

УДК 004

М.П. ДИВАК, В.І. ТИМЕЦЬ

КОНЦЕПЦІЯ ЗАСТОСУВАННЯ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЇ У ПРОГРАМНО-АПАРАТНОМУ КОМПЛЕКСІ ВИЯВЛЕННЯ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА

Західноукраїнський національний університет, Україна, mdy@wunu.edu.ua,
volodymyrtykets@gmail.com

Анотація. Розглянуто концепцію застосування електроміографії під час операції на щитовидній залозі. Досліджено електрофізіологічні особливості тканин хірургічної рани, а саме потенціал м'язової мембрани голосових зв'язок. Проведений аналіз апаратного забезпечення електроміографії яке може застосовуватися під час проведення операцій на щитоподібній залозі. Обґрунтовано вибір характеристики EMG сенсора, який може бути інтегрований в існуючий комплекс моніторингу ЗГН. Запропоновано комплекс моніторингу ЗГН на основі одноплатного комп'ютера Raspberry Pi 4 Model B та наведено опис додаткових апаратних елементів для спільної роботи сенсора та комплексу. Описано програмного забезпечення для його функціонування. Розроблений EMG сенсор протестований на різних типах сигналів низької напруги. Сенсор зміг виявити сигнали їх форму: 197 мкВ (1 Гц), 556 мкВ (20 Гц) і 1650 мкВ (10 Гц). Проведені тести свідчать, що розроблений EMG сенсор може виявити потенціал м'язової мембрани голосової зв'язки.

Ключові слова: електроміографія, хірургічні втручання органів ший, зворотній гортанний нерв, обробка сигналів.

Abstract: The concept of using electromyography during thyroid gland surgery is considered. The electrophysiological features of surgical wound tissues, namely the muscle membrane potential of the vocal cord, were investigated. The analysis of EMG hardware that can be used during thyroid gland operations is carried out. The choice of EMG sensor characteristics that can be implemented in the existing complex of RLN monitoring is justified. The complex of RLN monitoring is based on a single-board computer, Raspberry Pi 4 Model B. A description of additional hardware elements to combine complex sensor and software for its functioning is provided. The developed EMG sensor was tested on a different type of low-voltage signals. It was able to detect signals and it forms 197 μ V (1 Hz), 556 μ V (20 Hz), and 1650 μ V (10 Hz). The tests conducted show that the developed EMG sensor can detect the muscle membrane potential of the vocal cord.

Keywords: electromyography, neck organs surgery, recurrent laryngeal nerve, signal processing

DOI: 10.31649/1681-7893-2025-49-1-264-277

1. ОГЛЯД ВІДОМИХ РІШЕНЬ

Хірургічне втручання під час проведення операцій на щитоподібній залозі пов'язане із роботою хірурга в зоні розміщення зворотного гортанного нерва (ЗГН). Це збільшує ризик негативних наслідків проведення подібних операцій. Оскільки існує імовірність фізичного пошкодження ЗГН. Якщо це станеться то пацієнт може втратити можливість розмовляти [1]. Тому для зниження ризику використовуються різні засоби моніторингу розміщення ЗГН.

Процес моніторингу може означати застосування різних методів та підходів. Серед найпоширеніших можна виділити: виявлення на основі візуального оцінювання та анатомічної позиції [2]; ідентифікація ЗГН із застосуванням ультразвуку [3]; ідентифікація за допомогою застосування змінного чи постійного струму (електростимуляція тканин) [4]; виявлення ЗГН із використанням спектроскопії дифузного відбивання [5]; використання програмно-апаратних рішень моніторингу ЗГН [6]; ідентифікація ЗГН із використанням електроміографії (EMG) [7].

АЛЬТЕРНАТИВНІ НАУКОВІ ІДЕЇ ТА ГІПОТЕЗИ

Найбільшу ефективність останнім часом показують підходи із застосуванням програмно-апаратних рішень моніторингу ЗГН. Також слід виділити комплекс із застосуванням електричної стимуляції тканин хірургічної рани з подальшою обробкою реакції на подразнення із використанням звукових сенсорів [8]. В основу функціонування таких програмно-апаратних комплексів покладено стимуляція ЗГН за допомогою електричного струму (прямокутних імпульсів) та спостереження за реакцією голосових зв'язок на дану стимуляцію використовуючи звуковий сенсор. Після чого отриманий звуковий сигнал обробляється за допомогою комплексу. Класифікація тканин хірургічної рани відбувається за допомогою математичної моделі в формі алгебраїчного рівняння [9-11] або диференційного рівняння [12-15], яке описує розподіл характеристик отриманого акустичного сигналу, наприклад його амплітуди. Іншим способом класифікація тканин хірургічної рани є оцінювання інформаційного (звукового) сигналу та виділення його основних спектральних складових із використання швидкого перетворення Фур'є [16]. Проте як виявилося, що перший підхід є досить складним у розгортанні, другий, - залежить від характеристик звукового сенсора (мікрофона) на який був зроблений запис та від фізіологічних характеристик гортані і специфіки голосових зв'язок пацієнта.

Враховуючи недоліки розглянутих вище рішень, доцільним є пошук іншого підходу визначення місцезнаходження ЗГН. Одним із таких підходів може бути застосування електроміографії як частини програмно-апаратних рішень моніторингу ЗГН.

2. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Розглянемо існуючий спосіб і засоби для виявлення ЗГН під час операції на щитоподібній залозі, які наведено у праці [6]. На рис.1 наведено функціональну схему роботи пристрою.

Дихальну трубку (1) з сенсором звуку (3) встановлюють таким чином, щоб сенсор розташовувався над голосовими зв'язками (4). Активний електрод (5) з'єднаний з генератором електричного струму (9). Цим генератором керує одноплатний комп'ютер (8). За допомогою активного електрода (5) тканини операційної рани (6) стимулюють електричним струмом у вигляді прямокутних імпульсів. В результаті голосові зв'язки (4) розтягуються, за рахунок скорочення м'язів, які ними керують. Потік повітря проходить через гортань пацієнта і модулюється вібрацією голосових зв'язок. Результуючий звук записується звуковим сенсором (3) і через звуковий адаптер передається на одноплатний комп'ютер (8) для обробки. Результати стимуляції та обробки сигналу відображаються за допомогою блоку візуалізації (12) і супроводжуються звуковою інформацією для хірурга про тип тканини (13).

