

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАХІДНОУКРАЇНСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

Тимець Володимир Іванович

УДК: 681.52


ДИСЕРТАЦІЯ
Методи, засоби та інформаційні технології для
виявлення зворотного гортанного нерва

121 – Інженерія програмного забезпечення

12 – Інформаційні технології

Подається на здобуття наукового
ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

/  / Тимець В.І.

(підпис, ініціали та прізвище здобувача)

Науковий керівник **Дивак Микола Петрович** доктор технічних наук,
професор.



Голова спецради
Саленко А.О.

АНОТАЦІЯ

Тимець В.І. Методи, засоби та інформаційні технології для виявлення зворотного гортанного нерва. - Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії за спеціальністю 121 «Інженерія програмного забезпечення» - Західноукраїнський національний університет, Тернопіль, 2020.

Підготовка здійснювалась на кафедрі комп'ютерних наук Західноукраїнського національного університету Міністерства освіти і науки України.

Спеціалізована вчена рада ДФ58.082.006 при Західноукраїнського національного університеті Міністерства освіти і науки України.

У дисертаційній роботі розглянуто науково-технічне завдання удосконалення інформаційної технології та програмного забезпечення для процесу ідентифікації зворотного гортанного нерва (ЗГН) у ділянці хірургічного втручання під час операції на щитоподібній залозі. У процесі проведення подібних операцій існує висока ймовірність травмувати ЗГН, що є одним із найбільш поширених ускладнень хірургічного втручання на щитоподібній залозі. Травма ЗГН негативно впливає на голосовий апарат та дихальну систему людини. В гіршому випадку це може призвести до паралічу голосових зв'язок та втрати голосу пацієнтом. Саме тому, під час проведення таких операцій застосовують програмно-технічні комплекси для моніторингу ЗГН. Принцип роботи цих пристроїв базується на подразненні ділянки хірургічного втручання та обробці реакції ЗГН на дане подразнення.

У першому розділі проведено аналіз наявних програмних та технічних засобів моніторингу ЗГН

Проведений аналіз показав, що не існує єдиного програмно-технічного комплексу, який би міг, незалежно від фізіологічних властивостей тканин хірургічної рани пацієнта, обчислювати відстані від точки подразнення тканин

хірургічної рани до ЗГН та був би цілковито безпечним для пацієнта. Частина із існуючих програмно-технічних комплексів не дозволяє досить точно визначити місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання, частина із них не є цілковито безпечною для пацієнта, адже використовує нерегульовані струми для подразнення тканин хірургічної рани. Крім цього усі вони відзначаються високою вартістю, що не дозволяє широко використовувати їх під час проведення операцій на щитоподібній залозі.

Також проаналізовано напрацювання таких авторів, як Дивак М.П., Падлецька Н.І, Порплиця Н.П. та Савка Н.Я. Запропоновані ними методи моніторингу ЗГН в ділянці хірургічного втручання дозволяють більш точно визначати місцезнаходження ЗГН. Основним їх недоліком є те що технологія не інтегрована в єдиний програмно-апаратний комплекс придатний для використання під час операції на органах ший.

Виходячи із вищезазначеного, актуальною є науково-прикладна задача створення математичного забезпечення та програмно-технічного комплексу із архітектурою та удосконаленою інформаційною технологією, які забезпечують надійну роботу усіх складових як цілісної системи для вирішення задачі моніторингу ЗГН в ділянці хірургічного втручання та дозволяють визначати місцезнаходження ЗГН в режимі реального часу.

Далі у розділі проведено обґрунтування засобів розробки програмно-апаратного комплексу. Наведено основні вимоги поставленні перед апаратним забезпеченням комплексу. Проведено аналіз існуючих однокристальних комп'ютерів. Наведено їх переваги та недоліки у розрізі поставлених вимог перед програмно-апаратним комплексом моніторингу ЗГН а ділянці хірургічного втручання. У завершальній частині розділу здійснено постановку завдань дисертаційного дослідження

У другому розділі дисертаційної роботи проведено аналіз електрофізіологічних властивостей тканин хірургічної рани та як на них впливає подразнення за допомогою різних типів струму. Досліджено поширення електричних імпульсів в ЗГН та їх природу. Наведено принцип

роботи нового типу подразнення тканин хірургічної рани за допомогою прямокутних імпульсів. За основу взято метод електрофізіологічного подразнення тканин хірургічної рани та напрацювання таких авторів як Ноон Yub Kim, Xiaoli Liu, Young Jun Chai. Обґрунтовано безпечність для пацієнта даного типу подразнення при тривалому подразненні тканин хірургічної рани.

У завершальній частині розділу наведено математичне забезпечення для реалізації електрофізіологічного принципу подразнення тканин ділянки хірургічної рани, яке базуючись на інтервальному аналізі даних дає можливість налаштовувати параметри струму подразнення тканин хірургічної рани під індивідуальні фізіологічні особливості пацієнта. Це дає можливість обчислювати відстані від точки подразнення до ЗГН, не залежно від фізіологічних властивостей пацієнта, що розширює область застосування програмно-технічного комплексу моніторингу ЗГН практично для будь якого пацієнта.

У третьому розділі наведено результати розробки, проектування та реалізації програмно-технічного комплексу моніторингу ЗГН в області хірургічного втручання.

Запропоновано нову концепцію інформаційної технології для виявлення ЗГН, яка, на відміну від існуючих, об'єднує апаратне, математичне та програмне забезпечення в єдиному пристрої, для реалізації електрофізіологічного принципу подразнення тканин ділянки хірургічної рани. Інформаційна технологія включає такі кроки: отримання інформаційного сигналу (внаслідок подразнення тканин хірургічної рани); адаптивне налаштування під особливості пацієнта; сегментацію інформаційного сигналу; спектральний аналіз із застосуванням продукційного типу правил (бази знань) та класифікація тканин хірургічної рани, візуалізація відстані від точки подразнення до ЗГН. Також інформаційна технологія розширена діаграмами component, UML та DFD для кращого розуміння процесів.

Далі у розділі наведена архітектура апаратного забезпечення із детальним описом процесу моніторингу ЗГН в ділянці хірургічного втручання та роллю кожної апаратної частини в цьому процесі. Архітектура апаратного забезпечення включає в себе: однокристальний комп'ютер Raspberry Pi model B, аналогова схема – генератор струму, який забезпечує роботу електрофізіологічного способу подразнення ЗГН за допомогою прямокутних імпульсів, мікрофон, зовнішня звукова карта, джерело живлення, блок звукового інформування хірурга, блок візуального інформування хірурга. Дана архітектура забезпечує взаємодію всіх складових в єдиному апаратному комплексі моніторингу ЗГН.

У завершальній частині наведена архітектура програмного забезпечення програмно-апаратного комплексу моніторингу ЗГН в ділянці хірургічного втручання. За основу взята клієнт-серверна архітектура програмного забезпечення, оскільки дана архітектура дозволяє забезпечити належну комунікацію між програмними модулями системи, які є апаратно розділені. Програмне забезпечення розроблене за допомогою мови програмування JavaScript та на основі платформ Node.js та React.js та з використанням таких технологій як WebSocket, Canvas. Програмна система моніторингу ЗГН виконує такі функції: забезпечення функціонування електрофізіологічного принципу подразнення ЗГН; моніторинг процесів дихання пацієнта (реакції на подразнення); обробка реакції на подразнення (імплементация математичного забезпечення); класифікація тканин хірургічної рани та знаходження відстані від точки подразнення до ЗГН; візуалізація результатів опрацювання реакції на подразнення ЗГН в режимі реального часу. Програмне забезпечення візуально представлено у вигляді UML діаграми класів з детальним описом всіх елементів.

У четвертому розділі дисертації наведено результати апробації програмно-апаратного комплексу для моніторингу ЗГН в області хірургічного втручання у Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі.

У першій частині розділу наведено детально структуру пристрою моніторингу ЗГН та його складових. Наведена інструкція з використання та результати роботи програмного забезпечення системи. Пристрій являє собою автономний блок, який встановлюється під час операції та працює синхронно із пристроєм візуалізації (планшет або мобільний телефон). Програмне забезпечення пристрою дозволяє, подразнювати ЗГН та отримувати результати цього подразнення в режимі реального часу, під час проведення операцій на органах шії.

У другій частині розділу наведено результати дослідження залежності реакції ЗГН на подразнення від відстані від точки подразнення у ділянці хірургічного втручання до ЗГН. Доведено що дана залежність нелінійна. Чим ближче від точки подразнення до ЗГН ти сильніша реакція на подразнення.

У завершальній частині четвертого розділу дисертаційної роботи показано ефективність застосування програмно-технічного комплексу для моніторингу ЗГН в області хірургічного втручання. Ефективність полягає у зменшенні ризику пошкодження ЗГН та одночасному зменшенні часу проведення операції на органах шії.

Практична цінність роботи полягає у розробці програмно-технічного комплексу моніторингу ЗГН у ділянці хірургічного втручання, який апробовано на вибірці пацієнтів та захищено патентом України на корисну модель.

Ключові слова: інформаційна технологія, архітектура програмного забезпечення, математична модель, щитоподібна залоза, зворотний гортанний нерв, спектральний аналіз, моніторинг зворотного гортанного нерва.

ПЕРЕЛІК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

Наукові праці, в яких опубліковано основні наукові результати дисертації:

1. Дивак М.П., Тимець В.І., Крепич С.Я. Архітектура програмного забезпечення для системи виявлення зворотного гортанного нерва // Наукові праці Донецького національного технічного університету Серія: “Інформатика, кібернетика та обчислювальна техніка”. – 2018. – №2, Vol. 27. – С. 86–92.
2. Дивак М.П., Тимець В.І., Дивак А.М. Багатофункціональний блок подразнення зворотного гортанного нерва у задачі його ідентифікації // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2019. – №2, Vol. 38. – С. 90–99.
3. Dyvak M., Tymets V., Sheketa V. Adaptive Information Technology for Recurrent Laryngeal Nerve Identification Based on Electrophysical Method of Its Stimulation // Przegląd Elektrotechniczny. – 2020. – №8, Vol 2020 . – P. 28–34.

Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації

4. Dyvak M., Tymets V. Emulation of programming environment for single-board computer Raspberry PI at monitoring the recurrent laryngeal nerve // Proc. of the XIII International Conf. on “Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH’2017) – Lviv-Poliana, Ukraine. 2017.- P.35-37.
5. Dyvak M., Tymets V., Main principles of building system for monitoring of recurrent laryngeal nerve by single-board computer Raspberry Pi model b // Сучасні комп’ютерні інформаційні технології: Матеріали Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів АСІТ’2017.- Тернопіль: Економічна думка. 2017. – С. 129-130.

6. Dyvak M., Tymets V., Brych V., Improving the effectiveness of electrophysiological monitoring of the recurrence laryngeal nerve during surgery on neck organs // Proc. of the XII-th International Conference on Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science, TCSET'2018 -Lviv-Slavske: National University „Lviv Polytechnic”. 2018. P. 748- 751
7. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Huhul O. Methods and tools for electrophysiological monitoring of recurrent laryngeal nerve monitoring during surgery on neck organs // Proc. of the VIII International Conf. on “Advanced Computer Information Technologies (ACIT'2018)”– Ceske Budejovice, Czech Republic. 2018. P.54-57.
8. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Shidlovsky V., Brych V. Tools for the recurrence laryngeal nerve stimulation in the tasks of its monitoring // Proc. of the XIII International Conf. on “Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH'2018) – Lviv-Poliana, Ukraine. 2018. P.215-218.
9. Dyvak M., Dyvak A., Tymets V., Cegielski M. Information Technology for Electrophysiological Approach of Recurrent Laryngeal Nerve Identification During Surgery on Neck Organs, // Proc. of 19th International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering, Banska Stiavnica, Slovakia, 2018. P. 1-4.
10. Dyvak M., Porplytsya N., Tymets V., Maslyiak Y. Method of Structural Identification of a Model for Recurrent Laryngeal Nerve Localization // Proc. of the 2018 IEEE 13th International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT) - Lviv- National University „Lviv Polytechnic”. 2018. P. 470- 474.
11. Dyvak M., Tymets V., Shidlovsky V. The main principles of monitoring of recurrent laryngeal nerve monitoring during surgery on neck organs // CEUR Workshop Proceedings. 2018. Vol. 2255. P. 326-335.
12. Dyvak M., Dyvak A., Osadchuk D., Tymets V., Shidlovsky V. Kovalska L. Information Technology for Recurrent Laryngeal Nerve Identification with

Adaptive Adjustment of the Electrophysiological Method // Proc. of the 10th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT), Deggendorf, Germany. 2020. P. 297-301.

Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації

13. Пукас А.В., Тимець В.І., Дивак А.М. Спосіб ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі // Патент України на корисну модель №124989 . Зар. 25.04.2018. Опубл. 25.04.2018.- Бюл.№8

ANNOTATION

Tymets V.I. Methods, tools, and information technologies of identification of recurrent laryngeal nerve - Scientific work on the rights of the manuscript.

Thesis for the degree of Doctor of Philosophy in the specialty 121 "Software Engineering" - Western Ukrainian National University, Ternopil, 2020.

The preparation was carried out at the Department of Computer Science of the Western Ukrainian National University of the Ministry of Education and Science of Ukraine.

Specialized Academic Council DF58.082.006 at the Western Ukrainian National University of the Ministry of Education and Science of Ukraine.

The dissertation considers the scientific and technical task for improving the informational technology and software for RLN identification in the area of thyroid gland surgery. During such surgeries, there is a high risk of injuring RLN, which is one of the most widely spread complications of surgery on the thyroid gland. RLN injury has a negative effect on the human's vocal apparatus and respiratory system. In the worst case, it can lead to the vocal cords paralysis and the loss of voice. For this reason, during such surgeries, special programmatic and technical measures are applied in order to monitor RLN. Their principle of operation is based on the irritation of the surgical area and processing the reaction of the RLN on this irritation. The dissertation analyzes the current software and technical means of the RLN monitoring. We have defined that there is no one completely safe programmatic and technical complex that could calculate the distance from the point of surgery wound tissue irritation to RLN regardless of physiological characteristics of the patient's surgery wound tissue.

The first chapter analyzes the available hardware and software for RLN monitoring. The analysis has shown that there is no completely safe software or hardware that could, regardless of the physiological properties of the surgical wound tissue of the patient, calculate the distance from the surgical wound tissues irritation point to RLN.

Some of the available software and hardware complexes do not accurately determine the RLN location in the surgery area and some of them are not completely safe for the patient, because of using uncontrollable current to irritate the surgical wound tissues. In addition, all these complexes have a high price, which doesn't allow their widespread use during the thyroid surgery.

The works of such authors as Dyvak M.P., Padletska N.I, Porplytsia N.P and Savka N.Y. were analyzed. Their methods of RLN monitoring in the area of surgery allow to determine the RLN location more accurately. However, their main disadvantage is that this technology is not an integrated software and hardware complex suitable for neck surgery.

Based on what was mentioned above, relevant is the scientifically applied task of developing a hardware and software and hardware complex with an architecture and improved information technology, that ensure a reliable operation of all components as a holistic system to solve the problem of RLN monitoring in the surgery area and detect the RLN location in real time. Further in the chapter, we have analyzed the means of hardware and software complex development. The analysis of existing single-board computers is done. Their advantages and disadvantages in the context of the requirements for the software and hardware complex for RLN monitoring in the surgery area are provided.

In the final part of the section, the tasks of the dissertation research are set. The second section of the dissertation analyzes the electrophysiological properties of surgical wound tissue and how they are affected by irritation with different types of current. The propagation of electric pulses in RLN and their concept are investigated. The operation principle of a new irritation type of surgical wound tissues with the help of rectangular pulses is provided. The method of the electrophysiological principle of irritation of surgical wound tissues and the work of such authors as Hoon Yub Kim, Xiaoli Liu, Young Jun Chai are taken as a basis. The safety of this irritation type with prolonged irritation of surgical wound tissues is proved.

The final part of the section provides mathematical software for the implementation of the electrophysiological principle of tissue irritation of the surgical wound, which based on interval data analysis allows to adjust the principle of surgical wound tissue irritation to individual physiological characteristics of the patient. This allows to calculate the distance from the point of irritation to RLN, regardless of the physiological properties of the patient, which expands the scope of using software and hardware complex for RLN monitoring of almost every patient.

The third section provides details of the design and implementation of software and hardware for RLN monitoring in the area of surgery. A new concept of information technology for RLN detection is suggested, which, in contrast to existing ones, combines hardware, mathematical and software in a single device to implement the electrophysiological principle of tissue irritation of the surgical wound. Information technology includes the following steps: receiving an information signal (due to irritation of surgical wound tissues). adaptive adjustment to the patient's characteristics, the method of segmentation of the information signal, the method of spectral analysis using the production type of rules (knowledge base) and classification of surgical wound tissues, visualization of the distance from the point of RLN irritation. Information technology is also enhanced with component, UML, and DFD diagrams for a better understanding of information technology processes.

Further in the section the architecture of hardware with the detailed description of RLN monitoring process in the surgery area and a role of each hardware in this process is described. The hardware architecture includes: single-board computer Raspberry Pi model B, analog circuit, which provides the operation of the electrophysiological method of RLN irritation with rectangular pulses, microphone, external sound card, power supply, a block for sound informing for the surgeon, and a block for visual informing for surgeon. This architecture provides the interaction of all components in a single hardware for RLN monitoring.

The final part of the work describes the software architecture of the software and hardware complex of RLN monitoring. The client-server software architecture

is taken as a basis, as this architecture allows for proper communication between software modules of the system which are separated. The software is developed with Javascript programming language and based on the Node js and React js platforms with such technologies as Websocket, Canvas. The RLN monitoring software system is responsible for the following functions: ensuring the functioning of the electrophysiological principle of RLN irritation, monitoring the stimulation response, segmentation of informational signal; spectral analysis using production type rules(knowledge base) and classification of surgical wound tissues, visualization of the results of reaction to RLN irritation in real time. The software is visually presented in the form of UML diagram classes with a detailed description of all elements.

The fourth section of the dissertation presents the results of approbations of the software and hardware complex for RLN monitoring in the area of surgery at the Ternopil Municipal Ambulance Hospital during thyroid surgery.

The first part of the section provides a detailed image of the RLN monitoring device and its components. Instructions for use and results of the device software are given. The device is a stand-alone unit that is installed during the operation and works in conjunction with the visualization device (tablet or mobile phone). The software of the device allows you to monitor irritate RLN and get the results of this irritation in real time, during operations on the neck.

The second part of the section presents the results of the study of the dependence of the RLN reaction to irritation on the distance from the irritation point in the area of surgery to RLN. It is proved that this dependence is directly proportional. The closer you are from the point of irritation to RLN, the stronger is the reaction of RLN to this stimulus.

The final part of the fourth section of the dissertation shows the effectiveness of the software and hardware complex for RLN monitoring in the field of surgery. The result is the following - the reduction of the RLN damage and decreasing the duration of the neck surgery.

The practical value of the work is in the development of software and hardware complex for RLN monitoring in the area of surgery, which was tested on a sample of patients and protected by the Patent of Ukraine for a utility model.

Keywords: information technology, software architecture, mathematical model, thyroid, reverse laryngeal nerve, spectral analysis, reverse laryngeal nerve monitoring.

PUBLICATION LIST BY THE DISSERTATION SUBJECT

Publications in which the main scientific results of the dissertation has been published:

1. Dyvak M., Tymets V., Krepych S. Software Architecture for the Reverse Laryngeal Nerve Detection System, Scientific // Papers of Donetsk National Technical University Series: “Informatics, Cybernetics and Computer Engineering” ISSN 1996-1588. – 2018. – №2, Vol. 27. – P. 86–92.
2. Dyvak M., Tymets V, Dyvak A. Multifunctional block of reverse laryngeal nerve stimulation in the problem of its identification // Optoelectronic information and energy technologies ISSN 1681-7893. – 2019. – №2, Vol. 38. – P. 90–99
3. Dyvak M., Tymets V., Sheketa V. Adaptive Information Technology for Recurrent Laryngeal Nerve Identification Based on Electrophysical Method of Its Stimulation // Przegląd Elektrotechniczny. – 2020. – №8, Vol. 2020. – P. 28–34.

Publications certifying the approbation of the dissertation materials:

4. Mykola Dyvak, Volodymyr Tymets Emulation of programming environment for single-board computer Raspberry PI at monitoring the recurrent laryngeal nerve // Proc. of the XIII International Conf. on “Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH’2017) – Lviv-Poliana, Ukraine, 2017.- P.35-37. (IEEE Xplore Digital Library, 10.1109/MEMSTECH.2017.7937527
5. Mykola Dyvak, Volodymyr Tymets Main principles of building system for monitoring of recurrents laryngeal nerve by single-board computer Raspberry Pi Model B // Modern computer information technologies: Materials of the All-

- Ukrainian school-seminar of young scientists and students of ASIT'2017.- Ternopil: Economic thought. 2017. P. 128
6. Mykola Dyvak, Volodymyr Tymets, Vasyl Brych Improving the effectiveness of electrophysiological monitoring of the recurrence laryngeal nerve during surgery on neck organs // Proc. of the XII-th International Conference on Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science, TCSET'2018 -Lviv-Slavske: National University „Lviv Polytechnic”. 2018. P. 748- 751. (IEEE Xplore Digital Library, DOI: 10.1109/TCSET.2018.8336307).
 7. Mykola Dyvak, Volodymyr Tymets, Andriy Dyvak, Oksana Huhul Methods and tools for electrophysiological monitoring of recurrent laryngeal nerve monitoring during surgery on neck organs // Proc. of the VIII International Conf. on “Advanced Computer Information Technologies (ACIT'2018)”– Ceske Budejovice, Czech Republic, 2018.- P.54-57.
 8. Mykola Dyvak, Volodymyr Tymets, Andriy Dyvak, Viktor Shidlovsky, Vasyl Brych Tools for the recurrence laryngeal nerve stimulation in the tasks of its monitoring // Proc. of the XIII International Conf. on “Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH'2018) – Lviv-Poliana, Ukraine, 2018.- P.215-218. (IEEE Xplore Digital Library, DOI: 10.1109/MEMTECH.2018.8365736)
 9. Mykola Dyvak, Andriy Dyvak, Volodymyr Tymets, Marcin Cegielski Information Technology for Electrophysiological Approach of Recurrent Laryngeal Nerve Identification During Surgery on Neck Organs // Proc. of the 19th International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering, Banska Stiavnica, Slovakia, 2018, P. 1-4. (IEEE Xplore Digital Library, DOI: 10.1109/CPEE.2018.8506940)
 10. Mykola Dyvak, Natalia Porplytsya, Volodymyr Tymets, Yurii Maslyiak Method of Structural Identification of a Model for Recurrent Laryngeal Nerve Localization // Proc. of the 2018 IEEE 13th International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies

(CSIT) - Lviv- National University „Lviv Polytechnic”. –2018, P. 470- 474
(IEEE Xplore Digital Library, DOI: 10.1109/STC-CSIT.2018.8526585)

11. Mykola Dyvak, Volodymyr Tymets, Victor Shidlovsky, The main principles of monitoring of recurrent laryngeal nerve monitoring during surgery on neck organs, CEUR Workshop Proceedings Volume 2255, 2018, Pages 326-335 (1st International Workshop on Informatics and Data-Driven Medicine, IDDM 2018; Lviv; Ukraine; 28-30 November 2018; Код 142381) ISSN:1613-0073
12. M. Dyvak, A. Dyvak, D. Osadchuk, V. Tymets, V. Shidlovsky and L. Kovalska, "Information Technology for Recurrent Laryngeal Nerve Identification with Adaptive Adjustment of the Electrophysiological Method," 2020 10th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT), Deggendorf, Germany, 2020, pp. 297-301, doi: 10.1109/ACIT49673.2020.9209012.

Publications additionally reflecting the scientific results of the dissertation:

13. Pukas A.V., Tymets V.I., Dyvak A.M., Method for identification of laryngeal nerve from other tissues of surgical wound during thyroid surgery, Ukrainian patent for a utility model №124989 . Cred. 25.04.2018. Pub. 25.04.2018.- Periodical .№8

ЗМІСТ

АНОТАЦІЯ.....	2
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	20
ВСТУП	21
РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД ІНСТРУМЕНТІВ, ЗАСОБІВ ТА ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА ПІД ЧАС ОПЕРАЦІЙ НА ОРГАНАХ ШИЇ	30
1.1 Проблематика виявлення зворотного гортанного нерва під час операції на органах шиї.....	31
1.2 Аналіз існуючих методів, засобів та інформаційних технологій для виявлення зворотного гортанного нерва	35
1.3 Обґрунтування засобів розробки	46
Висновки до розділу 1.....	56
РОЗДІЛ 2 ЗАСОБИ ОТРИМАННЯ ІНФОРМАТИВНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ТКАНИН ХІРУРГІЧНОЇ РАНИ ТА МЕТОДИ ЇХ МОДЕЛЮВАННЯ	57
2.1. Електрофізіологічні характеристики тканин хірургічної рани.....	58
2.2 Удосконалений принцип подразнення тканин хірургічної рани.....	64
2.3 Математичне забезпечення інформативної технології.....	75
Висновки до розділу 2.....	82
РОЗДІЛ 3 УДОСКОНАЛЕНА ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ	84
3.1 Концепція побудови інформаційної технології для виявлення зворотного гортанного нерва.....	85
3.2 Архітектура апаратного забезпечення пристрою для виявлення зворотного гортанного нерва.....	95
3.3 Архітектура програмного забезпечення пристрою виявлення зворотного гортанного нерва.....	100
Висновки до розділу 3.....	108
РОЗДІЛ 4 ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА ТА РЕЗУЛЬТАТИ ЙОГО ЗАСТОСУВАННЯ	109
4.1 Структура комплексу для виявлення зворотного гортанного нерва .	110

4.2	Результати застосування комплексу виявлення зворотного гортанного нерва.....	117
4.3	Ефективність застосування комплексу виявлення зворотного гортанного нерва.....	129
	Висновки до розділу 4.....	134
	ВИСНОВКИ	135
	СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	138
	ДОДАТОК А.....	153
	ДОДАТОК Б.....	154
	ДОДАТОК В.....	155
	ДОДАТОК Г.....	157
	ДОДАТОК Ґ.....	159

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ЗГН – зворотний гортанний нерв

ОСС – основна спектральна складова

ВСТУП

Актуальність теми. В Україні за останні роки суттєво збільшилася кількість операцій щитоподібної залози, пов'язаних із новоутвореннями. Найнебезпечнішою із загроз під час проведення таких операції є загроза пошкодження зворотного гортанного нерва (ЗГН). Будь-яке хірургічне втручання в роботу щитовидної залози вважається складним у виконанні через розташування в передній частині ший життєво важливих судин і нервів. Найменша помилка при проведенні маніпуляцій може спричинити втрату голосу або стати причиною довічного дефіциту кальцію. Основним завданням будь-якої операції є досягнення максимального ефекту при мінімальній травматизації. Для розв'язання цієї задачі здійснюють моніторинг ЗГН в ділянці хірургічного втручання. Цей процес передбачає подразнення тканин ділянки хірургічної рани та оцінювання реакції на дане подразнення. Такий підхід вимагає постійного вдосконалення як інформаційної технології виявлення, так і програмних засобів в її складі. Тому проблема удосконалення інформаційних технологій та програмного забезпечення для моніторингу ЗГН є актуальною.

На першому Всесвітньому конгресі нейронного моніторингу хірургії щитоподібних і паращитовидної залози, який відбувся в Кракові у вересні 2015 року [14], було представлено різноманітні технічні і програмні засоби для ідентифікації розміщення ЗГН в хірургічній рані. Нові методи, технології і математичні моделі для ідентифікації РЛН розглядаються вперше в роботах [15-18]. Зазначені методи базуються на подразненні тканини хірургічної рани постійним чи змінним струмом. Реакцію цього подразнення оцінюють за скороченнями голосових зв'язок, які фіксують звуковим сенсором. Потім звуковий сигнал опрацьовують, а саме оцінюють його спектр і на цій основі встановлюють тип тканини в точці подразнення.

У роботах Riddell V, Galivan J, Basmajian J, Davis WE розглянуто методи, засоби та математичні моделі для моніторингу ЗГН. На їх основі

створено програмно технічні засоби виявлення ЗГН: NEUROSIGN SURGICAL, NEUROSIGN 100, NEUROSIGN 800 та NEUROSIGN V4. Ці пристрої надають широкі можливості їх застосування та суттєво знижують ризик пошкодження ЗГН під час операції на органах ший. Проте їх широке застосування в лікарнях обмежується високою вартістю та потребою переведення пацієнта до третьої стадії анестезії під час хірургічного втручання, яка є небезпечною для його життя.

