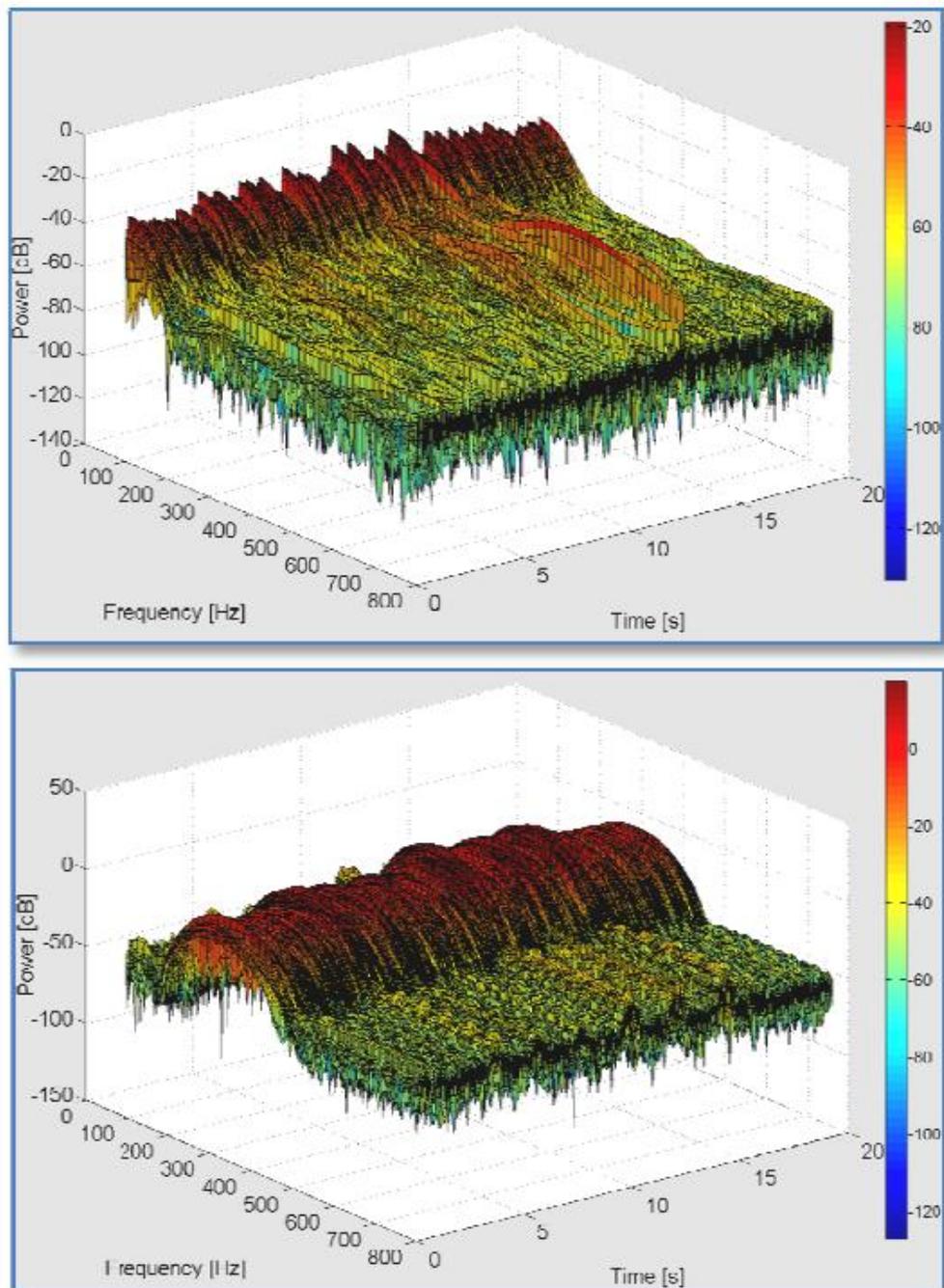


Рисунок А.8 – Спектрограма акустичного сигналу

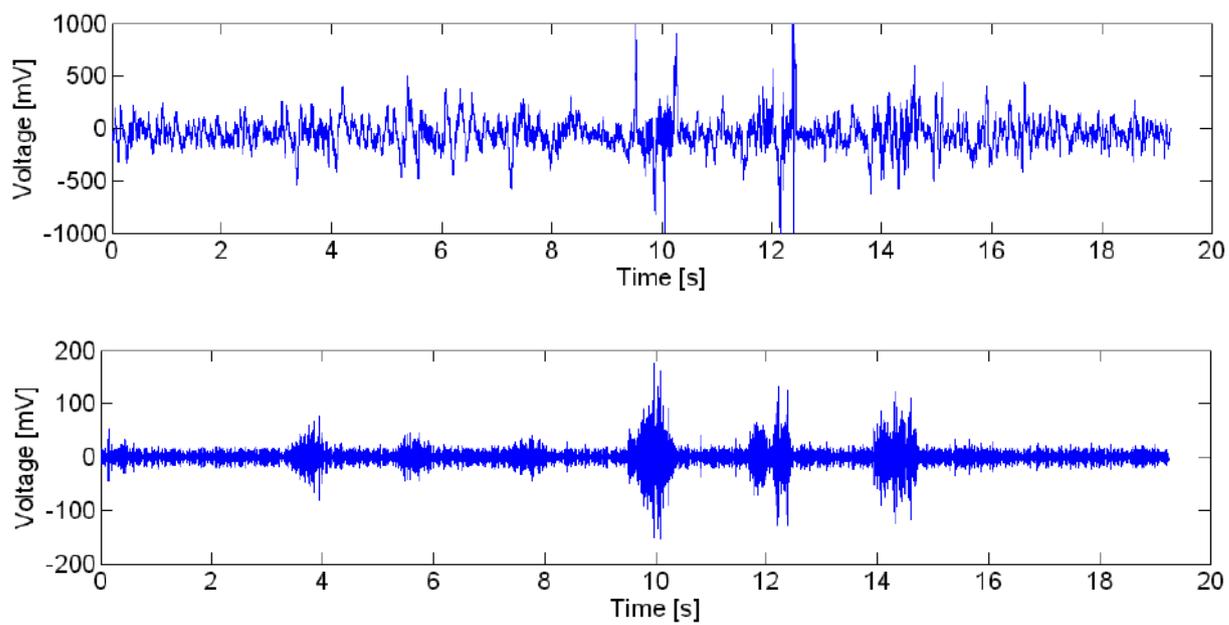


Рисунок А.9 – Акустичний сигнал до та після смугового фільтрування

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Система моніторингу стану пацієнта під час хірургічного втручання

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота
(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism (КПІ) 0,16 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

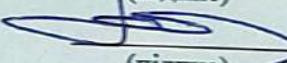
- Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак академічного плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту.
- У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.
- У роботі виявлено ознаки академічного плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

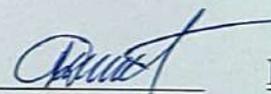
Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС, гарант ОП
(прізвище, ініціали, посада)


(підпис)

Павлов С. В., д.т.н., проф., професор каф. БМІОЕС
(прізвище, ініціали, посада)


(підпис)

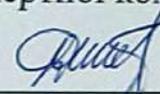
Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Штофель Д. Х.
(прізвище, ініціали)

З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

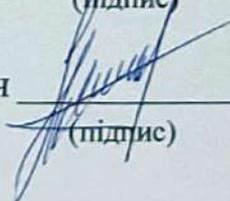
Керівник


(підпис)

Штофель Д. Х., к.т.н., доцент каф. БМІОЕС

(прізвище, ініціали, посада)

Здобувач


(підпис)

Скородумов В. О.

(прізвище, ініціали)