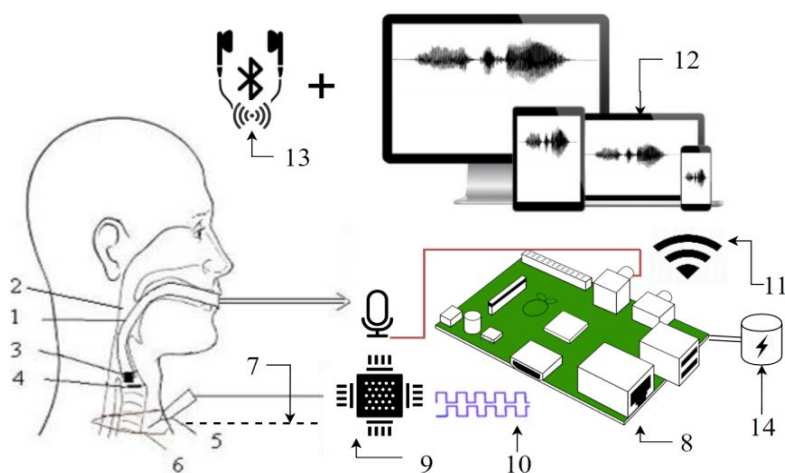


Рисунок 1 – Функціональна схема комплексу інтраопераційного нейромоніторингу гортанних нервів під час операції на щитоподібній залозі [6]

1) дихальна трубка; 2) гортань; 3) звуковий сенсор; 4) голосові зв'язки; 5) активний електрод; 6) операційна рана; 7) пасивний електрод; 8) одноплатний комп'ютер Raspberry Pi.; 9) генератор електричного струму; 10) прямокутні імпульси, згенеровані Raspberry Pi.; 11) канал зв'язку між пристроями (Wifi); 12) візуально-інформаційний блок хірурга (планшет, телефон, ноутбук); 13) аудіо інформаційний блок хірурга (Bluetooth або радіонавушники); 14) блок живлення

При застосуванні зазначеного підходу основною складністю є те, що звуковий сенсор повинен бути розміщений в середині респіраторної трубки. Це не завжди є можливим. Наприклад у випадку анатомічних особливостей гортані пацієнта. Тому як інший спосіб моніторингу реакції ЗГН на подразнення пропонується використовувати електроміографію.

Оскільки подразнення ЗГН за допомогою електричного струму (прямокутних імпульсів) спричиняє скорочення голосових зв'язок, то це означає що у м'язах виникає біоелектричний сигнал. Амплітуду цього сигналу можна зафіксувати за допомогою сенсору електроміографії. Даний сенсор пропонується використовувати як частину програмно-апаратних рішень комплексу для моніторингу ЗГН. Із використанням зазначеного сенсору, функціональна схема процесу інтраопераційного нейромоніторингу гортанних нервів під час операції на щитоподібній виглядатиме, як показано на рис. 2.

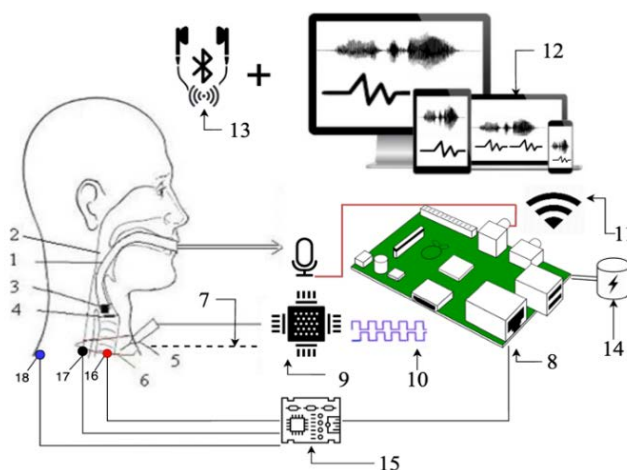


Рисунок 2 – Функціональна схема комплексу інтраопераційного нейромоніторингу гортанних нервів під час операції на щитоподібній залозі, із використанням електроміографії

1) дихальна трубка; 2) гортань; 3) звуковий сенсор; 4) голосові зв'язки; 5) активний електрод; 6) операційна рана; 7) пасивний електрод; 8) одноплатний комп'ютер Raspberry Pi.; 9) генератор електричного струму; 10) прямокутні імпульси, згенеровані Raspberry Pi.; 11) канал зв'язку між пристроями (Wifi); 12) візуально-інформаційний блок хірурга (планшет, телефон, ноутбук); 13) аудіоінформаційний блок хірурга (Bluetooth або радіонавушники); 14) блок живлення; 15) EMG сенсор; 16) позитивний електрод; 17) негативний електрод; 18) порівняльний електрод.

При використанні електроміографії процес ідентифікації ЗГН виглядатиме наступним чином: позитивний 16 та негативний 17 електроди розміщуються в області хірургічного втручання [17]. Порівняльний електрод 18 розміщується у плечі пацієнта. Активний електрод (5) з'єднаний з генератором електричного струму (9). Цим генератором керує одноплатний комп'ютер (8). За допомогою активного електрода (5) тканини операційної рани (6) стимулюють електричним струмом у вигляді прямокутних імпульсів. Як результат, голосові зв'язки 4 скорочуються, що спричиняє появу біометричного сигналу у них. Амплітуда даного сигналу реєструється за допомогою EMG сенсора 15. Отриманий сигнал підсилюється і передається як цифровий на одноплатний комп'ютер 8, для подальшої обробки.

3. ДОСЛІДЖЕННЯ АПАРАТНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЇ

Джерелом електричної напруги голосових зв'язок є потенціал м'язової мембрани він становить близько 90 mV. Виміряний EMG потенціал становить менше ніж 50 мкВ і до 30 мВ, в залежності від типу м'язових тканин на яких проводилися вимірювання [18]. Крім того, напруга може залежати від типу електродів, які використовуються для моніторингу. Розглянемо основні типи електродів які використовують під час проведення електроміографії голосових зв'язок: ендотрахіальний тип електроду (ЕТ), електрод щитовидного хряща (thyroid cartilage) (ТС), tlectrode (Т). Зображення кожного із них наведено на рисунку 3.

АЛЬТЕРНАТИВНІ НАУКОВІ ІДЕЇ ТА ГІПОТЕЗИ



Рисунок 3 – Електроди, які використовують в електроміографії голосових зв'язок

Ендотрахіальний тип електроду (ЕТ) це тип електроду, який розміщують на поверхні ендотрахіальної трубки. Нейрофізіологічний моніторинг зворотного гортанного нерва досягається за допомогою поверхневого контакту м'язів гортані з цим типом електроду. Електроди та трахеальні трубки переважно доступні з внутрішнім діаметром від 6 до 9 мм [19].

Thyroid cartilage (ТС) електроди, це тип електроду який розміщують безпосередньо в області хірургічного втручання. Фактично це два проводники, розміщені прямо на поверхні голосових зв'язок [20]. Вони можуть мати різну форму та зовнішній вигляд, як від комерційних варіантів так і від самих простих.

Telectrode – тип електроду який розміщують на шкірі пацієнта. Він використовує чутливий елемент Ag/AgCl і гідрогель для адгезії. Чутливий елемент Ag/AgCl має найкращу чутливість, а твердий клейовий гідрогель має дуже низький імпеданс. Головною перевагою гідрогелю є зменшення артефактів руху за рахунок посилення зв'язку між шкірою та чутливим елементом [21].

Як показали дослідження, кожен тип електроду, описаний вище, має різну чутливість у задачі електроміографії голосових зв'язок. У відповідності до досліджень представлених у роботах [22-26], складена таблиця чутливості для кожного типу електроду.

Таблиця 1

Чутливість електродів у задачі електроміографії голосових зв'язок в залежності від типу

Назва електроду	Мінімальна напруга мкВ	Максимальна напруга мкВ	Тип електроду
V1	221	445	ЕТ
R1	448	626,1	ЕТ
R2	340	561	ЕТ
V2	268	455,3	ЕТ
V1	667	960	ЕТ
R1	667	960	ЕТ
V1	543	716	ЕТ
V1	898	1462	ТС
R1	1146	2114	ТС
R2	1047	1949	ТС
V2	756	1238	ТС
V1	1106	1652	ТС
R1	1106	2225	ТС
V1	258	77	Т

Як видно із таблиці найбільшу чутливість показують ТС електроди. Амплітуда сигналу EMG коливається від 200 мкВ до 2 мВ. Ці значення візьмо за основу, як чутливість EMG сенсора.