Також у працях Дивака М.П., Шідловського В.О., Падлецької Н. І., Савки Н. Я., Порплиці Н. П. наведені математичні моделі та принципи моніторингу ЗГН за допомогою подразнення ділянки хірургічного втручання змінним електричним струмом. За результатами подразнення спостерігають за допомогою звукового сенсора, розміщеного над гортанню пацієнта. Таким чином отримуються інформаційні сигнали реакції на подразнення. За інформативну ознаку обрано максимальну амплітуду сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани.

Розглянуті методи та засоби мають ряд недоліків, які підвищують ризик пошкодження ЗГН. Якщо подразнення тканин здійснюють постійним електричним струмом, то це знижує чутливість виявлення типу тканини. У випадку подразнення тканин змінним електричним струмом - реакція на подразнення є індивідуальною для кожного пацієнта залежності від сили струму. Це свідчить, що застосування даних методів залежить від індивідуальних фізіологічних властивостей організму.

Існуючі технології орієнтовані на фізіологічні особливості кожного пацієнта. Це є суттєвим недоліком при масовому їх застосуванні під час проведення операцій, що може призвести до збільшення ризику пошкодження ЗГН. Крім цього розглянуті технології не дозволяють точно визначити розташування ЗГН в ділянці хірургічного втручання.

Архітектура вищезгаданих систем також має ряд недоліків, адже вона не забезпечує комунікацію усіх апаратно-програмних складових. Це, у свою чергу, ускладнює їх впровадження в єдину систему моніторингу ЗГН, що

дозволило б пришвидшити час проведення операції та знизити ризик пошкодження ЗГН.

Одним із недоліків існуючої інформаційної технології є те що вона не є цілісною. Апаратно-програмний комплекс для подразнення ЗГН та опрацювання результатів подразнення функціонують окремо один від одного. Це також ускладнює розробку єдиної системи моніторингу ЗГН.

Отже, актуальною є науково-технічне завдання створення створення математичного забезпечення та програмно-технічного комплексу із архітектурою та удосконаленою інформаційною технологією, які б забезпечили надійну роботу усіх складових систем як цілісної системи для вирішення задачі моніторингу ЗГН в ділянці хірургічного втручання та дозволили б визначати місцезнаходження ЗГН в режимі реального часу. Це пришвидшить час виконання операції на щитоподібній залозі, а також одночасно зменшить ризик пошкодження ЗГН.

Мета і завдання дослідження. Метою дисертаційного дослідження є розробка математичного, програмного та технічного забезпечення комплексу моніторингу ЗГН у процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі для забезпечення мінімізації ризику його пошкодження та одночасного зменшення тривалості проведення операції.

Для досягнення цієї мети необхідно виконати такі завдання:

- проаналізувати існуючі технічні, програмні та математичні методи виявлення ЗГН;
- удосконалити електрофізіологічний принцип подразнення тканин ділянки хірургічної рани з метою виявлення ЗГН під час операції на щитоподібній залозі;
- розробити математичне забезпечення, яке дозволяло б знаходити відстані від точки подразнення тканин хірургічної рани до ЗГН у процесі операції на щитоподібній залозі;

- розробити архітектуру програмно-апаратних засобів ідентифікації ЗГН, яка б враховувала особливості архітектури апаратного забезпечення та підтримувала взаємодію всіх програмних модулів;
- удосконалити інформаційну технологію виявлення ЗГН, яка б надала можливість визначити відстань від точки подразнення до ЗГН у ділянці хірургічного втручання;
- розробити програмно-апаратні засоби для ідентифікації ЗГН у процесі хірургічного втручання на щитоподібній залозі;
- провести апробацію розроблених програмно-апаратних засобів для ідентифікації ЗГН у процесі хірургічного втручання на щитоподібній залозі.

Об'єкт дослідження – процеси моніторингу ЗГН на основі аналізу електрофізіологічних властивостей тканин хірургічної рани на щитоподібній залозі.

Предмет дослідження – математичне, програмне та технічне забезпечення системи виявлення ЗГН під час хірургічного втручання на щитоподібній залозі.

Методи дослідження. Для отримання інформаційних сигналів – реакції ЗГН на подразнення тканин хірургічної рани – використано електрофізіологічний метод подразнення тканин ділянки хірургічного втручання за допомогою прямокутних імпульсів. Для виявлення інформативних ознак сигналу, отриманого в результаті подразнення ділянки тканин хірургічного втручання, застосовані методи аналізу інтервальних даних, спектрального аналізу та алгоритм швидкого перетворення Фур'є. Для виявлення місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання застосовувався технічний комплекс на базі однокристального комп'ютера Raspberry Pi та програмне забезпечення, написане на мові програмування JavaScript із використанням технологій Node JS, React JS та Socket IO.

Наукова новизна отриманих результатів. У межах дисертаційної роботи *вперше*:

– розроблено математичне забезпечення для реалізації електрофізіологічного принципу подразнення тканин ділянки хірургічної рани з метою виявлення ЗГН під час операції на щитоподібній залозі, яке, на відміну від існуючих, дає можливість, незалежно від фізіологічних властивостей тканин хірургічної рани пацієнта, обчислювати відстані від точки подразнення тканин хірургічної рани до ЗГН, що сприяє зниженню ризику його пошкодження;

– розроблено архітектуру прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яка, на відміну від існуючих, забезпечує комунікацію та спільну роботу усіх апаратних модулів, що допомагає виявити місцезнаходження ЗГН в режимі реального часу і скорочує тривалість операції на щитоподібній залозі без підвищення ризику пошкодження ЗГН;

удосконалено:

– інформаційну технологію виявлення місцезнаходження ЗГН під час операції на щитоподібній залозі, яка на відміну від існуючих, об'єднує апаратне, математичне та програмне забезпечення в єдиному пристрої для реалізації електрофізіологічного принципу подразнення тканин ділянки хірургічної рани, що в сукупності забезпечує зниження ризику пошкодження ЗГН, зменшення тривалості хірургічної операції та підвищення функціональності засобів моніторингу ЗГН.

Особистий внесок здобувача. Усі результати, викладені в дисертаційній роботі, отримані автором самостійно. У друкованих працях, опублікованих у співавторстві, автору належать такі результати:

- [1] створено прикладне програмне середовище для дослідження процесів моніторингу зворотного гортанного нерва;
- [2] запропоновано основні принципи електрофізіологічного подразнення тканин хірургічної рани за допомогою прямокутних імпульсів;
- [3] удосконалено принципи електрофізіологічного моніторингу зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічного втручання та

вперше запропоновано метод порогової сегментації інформаційного сигналу;

- [4] запропоновано інформаційну модель процесу моніторингу ЗГН, яка базується на принципах електрофізіологічного подразнення тканин хірургічної рани за допомогою прямокутних імпульсів;
- [5] запропоновано засоби електрофізіологічного моніторингу зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічного втручання та наведено результати їх апробації під час операцій на органах шиї;
- [6] запропоновано інформаційну технологію електрофізіологічного підходу до процесу моніторингу ЗГН;
- [7] удосконалено метод інтервального аналізу енергетичного спектру інформаційного сигналу для ідентифікації зворотного гортанного нерва;
- [8] описано основні принципи електрофізіологічного моніторингу зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічного втручання та наведено результати застосування засобів електрофізіологічного моніторингу;
- [9] запропоновано архітектуру програмного забезпечення для системи виявлення зворотного гортанного нерва, яка передбачає взаємодію низки програмних модулів;
- [10] розроблено модель пристрою ідентифікації зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічного втручання;
- [12] наведено результати експериментального дослідження застосування електрофізіологічного методу подразнення тканин хірургічної рани з різними характеристиками електричного струму;
- [13] запропоновано інформаційну технологію із адаптивним налаштуванням під електрофізіологічні особливості тканин хірургічної рани певного пацієнта та запропоновано алгоритм визначення відстані від точки подразнення до ЗГН.

Основні положення та результати дисертаційної роботи в наведених працях викладені в повному обсязі.

Апробація результатів дисертації. Основні положення і результати дисертаційної роботи доповідались та обговорювались на 8 конференціях та багатьох наукових семінарах, а саме:

- XIII International Conference Perspective Technologies and Methods in MEMS Design - Polyana – 2017;
- Всеукраїнська школа-семінар молодих вчених і студентів «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології» ACIT'2017 – Тернопіль – 2017;
- 14th International Conference on Advanced Trends in Radioelectronics, Telecommunications and Computer Engineering (TCSET) - Lviv – 2018;
- XIV-th International Conference Perspective technologies and methods in MEMS design - Polyana – 2018;
- VIII International Conference on “Advanced Computer Information Technologies” ACIT'2018 – Ceske Budejovice, Czech Republic – 2018;
- 19th International Conference "Computational Problems of Electrical Engineering" (CPEE) – Lviv – 2018;
- IEEE 13th International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT) – Lviv – 2018;
- 1st International Workshop on Informatics & Data-Driven Medicine – Lviv – 2018.
- 2020 10th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT) – Deggendorf, Germany – 2020.

Публікації. За результатами дисертаційних досліджень опубліковано 12 наукових праць загальним обсягом 62 сторінки, зокрема 3 статті у фахових наукових виданнях [10] [12] [13], 1 з яких входить до міжнародної наукометричної бази Scopus та Web of Science [13], 9 публікацій у матеріалах

конференцій [1 - 9], 5 з яких входять до міжнародної наукометричної бази Scopus та Web of Science [1,3, 5 - 8], а також 1 Патент України на корисну модель [11].

Структура та обсяг роботи. Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел із 141 найменувань та 5 додатків. Загальний обсяг роботи складає 161 сторінок друкарського тексту, з них 137 сторінка основного тексту. Робота містить 61 рисунок і 12 таблиць.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота виконувалася в межах пріоритетного напрямку розвитку науки і техніки «Інформаційні та комунікаційні технології», визначеного Законом України «Про пріоритетні напрями розвитку науки і техніки (№2623-III від 11.07.2001 р. в редакції від 16.01.2016 р.), а також згідно з планом науково-дослідних робіт кафедри комп'ютерних наук Тернопільського національного економічного університету протягом 2016 – 2019 років. Основні результати дисертаційного дослідження отримано в межах виконання таких тем:

- держбюджетного прикладного дослідження на тему «Математичне та програмне забезпечення для класифікації тканин хірургічної рани в процесі операції на органах шиї» (державний реєстраційний номер 0117U000410), у якій автором розроблено пристрій моніторингу зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічного втручання, що підвищує достовірність виявлення зворотного гортанного нерва в процесі хірургічної операції і знижує ризик його пошкодження

Усі вищезгадані роботи виконувалися за безпосередньої участі автора.

Практичне значення отриманих результатів полягає у створенні програмно апаратних засобі для ідентифікації ЗГН, які представлено у вигляді єдиного програмно-апаратного комплексу придатного для використання в режимі реального часу у процесі хірургічного втручання на щитоподібній

залозі. Розроблений пристрій апробовано в процесі проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі в Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги. Застосування пристрою та програмного забезпечення дало можливість знизити ризик пошкодження ЗГН, зменшити тривалість хірургічної операції та підвищити функціональність засобів моніторингу ЗГН.

Теоретичні та прикладні результати дисертаційної роботи використано:

- в Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги для моніторингу ЗГН при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі (акт про впровадження результатів дисертаційної роботи від 25 вересня 2020 р.);

- при виконанні держбюджетного прикладного дослідження на тему: «Математичне та програмне забезпечення для класифікації тканин хірургічної рани в процесі операції на органах ший» (державний реєстраційний номер 0117U000410) (акт про використання результатів дисертаційної роботи від 29.09.2020 р.)

- в навчальному процесі Західноукраїнського національного університету на кафедрі комп'ютерних наук при викладанні дисциплін «Архітектура та проектування програмного забезпечення», «Конструювання програмного забезпечення», «Аналіз вимог до програмного забезпечення» та «Сучасні платформи розробки програмного забезпечення» (акт про впровадження в навчальний процес від 29.09.2020 р.)

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ІНСТРУМЕНТІВ, ЗАСОБІВ ТА ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА ПІД ЧАС ОПЕРАЦІЙ НА ОРГАНАХ ШИЇ

За останні роки захворювання людей в ділянці щитоподібної залози стали проявлятися все частіше і частіше. Причинами цього є як незадовільний стан навколишнього середовища, раціон людини, постійні стреси, так і наслідки Чорнобильської катастрофи. Майже завжди лікування можливе тільки завдяки хірургічному втручанню. У середньому в Україні щорічно проводиться від п'яти до десяти тисяч операцій на рік, з них понад 2400 з них через рак щитоподібної залози [19].

Україна належить до регіонів з йодною недостатністю помірного ступеня. Щороку онкологи реєструють понад 130 тисяч нових випадків захворювань на рак серед дорослого населення країни, причому кількість жінок і чоловіків, яким щороку ставлять цей діагноз, суттєво не відрізняється: 388 чоловіків та 359 жінок на 100 тисяч населення у 2014 році. За даними Інституту раку, найбільше сьогодні в Україні від раку помирають у Запорізькій, Кіровоградській та Сумській областях [20 – 21].

З огляду на те, що діагноз злоякісної пухлини щитоподібної залози ускладнений і на початкових стадіях хвороби помилка встановлення діагнозу становить 50-100%, то при відсутності точного діагнозу необхідно проводити хірургічне втручання як до доброякісної пухлини, так і до внутрішньо-капсульного розташованого раку.

Основною проблемою при проведенні операції на щитоподібній залозі є моніторинг ЗГН, пошкодження якого призводить до негативних наслідків, пов'язаних із функціонуванням дихальної системи людини, зокрема до втрати пацієнтом голосу. Саме тому проблема моніторингу ЗГН є дуже актуальною у наш час та вимагає детального вивчення і покращення. Результати досліджень у цьому розділі опубліковано у працях автора [1,2].

1.1 Проблематика виявлення зворотного гортанного нерва під час операції на органах шії

У структурі захворюваності ендокринної системи хвороби щитоподібної залози становлять близько 45%, тому на патології саме цієї залози сьогодні треба детально зупинитися. Щитоподібна залоза відповідає практично за всі обмінні процеси в організмі, а отже, клінічні прояви різноманітних патологій. У кожної окремої людини переважають порушення різних систем.

Щитоподібна залоза - це ендокринна залоза, що зберігає йод і виробляє йодовмісні гормони (йодтироніни), які беруть участь в регуляції обміну речовин і зростанні окремих клітин, а також організму в цілому. Щитоподібна залоза - це невеликий орган, розташований на передній поверхні шії в нижній її частині, вагою 15-20 грам. Названа залоза так тому, що розташована перед щитоподібним хрящем гортані. Щитоподібна залоза складається з двох частин з'єднаних вузьким перешийком, який перешийок розташований на рівні другого-третього кільця трахеї. Бічні частки охоплюють трахею і прикріплені до неї сполучною тканиною. Форму щитоподібної залози можна порівняти з буквою «Н», причому нижні роги короткі і широкі, а верхні - високі, вузькі і злегка розходяться. В середньому, щитоподібна залоза дорослої людини важить 12-25 г, а у новонародженого – 2-3 г. Розміри кожної часткиЖ 2,5-4 см довжинв, 1,5-2 см ширина і 1-1,5 см – товщина. [22]

Злоякісна пухлина щитоподібної залози - це захворювання, що викликає аномальний ріст клітини всередині залози. Прогноз для хворих у більшості випадків хороший, оскільки вид раку зазвичай виявляється на ранніх стадіях і добре підлягає лікуванню. Проте рак щитоподібної залози може рецидивувати навіть через роки після завершення лікування. Більш пізні стадії раку вимагають хірургічного втручання.

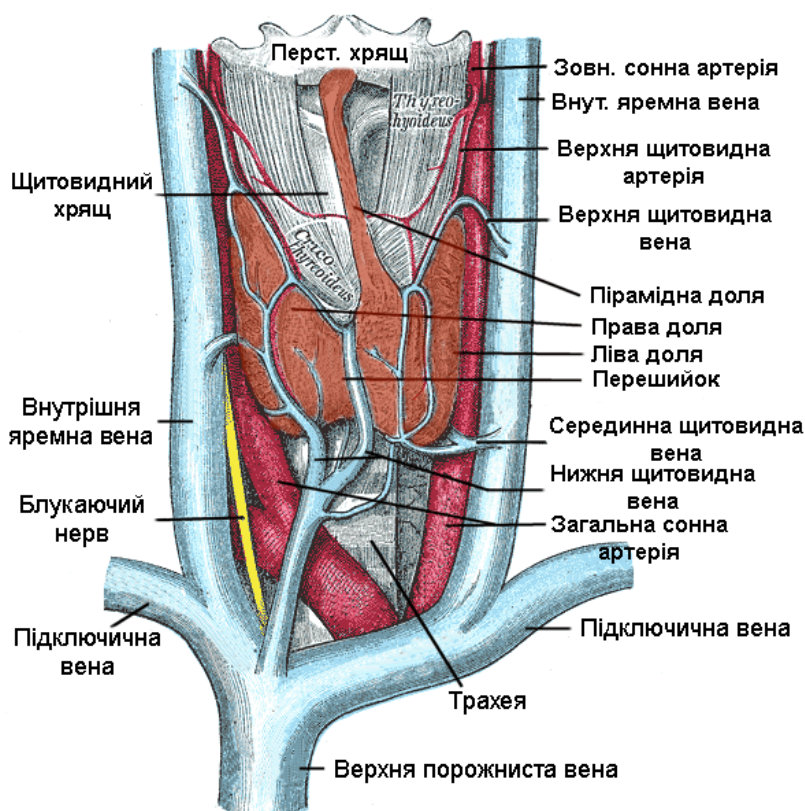


Рис. 1.1 Зображення щитоподібної залози.

Більш пізні стадії раку вимагають хірургічного втручання. Існують такі види раку щитоподібної залози: капілярний (близько 76%), фолікулярний (близько 14%), медулярний (близько 5-6%), недиференційований і анапластичний (близько 3,5-4%). Рідше трапляється саркома, лімфома, фібросаркома, епідермоїдний рак, метастатичний рак, на долю яких припадає 1-2% від усіх злоякісних утворень щитоподібної залози.

При діагностуванні раку щитоподібної залози застосовують міжнародні стандарти і такі методи: консультації онколога, отоларинголога з оцінкою клінічної картини, ультразвукове дослідження, ізотопне сканування, біопсію щитоподібної залози з наступним гістологічним і імунохімічним лабораторним дослідженням матеріалу, комп'ютерну томографію лікування.

При лікуванні даного захворювання складається програма лікування у відповідності з міжнародними стандартами. При цьому беруться до уваги як типові піхлини, так і стадії загального стану хворого.

До методики лікування раку щитоподібної залози належать: операції, лікування радіоактивним йодом, гормональна терапія, зовнішнє опромінення та хіміотерапія. При проведенні операції можна виділити часткове або повне видалення залози. Незважаючи на широке поширення і детальну розробку методики операцій на щитоподібній залозі, післяопераційні ускладнення залишаються серйозною проблемою для хірурга. При проведенні таких операцій найбільшою загрозою для пацієнта може стати параліч м'язів гортані. Найпоширенішою причиною цього є пошкодження зворотного гортанного нерва під час операції на щитоподібній залозі. Це призводить до втрати голосу пацієнтом.

Зворотній гортанний нерв (п. *Laryngeus recurrens*) - гілка блукаючого нерва, яка відходить у різні сторони праворуч та ліворуч.

Лівий зворотній гортанний нерв відходить від блукаючого нерва на рівні дуги аорти і огинає її спереду назад пролягаючи між трахеєю і стравоходом. При аневризмах аорти може спостерігатися здавлення лівого зворотного нерва аневризматического мішком і зниження його провідності (аж до повної її втрати). Правий зворотній гортанний нерв відходить трохи вище від лівого на рівні правої підключичної артерії, огинає її також спереду назад і, подібно до лівого поворотного нерва, розташовується в правій їжі-водно-трахейній борозні [23]

Операції на щитоподібній залозі належать до технічно складних видів хірургічного втручання. Це пов'язано з тісним зв'язком із життєво важливими, малими за розміром анатомічними структурами, варіантами топографічного розташування цих структур; спайковим процесом у зоні операції при рецидивних захворюваннях щитоподібної залози.

Враховуючи фізіологічні особливості щитоподібної залози та зворотного гортанного нерва, проводити операції у даній області надзвичайно складно.

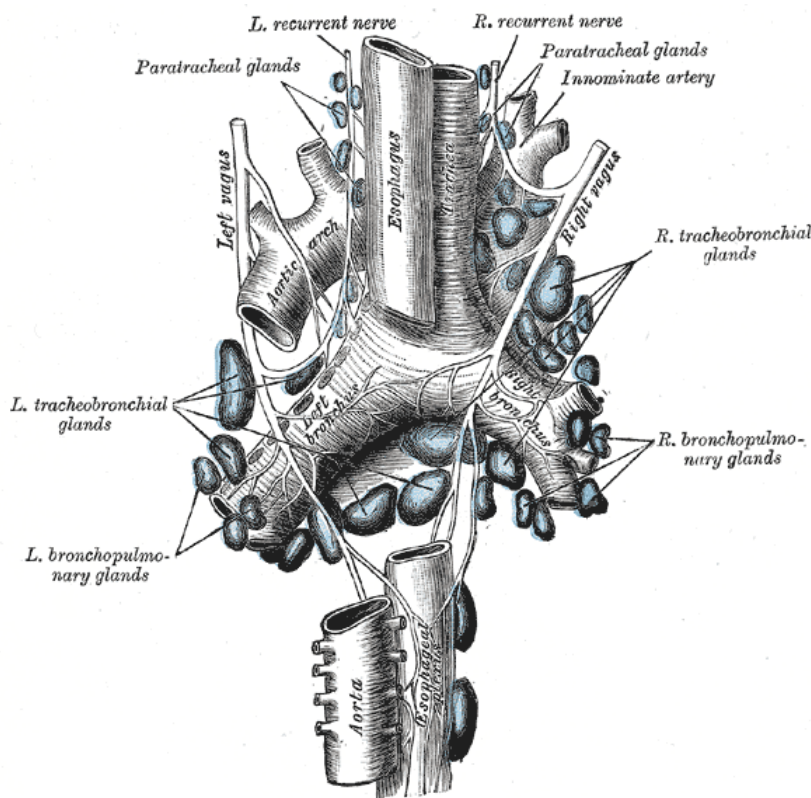


Рис. 1.2. Зображення щитоподібної залози.

Така складність проведення операцій вимагає використання додаткових технічних комплексів та завдань з метою спрощення роботи хірурга. Такі комплекси надають підтримку і допомагають зменшити ризики пошкодження ЗГН під час операції. Це надзвичайно важливо, адже при пошкодженні ЗГН людина може втратити можливість спілкуватися з іншими людьми. Знання анатомії, великий досвід хірурга та сучасна техніка підвищують шанси хворого на успішне лікування.

Рівень сучасних знань і прагнення до підвищення безпеки втручань зі збереженням якості життя хворих вимагають посилення контролю точності під час хірургічних втручань на щитоподібній залозі та інших органах шиї. Усе це може бути досягнуто завдяки покращенню методу хірургічного лікування пацієнтів із захворюваннями даного органа.

Моніторинг зворотнього нерва під час операцій на шиї дозволяє зменшити ймовірність ускладнень, пов'язаних із його пошкодженням. Такий моніторинг проводиться з метою виявлення місцезнаходження ЗГН в ділянці

хірургічного втручання. Це дозволяє хірургу бути впевненим у тому що його маніпуляції в ділянці втручання не призведуть до ушкодження ЗГН. Для цього зараз використовують найсучасніші технічні та програмні методи.

На сьогоднішній день проводиться велика кількість досліджень із метою вдосконалення вищезгаданих технічних засобів. Багато з них спрямовані на зменшення часу визначення місцезнаходження зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічного втручання. Це відповідно призведе до пришвидшення проведення операцій на щитоподібній залозі та зменшить ризик пошкодження ЗГН. Усе це в сукупності дозволить хірургу бути більш упевненим при проведенні таких операцій та зменшить ризики для пацієнта.

1.2 Аналіз існуючих методів, засобів та інформаційних технологій для виявлення зворотного гортанного нерва

Ідентифікація ЗГН у ділянці хірургічного втручання під час операцій на органах ший є надзвичайно складним завданням. Це зумовлено відсутністю візуального контакту хірурга із ЗГН. Тому він повинен опиратися лише на власний досвід. Враховуючи те, що страхова медицина покладає відповідальність за прийняті рішення під час операцій саме на хірурга, удосконалення процесу візуалізації та ідентифікації ЗГН є надзвичайно необхідним у сучасній хірургії.

Проблеми місцезнаходження ЗГН серед інших тканин у ділянці хірургічного втручання та проблеми візуалізації, а також результати цих досліджень розглядалися на I Всесвітньому конгресі нейромоніторингу в щитоподібній та прищитоподібній хірургії (First World Congress on Neural Monitoring in Thyroid and Parathyroid Surgery), який відбувся у вересні 2015 року в Польщі (м.Краків) [24]. На ньому представили найсучасніші напрацювання в цій галузі. Також уперше було показано велику кількість технічних та програмних комплексів для ідентифікації ЗГН під час операції на щитоподібній залозі.

Дані програмні та технічні комплекси мали власні підходи до виконання складного завдання ідентифікації ЗГН із своїми перевагами та недоліками. Проте вони були взяті за основу в подальшій роботі над удосконаленням підходів, методів та технічних рішень для вищезгаданого завдання. Усі вони базуються на основних підходах і принципах виявлення місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічної рани. Серед них можна виділити найбільш поширені: безпосереднє оцінювання розміщення ЗГН у ділянці хірургічної рани; оцінювання розміщення ЗГН у ділянці хірургічної рани за допомогою постійного чи змінного електричного струму; оцінювання розміщення ЗГН в ділянці хірургічної рани за допомогою постійного чи змінного електричного струму із опрацюванням результатів за допомогою обчислювальних приладів.

Безпосереднє оцінювання розміщення ЗГН у ділянці хірургічної рани.

Суть даного підходу полягає в оцінюванні місцезнаходження ЗГН самим хірургом, - так званий візуальний контроль хірургом без застосування будь яких допоміжних засобів. При такому підході хірург повинен сам слідкувати за тим, щоб не пошкодити ЗГН. Часто хірурги застосовують метод «не бачив – не пошкодив». Суть полягає в тому, щоб накласти на ділянку хірургічної рани затискачі і проводити хірургічне втручання якомога даліше від місцезнаходження ЗГН. Такий підхід вимагає високої кваліфікації хірурга. Йому притаманний високий рівень ризику пошкодження ЗГН [25 - 27].

Також слід виділити метод візуалізації ЗГН за допомогою забарвлення нервової тканини. В його основу метода покладено реакцію нервової тканини на барвник. Тобто в ділянку хірургічної рани вливається барвник і через невеликий проміжок часу змивається антисептиком. Недолік тут у тому, що неможливо підтвердити пошкодження ЗГН [28].

Оцінювання розміщення ЗГН у ділянці хірургічної рани за допомогою постійного чи змінного електричного струму.

До цієї групи належать методи, які базуються на подразненні ЗГН за допомогою постійного чи змінного струму: інтраопераційна пальпація гортані, запропонована Riddell V [29- 30], інтраопераційна ларингоскопія [31-

32], використання внутрішньом'язових електродів, запропоноване Basmajian J у 1962 та неінвазивний моніторинг ЗГН [28], запропонований Davis WE в 1979 році. Суть цих методів полягає в використанні електродів, які проводяться безпосередньо в ділянку хірургічного втручання різними способами залежно від методу. Далі на ці електроди подається постійний струм із силою 0,5 – 2 мА. Це призводить до скорочення голосових м'язів. За цією реакцією спостерігає хірург спеціаліст. Це один із недоліків перерахованих методів. Він вимагає високої кваліфікації згаданого вище спеціаліста. Також недоліком можна вважати малу ефективність ідентифікації місцезнаходження ЗГН. Ефективність згаданих методів – від 60 до 85 %. Недоліком є висока вартість обладнання для їх застосування.

Оцінювання розміщення ЗГН в ділянці хірургічної рани за допомогою постійного чи змінного електричного струму із опрацюванням результатів за допомогою обчислювальних приладів.

Основною відмінністю цих методів моніторингу є використання технічних засобів (в основному, комп'ютерних) для опрацювання результатів подразнення. Також вони представлені як комплекс технічних засобів, які використовуються для інтраопераційної нейросонографії, – так звані “нейромонітори”. Сьогодні існують кілька варіантів таких нейромоніторів, доступних на ринку.

Одними із таких нейромоніторів є нейромонітори британської фірми “NEUROSIGN SURGICAL” – NEUROSIGN. Ця лінійка складається із 3 основних пристроїв - Neurosign 100 Neurosign 800 та останньої розробки Neurosign V4 [33]. Вони призначені для моніторингу декількох черепно-моторних нервів та можуть використовуватися під час операції на органах ший для моніторингу ЗГН. Кожний пристрій має свої технічні та функціональні відмінності. Якщо Neurosign 100 у відповідь на скорочення м'язів видаватиме тільки звуковий сигнал на навушники, то Neurosign 800 уже відображає реакцію скорочення м'язів на невеликий монітор. Neurosign V4 - це складний

пристрій із великим екраном для відображення результатів подразнення (рис 2.1).



Рис. 1.3. Нейромонітор «Neurosign V4»

Основними перевагами цього пристрою над попередніми є [34]:

- 15-дюймовий кольоровий сенсорний екран;
- підсилювач подразнювача - дозволяє одночасно під'єднувати два подразнювальних зонди;
- маневрена підвіска, яка дозволяє легко маневрувати по операційній;
- кишені для зберігання інструментів;
- профілі хірурга, які дозволяють створювати та зберігати індивідуальні конфігурації в окремих профілях;
- захоплення знімків екрана як вручну, так і автоматично. Дозволяють зберігати дані у форматі EMG для подальшого аналізу. Доступна можливість експорту на USB;
- конфігурації за замовчуванням для різних хірургічних процедур дозволяють швидко переналаштовуватися для різних операцій.

Іншим нейромонітором є нейромонітор американської фірми Medtronic NIM 3.0. Це інтраопераційна система моніторингу нервів, яка дозволяє хірургам виявляти, підтверджувати та контролювати функцію нервів, щоб зменшити ризик пошкодження нервів під час різних дій при операціях.



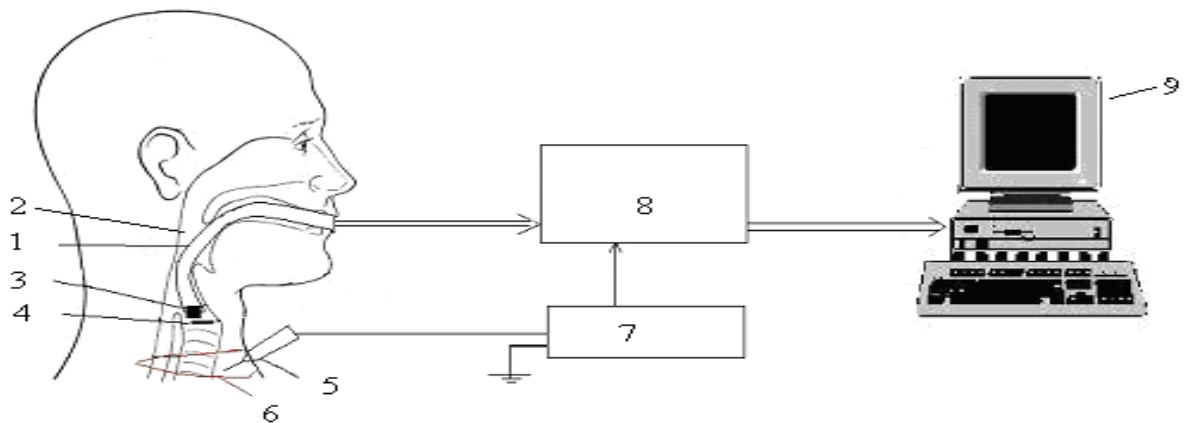
Рис. 1.4. Нейромонітор «NIM 3.0»

Принцип його роботи схожий із попереднім нейромонітором. Електроди NIM розміщуються у відповідних місцях м'язової тканини в ділянці хірургічного втручання. Ці електроди з'єднані з системою NIM Nerve Monitoring, яка постійно відстежує активність м'язів під час подразнення нервів. Коли певний нерв було подразнено, система NIM попереджає хірурга та персонал операційної, забезпечуючи як візуальні сигнали на кольоровому сенсорному моніторі, так і звуковий зворотний зв'язок щоб мінімізувати ризик пошкодження нерва [35].

Недоліком цих моніторів можна вважати подразнення ЗГН за допомогою постійного струму. Він не є цілком безпечним для нерва, тому тривале подразнення такими нейромоніторами може нашкодити пацієнту. Також точність визначення місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання є досить низькою. Іншим значним недоліком згаданих нейромоніторів є їх висока собівартість. Не кожна клініка в Україні та світі може їх придбати.

Спосіб ідентифікації ЗГН із застосуванням змінного електричного струму вперше був запропонований авторами Диваком М.П., Козак О.Л.,

Шідловським В.О. [36-41]. Відмінністю його від вищезгаданих є інший принцип подразнення тканин хірургічної рани та оцінювання результатів подразнення за допомогою звукового сенсору. Подразнення тканин хірургічної рани, при такому підході здійснюється за допомогою змінного струму фіксованої частоти силою від 0,5 – 2 мА. Такий підхід дозволяє пацієнту перебувати в другій, а не в третій стадії анестезії під час проведення операції. Таким чином усунуто ризик виникнення клінічної смерті. Принцип дії запропонованого способу проілюстровано та описано нижче.



1 - респіраторна трубка, 2- гортань, 3- звуковий сенсор, 4 - голосові зв'язки, 5 - зонд, 6 - хірургічна рана, 7- генератор, 8 - підсилювач, 9- аудіо вхід/вихід

Рис.1.5. Схема отримання інформаційного сигналу для ідентифікації гортанного нерва [37]:

В респіраторній трубці (1), яка розміщується в гортані (2), встановлюється звуковий сенсор (3) і розташовується над голосовими зв'язками (4). За допомогою зонда (5) підключається до генератора змінного струму (7) із силою від 0.5 до 2мА і фіксованою періодичністю, яка забезпечує невелику електропровідність сигналу м'язовими тканинами, високу електропровідність сигналу гортанних нервових м'язів з контролем натягу голосових зв'язок. Потік повітря проходить через респіраторну трубку, створюючи голосові вібрації, амплітуда яких змінюється залежно від частоти струму подразнення. Ця вібрація реєструється звуковим сенсором, підсилюється підсилювачем (8) і надсилає сигнали на звукову карту комп'ютера (9), де ці сигнали надалі обробляються [38].

Також перевагою запропонованого підходу є суттєво нижча ціна реалізації робочого комплексу для ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання. Вартість проведення операцій на щитоподібній залозі із використанням даного способу є в декілька разів менша ніж із використанням вищеописаних моніторів. Проте такий підхід вимагає персонального комп'ютера для обробки цифрового сигналу з підсилувача. Це додає додаткову кількість обладнання під час проведення операції. Також подразнення ЗГН нерва за допомогою змінного струму не є природною для нього. Тому тривале подразнення не є цілком безпечним.

Даний спосіб ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання є основою значного наукового дослідження. Так, у роботах[42-47], автором яких є Дивак М. П. та Падлецька Н. І., вперше запропоновано новий метод для опрацювання інформаційного сигналу під час подразнення тканин хірургічної рани. Основна ідея полягає в сегментації отриманого звукового сигналу, встановленні АКФ кожного фрагмента та, базуючись на цьому, визначення інтервальної оцінки енергії всього інформаційного сигналу у вибраному діапазоні частот. Основний підхід складається з кількох основних етапів. Спершу проводиться сегментація інформаційного (звукового) сигналу для виділення типів подразнених тканин хірургічної рани. Для зменшення впливу шумової компоненти інформаційного сигналу на його енергетичний спектр знаходять АКФ вибраного сегмента. Після цього обчислюють енергію сегментів інформаційного сигналу. Для цього використовується швидке перетворення Фур'є [48]. І тільки тоді робиться висновок про тип подразненої тканини. Схема інформаційної технології реалізації зазначених процесів наведена на рисунку 1.6.

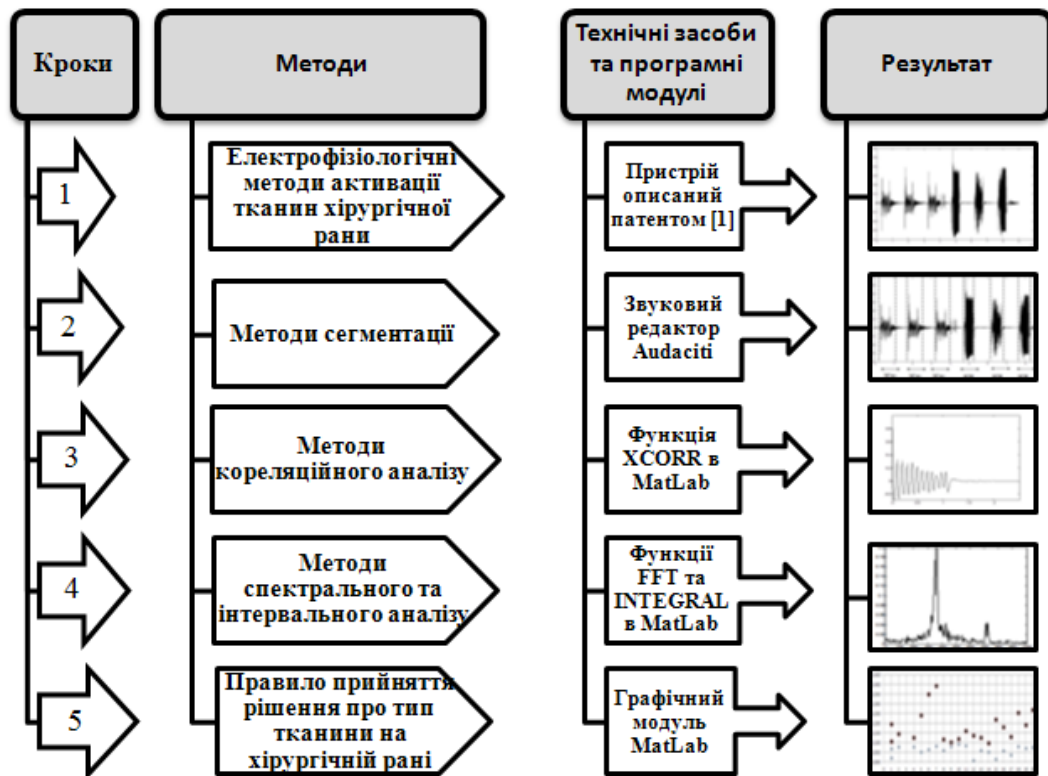


Рис.1.6. Схема інформаційної технології опрацювання інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани [42].

Основними недоліками згаданого підходу можна вважати відсутність можливості визначення відстані від ЗГН до точки подразнення, що призводить до збільшення часу, який потрібний хірургу для визначення місцезнаходження ЗГН. Інформаційна технологія реалізована у середовищі MATLAB і потребує подальшого перенесення в програмне середовище для подальшої реалізації технічного рішення. Запропонована технологія вимагає використання великої кількості технічних засобів, реалізованих окремо один від одного: генератора змінного струму, підсилювача, звукової карти і власне самого комп'ютера.

Іншим способом визначення місцезнаходження ЗГН, в основі якого підхід на основі генератора змінного струму та опрацювання реакції за допомогою звукового сенсора, є метод ідентифікації інтервальних моделей на основі радіально базисних функцій, описаних у роботах [49-54] авторів Дивака М.П. та Савки Н. Я.

Вищезгаданий метод поєднує процедури структурної ідентифікації, що полягає в налаштуванні параметрів рецепторного поля радіально-базисних функцій, та параметричної ідентифікації, в основі якої пошук ділянки невідомих параметрів моделі із розв'язку інтервальної системи лінійних алгебричних рівнянь (ІСЛАР). Інформаційну технологію, яка описує цей спосіб ідентифікації ЗГН, наведено на рисунку 1.7.

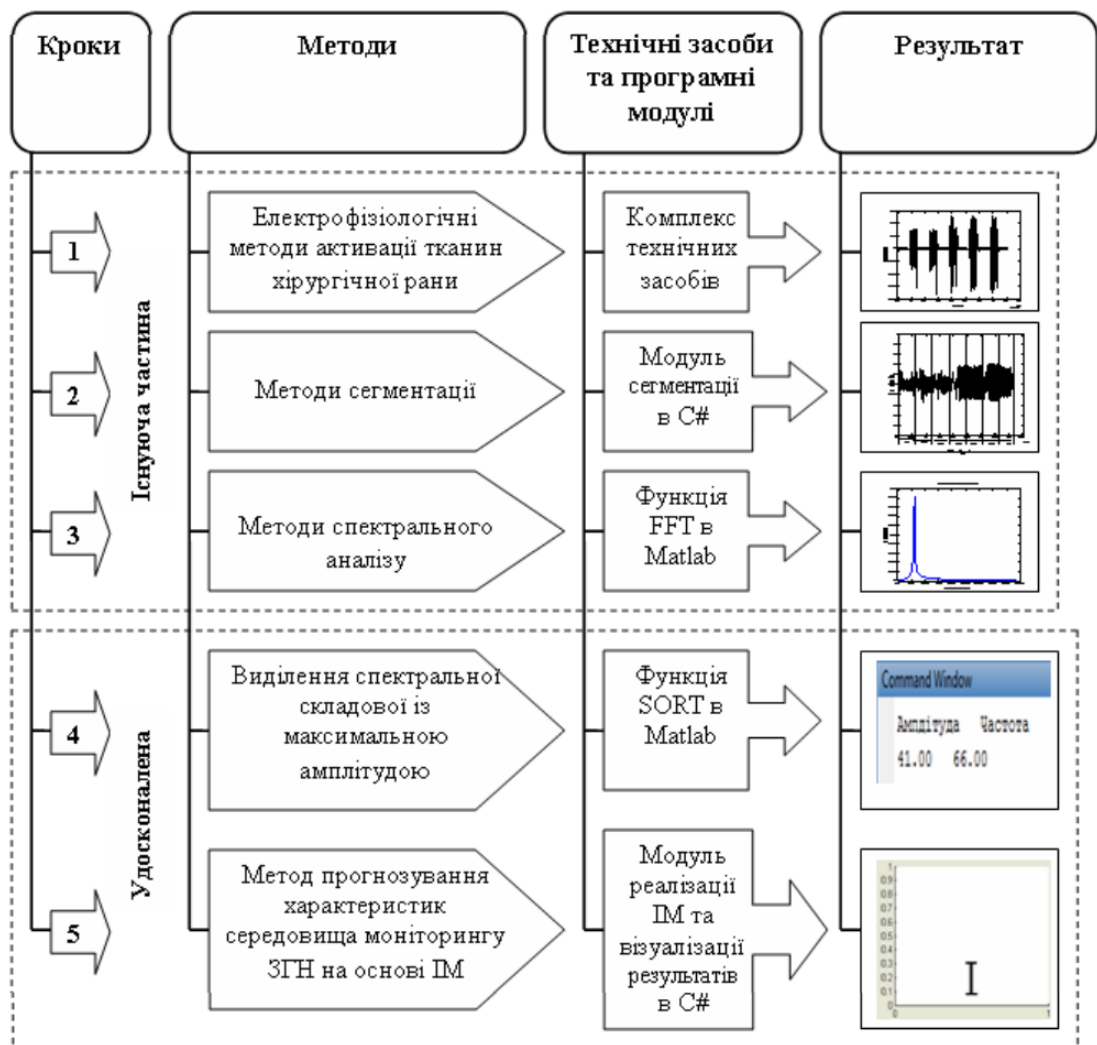


Рис.1.7. Удосконалена інформаційна технологія для моніторингу ЗГН [49].

Недоліком даного тенхнології можна вважати те, що точність визначення відстані від точки подразнення до ЗГН в ділянці хірургічного втручання є досить низькою. У 20 % випадків застосування цього методу виникають проблеми. Також такий підхід не можна поширити на велику

вибірку пацієнтів. Згадана вище технологія реалізована у середовищі MATLAB та C# і потребує подальшого перенесення на єдину платформу. Запропонована технологія вимагає використання великої кількості технічних засобів, реалізованих окремо один від одного.

Методом ідентифікації ЗГН ділянці хірургічної рани за допомогою змінного електричного струму, який дозволяє будувати моделі для визначення відстані від точки подразнення безпосередньо до самого нерва, є метод ідентифікації інтервальних моделей об'єктів з розподіленими параметрами на основі поведінкових моделей бджолоїної колонії, описаний у роботах [55-60], авторами яких є Дивак М.П. та Порплиця Н.П. Для розв'язання задачі знаходження відстані від точки подразнення до ЗГН у вищезгаданому методі використовують різницевий оператор (схему), який конструюється на основі результатів спостережень відповідно до точок подразнення зворотного гортанного нерва, поданого в інтервальному вигляді. Далі будується математична модель розподілу на площині хірургічної рани максимальної амплітуди інформаційного сигналу у вигляді інтервально різницевого оператора. У роботі показано, що на шостій ітерації застосування методу структурної ідентифікації дослідницьким шляхом було знайдено адекватну математичну модель розподілу максимальної амплітуди, яка дала можливість визначити ділянку хірургічного втручання, яка несе ризик пошкодження ЗГН (рисунок 1.8).

У межах згаданого методу було розроблено програмне забезпечення, яке реалізує метод структурної ідентифікації моделей об'єктів з розподіленими параметрами. Як зазначається в роботі, такий програмний комплекс є інструментальним засобом для математичного моделювання процесів та об'єктів з розподіленими параметрами у випадку, коли вихідні дані для побудови моделі представлені в інтервальному вигляді [55].

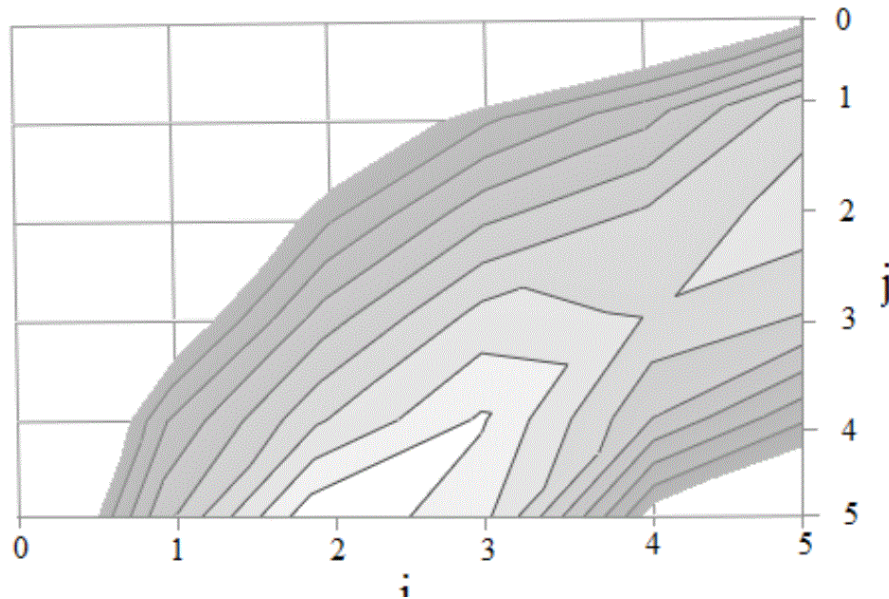


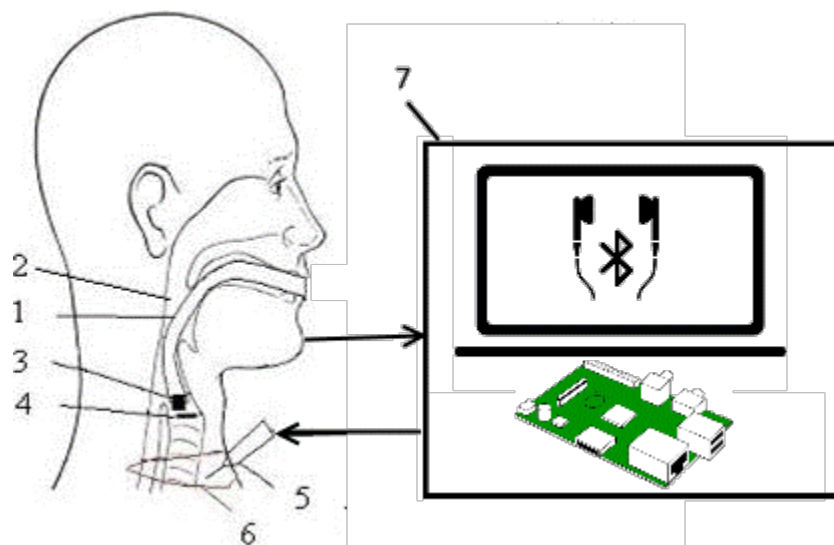
Рис.1.8. Ілюстрація розміщення фрагменту зворотного гортанного нерва на площині поверхні хірургічної рани [55].

Таке програмне забезпечення слід розглядати як засіб для моделювання. Він не підходить для використання в реальних операціях на органах ший, оскільки реалізований як окремий модуль і не може використовуватися в парі із генератором змінного струму для подразнення зворотного гортанного нерва. Основним недоліком методу є те, що він не інтегрований в існуючі технічні рішення для ідентифікації ЗГН.

Кожен із перелічених методів ідентифікації місцезнаходження ЗГН має свої недоліки, які потрібно усунути. Усе вищезазначене вимагає розробки програмно-апаратного комплексу, який зміг би розширити можливості хірурга. Цей комплекс повинен виконати завдання визначення відстані від точки подразнення до зворотного гортанного нерва в режимі реального часу та бути інтегрованим у сучасні технологічні рішення. Він також повинен об'єднувати сукупність програмних і технічних засобів подразнення ЗГН та обробку і візуалізацію результатів подразнення в єдиному технічному рішенні, яке повинно бути представлено як єдина система.

1.3 Обґрунтування засобів розробки

Для реалізації згаданого вище технічного рішення слід ґрунтовно підійти до вибору технічних та програмних засобів розробки. Спершу слід визначитися із типом та архітектурою майбутнього технічного рішення. Базова архітектура технічного рішення, наведена на рисунку 1.9 вимагає таких технічних складових: респіраторної трубки, звукового сенсора, генератора, підсилювача, аудіо входу/виходу та засобу обчислення у цій ситуації ноутбука або персонального комп'ютера. Як зазначалося вище, така велика кількість окремо реалізованих технічних пристроїв є досить незручною в процесі проведення операції на органах шії. Також використання персонального комп'ютера чи ноутбука є незручним для хірурга. Дані пристрої надто великі і займають багато місця в операційній, де і без того багато технічних засобів. Тому доцільно розробити принципово нову архітектуру технічного рішення, яка б не передбачала використання персонального комп'ютера та ноутбука. Також слід виключити із даної архітектури генератор і підсилювач як окремий елемент і об'єднати у один багатофункціональний блок визначення місцезнаходження ЗГН під час операцій на органах шії. Схематично така архітектура наведена на рисунку нижче.



1) респіраторна трубка, 2) гортань, 3) звуковий сенсор, 4) голосові зв'язки, 5) щуп, 6) хірургічна рана 7) багатофункціональний блок моніторингу ЗГН.

Рис. 1.9. Архітектуру технічного рішення процесу моніторингу зворотного гортанного нерва.

Відповідно до процесу моніторингу, зворотний гортанний нерв виглядатиме так. Розміщена в гортані (2) дихальна трубка (1) розташовується таким чином, щоб звуковий сенсор (3) знаходився над голосовими зв'язками (4). Щуп (5) приєднується до багатофункціонального блоку моніторингу ЗГН. За рахунок подразнення голосові зв'язки скорочуються. Це призводить до коливань повітря у гортані. Звуковий сенсор фіксує їх та передає на звукову карту у вигляді інформаційного сигналу, після чого сигнал обробляється багатофункціональним блоком моніторингу ЗГН (7) і хірургу передаватися звукове чи візуальне повідомлення про тип подразненої ним тканини та відстань від точки подразнення до ЗГН.

Для реалізації запропонованої архітектури слід вибрати технічний пристрій з такими характеристиками:

- можливість генерувати струм подразнення ЗГН;
- можливість приєднати звуковий сенсор;
- можливість обробляти звуковий сигнал в режимі реального часу;
- можливість візуальної презентації результатів подразнення ділянки тканин хірургічного втручання;
- можливість звукової презентації результатів подразнення ділянки тканин хірургічного втручання;
- компактність використання під час операцій.

Щоб задовольнити всі вищезгадані вимоги для технічного рішення був обраний однокристальний комп'ютер. Сьогодні на ринку представлена велика кількість пристроїв такого типу. Були розглянуті тільки деякі із них. Серед них ми виділили моделі, які, на нашу думку, могли бути використані для пристрою ідентифікації місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічної рани. Умовно дані моделі одноплатних комп'ютерів можна поділити на три категорії.

- Міні одноплатні комп'ютери

Пристрої цієї категорії вражають своїми крихітними розмірами. Тим не менш, це цілком укомплектовані обчислювальні машини.

Arduino Pro Mini.



Рис. 1.10. – Зображення однокристального комп'ютера Arduino Pro Mini.

Arduino Pro Mini – один із найбільш мініатюрних плат сімейства Arduino розмірами 33.3 мм на 18 мм і вагою 5 г. Розроблено і виробляється італійською компанією SparkFun Electronics. Плата побудована на мікроконтролері ATmega168, а пізніше вийшла на базі мікроконтролера ATmega328.

Використовується процесор із тактовою частотою 8-16 МГц та містить 512 Byte оперативної пам'яті. Платформа містить 14 цифрових входів і виходів (6 з яких можуть використовуватися як виходи ШІМ), 6 аналогових входів, резонатор, кнопку перезавантаження і отвори для монтажу виводів. Не підтримує бездротові технології. Не має вбудований аудіо вихід та аудіо вхід. Не підтримує відео вихід. Не підтримує широко розповсюджені операційні системи. Ринкова ціна даного одноплатного комп'ютера станом на 2019 рік становить 10 доларів США. Існує дві версії платформи Pro Mini. Одна версія працює при напрузі 3.3 V і частоті 8 МГц, інша при напрузі 5 V і частоті 16 МГц. Плата надходить без впаяних роз'ємів. Це дає можливість вибрати свій спосіб під'єднання: впаяти роз'єми або виконати з'єднання пайкою проводів [61].

Недоліком цієї плати є те, що вона не має впаяних виходів GPIO для можливості побудови генератора змінного струму. Серед інших недоліків можна виділити надто малу обчислювальну потужність (тактова частота процесора – 8 МГц 16 МГц. та малу кількість виходів для під'єднання додаткових пристроїв. Також не передбачена можливість під'єднання мікрофона.

Raspberry Pi Zero W

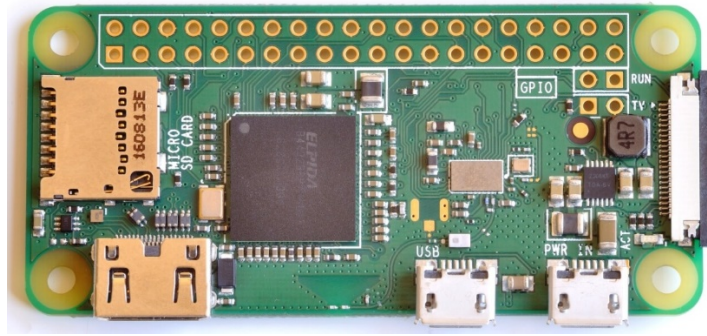


Рис. 1.11. Зображення однокристального комп'ютера Raspberry Pi Zero W.

Raspberry Pi Zero W одноплатний комп'ютер розмірами 67.6 мм на 30 мм і вагою 9 г Розроблено і виробляється компанією із Великобританії Raspberry pi fundation. Працює від живлення 5 V, використовує процесор, що складається з процесорних ядер ARMv6Z ARM1176JZF-S з тактовою частотою 1 Hz, та містить оперативної пам'яті 512 Mb. Платформа містить 40 цифрових входів і виходів без впаяних роз'ємів. Підтримує бездротові технології Wi-Fi, мережу стандарту 802.11n і Bluetooth 4.1 (Bluetooth Classic і LE). Має вбудований аудіо-вихід та підтримку аудіо входу через mini usb. Також підтримує відео-вихід через mini-HDMI Може працювати під управлінням операційних систем Raspbian, Ubuntu, Debian, Fedora, Arch Linux, Gentoo, RISC OS, Android, Firefox OS, NetBSD, FreeBSD, Slackware, Tiny Core Linux. Ринкова ціна одноплатного комп'ютера, станом на 2019 рік – 26 доларів США [62].

Інші характеристики Raspberry Pi Zero W: SoC, ОЗУ, слот для microSD, два роз'єми micro-USB (один для харчування, другий для під'єднання периферійних USB пристроїв), інтерфейс CSI (Camera Serial Interface) для під'єднання камери по інтерфейсу MIPI, а також три нерозпаяних роз'єми:

Недоліками цього одноплатного комп'ютера є замала обчислювальна потужність та обмежена кількість периферійних пристроїв для під'єднання.

Parallella - одноплатний комп'ютер розмірами 86 мм на 54 мм і вагою 10 г. Розроблено і виробляється компанією Adapteva. Плата призначена для

побудови енергоефективних серверних кластерів і досліджень в галузі паралелізму, працює від живлення 5 V.