Електроміографію можна проводити професійним комп'ютерним електронейроміографом, таким як M-TEST ONE® від компанії DX-systems. Також це може бути зроблено за допомогою ECG сенсора AD8232 [27] або за допомогою підсилювача AD620 [28]. Їх зображення наведено на рисунку 4.

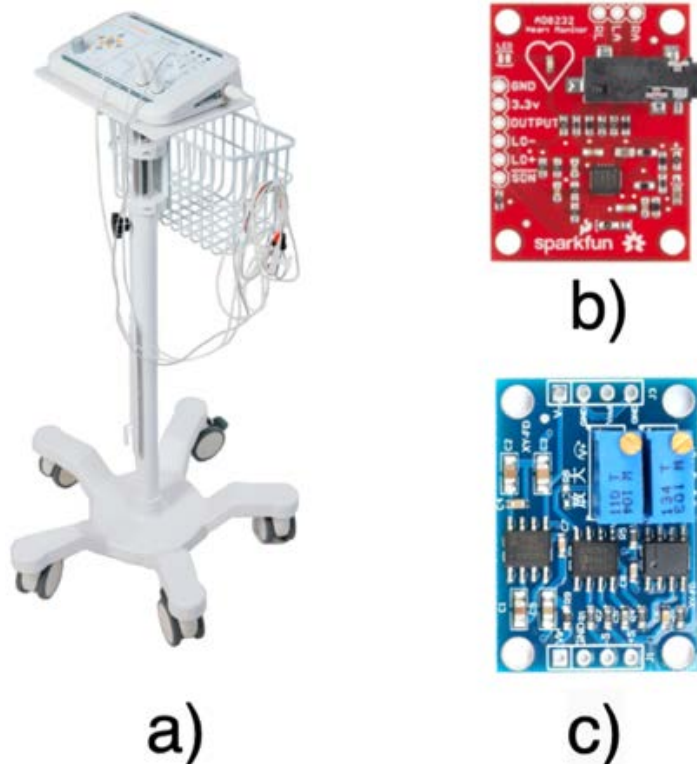


Рисунок 4 – Апаратне забезпечення електроміографії голосових зв'язок

Професійні комп'ютерні електронейроміографи досить дорогівартісними за рахунок багатофункціональності. Для задачі моніторингу реакції ЗГН на подразнення такого функціоналу не потрібно. До того ж професійні комп'ютерні електронейроміографи буде важко впровадити в існуючий програмний-апаратний комплекс.

Відповідно до документації [27], AD8232 потребує джерела живлення від 2,0 В до 3,5 В, має один аналоговий і два цифрових виходи, і має невеликі розміри, тому він може працювати під управлінням одноплатного комп'ютера, типу Raspberry Pi. Як результат, комерційний сенсор ECG AD8232 можна впровадити в існуючий програмний-апаратний комплекс. Проте AD8232, може виявляти електропотенціал в діапазоні ± 300 мВ. Цієї чутливості недостатньо для виявлення біоелектричного сигналу голосових зв'язок.

Тому постає завдання у розробці власного сенсора EMG, який здатен виявити сигнал в діапазоні від 200 мкВ до 2 мВ і може бути впроваджений в існуючий програмний-апаратний комплекс моніторингу ЗГН.

4. АПАРАТНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ EMG СЕНСОРА

EMG сенсор розроблений на базі кількох подвійних операційних підсилювачів низької чутливості AU2904.

AU2904 складається з двох незалежних операційних підсилювачів із внутрішньою частотною компенсацією з високим коефіцієнтом посилення, розроблених спеціально для роботи від одного джерела живлення в широкому діапазоні напруги [28]. Згідно документації, AU2904 потребує джерела живлення від 3 В до 30 В, тому його можна живити від роз'єму Raspberry Pi 4 В. Аналогова схема EMG сенсора наведена на рисунку 5.

АЛЬТЕРНАТИВНІ НАУКОВІ ІДЕЇ ТА ГІПОТЕЗИ

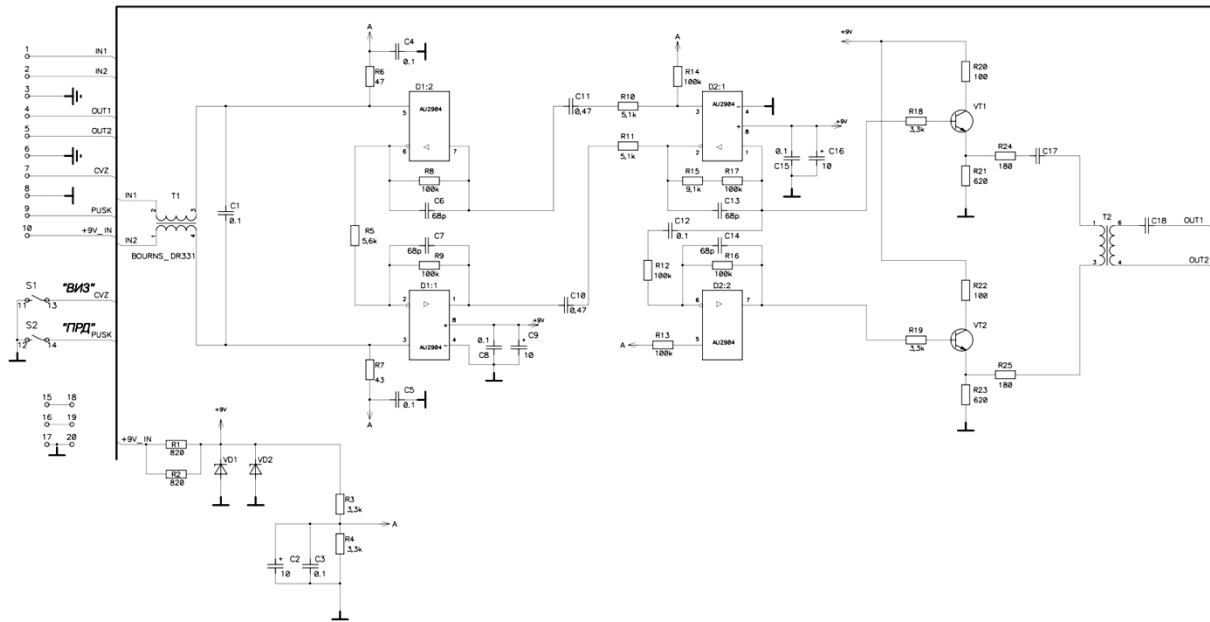


Рисунок 5 – Аналогова схема EMG сенсора

Цей сенсор EMG сенсор має показник посилення напруги 2200dB. Це дає йому можливість підсилити сигнал від 100 мкВ до 1В. Схематичне розміщення елементів розробленого EMG сенсора наведено на рисунку 6.

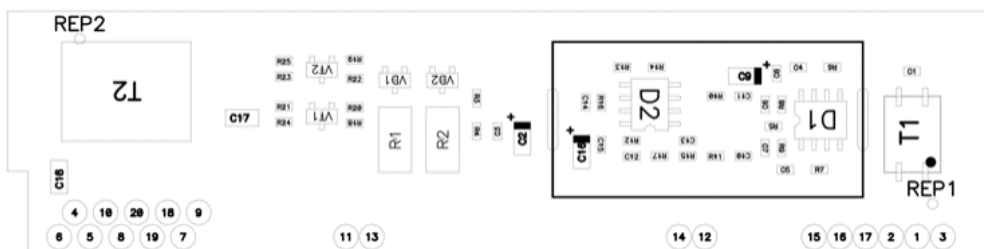


Рисунок 6 – Схематичне розміщення елементів розробленого EMG сенсора

Схема компонування розробленого EMG сенсора наведена на рисунку 7.