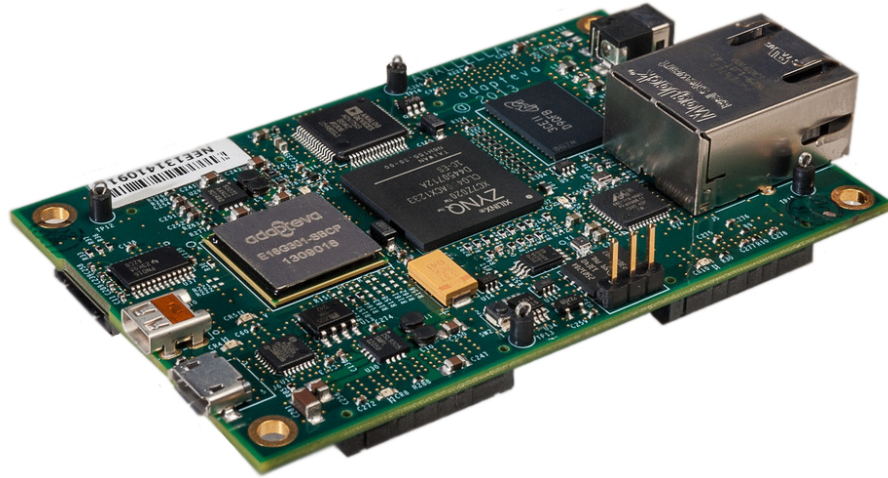


Рис. 1.12 – Зображення однокристального комп'ютера Parallella.

Використовує процесор на базі Zynq ARM / FPGA SoC із тактовою частотою 2x 667MHz та містить 1 GB оперативної пам'яті. Платформа не містить цифрових входів і виходів та не підтримує бездротові технології. Не має вбудованого аудіо-виходу та підтримки аудіо-входу. Містить підтримку відео виходу через HDMI. Може працювати під управлінням операційної системи Ubuntu 15.04 названої Parabuntu [63]. Ринкова ціна даного одноплатного комп'ютера станом на 2019 рік – 99-575 доларів США.

Серед інших особливостей можна виділити те, що порти мають microSD, GbE, і два USB.

Цей однокристальний комп'ютер не зовсім придатний для виконання завдання. До того ж, його ціна надто велика, порівняно з аналогічними одноплатними комп'ютерами.

Одноплатні комп'ютери без підтримки операційної системи.

Arduino Uno Rev3 - це плата, заснована на мікроконтролері ATmega328P. Платформа має 14 цифрових пинов входу / виходу, 6 з яких можуть використовуватися як виходи ШІМ, 6 аналогових входів, кварцовий генератор 16 МГц, роз'єм USB, силовий роз'єм, роз'єм ICSP і кнопку перезавантаження.

Для роботи необхідно підключити платформу до комп'ютера за допомогою кабелю USB або подати живлення за допомогою адаптера AC / DC чи батареї.

На відміну від усіх попередніх плат, Ардуіно, Uno в ролі перетворювача інтерфейсів USB-UART використовує мікроконтролер ATmega16U2 (ATmega8U2 до версії R2) замість мікросхеми FTDI. На деяких варіантах використовується перетворювач інтерфейсів USB-UART CH340G.

На платі Arduino Uno версії R2 для спрощення процесу оновлення прошивки доданий резистор, що підтягує до землі лінію HWB мікроконтролера 8U2.



Рис. 1.13– Зображення однокристального комп'ютера Arduino Uno Rev3.

Одноплатні комп'ютери з підтримкою операційної системи.

Banana Pi P2 ZERO/BPI-P2 ZERO - одноплатний комп'ютер розмірами 65 мм на 52 мм і вагою 30 г. Розроблений і виробляється компанією із Китаю Shenzhen SINOVOIP.

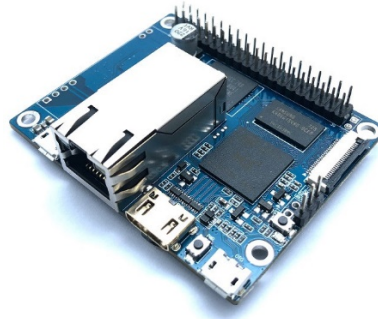


Рис. 1.14 – Зображення однокристального комп'ютера Arduino Uno Rev3.

Працює від живлення 5 V і використовує процесор 32-бітний 4-ядерний ARM Cortex-A7 з тактовою частотою 1.0-1.2 ГГц, 32KiB Instruction + 32KiB Data L1 cache на ядро і 512KB L2 cache та містить оперативної пам'яті 512 Мб. Платформа містить 40 цифрових входів і виходів. Підтримує бездротові технології Wi-Fi 802.11n и Bluetooth 4.0 (Bluetooth Classic и LE). Не має вбудованого аудіо-виходу та підтримки аудіо-входу через usb otg. Також підтримує відео вихід через hdmi . Може працювати під управлінням операційних систем Raspbian, Ubuntu, Android, Debian. Ринкова ціна даного одноплатного комп'ютера станом на 2019 рік – 28 доларів США [64].

Raspberry Pi 3 Model B - одноплатний комп'ютер третього покоління розмірами 85 мм на 56 мм і вагою 45 г.

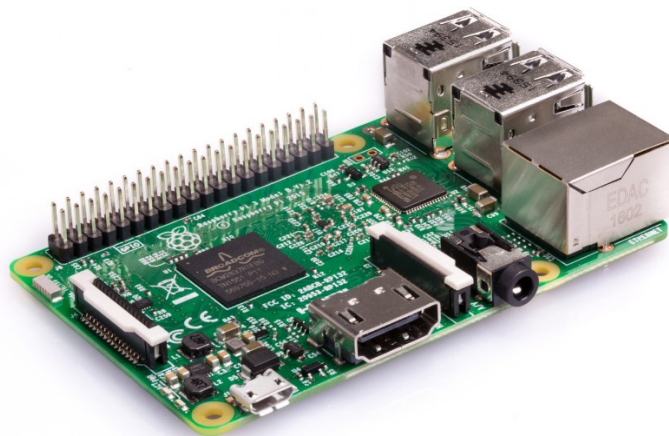


Рис. 1.15 - Зображення однокристального комп'ютера Raspberry Pi 3 model B

Розроблений і виробляється компанією із Великобританії Raspberry pi foundation. Працює від живлення 5 V та на основі 64-бітного чотирьох'ядерного ARM v8 Cortex-A53 процесора компанії Broadcom SoC BCM2837 з тактовою частотою 1.2 ГГц, з двоядерним графічним співпроцесором Video Core IV® Multimedia, що забезпечує Open GL ES 2.0, апаратне прискорення Open VG і 1080p30 H.264 декодування та містить 1 GB оперативної пам'яті.

Платформа містить 40 портів введення-виведення загального призначення (GPIO), UART (Serial), I²C / TWI, SPI з селектором між двома пристроями. Підтримує бездротові технології Wi-Fi 802.11n і Bluetooth 4.1 (Bluetooth Classic и LE). Має вбудований аудіо-вихід 3,5 мм, HDMI та підтримку аудіо-входу через usb звукову карту. Також підтримує відео-вихід через HDMI, DSI (Display Serial Interface). Може працювати під управлінням операційних систем Ubuntu, Debian, Fedora, Arch Linux, Gentoo, RISC OS, Android, Firefox OS, NetBSD, FreeBSD, Slackware, Tiny Core Linux, Windows 10 IoT. Ринкова ціна даного одноплатного комп'ютера, станом на 2019 рік – 35 доларів США [65].

Було розглянуто кілька видів однокристальних комп'ютерів. Серед різних класів даних пристроїв обрано найбільш поширені представники. Для кожного однокристального комп'ютера розглянутого вище описані технічні характеристики, які можуть бути важливими під час реалізації пристрою ідентифікації зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічного втручання. Для полегшення прийняття рішення під час вибору однокристального комп'ютера створено порівняльну характеристику розглянутих пристроїв. Вона наведена в таблиці 1.1.

Як видно з порівняльної характеристики однокристальних комп'ютерів, Raspberry Pi 3 model B є найкращим кандидатом для реалізації пристрою ідентифікації зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічного втручання. У нього є 40 GPIO пінів, які можуть бути використані для реалізації стимулятора ЗГН. Має можливість під'єднання і роботи з мікрофоном через usb звукову карту. Має бездротову технологію передач даних. Також є велика кількість виходів для під'єднання різних периферійних пристроїв, які можуть бути корисними. Працює під управлінням багатозадачної операційної системи Linux. Це дуже важливо, оскільки пристрій повинен відповідати за обробку звукового сигналу та подразнення ЗГН паралельно. Потужностей процесора є достатньо для обробки звукового сигналу в режимі реального часу. До того ж його ринкова ціна є доступною для України.

Хоча одноплатний комп'ютер Banana Pi P2 ZERO/BPI-P2 ZERO є близьким і до Raspberry Pi 3 model B, другий комп'ютер більш поширений. Це також значна перевага, оскільки на ринку доступно більше комплектуючих для цього комп'ютера. Також спільнота розробників є значно більшою, що може бути корисним при реалізації програмного забезпечення.

Таблиця 1.1

Порівняльна характеристика однокристальних комп'ютерів

	Arduino Pro Mini	Raspberry Pi Zero W	Parallella	Arduino Uno Rev3	Banana Pi P2	Raspberry Pi 3
Живлення	3.3 V - 5 V	5V	5V	5V	5V	5V
Тактова частота процесора	8МГц - 16 МГц	1GHz	2x 667MHz	16 MHz	1.2 GHz	1.2 GHz
Пам'ять RAM	512 Bite	512MB	1GB	1 КБ	512MB	1GB
GPIO підтримка	14 (без впаяних роз'ємів)	40 (без впаяних роз'ємів)	Немає	14 (без впаяних роз'ємів)	40	40
Операційна система	Немає	Raspbian, Ubuntu, Debian	Ubuntu Linux	Немає	Raspbian, Ubuntu, Android, Debian	Raspbian, Ubuntu, Android, Debian
Аудио вхід	Немає	I ² S	Немає	Немає	usb otg	usb
Wi-Fi/Bluetooth	Немає	Wi-Fi 802.11n, Bluetooth 4.1	Немає	Wi-Fi 802.11n, Bluetooth 4.1	Wi-Fi 802.11n, Bluetooth 4.1	Wi-Fi 802.11n, Bluetooth 4.1
Ціна на 2019	\$10	\$ 26	\$99 - \$575	\$28	\$28	\$35
Розміри	33.0 мм	67.6 мм	86.4 мм	68.6 мм	65 мм	85 мм
Ширина	18.0 мм	30.0 мм	53.3 мм	53.4 мм	52 мм	56 мм
Вага	5 г	9 г	10 г	25 г	25 г	45 г

Усі вищевказані переваги визначають одноплатний комп'ютер Raspberry Pi 3 model B як найбільш придатний для реалізації пристрою ідентифікації

ЗГН. Проте потужностей графічного двоядерного процесора (GPU VideoCore IV (3D GPU 300 МГц, відео GPU 400 МГц) недостатньо для візуалізації результатів обробки звукового сигналу в режимі реального часу. Тому, щоб усунути цю проблему, вирішено використовувати можливості Raspberry Pi з бездротової передачі даних для передачі результатів обробки на допоміжний пристрій візуалізації. Це спонукає до розробки складної технічної та програмної архітектури, яка буде об'єднувати кілька технічних засобів, що працюватимуть як одне ціле для виконання завдання ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання.

Для коректного функціонування майбутнього технічного рішення слід розробити відповідну архітектуру програмного забезпечення та обрати програмні засоби для її реалізації. З метою коректної роботи однокристального комп'ютера Raspberry Pi обрана операційна система Raspbian.

Raspbian заснована на Debian - операційна система для Raspberry Pi. Існує кілька версій Raspbian, у тому числі Raspbian Stretch і Raspbian Jessie. З 2015 року Raspbian офіційно представлена Raspberry Pi Foundation в ролі основної операційної системи для одноплатних комп'ютерів Raspberry Pi. Операційна система знаходиться в стадії ефективної розробки. Raspbian оптимізована для низько потужних процесорів ARM, які використовуються в лінійці комп'ютерів Raspberry Pi [66-67].

Основним середовищем робочого столу в Raspbian використовується PIXEL (Pi Improved Xwindows Environment, Lightweight). Вона складається з модифікованого середовища робочого столу LXDE і менеджера вікон Openbox з новою темою і декількома іншими змінами. Дистрибутив надходить з копією програми комп'ютерної алгебри Mathematica, особливою версією Minecraft під назвою Minecraft Pi, а також з полегшеною останньою версією браузера Chrome [48 - 49]. Вибір згаданої операційної системи надає можливість обирати з великого списку платформи для розробок.

Висновки до розділу 1

1 Проведено дослідження в галузі хірургії на органах шії. Проаналізовано найчастіші захворювання ділянці щитоподібної залози та способи їх лікування. Визначено загрози та ризики під час проведення подібних операцій. Досліджено основні проблеми, які виникають в цій галузі.

2 Проведено аналіз існуючих засобів та методів ідентифікації зворотного гортанного нерва під час проведення операцій на органах шії. Наведено приклади найпоширеніших технічних засобів для визначення ЗГН в ділянці хірургічного втручання. Визначено основні недоліки розглянутих методів та технічних засобів

3 Запропоновано нове технічне рішення для визначення місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання, яке дозволить усунути недоліки існуючих способів.

4 Запропоновано нову архітектуру технічного рішення процесу моніторингу зворотного гортанного нерва. Проаналізовано технічні засоби для реалізації даної архітектури. Наведено порівняльну характеристику одноплатних комп'ютерів, які доступні на ринку. Обрано однокристальний комп'ютер, який найкраще відповідає вимогам.

5 Зважаючи на складність процесу ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання, яке викликане фізіологічними особливостями щитоподібної залози, та недоліки існуючих методів та засобів ідентифікації ЗГН, актуальним є створення математичного, програмного та технічного забезпечення в складі удосконаленої інформаційної технології для ідентифікації ЗГН при операціях на щитоподібній залозі.

РОЗДІЛ 2

ЗАСОБИ ОТРИМАННЯ ІНФОРМАТИВНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ТКАНИН ХІРУРГІЧНОЇ РАНИ ТА МЕТОДИ ЇХ МОДЕЛЮВАННЯ

У попередньому розділі досліджено проблему моніторингу зворотного гортанного нерва під час проведення операції на щитоподібній залозі. Проведено короткий аналіз існуючих методів та засобів цього процесу. Метою даного розділу є дослідження характеристик тканин хірургічної рани та способів подразнення ЗГН нерва. Це дозволить отримати інформативні характеристики результатів подразнення для подальшого опрацювання алгоритму визначення місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання.

У цьому розділі коротко описано відомі способи подразнення ЗГН. Наведено основні їх недоліки та проблеми, які слід усунути. Запропоновано принципово новий спосіб подразнення зворотного гортанного нерва. Наведено принцип його дії. Шляхом аналізу попереднього досвіду науковців у зазначеній галузі показано, чому даний спосіб подразнення є безпечним для пацієнта а тому рекомендований для застосування.

Наведено математичне забезпечення процесу ідентифікації зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічного втручання, яке, на відміну від існуючих, базується на основі інтервальних характеристик спектральних складових інформаційного сигналу та використанні бази знань для побудови залежності відстані від точки подразнення до ЗГН, від енергії максимального значення спектральних складових. Крім цього наведено алгоритм адаптивного налаштування сили струму подразнення ЗГН під особливості тканин ділянці хірургічного втручання. Такий підхід дозволяє відстежувати та відображати для хірурга відстань від точки подразнення до ЗГН в режимі реального часу. Результати досліджень у цьому розділі опубліковано у працях автора [3, 4, 5, 7, 12].

2.1. Електрофізіологічні характеристики тканин хірургічної рани

Моніторинг ЗГН є необхідною процедурою під час операцій на органах шії. Для цього використовують нейромонітори, які функціонують за принципом подразнення тканин хірургічної рани і оцінювання результатів подразнення [68 -69]. Подразнення тканин хірургічної рани під час операції на органах шії із використанням електрофізіологічного способу дає можливість визначити тип тканини з метою виявлення ЗГН. Основною проблемою при цьому є вибір засобів для подразнення. У працях [70 - 77] наведено найновіші результати досліджень щодо нейромоніторингу ЗГН. Зокрема, показано, що подразнення ЗГН необхідно здійснювати послідовністю коротких імпульсів з частотою 4 Гц. Також встановлено, що в процесі неперервного подразнення ЗГН під час усієї операції імпульсами з діючою силою струму від 0,5 до 2 мА на значній вибірці пацієнтів не виявлено жодного випадку пошкодження нервових тканин. Інший електрофізіологічний спосіб подразнення та моніторингу ЗГН передбачає використання змінного струму з фіксованою частотою [78-79].

Зважаючи на вищесказане, можна виділити три основні методи моніторингу ЗГН: оцінювання розміщення ЗГН при подразненні тканин хірургічної рани імпульсним електричним струмом; оцінювання розміщення ЗГН при подразненні тканин хірургічної рани змінним електричним струмом; тривалий інтраопераційний нейромоніторинг - Continuous Intraoperative Neural Monitoring (CIONM).

Оцінювання розміщення ЗГН при подразненні тканин хірургічної рани імпульсним електричним струмом.

Такий принцип подразнення та нейромоніторингу має ряд суттєвих недоліків: вимагає неперервного подразнення; не дає можливості виявити

відстані від точки подразнення до ЗГН; вимагає використання двох електродів на початку ділянки хірургічного втручання та у її кінці; не попереджає ризику ЗГН, а тільки фіксує факт його ушкодження чи неушкодження.

Оцінювання розміщення ЗГН при подразненні тканин хірургічної рани змінним електричним струмом.

Цей спосіб подразнення ЗГН має недоліки, оскільки довготривале подразнення нервових тканин (ЗГН) змінним струмом на різних частотах, навіть діючою силою до 2 мА, є недостатньо вивченою.

Тривалий інтраопераційний нейромоніторинг - Continuous Intraoperative Neural Monitoring (CIONM).

Такий тип моніторингу детально описаний у роботах [70 - 77]. В його основу покладено подразнення за допомогою активного та пасивного щупів, які прикріплюються до пацієнта (рис. 2.1 а). та гортанної трубки (рис. 2.1 б)..



Рис.2.1. Ілюстрація подразнення зворотного гортанного нерва принципом CIONM [70].

Подразнення проводилася за допомогою імпульсів прямокутної форми. Негативний та активний сигнал чергувалися тривалістю 100/200 мкс. Як

сказано в роботі [57] інтенсивність подразнення, при якій вона може гарантувати максимальну амплітуду сигналу, але не викликати будь-яких побічних ефектів, є найбільш оптимальною при значенні 1 мА. Проте, якщо реакцію на подразнення не вдалося ідентифікувати, амплітуда подразнення зонда збільшувалася до 2 - 3 мА для прискорення ідентифікації ЗГН. Переважна частота зазвичай становила 1 Гц. Як зазначалося, такий тип подразнення ЗГН можна назвати "безперервним", а отже, цілком безпечним при тривалому подразненні.

Моніторинг ЗГН методом CIONM використовується для передопераційних досліджень. Він вимагає тривалого подразнення тканин хірургічного втручання пацієнта і не може бути застосований для виявлення місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання в режимі реального часу. Проте, враховуючи той факт, що він безпечний для пацієнта при тривалому подразненні, також є безпечний при короткочасному. Його було використано як основу для нового методу подразнення ЗГН ділянці хірургічної рани.

Подразнення тканин хірургічної рани під час операції на органах шиї із використанням електрофізіологічного способу дає можливість визначити тип тканини з метою виявлення ЗГН. Зважаючи на результати аналізу реакції тканин хірургічної рани на подразнення електричним струмом з різними характеристиками, при дослідженні подразнення тканин хірургічної рани спиратимемося на нейрохронаксичну теорію утворення голосу, яка запропонована французьким дослідником Р Юссоном в 1952 році [80].

Електрофізіологічний метод моніторингу нервів гортані повинен базуватися на принципах фізіології нервової функції та механізмах передачі імпульсів у мотонейронах. Відомо, що мотонейрон генерує імпульси на частоті 40-60 Гц протягом 60 мс. Її поточний потенціал у стані спокою становить приблизно 75мВ. При активації один з видів іонів раптово передається на протилежну сторону мембрани і в результаті створюється різниця напруг. Бажана тривалість імпульсу для активації м'язів становить від

150 до 0,3 мс, а мембранний потенціал - від 130 до 190 мВ. Отже, набір потенціалів мотонейрона активності і спокою може бути описаний як змінний струму з різними частотами для різних потенціалів. Відомо, що нервова провідність залежить від її товщини, або, скоріше, від кількості нейронів, з яких складається нерв. Мотонейрон пов'язаний з сусідніми нейронами і м'язами за допомогою синоптичних зав'язків, заснованих на електрохімічних реакціях. Один синапс проводить нервові імпульси на частоті 150 Гц, однак підсумовування синаптичних з'єднань різних аксонів дозволяє декільком аксонам передавати сигнал на м'язове волокно при максимальній ефективній частоті 400-500 Гц. Різниця в потенціалах синаптичних мембран становить приблизно 75мВ, а потенціал дії м'язової тканини в спокійному стані – від 100 до 150 мВ, що значно вище, ніж потенціали дії нервових волокон. Внаслідок більшого опору, процес згасання електричного імпульсу в м'язових волокнах вищий, ніж у волокнах нервових тканин. Частота вібрації повинна становити 350-450 Гц. Струм з частотою 400 Гц є найбільш придатним для провідності нервової тканини і синопису між аксоном і м'язовими волокнами, викликаючи скорочення з мінімальним впливом на рефрактерність системи нейрон-м'язу. Цей ефект призводить до випадкової чутливості нервової тканини до поточного ефекту [80-82].

Враховуючи особливості електрофізіології нервових тканин і передачі імпульсів у синапсах, для електричного подразнення тканин хірургічної рани під час операції на щитоподібній залозі доцільно використовувати змінний струму з частотою, меншою ніж 400 Гц, і напругою 75 мВ.

М'язи та інші тканини в хірургічній рані мають низьку чутливість до струму з такими характеристиками. Але чутливість і провідність струму з такими характеристиками висока для нервової тканини. Отже, найвища амплітуда скорочення м'язів гортані буде зафіксована під час подразнення нерва електричним струмом із зазначеними характеристиками.

Другий технічний аспект передбачає обґрунтування та розробку технології отримання інформації про зміну розташування голосових зв'язків

під час електричного подразнення нервів гортані за заданими параметрами струму. Вона базується на нейрохронічній теорії голосоутворення, представлений Р. Юссоном [80]

Теорія “центральної генез” (природи мозку) вібрації голосових зв'язків. Вона полягає в тому, що голосові зв'язки не вібрують пасивно під впливом потоку повітря, що видихається, але активно рухаються через імпульси біострумів, які передаються з центральної нервової системи на відповідні м'язи гортані.

Під час вивільнення м'язи змінюють напруження голосових зв'язок і їхнє розташування є синхронізовані. Частота нервових імпульсів, посланих до м'язів гортані та частота основного голосового тону однакові. Кожен нервовий імпульс викликає скорочення голосових м'язів. Кількість імпульсів дорівнює кількості скорочень, які визначають частоту коливань голосових зв'язок [80]. Реалізація цієї теорії надзвичайно важлива для фіксації результатів подразнення ЗГН. Р. Юссон реалізував різні методи: стробоскопію, томографію (рентгенологічну секцію гортані) і хронометрію. Під час експериментів з собакою реєстрація біоструму з ЗГН дозволила йому розкрити таке: якщо собака мовчить, лінія звукової реєстрації пряма без будь-яких коливань. Якщо собака починає гавкіт, реєструються біотоки тієї ж частоти, що і в звуках собаки. Крім того, встановлено, що частота зафіксованих коливань нерва змінювалася залежно від висоти голосу. При передачі електродів від нерва до м'язової тканини вібрації біострумів не реєструвалися.

Таким чином Р. Юссоном встановлено, що частота коливань голосових зв'язок відповідає частоті одержуваних по нерву імпульсів з центру. До такого ж результату призвели і досліди із подразнення ЗГН за допомогою електричного струму. Стробоскопічно доведено, що серія електричних імпульсів на нерв з частотою 100 і 600 за секунду викликала коливання голосових зв'язок з такою ж частотою.

Отже, голосові зв'язки коливаються завдяки впливу на них м'язів гортані, які скорочуються під впливом ритмічних імпульсів, що надходять з центрів головного мозку зі звуковою частотою.

У своїх експериментах Р. Юссон довів, що звук виникає, коли голосові зв'язки вібрують. Періодично стискаючись, вони переривають потік повітря і створюють звукові коливання. Він також визначив, що кожен нервовий імпульс, що проходить через нерв до голосових зв'язок, викликає їх скорочення. Отже, кількість скорочень голосових зв'язок дорівнює кількості імпульсів, які вони отримали за певний проміжок часу. Частота звукових коливань у цьому випадку буде дорівнювати частоті подразнення нервів.

Як відомо, опір людини сягає від десятків кОм до декількох Ом. Разом з тим, питомий опір тканин хірургічної рани з різною структурою може бути в межах від десятків Ом до 1 кОм. Якщо говорити про нервові тканини, то їх опір залежить від товщини. А принцип передачі сигналу в цих тканинах суттєво відрізняється від проведення струму в провідниках (рух електронів при заданій різниці потенціалів). На рисунку 2 проілюстровано принцип поширення заряду в нервових тканинах, зокрема в ЗГН. Розглянемо цей спосіб детальніше. Нерв являє собою набір нервових волокон, загорнутих у лініємінову оболонку з електричними властивостями ізолятора. Проте існують перехвати Ранв'є місця відсутності цієї ліємінової оболонки, через які можуть стікати електричні заряди. У місцях цих перехватів є натрієві комірки, в яких містяться позитивно заряджені іони натрію. Як тільки до тих місць буде прикладено потенціал з різницею на іншому кінці нерва, почнеться перезаряд тих каналів для встановлення електричної рівноваги, як це проілюстровано на рисунку 2.2.

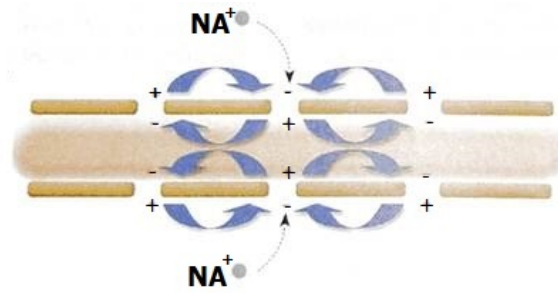


Рис.2.2. Схематичне зображення принципу поширення заряду в нервових тканинах [83].

Таким чином, матимемо реакцію на подразнення ЗГН. У процесі подразнення потрібно забезпечити оптимальну реакцію на подразнення тканин хірургічної рани, щоб, з одного боку, не пошкодити волокна нерва надмірно діючою силою струму, а з іншого, забезпечити скорочення м'язів, які натягують голосові зв'язки. Також важливим є вибір такого типу подразнення, щоб не скорочувалися інші м'язові тканини, які можуть призвести до реакції м'язів голосових зв'язок.

2.2 Удосконалений принцип подразнення тканин хірургічної рани

Зважаючи на зазначене в попередньому підрозділі, актуальним є завдання розробки принципово нового способу подразнення ЗГН, в основі якого електрофізіологічний спосіб подразнення тканин хірургічної рани з різними характеристиками подразнення за допомогою електричного струму. Даний спосіб назвемо подразнення ЗГН за допомогою прямокутних імпульсів. Таким чином буде вдосконалено відомі способи ідентифікації гортанного нерва шляхом внесення принципово іншого способу подразнення тканин хірургічної рани, спрямованого на підвищення діагностичних можливостей, а отже ефективності способу в цілому.

При виконанні завдання було взято до уваги те, що подразнення гортанного нерва електричним струмом із змінною частотою призводить до згасання синусоїдальних коливань при поширенні в нервових тканинах, особливо при зростанні їх частоти. Тому вирішено перевірити даний ефект.

Запропоновано використати генератор електричних прямокутних імпульсів з адаптивним налаштуванням їх тривалості та частоти слідування, відповідно до амплітуди отриманого інформаційного сигналу, оскільки природа сигналів, які поширюються в нервових тканинах, є імпульсною. Такий спосіб подразнення є безпечним для пацієнта, як зазначалося в працях [70-77].

Спираючись на проведений вище аналіз та взяте за основу подразнення ЗГН методом CIONM, сформулюємо основні технічні вимоги до нового принципу подразнення тканин в ділянці хірургічного втручання з метою визначення місцезнаходження зворотного гортанного нерва.