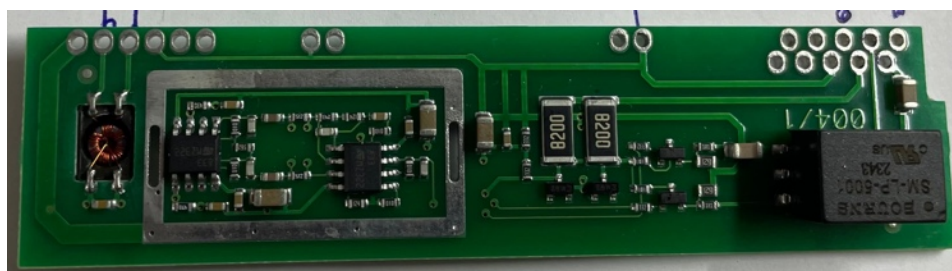


Рисунок 7 – Схема компонування елементів на платі розробленого EMG сенсора

Новий EMG сенсор повинен працювати як частина програмно-апаратно комплексу ідентифікації ЗГН. Цей комплекс базується на одноплатному комп'ютері Raspberry Pi 4 Model B. Першочергова задача, яку слід вирішити, це спосіб передачі сигналу від сенсора до Raspberry Pi. На жаль, Raspberry Pi не має жодного аналогового виходу, лише цифровий. Однак, використовуючи мікросхему АЦП (Аналогово-цифровий перетворювач), можемо реалізувати зчитування значення аналогових виходів. Аналогові значення передаються на Raspberry Pi за допомогою протоколу SPI [29].

АЛЬТЕРНАТИВНІ НАУКОВІ ІДЕЇ ТА ГІПОТЕЗИ

За мікросхему АЦП обґрунтовано обрати MCP3008. MCP3008 — це АЦП, що має вісім вхідних каналів. Вісім роз'ємів з одного боку під'єднані до контактів Pi GPIO Raspberry Pi, а інші вісім доступні для підключення аналогових пристроїв введення для читання їхніх значень [30]. Тому один із підключених аналогових входів MCP3008 можна підключити до до сенсора EMG. Схема підключення MCP3008 і розробленого EMG сенсора до Raspberry Pi 4 наведена на рисунку 8.

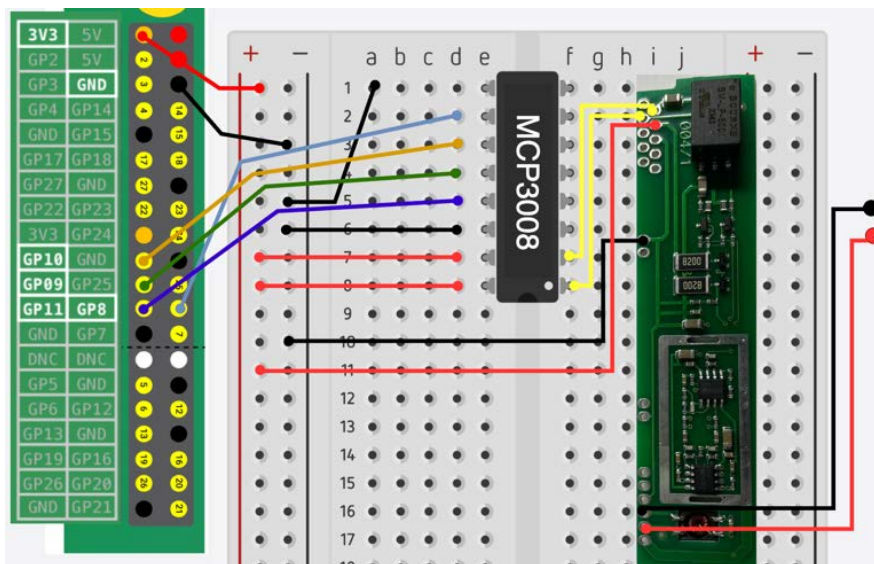


Рисунок 8 – Схема підключення MCP3008 і розробленого EMG сенсора до Raspberry Pi 4

Для використання розробленого EMG сенсора всередині комплексу необхідно спеціальне програмне забезпечення. Архітектура цього програмного забезпечення описана в наступному розділі

5. ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ ФУНКЦІОНУВАННЯ EMG СЕНСОРА

Програмне забезпечення інстальовано на Raspberry Pi OS з використанням операційної системи на основі Debian. Існуюче програмне забезпечення комплексу розроблено на мові програмування Python. Для читання значення з АЦП використано бібліотеку `gpiozero` [31], яка надає для цього інтерфейс `gpiozero.MCP3008` [32].

Інше завдання, поставлене перед програмним забезпеченням, це забезпечення обміну даними з АЦП із певною частотою для представлення результатів у вигляді дискретного сигналу. Програмний код реалізовано в командах процесора Quad-core Cortex-A72 (ARM v8) 1,5 ГГц [33]. Цей процесор працює на достатньо низькій тактовій частоті. Тому для забезпечення стабільної роботи як зчитування сигналу так і інших завдань, які повинні виконувати програмне забезпечення комплексу, дані з АЦП читаються окремим процесом. Зв'язок між різними процесами забезпечується за допомогою `stdin/stdout` для міжпроцесного зв'язку (IPC) між зв'язаними процесами [34]. Для забезпечення такого функціоналу використовується модуль *multiprocessing* [25]. **Multiprocessing** — надає можливість запускати зв'язок і керувати підпроцесами на Python.

Одним із завдань програмного забезпечення є візуалізація отриманого сигналу з EMG сенсора на графіку. Для цього використовувалися наступні бібліотеки: **Kivy** – бібліотека програмного забезпечення з відкритим кодом для розробки настільних додатків на різних платформах [36]; **Matplotlib** – комплексна бібліотека для створення статичних, анімованих та інтерактивних візуалізацій [37].

У відповідності до поставлених задач була розроблена діаграма класів. Повна діаграма класів наведена на рисунку 9.

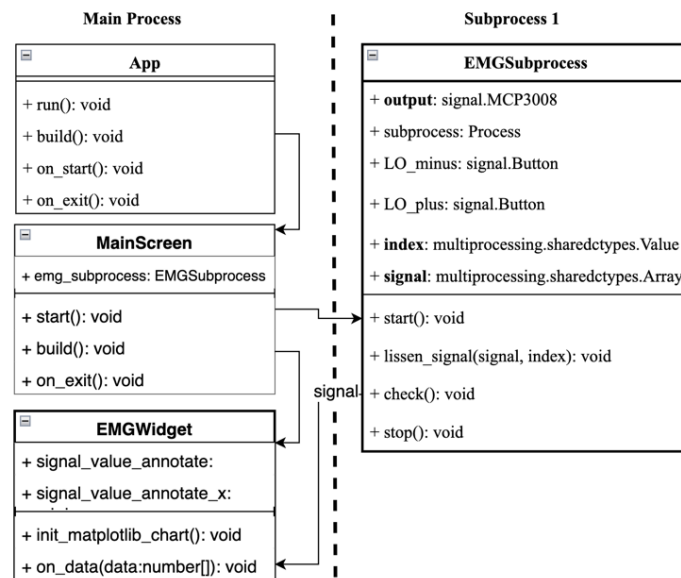


Рисунок 9 – Діаграма класів програмного забезпечення

Основними класами, пов'язаними із роботою EMG сенсора, є **EMGSubprocess** і **EMGWidget**. Останній відповідає для візуалізації сигналу EMG сенсора. Це реалізовано за допомогою бібліотеки Matplotlib. Отримані сигнали передаються в метод `on_data` з класу **EMGSubprocess**.

EMGSubprocess відповідає за зчитування сигналу з EMG сенсора шляхом отримання значення від MCP3008 протягом певного відтинку часу. При виклику методу `start` запускається підпроцес, який у циклі зчитує значення з MCP3008 і стає неактивний на деякий час. Час періоду неактивності підпроцесу розраховується за певною частотою сигналу, встановленою в конфігурації (за замовчуванням 44 кГц). Значення сигналу зберігається у змінній `signal` value, яка розподіляється між масивом значень процесу від 0 до 1. Ця логіка реалізована в методі `listen_signal`. Кожні 100 мс здійснюється перевірка значення сигналу від основного процесу. Далі, значення отриманого сигналу в дискретному вигляді передається в клас **EMGWidget** для візуалізації сигналу. Таким чином ми маємо фрагменти значень EMG сенсора протягом певного відтинку часу

6. РЕЗУЛЬТАТИ ЗАСТОСУВАННЯ EMG СЕНСОРА НА СИГНАЛАХ НИЗЬКОЇ АМПЛІТУДИ НАПРУГИ

Розроблений EMG сенсор було протестовано на різних типах сигналів з низькою амплітудою напруги. Спершу на плату EMG сенсора подано синусоїду на частоті 1мГц та при напрузі 1,6мВ. Вихідний сигнал зареєстровано за допомогою осцилографа. Він показав сигнал у формі синусоїди з частотою 1мГц та напругою 3V. Результат фіксації вихідного сигналу наведено на рисунку 10.

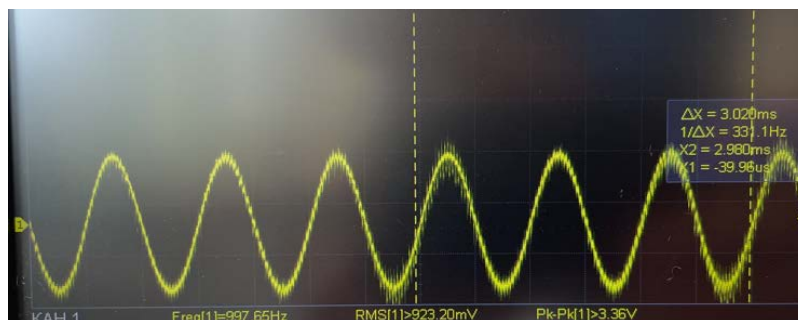


Рисунок 10 – Вихідний сигнал EMG сенсора

Також перевірено роботу EMG сенсора, підключеного до апаратної частини комплексу

АЛЬТЕРНАТИВНІ НАУКОВІ ІДЕЇ ТА ГІПОТЕЗИ

ідентифікації ЗГН – здатність фіксувати сигнали в області від 100 мкВ до 1В. Для цього згенеровано сигнал прямокутної форми в діапазоні частот від 1 Гц до 20 Гц за допомогою Raspberry Pi 4. Через те, що вихід Raspberry Pi 4 становить близько 3,3 В, амплітуду сигналу було знижено до мкВ. У таблиці 2 наведено співвідношення величин резисторів які були використанні для перевірки.

Таблиця 2
Співвідношення величин резисторів для пониження електричної напруги від В до мкВ

Вхід (В)	R1 (ОМ)	R2 (ОМ)	Вихід (В)	Вихід (мкВ)
3,3	5000000	300	0,0001979881207	197
3,3	10000000	300	0,00009899703009	98
3,3	10000000	5000	0,001649175412	1650

Понижений сигнал прямокутних імпульсів було подано на EMG сенсор, підключений до приладу моніторингу ЗГН. Спеціальне програмне забезпечення відображає сигнал у вигляді хвильової діаграми з частотою 8 кГц. Інтерфейс користувача програми показано на рисунку 11.

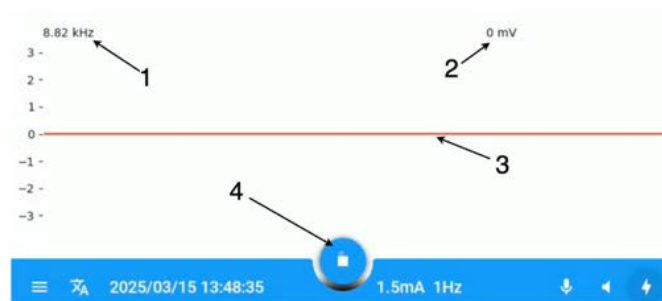


Рисунок 11 – Головний екран програми

1) частота вимірювання сигналу; 2) напруга струму 3) форма сигналу 4) меню навігації.

За допомогою програмного забезпечення та інтерфейсу користувача ми змогли побачити форму сигналів на різних частотах. Результат наведено на малюнку 13.

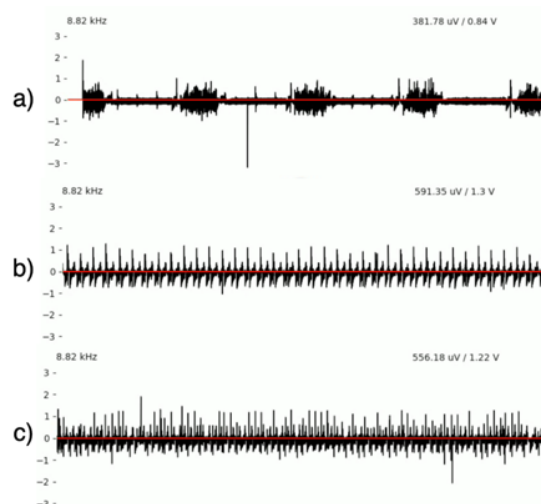


Рисунок 12 – Результати виявлення сигналу з різними частотами та напругою

а) форма сигналу 1 Гц і 197 мкВ; б) форма сигналу 10 Гц і 1650 мкВ; в) форма сигналу 20 Гц і 556 м

Усі сигнали при вихідних напругах, наведених у таблиці 2, були зафіксовані EMG сенсором та відображення за допомогою програмного забезпечення.

Проведений експеримент свідчить, що розроблений EMG сенсор може виявляти сигнал у

АЛЬТЕРНАТИВНІ НАУКОВІ ІДЕЇ ТА ГІПОТЕЗИ

діапазоні від 100 мкВ до 1,5 мВ. Це означає, що він може бути використаний як частина програмно-апаратного рішення моніторингу ЗГН під час операції на щитовидній залозі. Тому впровадження представленої у даній статті концепції в програмно-апаратному комплексі виявлення зворотного гортанного нерва під час операції на щитовидній залозі є наступним кроком.