Основні технічні вимоги до подразнення ЗГН будуть такими:

- формування постійного струму з діючою силою від 0,5 до 2 мА не залежно від типу та структури тканини хірургічної рани;
- формування змінного струму в діапазоні частот від 40 до 600 Гц діючою силою від 0,5 до 2 мА не залежно від типу та структури тканини хірургічної рани;

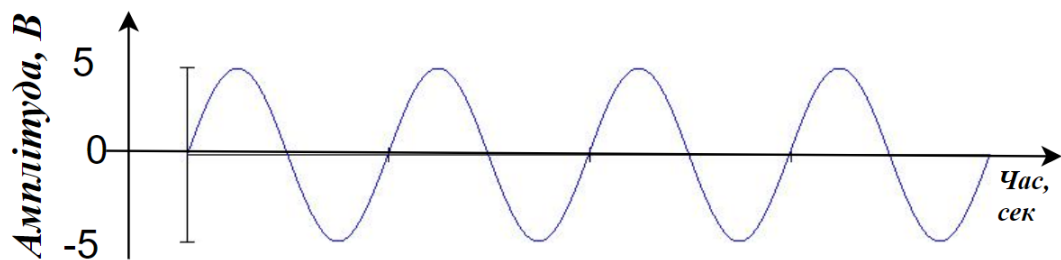


Рис.2.3. - Схематичне зображення синусоїдальних сигналів змінного струму

- формування прямокутних імпульсів з регульованою тривалістю слідування та частотою від 10 Гц до 450 Гц, з регульованою діючою силою струму від 0,5 до 2 мА.

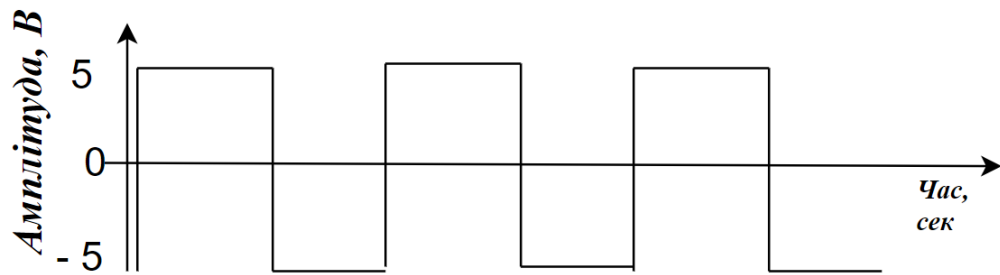
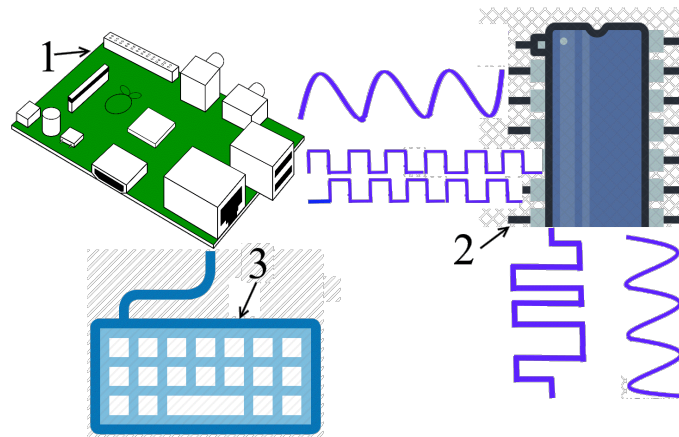


Рис.2.4 - Схематичне зображення прямокутних імпульсів постійного струму прямокутної форми

Для реалізації та перевірки ефективності подразнення ЗГН за допомогою прямокутних імпульсів розроблено багатофункціональний блок подразнення тканин хірургічної рани. Його основне завдання – забезпечити технічну реалізацію способом подразнення ЗГН за допомогою прямокутних імпульсів. Дати можливість змінювати такі характеристики як подразнення як частоту слідування прямокутних імпульсів (скважність) та частоту подразнення. Відповідно розроблено схему багатофункціонального блоку подразнення тканин хірургічної рани, яку наведено на рисунку 2.5.

Основними функціональними характеристиками блоку є формувач сигналів 1, генератор струму 2 та блок управління 3. Програмно реалізовано формування постійного струму та змінного за допомогою широтно імпульсної модуляції. Зауважимо, що поширення сигналу подразнення по ЗГН забезпечує передачу на м'язи голосових зв'язок через синапси.

Найбільш складним виявився для реалізації генератор струму 2, який повинен забезпечувати діючу силу струму, незалежно від виду сигналу подразнення, від 0.5 мА до 2 мА в умовах неоднорідного середовища з точки зору його електричних властивостей. Крім цього, він повинен живитися від автономного джерела з напругою до 5 В. Це зумовлено вимогою універсальності джерела живлення для усієї системи, оскільки, як відомо, Raspberry Pi має живлення 5 В.. Важливою також є форма сигналу подразнення, щоб забезпечити скорочення (можливо, вібрацію) голосових зв'язок.



1 блок управління подачі сигналів, 2 генератор струму, 3 блок управління

Рис.2.5. Схематичне зображення блоку подразнення тканин хірургічної рани.

Прямокутні імпульси генеруються з різною частотою (скважність) T від 1гц до 1000гц. Вказана частота також здатна програмно змінюватися. При цьому період активного сигналу t задається у відсотковому відношенні від T . Наприклад, можна задати 20% активного сигналу і 80% пасивного сигналу. Відповідно при частоті 1гц частота активної частини сигналу становитиме 0.2 Гц. Усе це також зроблено для того, щоб дослідити оптимальну частоту подразнення ЗГН при подразненні прямокутними імпульсами.

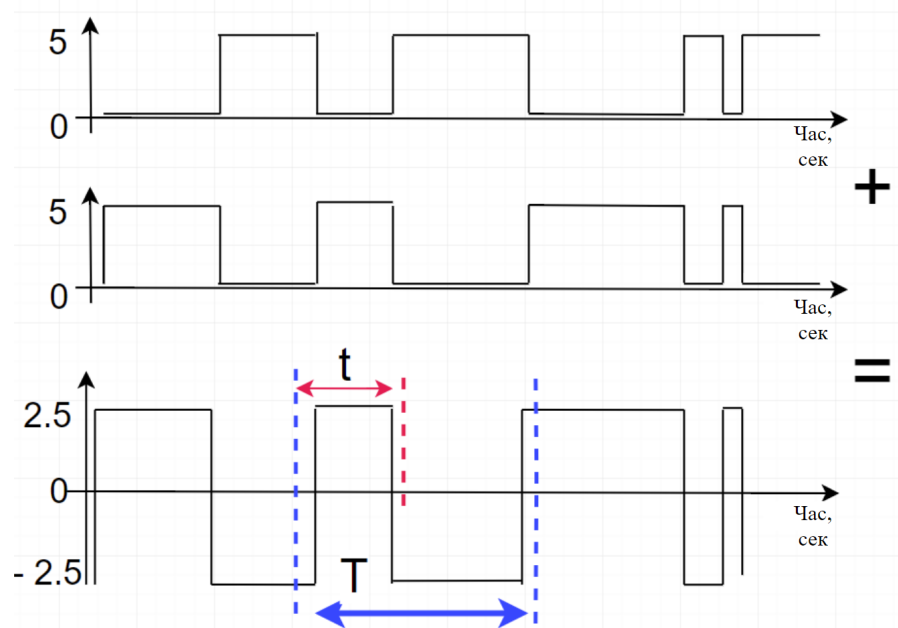


Рис.2.6. Схематичне представлення адаптивного налаштування частоти слідування прямокутних сигналів

Отже, багатофункціональний блок подразнення тканин хірургічної рани для перевірки методу подразнення ЗГН за допомогою прямокутних імпульсів реалізований у системі ідентифікації місцезнаходження зворотного гортанного нерва та є його частиною. Цей блок може застосовуватися під час операцій на щитоподібній залозі для перевірки ефективності запропонованого способу подразнення ЗГН.

Багатофункціональний блок подразнення зворотного гортанного нерва застосовувався для його подразнення під час операцій на органах шії. Він застосовувався із використанням подразнення ЗГН:

- за допомогою постійного струму;
- за допомогою змінного струму;
- допомогою прямокутних імпульсів.

Застосовуючи блок подразнення ЗГН на практиці, ми могли спостерігати реакцію зворотного гортанного нерва. Така реакція була у 22 пацієнтів. Результати подразнення різними типами струму ретельно записувалися та досліджувалися.

Виявлено, що подразнення ЗГН постійним струмом не впливає на ЗГН. Це спричинено тим, що голосові зв'язки максимально розтягнуті постійним струмом і взагалі не вібрують. Відповідно до методу ЗГН моніторингу, потрібні вібрації голосових зв'язок, щоб визначити основну спектральну складову. Відповідна реакція реєструється звуковим сенсором. Вона представлена нижче.

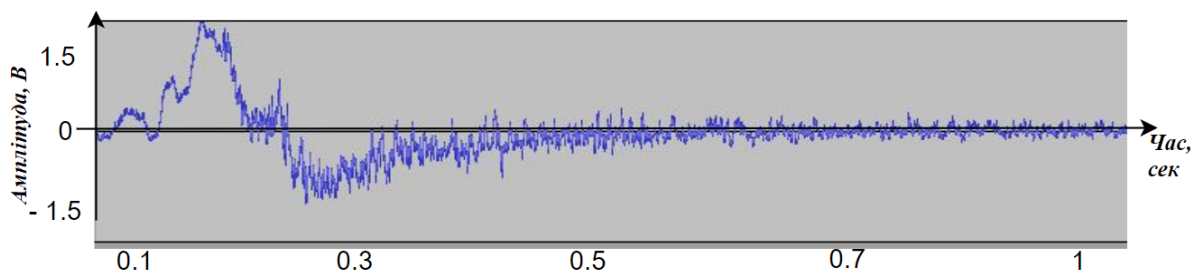


Рис.2.7. Результат подразнення ЗГН постійним струмом.

Як бачимо на рисунку 2.7, звуковий датчик фіксував тільки сигнал дихання пацієнта під час операції. Така ж реакція спостерігалася у всіх пацієнтів, до яких застосовувалася подразнення ЗГН за допомогою змінного струму.

У процесі дослідження встановлено, що амплітуда та частота основної спектральної складової

- не пов'язана із частотою змінного струму, яким подразнюють тканини середовища хірургічного втручання через нелінійні перетворення;
- суттєвим чином залежить від якості сегментації інформаційного сигналу

Поріг для прийняття рішення про тип подразненої тканини для кожного пацієнта може бути індивідуальним. Також при збільшенні частоти змінного струму, яким подразнюють тканини, реакція на подразнення буде незначною або може бути взагалі відсутня. З іншого боку, природа сигналів, які поширюються в нервових тканинах, є імпульсною. Тому причиною сильного згасання реакції на подразнення ЗГН змінним струмом може бути не тільки частота сигналу, але і його синусоїдальна форма

Це дає нам змогу говорити про неефективність видів подразнення за допомогою постійного та змінного струмів. Тому було прийнято рішення перейти до типу подразнення ЗГН за допомогою прямокутних імпульсів, які викликали реакцію. Такий вид подразнення дав відчутно інші результати. Виявлено чітку реакцію пацієнтів, яка фіксувалася за допомогою звукового сенсора. Тепер він записував не тільки дихання пацієнтів а й відчутні вібрації голосових зв'язок, які можна спостерігати як візуально, так і сприймати на слух. Як бачимо на рисунку нижче, датчик звуку зареєстрував вібрацію голосових зв'язок. Це дозволяє робити сегментацію звукового сигналу та його спектральний аналіз.

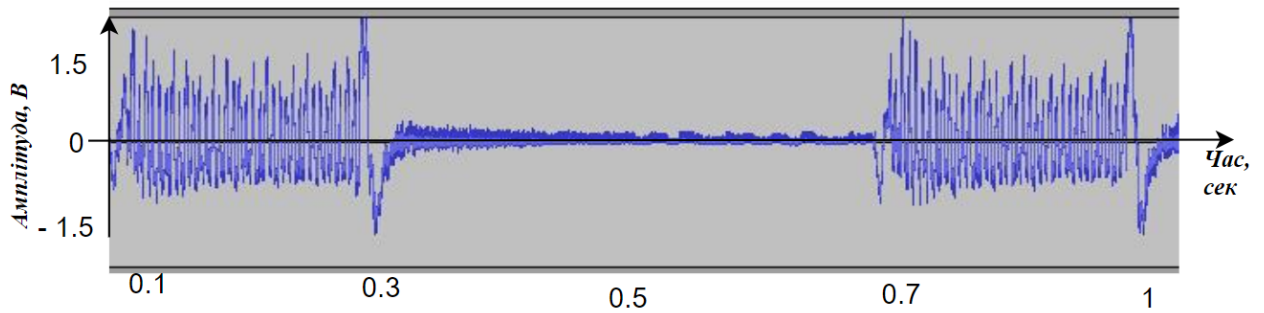


Рис.2.8. Результат подразнення ЗГН прямокутними імпульсами.

Як ми бачимо на малюнку вище, реакція, зареєстрована звуковим датчиком, значно відрізняється від реакції на подразнення постійним струмом.

Амплітуда звукового сигналу у момент вдиху та видиху пацієнта є значно вищою за амплітуду звукового сигналу, зображену на попередньому рисунку. Це свідчить про реакцію зворотного гортанного нерва на його подразнення за допомогою прямокутних імпульсів.

Зафіксована реакція подразнення ЗГН дозволяє застосовувати алгоритми спектрального аналізу звукових сигналів. Спектральний аналіз дозволяє представити звуковий сигнал у спектральній формі, що дає змогу виділити основну спектральну складову (ОСС), за допомогою чого ми можемо робити висновки про тип подразненої тканини в ділянці хірургічного втручання.

У процесі дослідження було подразнено та проаналізовано більше 1000 точок подразнення ділянки хірургічного втручання. Із них ми виділили більше 100 точок подразнення м'язової тканини та більше 100 точок подразнення зворотного гортанного нерва. Результат кожної точки подразнення записано за допомогою мікрофона та виділено максимальне значення ОСС отриманих інформаційних сигналів. На основі проведених досліджень була складена таблиця результатів подразнення зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічного втручання.

Таблиця 2.1

Результати подразнення ділянки хірургічної рани за допомогою
прямокутних імпульсів

Номер точки подразнення	Максимальне значення ОСС звукового сигналу у точці подразнення нервої тканини	Максимальне значення ОСС звукового сигналу у точці подразнення м'язової тканини	Частота подразнення	Діюче значення сили струму в точці подразнення
1	0,460824	0,088201	250 Гц	0,4 м - 1,4 мА
2	0,546805	0,088654	250 Гц	0,4 м - 1,4 мА
3	0,522948	0,035728	250 Гц	0,4 м - 1,4 мА
4	0,174416	0,09957	250 Гц	0,4 м - 1,4 мА
5	0,288416	0,078975	250 Гц	0,4 м - 1,4 мА
6	0,216996	0,067639	200 Гц	0,4 м - 1,4 мА
7	0,453883	0,098776	200 Гц	0,4 м - 1,4 мА
8	0,286874	0,065289	200 Гц	0,4 м - 1,4 мА
9	0,368341	0,064551	200 Гц	0,4 м - 1,4 мА
10	0,368405	0,058569	200 Гц	0,4 м - 1,4 мА
40	0,165674	0,06683	150 Гц	0,4 м - 1,4 мА
41	0,210591	0,066733	150 Гц	0,4 м - 1,4 мА
42	0,233583	0,070414	150 Гц	0,4 м - 1,4 мА
43	0,233583	0,051112	150 Гц	0,4 м - 1,4 мА
44	0,176267	0,049919	150 Гц	0,4 м - 1,4 мА
45	0,283249	0,060416	150 Гц	0,4 м - 1,4 мА
46	0,255666	0,084448	150 Гц	0,4 м - 1,4 мА
47	0,277882	0,055336	150 Гц	0,4 м - 1,4 мА
48	0,298937	0,069375	150 Гц	0,4 м - 1,4 мА
49	0,158819	0,085118	150 Гц	0,4 м - 1,4 мА
50	0,151744	0,099187	100 Гц	0,4 м - 1,4 мА
90	0,093151	0,134287	100 Гц	0,4 м - 1,4 мА
91	0,199069	0,115442	100 Гц	0,4 м - 1,4 мА
92	0,170027	0,123265	100 Гц	0,4 м - 1,4 мА
93	0,203443	0,123265	100 Гц	0,4 м - 1,4 мА
94	0,20584	0,094776	100 Гц	0,4 м - 1,4 мА
95	0,159584	0,069791	50 Гц	0,4 м - 1,4 мА
96	0,142626	0,080681	50 Гц	0,4 м - 1,4 мА
97	0,174262	0,052353	50 Гц	0,4 м - 1,4 мА

Продовження таблиці 2.1

98	0,194571	0,049569	50 Гц	0,4 м - 1,4 мА
99	0,175475	0,040718	50 Гц	0,4 м - 1,4 мА
100	0,195235	0,040338	50 Гц	0,4 м - 1,4 мА

Як видно з наведеної вище таблиці, максимальне значення ОСС звукового сигналу в точці подразнення нерва у 90 % випадків завжди становить більше, значення ніж у точці подразнення м'язової тканини. Це свідчить про реакцію ЗГН на подразнення за допомогою прямокутних імпульсів.

У дисертаційній роботі проаналізована форма спектру звукових сигналів у точках подразнення м'язової тканини та зворотного гортанного нерва. На рисунку нижче зображені форми спектру звукових сигналів подразнення м'язової тканини.

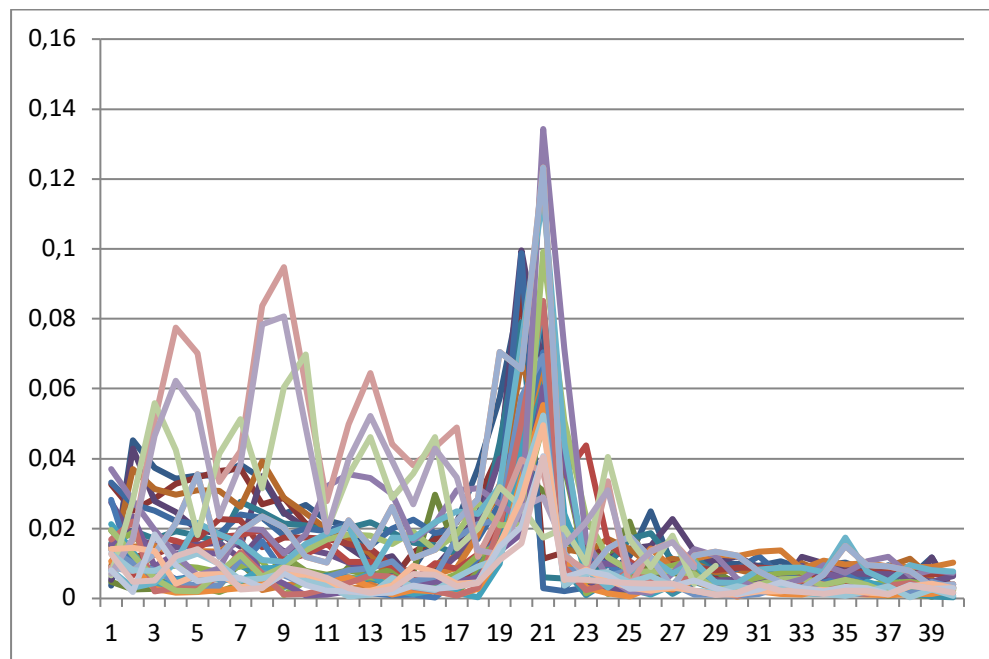


Рис.2.9. Форми спектру звукових сигналів, отриманих у результаті подразнення м'язової тканини.

Зображені на рисунку форми є досить хаотичними і без чіткого піку при максимальних значеннях. Це свідчить про малу силу потоку повітря під час

видиху пацієнта. На рисунку 2.10 зображено усереднену форма спектру звукових сигналів подразнення м'язової тканини.

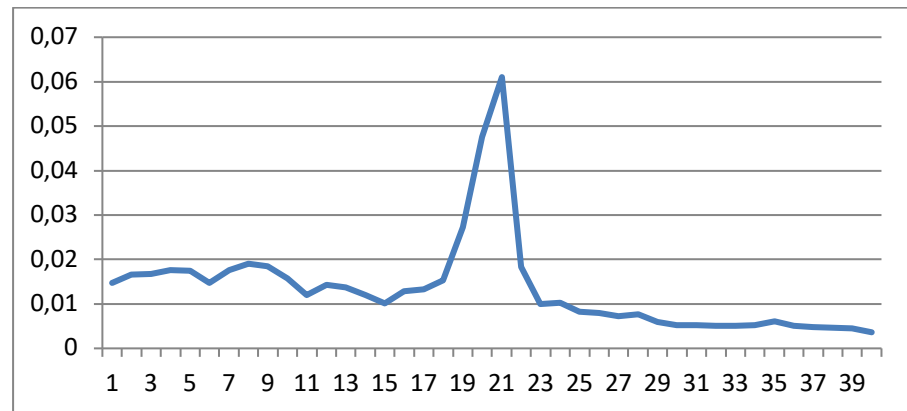


Рис.2.10. Усереднена форма спектру звукових сигналів, отриманих у результаті подразнення м'язової тканини

При подразненні ЗГН форми спектрів є більш подібними і мають більш виражену форму. Усі вони наближаються до єдиного піку максимального значення. На рисунку нижче зображні форми спектру звукових сигналів подразнення ЗГН.

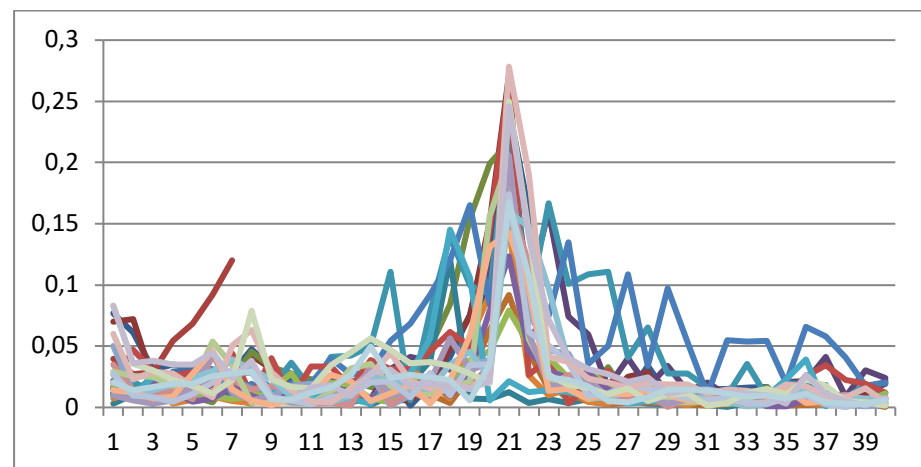


Рис.2.11. Форми спектру звукових сигналів, отриманих у результаті подразнення ЗГН.

Такі форми свідчать про більшу силу потоку повітря під час видиху пацієнта, спричинену вібрацією голосових зв'язок. На рисунку нижче зображена форма спектру звукових сигналів подразнення ЗГН.

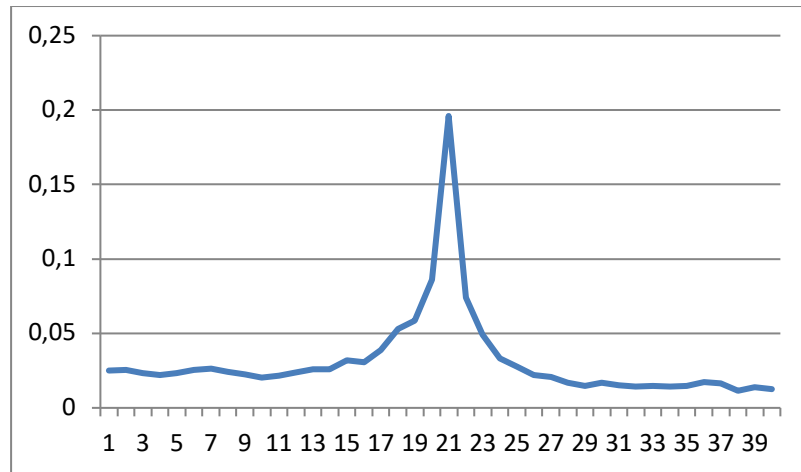


Рис.2.12. Усереднена форма спектру звукових сигналів, отриманих у результаті подразнення ЗГН.

Отже, провівши усереднення всіх спектрів звукових сигналів подразнених точок хірургічного втручання, отримано різницю у формі спектру під час подразнення ЗГН та м'язової тканини, що зображено на рисунку нижче.

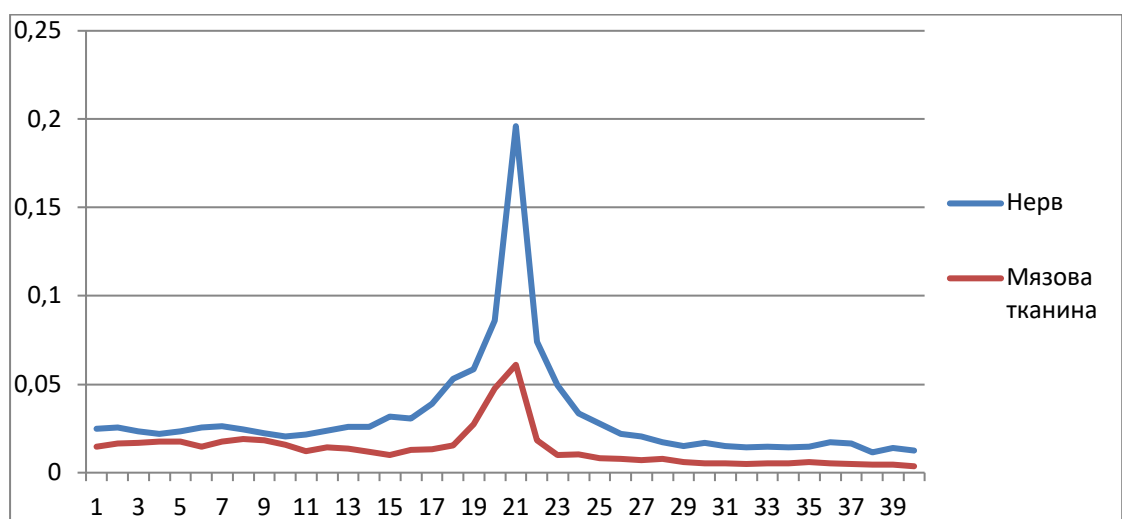


Рис.2.13 - Усереднені форми спектру звукових сигналів, отримані під час подразнення ЗГН та м'язової тканини.

Як видно з рисунка 2.13 спектр звукового сигналу подразнення ЗГН є більш вираженої форми та має значно більше максимальне значення ОСС . Це доводить той факт, що голосові зв'язки вібрували під час видиху пацієнта, а отже, була реакція ЗГН. Це дає нам змогу говорити про ефективність методу подразнення ЗГН за допомогою прямокутних імпульсів.

Отже запропонований метод подразнення ЗГН за допомогою прямокутних імпульсів є досить ефективним під час операцій на органах ший. При проведенні досліджень було встановлено, що у 90% пацієнтів спостерігалися позитивна реакція на подразнення. Вона успішно фіксувалася звуковим сенсором. Саме тому такий спосіб подразнення ЗГН може бути використаний для пристрою ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання.

2.3 Математичне забезпечення інформаційної технології

У межах завдання ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання в ролі інформаційного сигналу виступає звуковий. Візуально звукову хвилю можна зобразити як набір синусоїдальних кривих (рисунок 2.14).

При реєстрації звукових коливань дихання пацієнта використовується звичайний мікрофон. Він, у свою чергу, є звичайним реєстратором тиску, який перетворює звукові коливання в цифрове представлення. Цифровий звуковий сигнал зберігає звукове представлення хвилі за допомогою семплів (числових значень форми хвилі на кожен момент часу). Кількість семплів на секунду в цифровому сигналі визначається частотою дискретизації, яка вимірюється в герцах. Чим вища частота дискретизації, тим вищі частоти може містити звуковий сигнал[85].

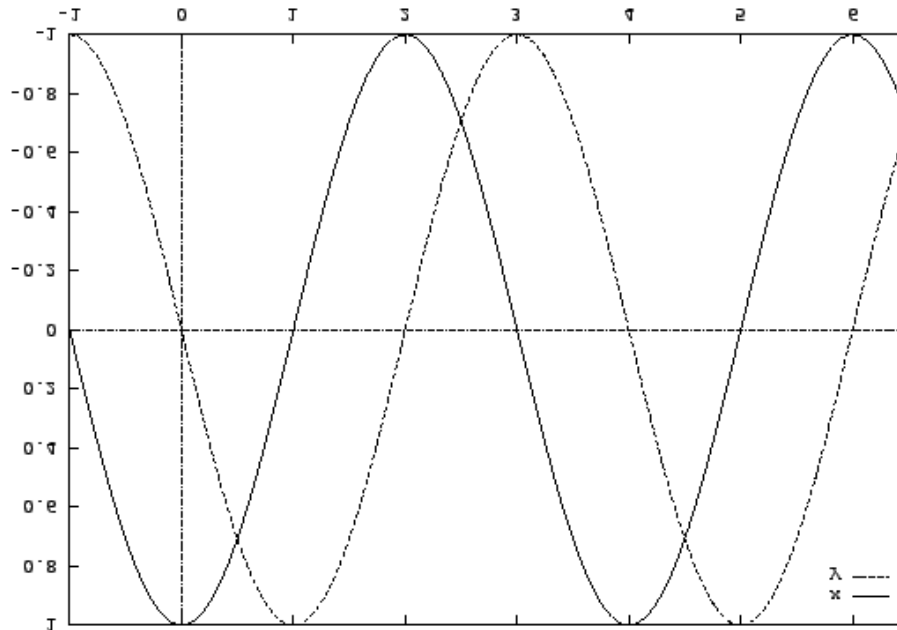


Рис.2.14 Представлення звукової хвилі [84].