ВИСНОВКИ

Проаналізувавши роботи [19-21] визначено амплітуду EMG-сигналу м'язів голосових зв'язок в діапазоні від 200 мкВ до 2 мВ. На основі цих даних спроектовано та розроблено апаратне забезпечення EMG сенсора, яке можна імплементувати в існуючий комплекс моніторингу ЗГН. У роботі наведено аналогову схему розробленого EMG сенсора та спроектовано плату компонування його елементів. Даний EMG сенсор має посилення напруги 2200dB і може моніторити сигнал в діапазоні від 100 мкВ до 1В. Оскільки апаратна частина комплексу моніторингу ЗГН базується на одноплатному комп'ютері Raspberry Pi 4 Model B, наведено опис додаткових апаратних елементів для взаємодії комплексу та сенсора

Для коректної роботи розроблений EMG сенсор як частина існуючого комплексу та можливості відображення результатів його роботи спроектовано програмне забезпечення. Основним завданням даного програмного забезпечення є читання значення з EMG сенсора із певною частотою для представлення її у вигляді неперервного сигналу. У роботі представлена архітектура програмного забезпечення.

Розроблений EMG сенсор тестувався на різних типах сигналів низької напруги. Він зміг виявити сигнали, та їх форму: 197 мкВ (1 Гц), 556 мкВ (20 Гц) і 1650 мкВ (10 Гц). Проведені тести свідчать, що розроблений EMG сенсор може виявити біометричний потенціал м'язової мембрани голосових зв'язок.

Валідація апаратно-програмного комплексу із застосуванням електроміографії для ідентифікації зворотного гортанного нерва в медичному центрі «VITASANA» м. Тернопіль залишається одним із основних завдань розвитку даної роботи.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

- 1 Gremillion G, Fatakia A, Dornelles A, Amedee RG. Intraoperative recurrent laryngeal nerve monitoring in thyroid surgery: is it worth the cost? *Ochsner J.* 2012 Winter;12(4):363-6. PMID: 23267265; PMCID: PMC3527866.
- 2 Dou, H. et al. (2022). Localizing the Recurrent Laryngeal Nerve via Ultrasound with a Bayesian Shape Framework. In: Wang, L., Dou, Q., Fletcher, P.T., Speidel, S., Li, S. (eds) *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention – MICCAI 2022*. MICCAI 2022. Lecture Notes in Computer Science, vol 13434. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-031-16440-8_25
- 3 Liu XL, Wu CW, Zhao YS, et al. Exclusive real-time monitoring during recurrent laryngeal nerve dissection in conventional monitored thyroidectomy. *Kaohsiung J Med Sci* 2016;32:135-41. 10.1016/j.kjms.2016.02.004.
- 4 Shin SC, Cheon YI, Lee M, Sung ES, Lee JC, Kim M, Kim BH, Lee BJ. Normative electromyography data and influencing factors in intraoperative neuromonitoring using adhesive skin electrodes during thyroid surgery. *Gland Surg.* 2024 Mar 27;13(3):351-357. doi: 10.21037/gs-23-428. Epub 2024 Mar 20. PMID: 38601295; PMCID: PMC11002475..
- 5 Langhout GC, Kuhlmann KFD, Schreuder P, Bydlon T, Smeele LE, van den Brekel MWM, Sterenborg HJCM, Hendriks BHW, Ruers TJM. In vivo nerve identification in head and neck surgery using diffuse reflectance spectroscopy. *Laryngoscope Invest Otolaryngol.* 2018 Aug 9;3(5):349-355. doi: 10.1002/lto.2.174. PMID: 30410988; PMCID: PMC6209613.
- 6 M. Dyvak, N. Kasatkina, A. Pukas, and N. Padletska, "Spectral analysis of the information signal in the task of identifying the recurrent laryngeal nerve in thyroid surgery", *Przegląd Elektrotechniczny*, vol. 89, no. 6, pp. 275-277, 2013.
- 7 Phelan E, Schneider R, Lorenz K, et al.: Continuous vagal IONM prevents recurrent laryngeal nerve paralysis by revealing initial EMG changes of impending neuropraxic injury: a prospective, multicenter study. *Laryngoscope.* 2014, 124:1498-505. 10.1002/lary.24550

- 8 M Dyvak, V Tymets, V Sheketa "Adaptive information technology for recurrent laryngeal nerve identification based on electrophysical method of Its stimulation". *Przegląd Elektrotechniczny*, vol. 96, no. 8, pp. 28-34, 2020, 10.15199/48.2020.08.06.
- 9 M. Dyvak, A. Pukas, I. Oliynyk and A. Melnyk, "Selection the "Saturated" Block from Interval System of Linear Algebraic Equations for Recurrent Laryngeal Nerve Identification," 2018 IEEE Second International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP), Lviv, Ukraine, 2018, pp. 444-448, doi: 10.1109/DSMP.2018.8478528.
- 10 M. Dyvak, O. Kozak, A. Pukas, "Interval model for identification of laryngeal nerves," *Przegląd Elektrotechniczny*, vol. 86, no. 1, pp. 139-140, 2010.
- 11 M. Dyvak, N. Porplytsya, "Formation and Identification of a Model for Recurrent Laryngeal Nerve Localization During the Surgery on Neck Organs", *Advances in Intelligent Systems and Computing III. CSIT 2018*, Cham: Springer, vol.871, pp. 391-404, 2019.
- 12 N. Porplytsya, M. Dyvak, I. Spivak and I. Voytyuk, "Mathematical and algorithmic foundations for implementation of the method for structure identification of interval difference operator based on functioning of bee colony", *The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics*, Lviv, Ukraine, , pp. 196-199, 2015. doi: 10.1109/CADSM.2015.7230834.
- 13 N. Porplytsya and M. Dyvak, "Interval difference operator for the task of identification recurrent laryngeal nerve," 2015 16th International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE), Lviv, Ukraine, 2015, pp. 156-158, doi: 10.1109/CPEE.2015.7333363.
- 14 Mykola Dyvak, Andriy Melnyk, Artur Rot, Marcin Hernes and Andriy Pukas, "Ontology of Mathematical Modeling Based on Interval Data", *Complexity*, vol. 2022, pp. 19, 2022. <https://doi.org/10.1155/2022/8062969>
- 15 Darmorost, M. Dyvak, N. Porplytsya, T. Shynkaryk, Y. Martsenyuk and V. Brych, "Convergence Estimation of a Structure Identification Method for Discrete Interval Models of Atmospheric Pollution by Nitrogen Dioxide," 2019 9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT), Ceske Budejovice, Czech Republic, 2019, pp. 117-120, <https://ieeexplore.ieee.org/document/8779981>
- 16 Dyvak, M.; Spivak, I.; Melnyk, A.; Manzhula, V.; Dyvak, T.; Rot, A.; Hernes, M. Modeling Based on the Analysis of Interval Data of Atmospheric Air Pollution Processes with Nitrogen Dioxide due to the Spread of Vehicle Exhaust Gases. *Sustainability* 2023, 15, 2163. <https://doi.org/10.3390/su15032163>
- 17 Liu CH, Huang TY, Wu CW, Wang JJ, Wang LF, Chan LP, Dionigi G, Chiang FY, Tseng HY, Lin YC. New Developments in Anterior Laryngeal Recording Technique During Neuromonitored Thyroid and Parathyroid Surgery. *Front Endocrinol (Lausanne)*. 2021 Oct 29;12:763170. doi: 10.3389/fendo.2021.763170. PMID: 34777256; PMCID: PMC8586463
- 18 H. Dong-Mei, Y. Yi, and W. Zheng. "Measurement System for Surface Electromyogram and Handgrip Force Based on LabVIEW", In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Springer Berlin Heidelberg, pp. 67-70, 2009.
- 19 Hee HI. Selection of laryngeal electrodes for intraoperative laryngeal nerve monitoring. *J Anaesthesiol Clin Pharmacol*. 2019 Jan-Mar;35(1):132-135. doi: 10.4103/joacp.JOACP_138_18. PMID: 31057257; PMCID: PMC6495620.
- 20 Van Slycke S, Van Den Heede K, Magamadov K, Brusselaers N, Vermeersch H. New placement of recording electrodes on the thyroid cartilage in intra-operative neuromonitoring during thyroid surgery. *Langenbecks Arch Surg*. 2019 Sep;404(6):703-709. doi: 10.1007/s00423-019-01825-7. Epub 2019 Nov 20. PMID: 31748870.
- 21 Duraprohealth Режим доступу: <https://www.duraprohealth.com/>
- 22 Chiang FY, Lu IC, Chang PY, Dionigi G, Randolph GW, Sun H, Lee KD, Tae K, Ji YB, Kim SW, Lee HS, Wu CW. Comparison of EMG signals recorded by surface electrodes on endotracheal tube and thyroid cartilage during monitored thyroidectomy. *Kaohsiung J Med Sci*. 2017 Oct;33(10):503-509. doi: 10.1016/j.kjms.2017.06.014. Epub 2017 Jul 22. PMID: 28962821
- 23 Jung SM, Tae K, Song CM, Lee SH, Jeong JH, Ji YB. Efficacy of Transcartilaginous Electrodes for Intraoperative Neural Monitoring During Thyroid Surgery. *Clin Exp Otorhinolaryngol*. 2020