Кожен семпл містить набір амплітуд:

$$(u_1, u_2, \dots, u_n), \quad (2.1)$$

де n – частота дискретизації.

Кожен період часу t міститиме n кількість семплів. Таким чином ми отримаємо скінченний набір значень амплітуди в певний момент часу.

$$u_n = u(t) \quad (2.2)$$

Оскільки параметри отриманого інформаційного сигналу залежать від параметрів імпульсного струму подразнення тканин, спершу застосовується адаптивне налаштування сигналу подразнення для досягнення необхідної реакції на подразнення тканин хірургічної рани, зокрема ЗГН. Це дозволить отримати інші особливості тканин хірургічної рани пацієнта. Цей процес проходить так.

Спочатку сенсором зчитується звуковий сигнал під час дихання пацієнта, сегментується, і для всіх сегментів визначається найбільше значення амплітуди

$$u_{dmax} = \max_{i=1, \dots, N} u_i \quad (2.3)$$

звукового сигналу. Величина u_{dmax} позначатиме нижню межу шкали для

відображення інформаційного сигналу, N – у даному випадку означає загальну кількість дискрет сегментованого інформаційного сигналу для декількох вдихів та видихів пацієнта.

Потім програмно встановлюється найбільша шпаруватість послідовності імпульсів, щоб забезпечити діюче значення струму подразнення на рівні 0,5 мА, і проводиться подразнення ЗГН. Отриманий інформаційний сигнал сегментується, і визначається його максимальна амплітуда:

$$u_{RLNmax} = \max_{i=1, \dots, N} u_i. \quad (2.4)$$

У процесі досліджень встановлено, що для ефективного візуального сприйняття факту подразнення ЗГН необхідно, щоб амплітуда інформаційного сигналу під час подразнення ЗГН перевищувала амплітуду інформаційного сигналу, зафіксованого під час вдиху і видиху пацієнта без подразнення тканин хірургічної рани в декілька разів. Позначимо цей коефіцієнт кратності за r . Тоді якщо не виконується умова

$$u_{RLNmax} \leq r * u_{dmax}, \quad (2.5)$$

то зменшуємо шпаруватість послідовності імпульсів, щоб забезпечити діюче значення струму подразнення вище, ніж на попередньому рівні і проводимо повторне подразнення ЗГН.

Зазначену процедуру повторюємо до тих пір поки не буде досягнуто виконання умови (2.5).

У результаті реалізації зазначеного алгоритму визначаємо оптимальну діючу силу струму подразнення та значення u_{RLNmax} , яке позначатиме верхню межу шкали для відображення інформаційного сигналу. Блок схема до описаного алгоритму наведена на рисунку 2.15.

У межах виконання завдання ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання не кожен семпл інформаційного сигналу несе корисну інформацію. Нас цікавлять тільки ті, які записані під час вдиху або видиху пацієнта. Усе решта – це шум, який нас не цікавить. Тому потрібно виділити фрагменти

звукового сигналу під час дихання пацієнта. Провести сегментацію звукового сигналу

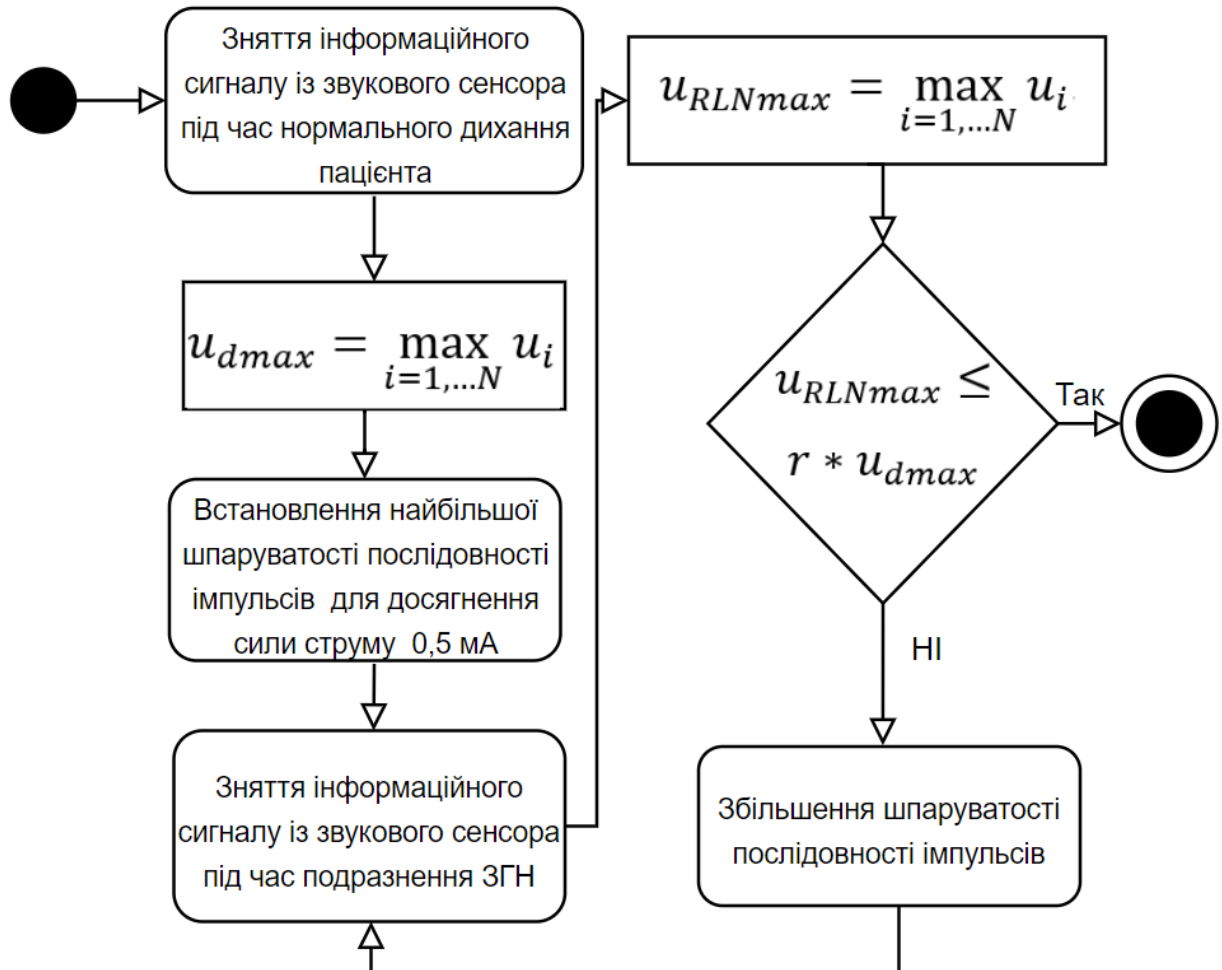


Рис.2.15 Блок-схема адаптивного налаштування сили струму подразнення ЗГН під особливості пацієнта.

Оскільки інформаційний сигнал представлений у цифровій формі, для визначення сегмента, що починає оцінювати енергетичний поріг струму, пропонується n відділків:

$$E = \sum_{i=1}^n u_i^2, \quad (2.6)$$

де u_i це i - тий відлік інформаційного сигналу.

Якщо ця енергія перевищує порогову, то це початок сегменту:

$$E \geq E_{tr}, \text{ then, } u_{start} = u_n, \quad (2.7)$$

якщо енергія n поточних відліків менша від порогової, то це кінець сегменту:

$$E \leq E_{tr}, \text{ then, } u_{stop} = u_n. \quad (2.8)$$

Таким чином, отриманий сегмент складається з множини відліків:

$$U = \{u_i \in [u_{start}; u_{stop}]\}, \quad (2.9)$$

де $[u_{start}; u_{stop}]$ інтервал відліків виділеного сегменту.

Отже, ми отримаємо фрагмент U , який представлятиме собою набір сигналів у часовому представленні

$$U = [u(t)_{start}; u(t)_{stop}] \quad (2.10)$$

Отримані фрагменти інформаційного сигналу необхідно перетворити в спектральне представлення. Для цього використовується перетворення Фур'є. На рисунку нижче візуально представлено перехід від часового представлення звукового сигналу до спектрального представлення звукового сигналу.

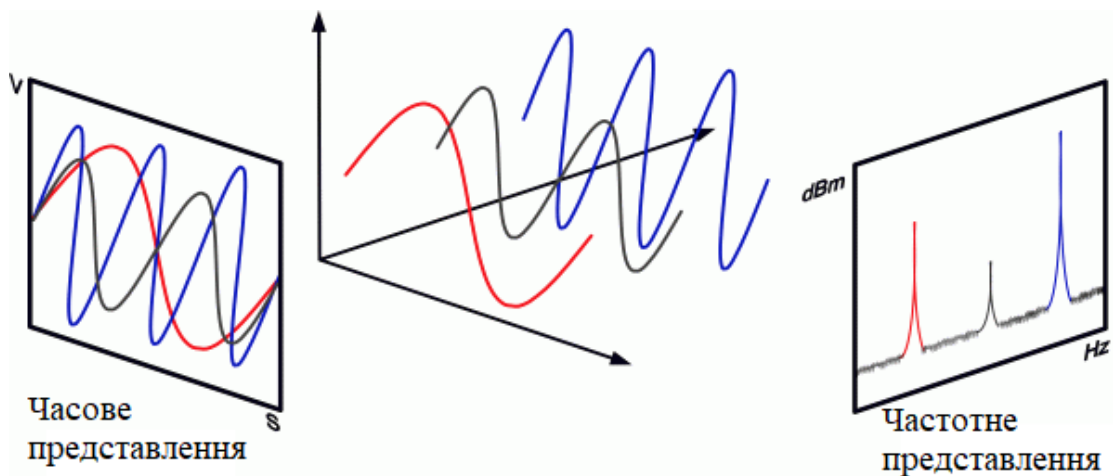


Рис.2.16. Візуальне представлення переходу від часового представлення звукового сигналу до частотного представлення звукового сигналу[86].

Оскільки обробка інформаційного сигналу повинна відбуватися в режимі реального часу, на даному етапі застосовуємо швидке перетворення Фур'є. Візуально це матиме такий вигляд.

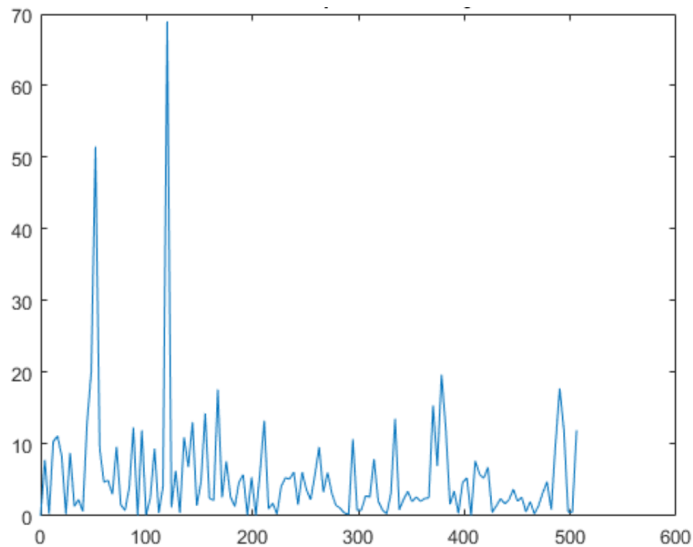


Рис.2.17. Візуалізація спектрального представлення звукової хвилі [84]

Тепер необхідно отримати інші особливості тканин хірургічної рани пацієнта. Як відомо, чим більша відстань від точки подразнення, тим менш характерною в складі спектру отриманого інформаційного сигналу є його головна спектральна складова [87-92]. У випадку подразнення ЗГН інформаційний сигнал містить ОСС складову з високою амплітудою, а основна енергія сконцентрована саме в околі частот цієї головної спектральної складової. Спираючись на цей факт, проводимо серію подразнень на різній відстані від ЗГН з метою отримання набору інформаційних сигналів у кількості $m = 1, \dots, M$. Далі за допомогою дискретного перетворення Фур'є визначаємо спектр кожного фрагмента інформаційного сигналу $U_m(2\pi f)$ і оцінюємо енергію в околі $f_d \pm 5\Gamma_d$ основних спектральних складових:

$$E_m = \frac{1}{2\pi f_d} * \int_{-2\pi f_d}^{2\pi f_d} U_m^2(2\pi f) df, \quad (2.11)$$

де $U_m^2(2\pi f)$ - енергетичний спектр інформаційного сигналу.

Для спрощення у випадку дискретного представлення амплітудного спектру $U_m(k)$ інформаційного сигналу можемо використати такий вираз:

$$E_m = \sum_{k=1}^{n_\delta} U_m^2(k), \quad (2.12)$$

де n_δ – означає кількість дискрет в околі головної спектральної складової.

Очевидно, що в процесі хірургічної операції не можливо точно визначити

відстань від точки подразнення до ЗГН. Тому будемо її визначати на інтервалі $d_m \in [d_m^-, d_m^+]$, де d_m^-, d_m^+ - означає оцінку найменшого та найбільшого значення відстані від точки подразнення до ЗГН.

Таким чином формуємо таблицю в такому вигляді.

Таблиця 2.2

Інтервальні дані для побудови залежності між інтервальним значенням відстані та енергією інформаційного сигналу

Інтервал відстані від точки подразнення до ЗГН	Енергія інформаційного сигналу в околі головної спектральної складової
$[d_m^-, d_m^+]$	E_m

Тоді на основі даних таблиці будуємо математичну залежність між інтервальним значенням відстані та енергією інформаційного сигналу в околі головної спектральної. За основу цієї залежності приймаємо деяку функцію

$$d = b_0 + b_1 * \varphi_1(E) + \dots + b_j * \varphi_j(E), \quad (2.13)$$

де $\varphi_1(E), \dots, \varphi_j(E)$ - деякі базисні функції, наприклад, поліноміальні. Як бачимо в цьому рівнянні невідомими є коефіцієнти $b_0, b_1 \dots b_n$.

Для побудови залежності використовуємо інтервальний аналіз даних на основі таблиці 2.2 [63]. Таким чином, проводимо ідентифікацію коефіцієнтів. Для цього складаємо систему інтервальних рівнянн:

$$d_{\min i}^- \leq b_0 + b_1 * \varphi_1(E) + \dots + b_j * \varphi_j(E) \leq d_{\max i}^-, i = 1, \dots, N, \quad (2.14)$$

Далі використовуємо метод розв'язку цієї інтервальної системи на основі 2m задач лінійного програмування та отримуємо інтервальні значення коефіцієнтів[]. У результаті отримуємо інтервальну залежність у такому вигляді:

$$[d^-, d^+] = [b_0^-; b_0^+] + [b_1^-; b_1^+] * \varphi_1(E) + \dots + [b_j^-; b_j^+] * \varphi_j(E). \quad (2.15)$$

Як бачимо в цій інтервальній моделі коефіцієнти представлені у інтервальному вигляді, через неточність визначення d , в процесі експериментальних досліджень.

Далі на основі аналізу спектру визначаємо енергію в околі головної

спектральної складової:

$$E = \frac{1}{2\pi f_d} * \int_{-2\pi f_d}^{2\pi f_d} U^2(2\pi f) df, \quad (2.16)$$

де $U^2(2\pi f)$ - енергетичний спектр інформаційного сигналу, або, за спрощеною формулою для дискретного представлення амплітудного спектру $U(k)$ інформаційного сигналу, можемо використати такий вираз:

$$E = \sum_{k=1}^{n_\delta} U^2(k) \quad (2.17)$$

Тоді підставляючи отримане значення у формулу (2.15), отримаємо інтервал значень для відстані $[d^-, d^+]$ від точки подразнення до ЗГН. Отримане значення слугує для прийняття рішення хірургом. Зауважимо, що у нашому випадку були використані поліноміальні базисні функції до третього порядку.

Наведений математичний опис дозволяє провести спектральний аналіз інформаційного сигналу, отриманого в процесі подразнення тканин хірургічної рани, на основі якого визначається енергія інформаційних сигналів, отриманих у результаті подразнення різних типів тканин хірургічної рани. Це дозволяє застосувати базу правил для визначення не тільки типу подразнюваної тканини, а й відстані від точки подразнення до ЗГН.

Таке математичне забезпечення лягло в основу розробки алгоритмів адаптивного налаштування сили струму подразнення та класифікації тканин хірургічної рани пристроєм визначення місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічної рани.

Висновки до розділу 2

1 У даному розділі проведено аналіз електрофізіологічних характеристик тканин хірургічної рани. Проведено аналіз принципів поширення електричних імпульсів у нервових тканинах, дослідження найпоширеніших типів електрофізіологічної подразнення тканин хірургічної рани.

2 Запропоновано новий спосіб подразнення тканин хірургічної рани за допомогою прямокутних імпульсів. Наведено обґрунтування вибору даного методу подразнення. Описано основний принцип його дії та електрофізіологічні особливості запропонованого способу подразнення.

3 Запропоновано концепцію розробленого багатофункціонального блоку для перевірки найпоширеніших типів подразнення тканин хірургічної рани. Описано проведені дослідження для виявлення ефективного та безпечного для пацієнта способу подразнення тканин хірургічної рани.. Наведено обґрунтування доцільності вибору способу подразнення тканин хірургічної рани за допомогою прямокутних імпульсів.

4 Вперше запропоновано та обґрунтовано математичне забезпечення для реалізації електрофізіологічного принципу подразнення тканин ділянки хірургічної рани з метою виявлення ЗГН під час операції на щитоподібній залозі, яке, на відміну від існуючих, дає можливість, незалежно від фізіологічних властивостей тканин хірургічної рани пацієнта, обчислювати відстані від точки подразнення тканин хірургічної рани до ЗГН, що сприяє зниженню ризику його пошкодження;.

РОЗДІЛ 3

УДОСКОНАЛЕНА ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ

У попередньому розділі досліджено характеристики тканин хірургічної рани та способи подразнення ЗГН нерва. Запропоновано новий спосіб подразнення ЗГН за допомогою прямокутних імпульсів. Доведено ефективність його використання та безпечність для пацієнта. Метою даного розділу є розробка концепції інформаційної технології та програмно-технічного комплексу для ідентифікації ЗГН ділянці хірургічного втручання. Це дозволить інтегрувати запропоновані методи подразнення та ідентифікації ЗГН в робочий комплекс, який може бути використаний хірургами під час операції на органах шії.

Також наведено архітектуру апаратного забезпечення розробленого комплексу ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічної рани. Показано апаратно-технічні складові, які були використані для реалізації майбутнього рішення. Дане апаратне рішення забезпечує стабільну роботу запропонованого способу подразнення ЗГН за допомогою прямокутних імпульсів.

Крім того, описана архітектура програмного забезпечення пристрою виявлення зворотного гортанного нерва. Вона відповідає за реалізацію описаних моделей та методів ідентифікації та визначення місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання. Описано основні її складові та способи взаємодії й комунікації між різними частинами програмного забезпечення.

Напрацювання, наведені у даному розділі потрібні, для забезпечення стабільної роботи пристрою ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання та можливості його використання під час операції на органах шії в режимі реального часу. Результати досліджень у цьому розділі опубліковано у працях автора [6, 8, 10].

3.1 Концепція побудови інформаційної технології для виявлення зворотного гортанного нерва

Завдання ідентифікації місцезнаходження зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічної рани під час проведення операцій на органах шиї є досить складним з технічної точки зору. Для його виконання потрібно реалізувати програмну технологію, яка забезпечить достовірну ідентифікацію місцезнаходження ЗГН. Така технологія повинна використовуватися під час проведення хірургом операції в операційній та працювати в режимі реального часу, щоб забезпечити зручність користування. Також вона має наочно показувати хірургу тип подразненої ним тканини та відстань від точки подразнення до ЗГН.

У межах цього завдання було удосконалено інформаційну технологію, яка містить 5 основних кроків детальний опис яких наведено нижче. Схема інформаційної технології наведена на рисунку 3.1.

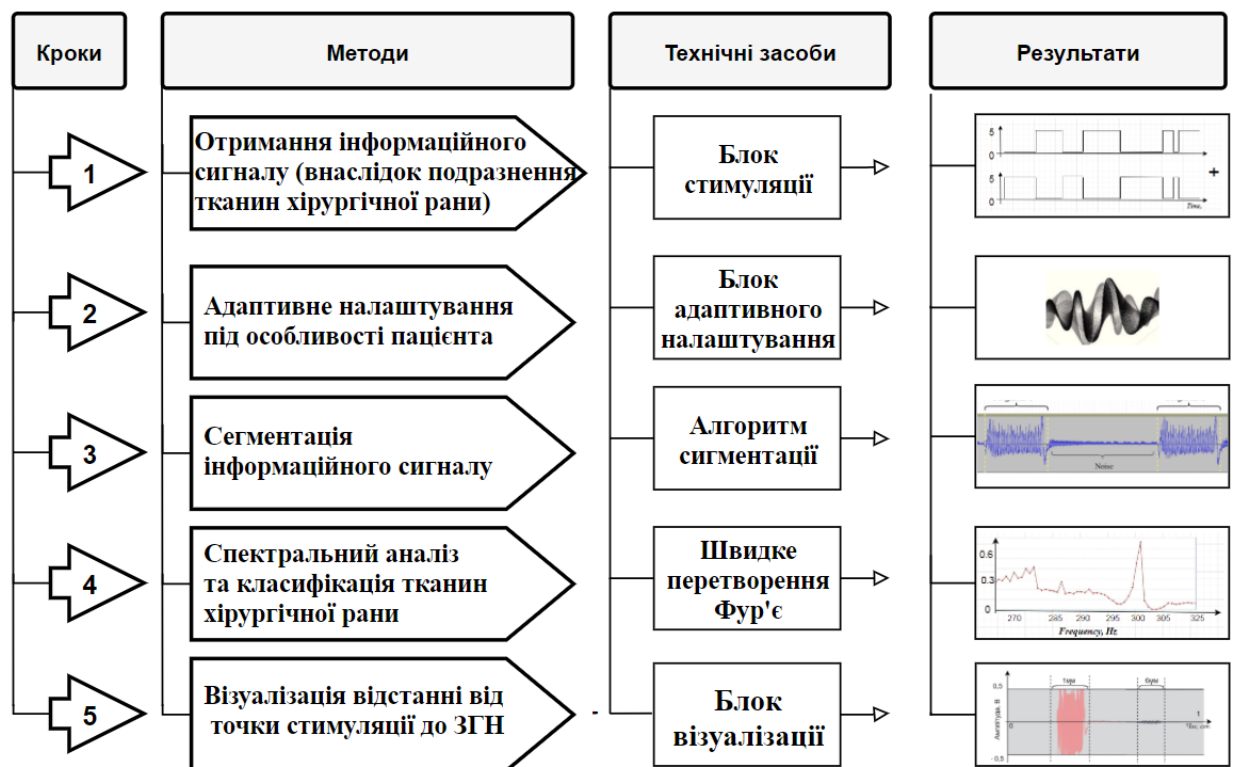


Рис.3.1. Схема інформаційної технології процесу ідентифікації ЗГН у ділянці хірургічного втручання.

Крок 1. Отримання інформаційного сигналу (внаслідок подразнення тканин хірургічної рани).

Першим етапом у межах даної інформаційної моделі є отримання інформаційного сигналу. У завданні виявлення ЗГН в ділянці хірургічного втручання інформаційним сигналом виступає звуковий сигнал, що відображає дихання пацієнта під час подразнення ЗГН.

Щоб отримати даний сигнал, застосовується вдосконалений принцип подразнення тканин хірургічної рани, детально описаний у розділі 2. Його суть полягає в генеруванні прямокутних імпульсів з частотою від 50 Гц до 1 кГц, що встановлюється відповідно до електрофізіологічних характеристик організму пацієнта. Такий підхід дозволяє отримати подразнення ЗГН за допомогою ефективною сили струму, яка забезпечує необхідну реакцію на подразнення тканин хірургічної рани, з одного боку, і є безпечна для пацієнта, з іншого боку. Сила струму є адаптивною і може змінюватися від 0,5 мА до 1,7 мА. Результат подразнення фіксується звуковим сенсором. Отриманий інформаційний сигнал оцифровується та передається для подальшого опрацювання.

Таким чином ми отримуємо інформаційний сигнал, готовий до подальшого опрацювання в межах даної інформаційної моделі.

Крок 2. Адаптивне налаштування під особливості пацієнта.

Оскільки якість отриманого інформаційного сигналу напряму залежить від якості подразнення ЗГН, на даному етапі застосовується адаптивне налаштування подразнення ЗГН для досягнення стабільної реакції

Як відомо, фізичні особливості гортані в кожного пацієнта є різними, відповідно реакція пацієнта на подразнення ЗГН, розглянута на попередньому етапі інформаційної моделі, може відрізнитися. У деяких людей реакція може бути більш вираженою ніж у інших. Для точнішого визначення місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання потрібно привести реакцію ЗГН до якомога стабільнішої. Для цього застосовуємо подразнення за допомогою прямокутних імпульсів, яке налаштовується адаптивно, залежно

від електрофізіологічних властивостей організму пацієнта.

Оскільки фізичні особливості гортані та тканин хірургічної рани в кожного пацієнта є різними, то і реакція на подразнення є різною. Сформульовану тезу підтверджують експериментальні дослідження. Застосовуючи імпульсний струм з діючою силою в межах від 0,5 мА до 1,7 мА, можемо досягнути стабільної реакції для тканин кожного пацієнта. Зауважимо, що зазначений діапазон діючого значення сили струму є однаково безпечним для будь-якого пацієнта та його тканин.

Спочатку адаптивно налаштовуємо ефективну діючу силу струму подразнення тканин хірургічної рани. Для автоматичного регулювання діючого значення сили струму подразнення використано систему зі зворотнім зв'язком та з програмним управлінням, яке реалізовано за допомогою однокристального комп'ютера. Процес адаптивного регулювання детально описано у підрозділі 2.3.

Такий підхід дозволяє отримати подразнення ЗГН з регульованою, ефективною діючою силою електричного струму. Це, у свою чергу, забезпечує, з одного боку, потрібну реакцію на подразнення тканин хірургічної рани, а з іншого, безпечне подразнення ЗГН для пацієнта. Також результат опрацювання інформаційного сигналу на даному етапі дозволяє знайти величину енергії порогу для сегментації, яка використовується на наступному етапі, та побудувати базу правил, які є основою кроку спектрального аналізу та класифікації тканин хірургічної рани.

Крок 3. Сегментація інформаційного сигналу.

Даний крок проводиться після запису звукового сигналу. Його основне завдання – відфільтрувати проміжки між інформативними сегментами. У результаті отримаємо частини звукового сигналу, де представлено вдих та видих пацієнта. Це надзвичайно важливо для подальшої роботи алгоритму. Якщо неправильно виділити фрагмент звукового сигналу, отримаємо хибний результат під час наступних кроків.

На рисунку 3.2. наведено інформаційний сигнал, що відображає звукову хвилю дихання пацієнта. Проміжки між вдихом та видихом повинні бути відфільтровані, оскільки не є інформативними. Нас цікавить тільки інформативні характеристики, які можна отримати із виділених фрагментів звукового сигналу. Вони є носіями реакції на подразнення тканин у ділянці хірургічного втручання.