- Nov;13(4):422-428. doi: 10.21053/ceo.2019.01529. Epub 2020 Jun 5. PMID: 32492990; PMCID: PMC7669316.
- 24 Van Slycke S, Van Den Heede K, Magamadov K, Brusselaers N, Vermeersch H. New placement of recording electrodes on the thyroid cartilage in intra-operative neuromonitoring during thyroid surgery. *Langenbecks Arch Surg.* 2019 Sep;404(6):703-709. doi: 10.1007/s00423-019-01825-7. Epub 2019 Nov 20. PMID: 31748870
- 25 Mendes Junior, J.J.A.; Campos, D.P.; Biassio, L.C.d.A.V.D.; Passos, P.C.; Júnior, P.B.; Lazzaretti, A.E.; Krueger, E. AD8232 to Biopotentials Sensors: Open Source Project and Benchmark. *Electronics* 2023, 12, 833. <https://doi.org/10.3390/electronics12040833>
- 26 M. A. Ahamed, M. A. -U. Ahad, M. H. A. Sohag and M. Ahmad, "Development of low cost wireless biosignal acquisition system for ECG EMG and EOG," 2015 2nd International Conference on Electrical Information and Communication Technologies (EICT), Khulna, Bangladesh, 2015, pp. 195-199, doi: 10.1109/EICT.2015.7391945.
- 27 AD8232 Режим доступу: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/datasheets/ad8232.pdf>
- 28 AU2904 Режим доступу: <https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=AU2904>
- 29 What is Serial Peripheral Interface (SPI)? Режим доступу: <https://www.geeksforgeeks.org/what-is-serial-peripheral-interface-spi/>
- 30 MCP3008 Режим доступу: <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/MCP3008.pdf>
- 31 Gpiozero Режим доступу: <https://gpiozero.readthedocs.io/en/latest/>
- 32 Gpiozero mcp3008 Режим доступу: https://gpiozero.readthedocs.io/en/latest/api_spi.html#mcp3008
- 33 Raspberry Pi 4 Model B specifications – Raspberry Pi Режим доступу: <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-4-model-b/specifications/>
- 34 Inter Process Communication Режим доступу: <https://www.geeksforgeeks.org/inter-process-communication-ipc/>
- 35 Multiprocessing — Process-based parallelism Режим доступу: <https://docs.python.org/3/library/multiprocessing.html>
- 36 Kivy documentation Access mode: <https://kivy.org/doc/stable/Matplotlib> [Online]. Available at: <https://matplotlib.org/stable/>

REFERENCES

- 1 Gremillion G, Fatakia A, Dornelles A, Amedee RG. Intraoperative recurrent laryngeal nerve monitoring in thyroid surgery: is it worth the cost? *Ochsner J.* 2012 Winter;12(4):363-6. PMID: 23267265; PMCID: PMC3527866.
- 2 Dou, H. et al. (2022). Localizing the Recurrent Laryngeal Nerve via Ultrasound with a Bayesian Shape Framework. In: Wang, L., Dou, Q., Fletcher, P.T., Speidel, S., Li, S. (eds) *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention – MICCAI 2022*. MICCAI 2022. Lecture Notes in Computer Science, vol 13434. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-031-16440-8_25
- 3 Liu XL, Wu CW, Zhao YS, et al. Exclusive real-time monitoring during recurrent laryngeal nerve dissection in conventional monitored thyroidectomy. *Kaohsiung J Med Sci* 2016;32:135-41. 10.1016/j.kjms.2016.02.004.
- 4 Shin SC, Cheon YI, Lee M, Sung ES, Lee JC, Kim M, Kim BH, Lee BJ. Normative electromyography data and influencing factors in intraoperative neuromonitoring using adhesive skin electrodes during thyroid surgery. *Gland Surg.* 2024 Mar 27;13(3):351-357. doi: 10.21037/gs-23-428. Epub 2024 Mar 20. PMID: 38601295; PMCID: PMC11002475..
- 5 Langhout GC, Kuhlmann KFD, Schreuder P, Bydlon T, Smeele LE, van den Brekel MWM, Sterenborg HJCM, Hendriks BHW, Ruers TJM. In vivo nerve identification in head and neck surgery using diffuse reflectance spectroscopy. *Laryngoscope Investig Otolaryngol.* 2018 Aug 9;3(5):349-355. doi: 10.1002/lio2.174. PMID: 30410988; PMCID: PMC6209613.