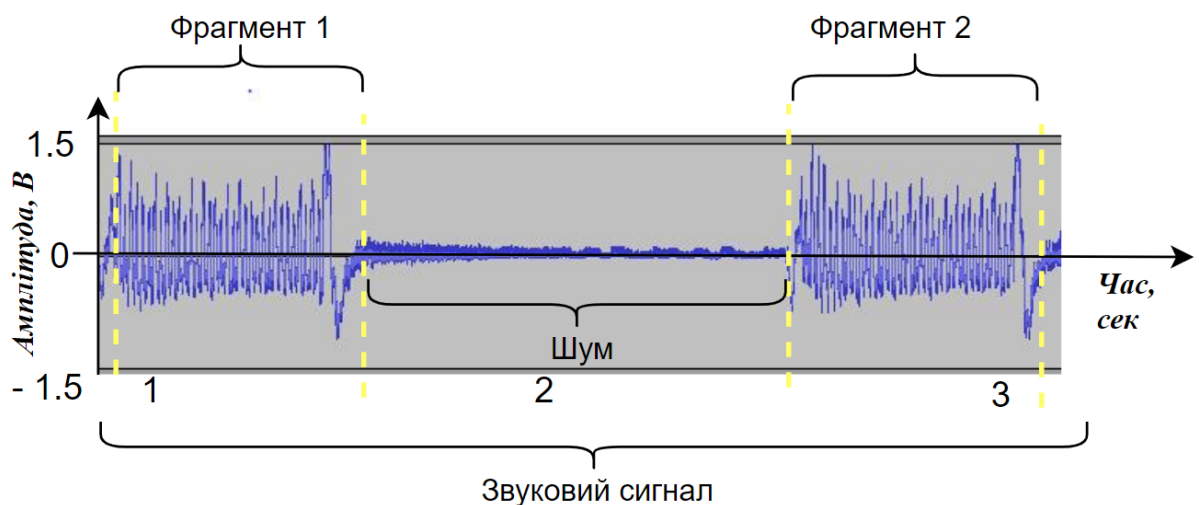


Рис.3.2. Ілюстрація сегментації інформаційного сигналу.

Таким чином, отримаємо фрагменти інформаційного сигналу, які несуть інформаційні параметри. Отримані фрагменти використовуються на наступному кроці інформаційної технології.

Крок 4. Спектральний аналіз та класифікація тканин хірургічної рани

Після проведення сегментації інформаційного сигналу, зафіксованого звуковим сенсором, потрібно перевести фрагменти в спектральне представлення. Для цього застосовується перетворення Фур'є, але, оскільки дана інформаційна модель повинна працювати в режимі реального часу, швидке перетворення Фур'є більше підходить для цього кроку. Отримавши спектри фрагментів інформаційного сигналу, маємо виділити основну спектральну складову. Таким чином отримаємо спектральне представлення виділених фрагментів інформаційного сигналу, що зображено на рисунку 3.3.

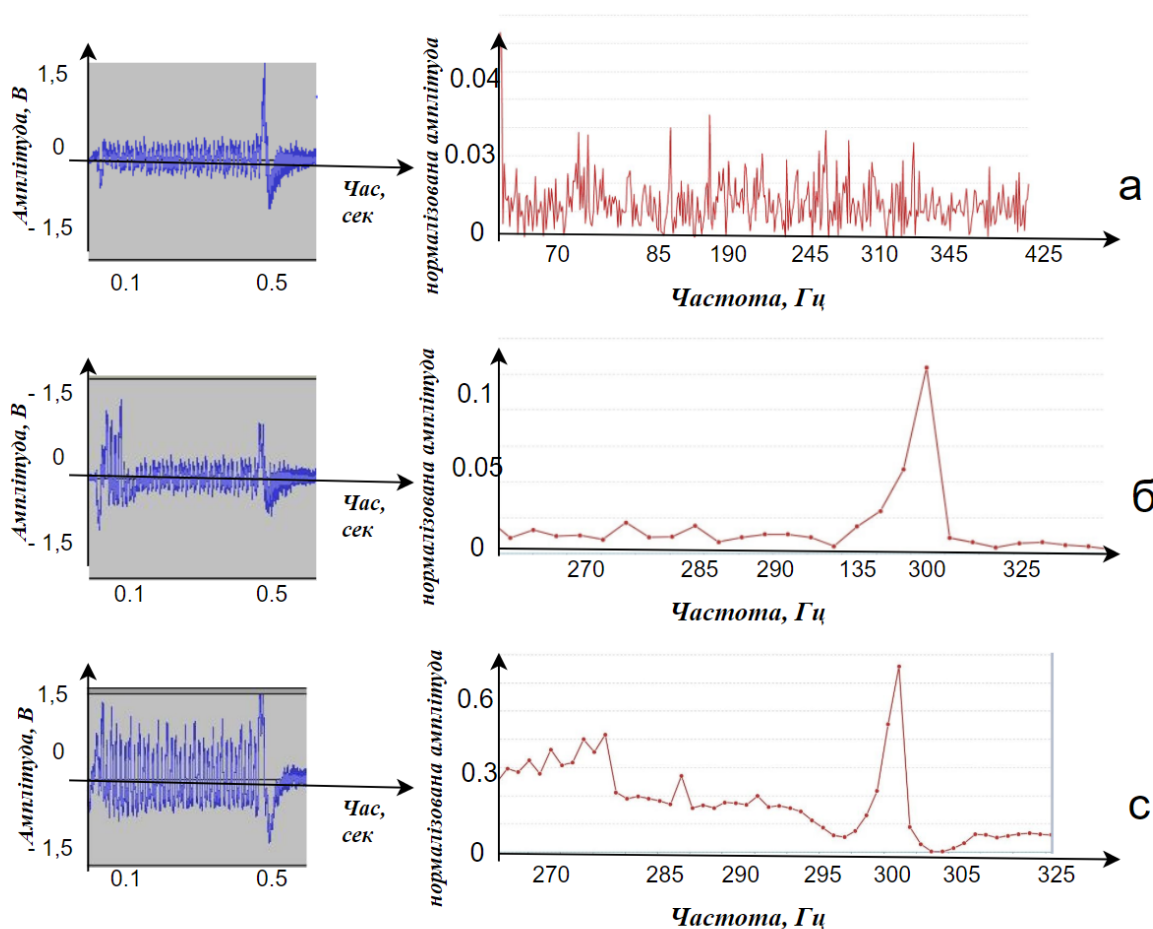


Рис.3.3. Інформаційний сигнал – результат подразнення тканих хірургічної рани та його спектральне представлення.

Як видно з рисунка, отримані спектри інформаційного сигналу суттєво відрізняються один від одного. Також максимальні значення ОСС різні. Це свідчить про те, що дані фрагменти звукового сигналу отриманні під час подразнення різних типів тканин хірургічної рани. Фрагмент *а* – це подразнення м'язових тканин ділянці хірургічного втручання. Фрагмент *б* та *с* – це подразнення ділянці навколо зворотного гортанного нерва, проте фрагмент *б* відображає реакцію на подразнення на відстані 6мм, а фрагмент *с* безпосередньо на самому нерві. Таким чином ми можемо застосовувати базу знань для визначення того, до якого типу тканини віднести фрагмент видиху пацієнта під час подразнення. Більше того, якщо фрагмент видиху належить

до типу тканини ЗГН, на цьому кроці обчислюємо відстань від точки подразнення до ЗГН, використовуючи математичний опис та створену базу знань.

Крок 5. Візуалізація відстані від точки подразнення до ЗГН

Останній етап інформаційної технології процесу ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання, містить процедури інформування хірурга про тип подразненої тканини та про відстань від точки подразнення до ЗГН. Візуально це можна представити так, як зображено на рисунку 3.4.

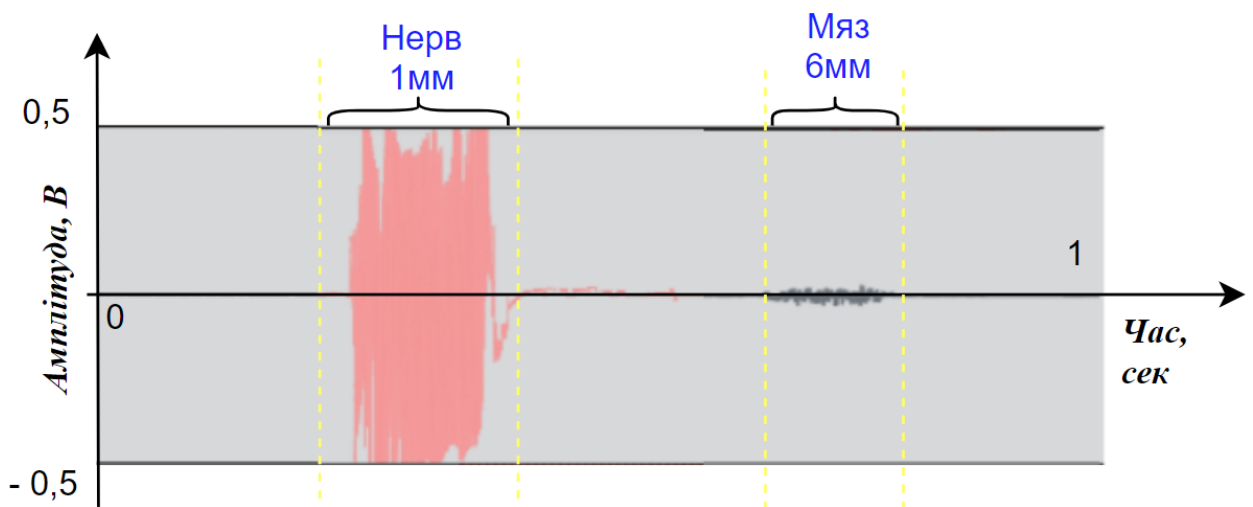


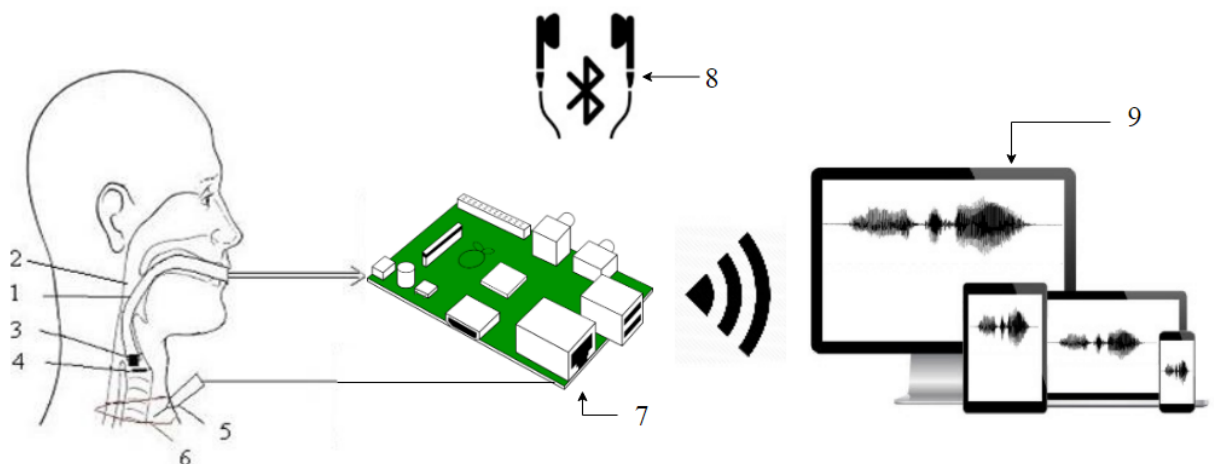
Рис.3.4. Візуалізація типу подразненої тканини та відстані від точки подразнення до ЗГН.

Як видно з рисунка, над кожним фрагментом звукового сигналу, що відображає видих пацієнта показано, до якого типу тканини він належить та відстань до ЗГН. Фрагменти виділені різним кольором, щоб краще сприймати результати подразнення.

Для того, щоб розглянута вище інформаційна технологія застосовувалася під час реальних операцій, вона повинна бути реалізована у програмно технічному рішенні. Тому був розроблений новий пристрій для моніторингу ЗГН. Основною його відмінністю є те, що замість генератора змінного струму введено генератор електричних прямокутних імпульсів з

адаптивним налаштуванням їх тривалості та частоти слідування. Також реалізовано всі кроки вищезгаданої інформаційної моделі.

Як зазначалося у першому розділі, для реалізації програмно-апаратного комплексу ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання було обрано одноплатний комп'ютер Raspberry Pi. Зазначений одноплатний комп'ютер має достатньо потужностей для реалізації запропонованих алгоритмів обробки звукового сигналу. Проте для візуального представлення результатів подразнення тканин хірургічної рани даному одноплатному комп'ютеру не вистачає потужностей. Тому, було прийнято рішення змінити концепцію пристрою ідентифікації ЗГН.



1) респіраторна трубка, 2) гортань, 3) звуковий сенсор, 4) голосові зв'язки, 5) щуп, 6) хірургічна рана 7) багатфункціональний блок моніторингу ЗГН., 8) блок звукового інформування хірурга 9) блок візуального інформування хірурга

Рис. 3.5. Схематичне зображення концепції реалізації програмно-апаратного комплексу для виявлення зворотного гортанного нерва

Основна концепція практичного рішення полягає в тому щоб розділити сам пристрій та блок інформування хірурга. Це дозволить йому працювати як автономно без візуалізації результатів, використовуючи тільки звукове інформування, так і з клієнтом для візуалізації.

Для інформування хірурга про тип подразненої тканини може бути використано як будь який пристрій візуалізації (телефон, планшет, ноутбук),

так і будь які бездротові чи дротові навушники. У блок візуалізації отримуємо дані через засоби wifi та bluetooth. Повідомлення хірургу надходить візуально, так у звуковому форматі.

Блок опрацювання інформації реалізовано на базі однокристального комп'ютера Raspberry Pi. Він містить модуль для організації подразнення ЗГН у вигляді конструктивного додатку та аналогової схеми, яка виконує функцію генератора струму. Цей блок виконує функцію формування прямокутних імпульсів з різною шпароватістю та з частотою від 50 до 1000 Гц, а також діючою силою струму від 0,5 до 2 мА.

Блок візуалізації розроблено як клієнтський додаток, який відзначається кросплатформленістю. Це дозволить використовувати комплекс для ідентифікації ЗГН у різних комплектаціях як із вбудованим відеоконтрольним пристроєм так із смартфоном чи планшетом.

Діаграму варіантів використання програмного додатку наведено на рисунку 3.6.

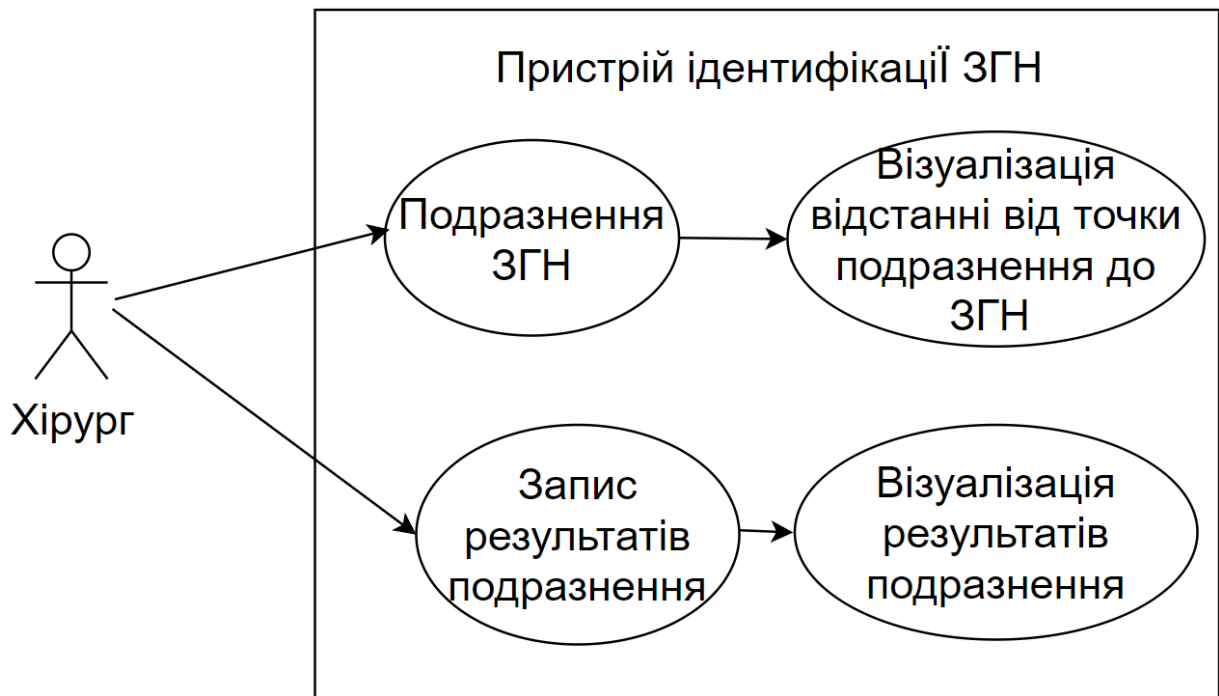


Рис. 3.6. UML діаграма варіантів використання.

Пристрій ідентифікації місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання повинен виконувати низку функціональних завдань. Серед основних, виділено такі функціональні вимоги:

- генерація прямокутних імпульсів для багатофункціонального блоку подразнення ЗГН, зміна частоти їх слідування та відстані між активними і пасивними зонами (шпаруватість);
- фіксація звукового сигналу – реакції на подразнення в ділянці хірургічного втручання, отриманого під час операції;
- застосування розроблених методів обробки звукового сигналу для виділення спектральних характеристик у режимі реального часу;
- візуалізація отриманих результатів опрацювання звукового сигналу, візуальне та звукове оповіщення хірурга про тип подразненої тканини та відстань від точки подразнення до зворотного гортанного нерва.

Відповідно до вищезгаданих вимог, розроблено діаграму компонентів програмної системи. Завдяки такій діаграмі систему можна представити у вигляді трьох основних компонентів, кожна з яких виконуватиме специфічну задачу, які представлено на рисунку 3.7.

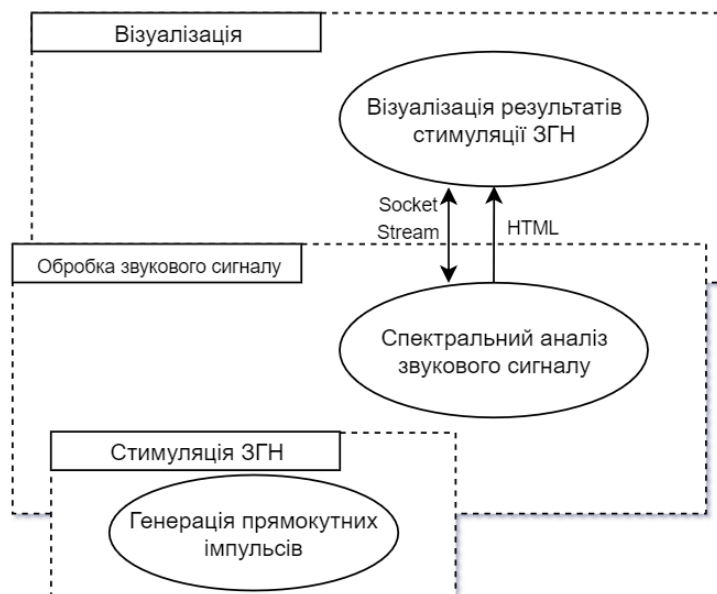


Рис. 3.7. Діаграма компонент розробленого додатку

Компонента подразнення зворотного гортанного нерва відповідає за генерацію прямокутних імпульсів для багатофункціонального блоку подразнення. Компонента обробки звукового сигналу відповідає за фіксацію та обробку звукового сигналу- реакції на подразнення тканин хірургічної рани пацієнта. Зазначена компонента реалізує розроблені методи визначення місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічної рани. Компонента візуалізації виконує функцію представлення результатів обробки звукового сигналу.

Усі процеси та дані якими оперує система ідентифікації ЗГН детально зображенні на діаграмі потоків даних на рисунку нижче.

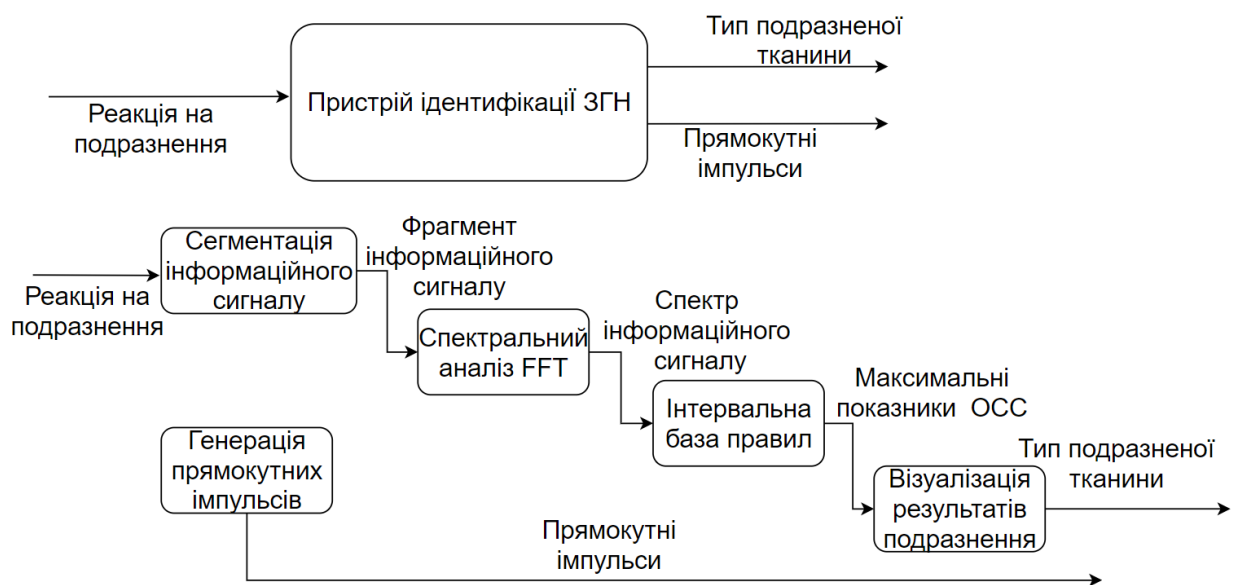
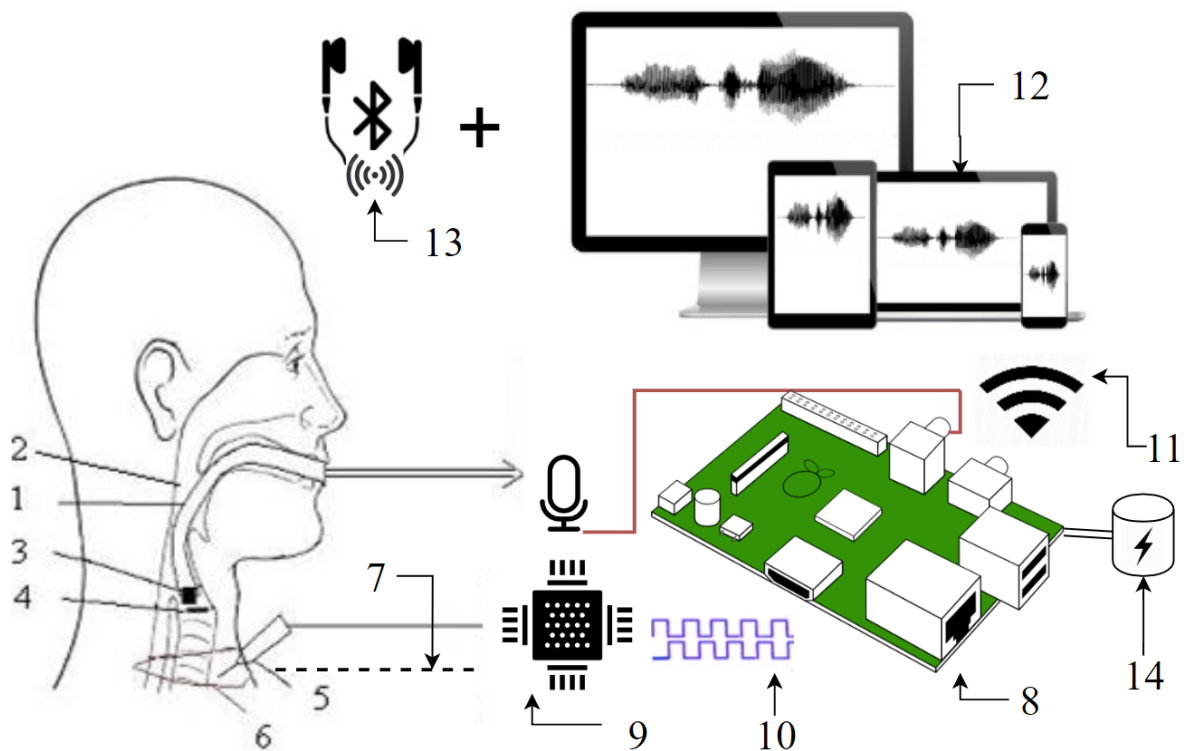


Рис. 3.8. Діаграма потоків даних функціонування системи ідентифікації ЗГН.

Наступним важливим кроком в життєвому циклі системи є розробка апаратної та програмної архітектури. Це передбачає підбір апаратних комплектуючих та вибір оптимального програмного середовища.

3.2 Архітектура апаратного забезпечення пристрою для виявлення зворотного гортанного нерва

Вибір апаратного забезпечення для пристрою ідентифікації ЗГН у ділянці хірургічного втручання є ключовою частиною процесу його розробки. Виходячи з концепції описаної, в попередньому розділі, дане апаратне забезпечення складатиметься з низки апаратних комплектуючих. Для забезпечення стабільної роботи всіх апаратних частини розробленого пристрою була спроектована архітектура апаратного забезпечення. Вона передбачає взаємодію низки пристроїв, які пов'язані в єдину систему для виконання завдання візуалізації місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання. Схематично архітектура наведена на рисунку 3.9.



- 1) респіраторна трубка, 2) гортань, 3) звуковий сенсор, 4) голосові зв'язки, 5) активний щуп, 6) хірургічна рана
 7) пасивний щуп 8) одноплатний комп'ютер Raspberry Pi, 9) аналогова схема 10) прямокутні імпульси згенеровані Raspberry Pi 11) спосіб комунікації між пристроями (Wifi) 12) блок візуального інформування хірурга (планшет, телефон, персональний комп'ютер, ноутбук) 13) блок звукового інформування хірурга (bluetooth чи радіо навушники) 14) блок живлення

Рис. 3.9. Схематичне зображення архітектури апаратного забезпечення комплексу виявлення зворотного гортанного нерва

Відповідно до зображеної вище архітектури, апаратний комплекс для ідентифікації ЗГН об'єднує ряд функціонально різнорідних частин.

Розміщена в гортані (2) дихальна трубка(1) розташована таким чином, щоб звуковий сенсор (3) знаходився над голосовими зв'язками (4). Активний (5) та пасивний (7) щуп з'єднанні з багатофункціональним блоком подразнення (9). Пасивний щуп фіксується в районі плеча пацієнта за допомогою голки таким чином, щоб забезпечити добру провідність електричного струму через м'язову тканину тіла пацієнта. Активний щуп знаходиться в руках хірурга, і за допомогою його проводиться подразнення у ділянці хірургічного втручання. Із однопалатного комп'ютера Raspberry Pi (8) подаються прямокутні імпульси (10). Вони, у свою чергу, перетворюються за допомогою аналогової схеми (9) у прямокутні імпульси із постійною силою струму. При контакті активного щупа із ЗГН спричиняється його подразнення. За рахунок подразнення голосові зв'язки скорочуються, що призводить до коливань повітря в гортані. Звуковий сенсор фіксує ці коливання у вигляді інформаційного сигналу та передає їх на зовнішню звукову карту (14). Після цього проводиться обробка звукового сигналу із застосуванням розроблених алгоритмів за допомогою однопалатного комп'ютера Raspberry Pi.

Результати опрацювання звукового сигналу, отриманого в результаті подразнення ЗГН, передаються за допомогою засобів комунікації (11) на блок візуального інформування хірурга. Функції цього блока виконує планшет або смартфон. Разом із тим видається звукове повідомлення на bluetooth чи радіо навушники. Таким чином хірург отримує інформацію про тип подразненої тканини та відстань від точки подразнення до ЗГН.

Ця архітектура дозволяє компенсувати недоліки Raspberry Pi з візуалізації результатів обробки звукового сигналу. Уся робота над візуалізацією переноситься на окремий пристрій, який має високу продуктивність. Разом із тим, розроблена архітектура дозволяє здешевити ціну серійного виробництва розробленого пристрою ідентифікації ЗГН в ділянці

хірургічного втручання, оскільки дозволяє розповсюджувати його в двох комплектаціях із візуальною підтримкою та без неї.

Відповідно до описаної вище архітектури апаратного забезпечення, крім однопалатного комп'ютера Raspberry Pi входять такі апаратні комплектуючі:

- аналогова схема- генератор струму у формі прямокутних імпульсів;
- мікрофон;
- зовнішня звукова карта;
- джерело живлення;
- блок звукового повідомлення хірурга про результати класифікації тканини хірургічної рани;
- блок візуалізації результатів класифікації тканини хірургічної рани.

Розглянемо детальніше кожен із цих елементів.

Однією з технічно важливих і складних у реалізації є розробка генератора струму у формі прямокутних імпульсів. Цей пристрій є апаратною реалізацією багатофункціонального блоку подразнення ЗГН, детально описана в другому розділі. Розроблений на базі аналогової мікросхеми INA132 [93-94]. Його принципова схема представлена на рисунку 3.10.