- 6 M. Dyvak, N. Kasatkina, A. Pukas, and N. Padletska, "Spectral analysis of the information signal in the task of identifying the recurrent laryngeal nerve in thyroid surgery", *Przegląd Elektrotechniczny*, vol. 89, no. 6, pp. 275-277, 2013.
- 7 Phelan E, Schneider R, Lorenz K, et al.: Continuous vagal IONM prevents recurrent laryngeal nerve paralysis by revealing initial EMG changes of impending neuropraxic injury: a prospective, multicenter study. *Laryngoscope*. 2014, 124:1498-505. 10.1002/lary.24550
- 8 M Dyvak, V Tymets, V Sheketa "Adaptive information technology for recurrent laryngeal nerve identification based on electrophysical method of Its stimulation". *Przegląd Elektrotechniczny*, vol. 96, no. 8, pp. 28-34, 2020, 10.15199/48.2020.08.06.
- 9 M. Dyvak, A. Pukas, I. Oliynyk and A. Melnyk, "Selection the "Saturated" Block from Interval System of Linear Algebraic Equations for Recurrent Laryngeal Nerve Identification," 2018 IEEE Second International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP), Lviv, Ukraine, 2018, pp. 444-448, doi: 10.1109/DSMP.2018.8478528.
- 10 M. Dyvak, O. Kozak, A. Pukas, "Interval model for identification of laryngeal nerves," *Przegląd Elektrotechniczny*, vol. 86, no. 1, pp. 139-140, 2010.
- 11 M. Dyvak, N. Porplytsya, "Formation and Identification of a Model for Recurrent Laryngeal Nerve Localization During the Surgery on Neck Organs", *Advances in Intelligent Systems and Computing III. CSIT 2018*, Cham: Springer, vol.871, pp. 391-404, 2019.
- 12 N. Porplytsya, M. Dyvak, I. Spivak and I. Voytyuk, "Mathematical and algorithmic foundations for implementation of the method for structure identification of interval difference operator based on functioning of bee colony", *The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics*, Lviv, Ukraine, , pp. 196-199, 2015. doi: 10.1109/CADSM.2015.7230834.
- 13 N. Porplytsya and M. Dyvak, "Interval difference operator for the task of identification recurrent laryngeal nerve," 2015 16th International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE), Lviv, Ukraine, 2015, pp. 156-158, doi: 10.1109/CPEE.2015.7333363.
- 14 Mykola Dyvak, Andriy Melnyk, Artur Rot, Marcin Hernes and Andriy Pukas, "Ontology of Mathematical Modeling Based on Interval Data", *Complexity*, vol. 2022, pp. 19, 2022. <https://doi.org/10.1155/2022/8062969>
- 15 Darmorost, M. Dyvak, N. Porplytsya, T. Shynkaryk, Y. Martsenyuk and V. Brych, "Convergence Estimation of a Structure Identification Method for Discrete Interval Models of Atmospheric Pollution by Nitrogen Dioxide," 2019 9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT), Ceske Budejovice, Czech Republic, 2019, pp. 117-120, <https://ieeexplore.ieee.org/document/8779981>
- 16 Dyvak, M.; Spivak, I.; Melnyk, A.; Manzhula, V.; Dyvak, T.; Rot, A.; Hernes, M. Modeling Based on the Analysis of Interval Data of Atmospheric Air Pollution Processes with Nitrogen Dioxide due to the Spread of Vehicle Exhaust Gases. *Sustainability* 2023, 15, 2163. <https://doi.org/10.3390/su15032163>
- 17 Liu CH, Huang TY, Wu CW, Wang JJ, Wang LF, Chan LP, Dionigi G, Chiang FY, Tseng HY, Lin YC. New Developments in Anterior Laryngeal Recording Technique During Neuromonitored Thyroid and Parathyroid Surgery. *Front Endocrinol (Lausanne)*. 2021 Oct 29;12:763170. doi: 10.3389/fendo.2021.763170. PMID: 34777256; PMCID: PMC8586463
- 18 H. Dong-Mei, Y. Yi, and W. Zheng. "Measurement System for Surface Electromyogram and Handgrip Force Based on LabVIEW", In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Springer Berlin Heidelberg, pp. 67-70, 2009.
- 19 Hee HI. Selection of laryngeal electrodes for intraoperative laryngeal nerve monitoring. *J Anaesthesiol Clin Pharmacol*. 2019 Jan-Mar;35(1):132-135. doi: 10.4103/joacp.JOACP_138_18. PMID: 31057257; PMCID: PMC6495620.
- 20 Van Slycke S, Van Den Heede K, Magamadov K, Brusselaers N, Vermeersch H. New placement of recording electrodes on the thyroid cartilage in intra-operative neuromonitoring during thyroid surgery. *Langenbecks Arch Surg*. 2019 Sep;404(6):703-709. doi: 10.1007/s00423-019-01825-7. Epub 2019 Nov 20. PMID: 31748870.
- 21 Duraprohealth Access mode: <https://www.duraprohealth.com/>
- 22 Chiang FY, Lu IC, Chang PY, Dionigi G, Randolph GW, Sun H, Lee KD, Tae K, Ji YB, Kim SW, Lee HS, Wu CW. Comparison of EMG signals recorded by surface electrodes on endotracheal

- tube and thyroid cartilage during monitored thyroidectomy. Kaohsiung J Med Sci. 2017 Oct;33(10):503-509. doi: 10.1016/j.kjms.2017.06.014. Epub 2017 Jul 22. PMID: 28962821
- 23 Jung SM, Tae K, Song CM, Lee SH, Jeong JH, Ji YB. Efficacy of Transcartilaginous Electrodes for Intraoperative Neural Monitoring During Thyroid Surgery. Clin Exp Otorhinolaryngol. 2020 Nov;13(4):422-428. doi: 10.21053/ceo.2019.01529. Epub 2020 Jun 5. PMID: 32492990; PMCID: PMC7669316.
- 24 Van Slycke S, Van Den Heede K, Magamadov K, Brusselaers N, Vermeersch H. New placement of recording electrodes on the thyroid cartilage in intra-operative neuromonitoring during thyroid surgery. Langenbecks Arch Surg. 2019 Sep;404(6):703-709. doi: 10.1007/s00423-019-01825-7. Epub 2019 Nov 20. PMID: 31748870
- 25 Mendes Junior, J.J.A.; Campos, D.P.; Biassio, L.C.d.A.V.D.; Passos, P.C.; Júnior, P.B.; Lazzaretti, A.E.; Krueger, E. AD8232 to Biopotentials Sensors: Open Source Project and Benchmark. Electronics 2023, 12, 833. <https://doi.org/10.3390/electronics12040833>
- 26 M. A. Ahamed, M. A. -U. Ahad, M. H. A. Sohag and M. Ahmad, "Development of low cost wireless biosignal acquisition system for ECG EMG and EOG," 2015 2nd International Conference on Electrical Information and Communication Technologies (EICT), Khulna, Bangladesh, 2015, pp. 195-199, doi: 10.1109/EICT.2015.7391945.
- 27 AD8232 Access mode: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>
- 28 AU2904 Access mode: <https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=AU2904>
- 29 What is Serial Peripheral Interface (SPI)? Access mode: <https://www.geeksforgeeks.org/what-is-serial-peripheral-interface-spi/>
- 30 MCP3008 Access mode: <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/MCP3008.pdf>
- 31 Gpiozero Access mode: <https://gpiozero.readthedocs.io/en/latest/>
- 32 Gpiozero mcp3008 Access mode: https://gpiozero.readthedocs.io/en/latest/api_spi.html#mcp3008
- 33 Raspberry Pi 4 Model B specifications – Raspberry Pi Access mode: <https://www.raspberrypi.com/products/raspberry-pi-4-model-b/specifications/>
- 34 Inter Process Communication Access mode: <https://www.geeksforgeeks.org/inter-process-communication-ipc/>
- 35 Multiprocessing — Process-based parallelism Access mode: <https://docs.python.org/3/library/multiprocessing.html>
- 36 Kivy documentation Access mode: <https://kivy.org/doc/stable/>
- 37 Matplotlib [Online]. Available at: <https://matplotlib.org/stable/>

Надійшла до редакції 05.05.2025 р.

ДИВАК МИКОЛА ПЕТРОВИЧ – доктор технічних наук, проректор з наукової роботи, професор кафедри комп'ютерних наук, Західноукраїнський національний університет, Україна,

e-mail: mdy@wunu.edu.ua

ТИМЕЦЬ ВОЛОДИМИР ІВАНОВИЧ – доктор філософії, старший науковий співробітник, Західноукраїнський національний університет, Україна, **e-mail: volodymyrtymets@gmail.com**

MYKOLA DYVAK, Volodymyr TYMETS

IMPROVED METHOD AND TOOLS WITH AUTOMATIC ADJUSTMENT OF ELECTRICAL SIGNAL PARAMETERS FOR DETECTION OF THE REVERSE LARYNGEAL NERVE

West Ukrainian National University Ternopil, Ukraine