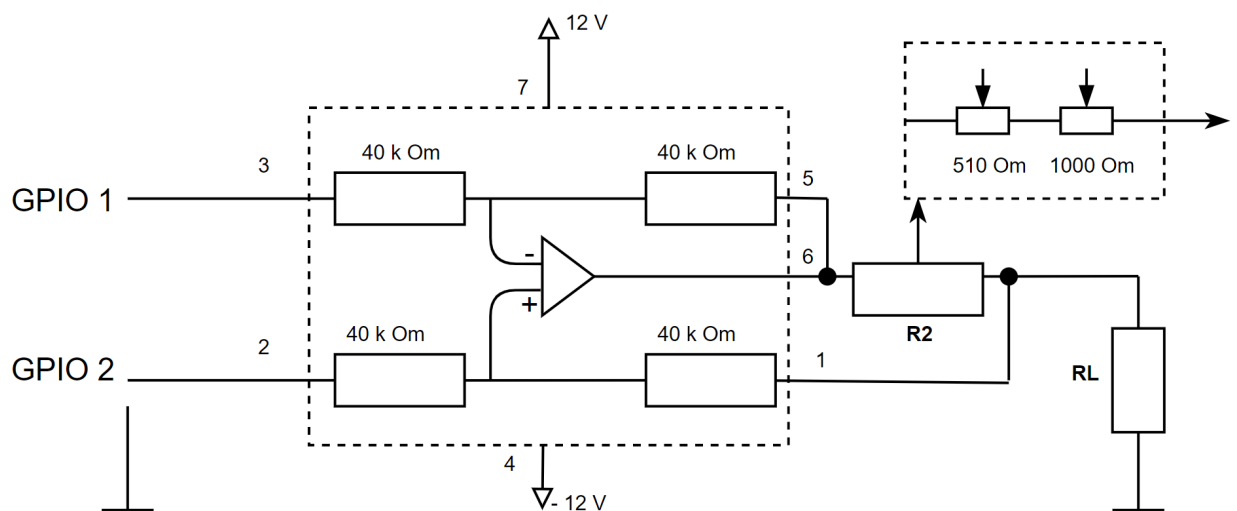


Рис. 3.10. Принципова схема генератора струму.

Аналогова схема живиться від одного з виходів GPIO Raspberry Pi із напругою 5V. Із двох інших виходів (3V) знімаються прямокутні імпульси, частота та форма яких задається програмно засобами Raspberry Pi. Вона містить дві симетричних частини (для формування різнополярних імпульсів), які виконують функцію стабілізаторів струму. Кожна частина має налаштування «симетрії» генерованого сигналу. Також додатково використана схема стабілізації із зворотнім зв'язком з використанням операційного підсилювача. Аналогова схема виконана як генератор струму для того, щоб тримати стабільну силу струму при різному опорі тканин хірургічної рани. Адже, як описувалося в другому розділі, опір тканин хірургічної рани кожного пацієнта є різним. Для стабільної реакції ЗГН потрібна стала сила струму.

Результат роботи генератора струму із програмним управлінням для подразнення тканин хірургічної рани наведено на рисунку 3.11.



Рис. 3.11. Осцилограма функціонування генератора струму із програмним управлінням для подразнення тканин хірургічної рани

Для запису звукових сигналів – реакції на подразнення тканин хірургічної рани використано чутливий мікрофон Younasі В-02Р2-Q4, який істальовано в середині ендотрахіальної трубки.

Для перетворення аналогової інформації з мікрофона в цифрову для подальшої обробки в пристрої ідентифікації ЗГН використано звукову карту, оскільки одноплатний комп'ютер Raspberry Pi не містить у своїй комплектації даної карти використано зовнішню звукову карту, яка може бути підключена до Raspberry Pi за допомогою USB входу [97].

Зазначена звукова карта має наступні характеристики:

- розрядність ЦАП - 24 біти;
- максимальна частота ЦАП (стерео) - 96 кГц;
- розрядність і максимальна частота АЦП - 24 біт/96 кГц, співвідношення сигнал/шум - 90 дБ;
- кількість каналів – 2.

Типова звукова карта не потребує жодного додаткового програмного забезпечення чи драйверів. Вона одразу функціонує після підключення її до одноплатного комп'ютера Raspberry Pi, оскільки встановлена операційна система містить набір драйверів звукових карт.

Вимоги до джерела живлення:

- ємність - 10400 мАг;
- контроль вихідної напруги, пристрій автоматично вимикається, коли напруга перевищує допустиме значення для захисту пристрою;
- автоматичний захист материнської плати і батареї в разі виникнення короткого замикання;
- визначення неправильної установки зарядного пристрою і автоматичне припинення зарядки.

Для повідомлень хірургу про тип подразненої тканини в ділянці хірургічного втручання було прийнято рішення використовувати звукове та візуальне оповіщення. Адже під час проведення операції хірург не завжди

матиме можливість спостерігати за монітором пристрою ідентифікації ЗГН. Звукове оповіщення дозволить зосередитися на операції і не втрачати зоровий контакт із областю хірургічного втручання. Це, у свою чергу, зменшить ризики, які можуть виникнути, та підвищить зручність використання пристроєм у цілому.

Для звукового інформування хірурга використано радіонавушники. Звуковий сигнал передається на вихід звукової карти однопалатного комп'ютера Raspberry Pi, тому є можливість використання і дротових навушників у разі виходу з ладу бездротових. Передача звукового сигналу здійснюється через радіоканал між навушниками та адаптером, який підключається через USB. Вони не вимагають жодних налаштувань, і достатньо підключити їх через USB адаптер в одноплатний комп'ютер Raspberry Pi.

Для візуальних повідомлень про результати класифікації тканин в ділянці хірургічної рани використано пристрої, які підтримують сучасні браузері. Найдоцільніше використовувати планшет із автономною батареєю. Даний пристрій має великий екран та є мобільним, що дозволить встановити його в будь яке місце в операційній. Проте у випадку відсутності такого пристрою може підійти будь який сучасний смартфон.

3.3 Архітектура програмного забезпечення пристрою виявлення зворотного гортанного нерва

Оскільки пристрій для візуалізації місцезнаходження зворотного гортанного нерва має досить складну архітектуру апаратного забезпечення, яка передбачає взаємодію різних апаратних частин, потрібна відповідна архітектура програмного забезпечення для стабільного функціонування цих частин і комплексу у цілому. За основу архітектури програмного забезпечення взята клієнт-серверна архітектура. Схематично вона наведена на рисунку 3.12.

Ця архітектура складається з двох частин Клієнта та Сервера. Сервером виступатиме одноплатний комп'ютер Raspberry Pi. Генерування прямокутних імпульсів здійснюється аналоговою схемою під управлінням модуля генерації прямокутних імпульсів. Модуль обробки звукового сигналу призначений для запису та обробки звукових сигналів дихання пацієнта, отриманих у результаті подразнення ЗГН. А також у функціонал даного модуля входить комунікація з клієнтом та звукове інформування хірурга.

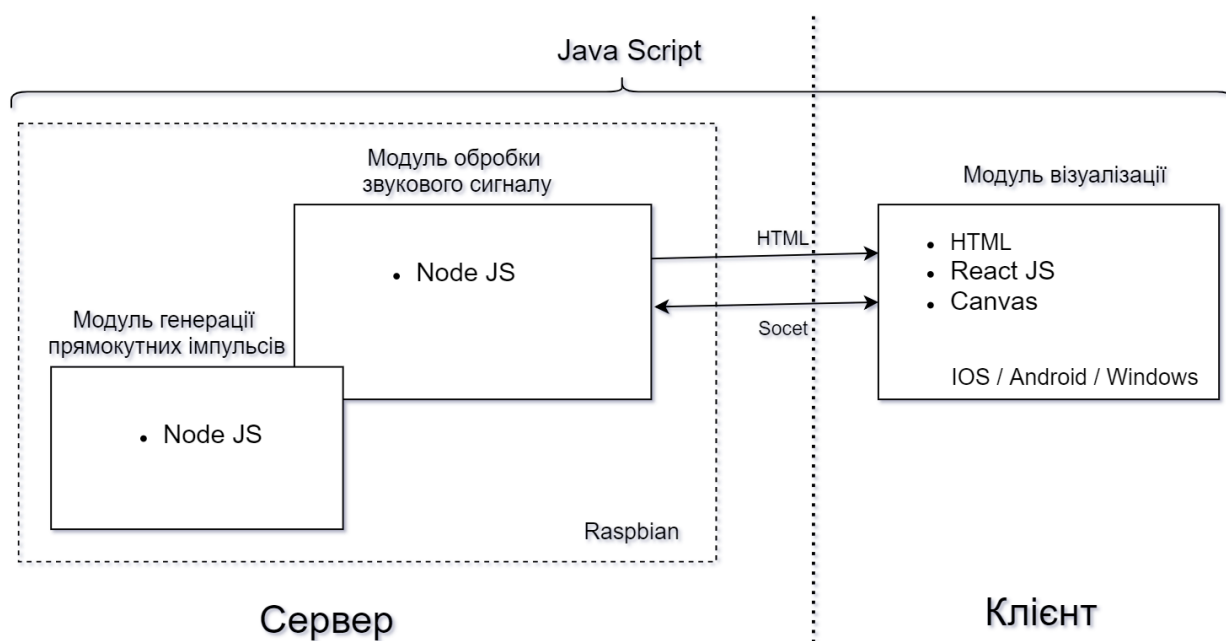


Рис. 3.12. Архітектура програмного забезпечення системи для моніторингу ЗГН.

Клієнтом виступатиме будь який смартфон, планшет чи ноутбук, будь який пристрій, що підтримує сучасні браузері. Цей модуль використовується тільки для візуалізації результатів подразнення ЗГН та інформування хірурга. Такий підхід дозволить значно розширити діапазон підтримуваних пристроїв візуалізації, адже кожний сучасний смартфон підтримує браузер. Тому хірург матиме можливість використовувати в розробленому комплексі смартфон.

За базову мову програмування обрано мову JavaScript. JavaScript - динамічна, об'єктно-орієнтована та прототипна мова програмування. Найчастіше використовується для створення сценаріїв веб-сторінок, що надає

можливість на стороні клієнта взаємодіяти з користувачем, керувати браузером, асинхронно обмінюватися даними з сервером, змінювати структуру та зовнішній вигляд веб-сторінки [102-105]. JavaScript стандартизований ECMA (European Computer Manufacturers Association - Асоціація європейських виробників комп'ютерів). Відповідні стандарти, які використано в проєкті: ECMA-262 і ISO-16262. Ці стандарти визначаються мовою ECMAScript, яка практично сумісна з JavaScript. JavaScript тепер використовується і як серверна мова розробки. Node.js [107-111] дозволяє створювати серверну частину для додатків будь-якої складності. Також це середовище розробки дає можливість запускати JavaScript на багатьох пристроях, у тому числі і одноплатних комп'ютерах для управління ними. Також використано технології React [112-113], React Native [114] та View native[115-116], що забезпечує функціонування додатків у переважній більшості існуючих на ринку смартфонах.

Серверне програмне забезпечення виконане на одноплатному комп'ютері Raspberry Pi під управлінням операційної системи Raspian (детальний опис наведено в першому розділі). Зазначена операційна система не постачається разом з Raspberry Pi. Це зроблено для того щоб розробники мали можливість самі обрати операційну систему, яка зручна для їх цілей та завдань. Тому Raspian потрібно спершу інсталювати на однокристальний комп'ютер. Також компанія Raspberry надала детальну інструкцію [117], як це зробити. Після успішної інсталяції операційної системи слід визначитися із платформою розробки. Для середовища розробки обрано платформу Node Js.

Node.js (або просто Node) - це серверна платформа для роботи з JavaScript через додаток V8. JavaScript виконує дію на стороні клієнта, а Node - на сервері. Node повністю працює із зовнішніми бібліотеками, формує запити для виклику команд з коду на JavaScript і може виконувати функції веб-сервера.

Головною перевагою Node.js є event-driven, non-blocking I/O model. Це означає, що Node.js відмінно підходить для обробки даних, що

використовують інтенсивні програми реального часу з багатьма одночасними запитами. Середовище Node.js опрацьовує усі запити одночасно, використовуючи єдиний потік і тим самим значно зменшуючи необхідні системні ресурси і забезпечуючи велику масштабованість.

Середовище Node js простіше масштабувати. При одночасному під'єднанні до програми тисяч користувачів Node працює асинхронно, тобто ставить пріоритети і розподіляє ресурси оптимально. Java ж, наприклад, виділяє на кожне під'єднання окремий потік.

Вище зазначені переваги даної платформи розробки стали ключовими при її виборі. Програмне забезпечення для пристроїв ідентифікації зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічної рани повинно обробляти потоки, отримані від звукової карти та інших периферійних пристроїв і передавати результати обробки звукового сигналу на допоміжні пристрої візуалізації та звукового оповіщення. При цьому процеси повинні оброблятися в режимі реального часу та стабільно функціонувати без жодних затримок. Саме тому була обрана платформа для розробки Node.js.

Серверна частина програмного забезпечення також відповідатиме за комунікацію з клієнтською частиною, яка здійснюватиметься через Wifi за допомогою протоколів http та socket. У загальному клієнт серверна архітектура передбачає наявність Інтернету для передачі даних між клієнтом та сервером. Проте під час проведення операції доступ до Інтернет може бути відсутнім. Тому у розробленій системі передбачено комунікацію між клієнтом та сервером без Інтернет-з'єднання.

Для таких цілей використана локальна мережа. Ідея полягає в тому, що на однокристальному комп'ютері створено локальну мережу і надано доступ до неї через Wifi. Таким чином клієнт, який під'єднається до цієї мережі, зможе комунікувати із сервером, як при звичайному під'єднанні до мережі Інтернет.

Для перетворення одноплатного комп'ютера в маршрутизатор точок доступу слід виконати ряд інструкцій [119]. Код інсталяційного скрипта наведено в додатку А.

Клієнтська частина програмного забезпечення реалізована у вигляді web-додатку із використанням технологій HTML, Java Script та Canvas[120]. Такий підхід дозволив використовувати дане програмне забезпечення на будь-якому пристрої із підтримкою сучасних браузерів. Платформою для розробки клієнтського додатку обрана платформа React js.

React - JavaScript-бібліотека з відкритим вихідним кодом для розробки призначених для користувача інтерфейсів. React розробляється і підтримується Facebook, Instagram і співтовариством окремих розробників та корпорацій [121 - 123]. Платформа React може використовуватися для розробки односторінкових і мобільних додатків. Його мета - надати високу швидкість, простоту і масштабованість. Бібліотека для розробки призначених для користувача інтерфейсів платформи React часто використовується іншими бібліотеками.

Відповідно до архітектури програмного забезпечення розроблено діаграму класів (модулів), яку наведено на рисунку 3.13. Діаграма містить три основні модулі Rectangle Generator Sound Handler та Visualizer. Дані модулі складаються з інших модулів та зосередженні на виконанні своїх технічних завдань. Це в цілому забезпечує стабільне функціонування пристрою ідентифікації місцезнаходження ЗГН.

Для забезпечення вимог до блоку генерування прямокутних імпульсів був розроблений модуль Rectange generator, який відповідає за роботу із генерування прямокутними імпульсами. Його модулі Rectange generator та Rectange adjustment. Перший відповідає за генерування прямокутних імпульсів, а другий за можливість налаштування програмних параметрів для завдання різної шпаруватості та частоти слідування імпульсів. Це необхідно потрібно для пошуку оптимальної частоти генерації прямокутних імпульсів та відповідно для регулювання діючої сили струму подразнення тканин хірургічної рани.

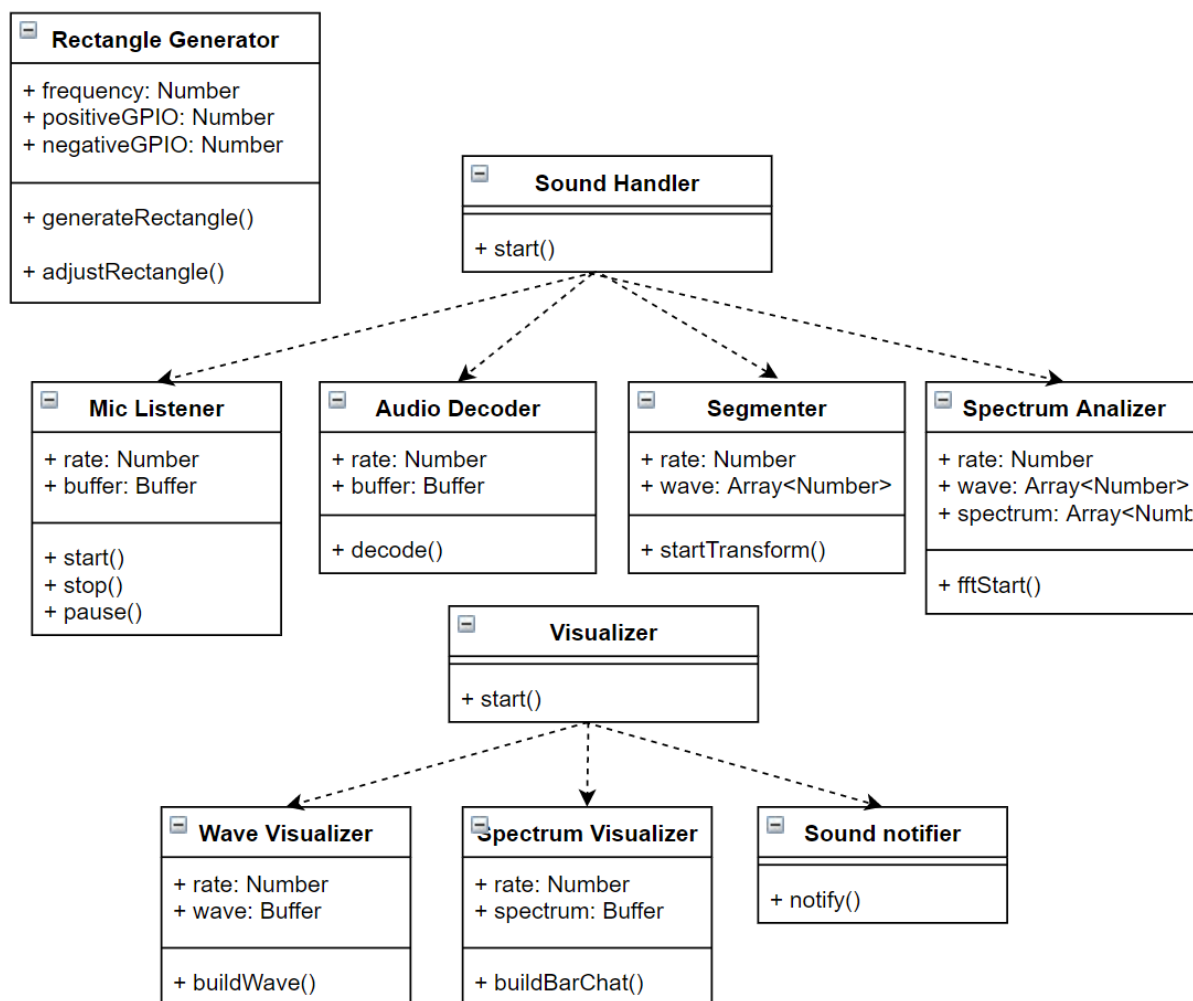


Рис. 3.13. Діаграма класів програмного забезпечення.

Для управління функціями аналогової схеми створено модуль Rectange generator. Його основне завдання [124] полягає в попарній передачі живлення на 2 виходи GPIO у Raspberry Pi увімкнення/вимкнення. Причому, коли 1 пін увімкнений другий повинен бути вимкнений. Для роботи з даними виходами використано пакет “on-off”[125]. Зміна живлення із 1 до 0 відбувається за певні проміжки часу, які при цьому дуже малі – кілька мілісекунд. Для забезпечення цього використовується бібліотека “sleep” [126]. Код реалізації даного модуля наведено в додатку Б:

Інший під модуль Rectange adjustment задіяний тільки у тестових цілях. Він дає змогу міняти частоту і форму імпульсів для пошуку оптимального варіанту.

Блок **Sound handler** призначений для опрацювання звукового сигналу, отриманого під час операції.

Програмний модуль `Mic listener` [127] призначений для роботи з мікрофоном. Для прослуховування звукового сигналу, отриманого від мікрофона Raspberry Pi використано пакет “`mic`” [128]. Він містить метод `on('data')`, який дозволяє отримувати доступ до даних, записаних мікрофоном. Частина коду модуля `Mic listener` наведена в додатку В.

Під модуль `decoder` призначений для декодування даних, отриманих від вищезгаданого модуля. А модуль `Segmenter` призначений для сегментації інформаційного сигналу (виділення ділянок сигналу вдиху та видиху пацієнта). Основна ідея полягає в пошуку точкою збільшення та зменшення гучності запису звукового сигналу. Для цих цілей використано пороговий метод, описаний у другому розділі. Частина коду модуля `decoder` наведена в додатку В.

Програмний модуль `spectral analyzer` [129] призначений для реалізації спектрального аналізу інформаційного сигналу та використовує бібліотеку `fourier-transform`. Вона дозволяє отримати спектр інформаційного сигналу. Дана бібліотека реалізована у пакеті `frequencyjs` [130]. Частина коду модуля `spectral analyzer` наведена в додатку В.

Також розроблений програмний модуль `notifire`. Він призначений для роботи з дротовими чи бездротовими навушниками. У його основу покладено роботу із “нейтівним” драйвером операційної системи Linux. Це дозволяє виводити звукові повідомлення на будь-який під'єднаний пристрій. Частина коду модуля `notifire` наведена в додатку В.

Модуль `visualizer` призначений для візуалізації результатів обробки звукового сигналу. Він надає користувачу (хірургу) відображення звукової з метою кращого сприйняття результатів маніпуляцій з щупом, яким подразнюють тканини хірургічної рани. Цей модуль реалізований за допомогою підтримки технології `AudioContext` [131] та `Canvas`. Такі технології

дозволяють працювати із звуком на “native” рівні, що забезпечує значно швидше виконання необхідних функцій.

Перш за все цей модуль повинен отримати дані для візуалізації від одноплатного комп'ютера Raspberry Pi. Як зазначалося раніше, дані передаватимуться через протокол socket, який дозволяє передавати дані між клієнтом і сервером у режимі реального часу. Для роботи із цим протоколом використано пакет `socket.io-client` [132-135], що постійно опитує сервер і, коли отримує дані про звуковий сигнал, зберігає їх у сховищі даних. Цю функцію зберігання реалізовано за допомогою пакета `mongoose` [136]. Частина коду модуля `visualizer` наведена в додатку В.

Далі інформація про звуковий сигнал передається в програмні модулі `Wave visualizer` та `Spectrum visualizer`.

`Wave visualizer` [137] призначений для відображення звукового сигналу, отриманого за допомогою мікрофона у вигляді звукової хвилі. Це дозволить хірургу моніторити дихання пацієнта в режимі реального часу та візуально фіксувати будь які зміни у випадку подразнення тканин хірургічної рани. Отже, даний підмодуль призначений для візуалізації сигналу, який відображатиме всі зміни зафіксовані мікрофоном. Для цього також використана технологія `Canvas`. Частина коду модуля `Wave visualizer` наведена в додатку В.

Функцією програмного модуля `Spectrum visualizer` [138] є здійснення спектрального представлення звукового сигналу, яке у реальному часі відображатиме спектр звукового сигналу. Для реалізації цього представлення використана також технологія `Canvas`. Частина коду модуля `Spectrum visualizer` наведена в додатку В.

Для передбачуваного серійного виробництва пристрою ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання було розроблено інсталяційні скрипти [139-141]. Вони допомагають автоматизувати процес встановлення розробленого програмного забезпечення на апаратне забезпечення.

Висновки до розділу 3

1. У даному розділі розроблена концепція програмно-технічного комплексу для пристрою виявлення місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання. Детально опрацьовані елементи концепції, дали можливість обґрунтувати основні функціональні вимоги до побудови системи та її окремих програмних та апаратних частин.

2. На підставі концепції побудови програмно-технічного комплексу для виявлення ЗГН, а також математичного опису процесів класифікації тканин хірургічної рани, удосконалено інформаційну технологію виявлення місцезнаходження ЗГН під час операції на щитоподібній залозі, яка на відміну від існуючих, об'єднує апаратне, математичне та програмне забезпечення в єдиному пристрої для реалізації електрофізіологічного принципу подразнення тканин ділянки хірургічної рани, що в сукупності забезпечує зниження ризику пошкодження ЗГН, зменшення тривалості хірургічної операції та підвищення функціональності засобів моніторингу ЗГН.

3. Розроблено нову архітектуру прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яка, на відміну від існуючих, забезпечує комунікацію та спільну роботу усіх апаратних модулів, що допомагає виявити місцезнаходження ЗГН в режимі реального часу і скорочує тривалість операції на щитоподібній залозі без підвищення ризику пошкодження ЗГН. Отримані результати при створенні архітектури представлено за допомогою моделей програмного забезпечення у вигляді діаграми класів.

РОЗДІЛ 4

ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА ТА РЕЗУЛЬТАТИ ЙОГО ЗАСТОСУВАННЯ

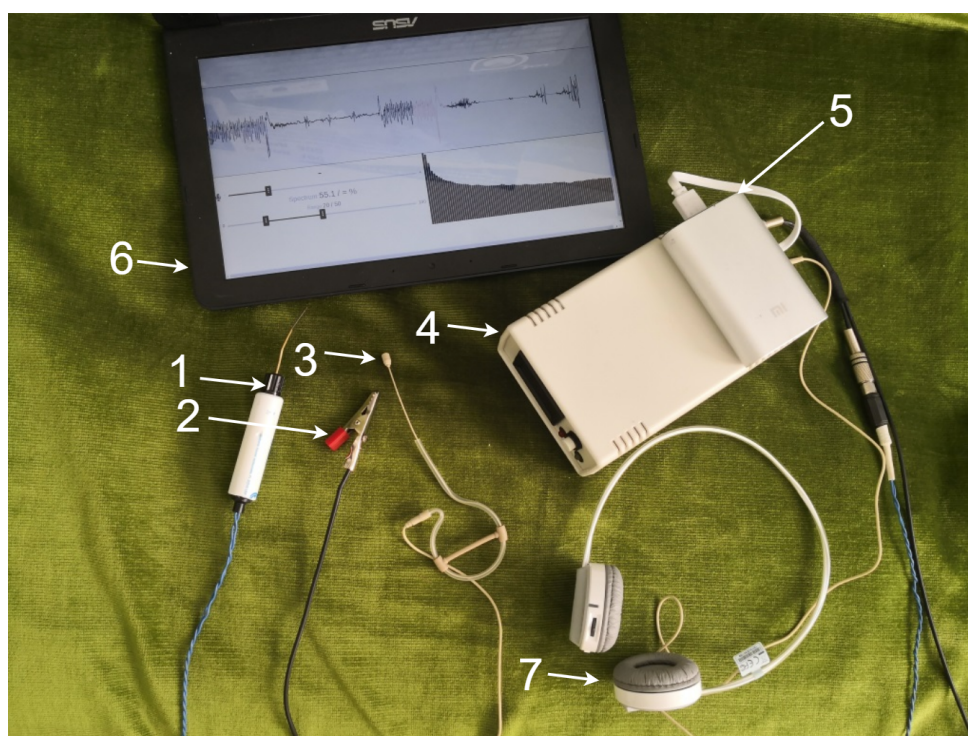
У попередньому розділі запропоновано удосконалену інформаційну технологію виявлення місцезнаходження ЗГН під час операції на щитоподібній залозі, яка на відміну від існуючих, об'єднує апаратне, математичне та програмне забезпечення в єдиному пристрої для реалізації електрофізіологічного принципу подразнення тканин ділянки хірургічної рани. Спроектовано архітектуру апаратного забезпечення. Обгрунтовано вибір апаратних складових комплексу та способи їх взаємодії. Спроектовано архітектуру програмного забезпечення комплексу ідентифікації ЗГН. Обгрунтовано функції модулів та способи взаємодії між ними.

Цей розділ присвячено особливостям виконання комплексу. Подано результати виконання програмного забезпечення модуля візуалізації результатів подразнення ЗГН.

Розроблений пристрій апробований під час проведення операцій на органах шиї у Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги протягом 2018 та 2020 років. Наведено результати його апробації та оцінки ефективності застосування під час проведення хірургічних втручань на органах шиї. Експериментально підтверджено достовірність отриманих теоретичних положень дисертаційного дослідження та наведено кількісні характеристики досягнутого результату. Результати досліджень у цьому розділі опубліковано у працях автора [6, 8, 10].

4.1 Структура комплексу для виявлення зворотного гортанного нерва

Комплекс є сукупністю апаратних частин та програмних модулів, які функціонують як одне ціле для вирішення задачі ідентифікації ЗГН у ділянці хірургічного втручання. Зображення функціональних частин комплексу ідентифікації ЗГН представлено на рисунку 4.1.



1) активний цуп, 2) пасивний цуп 3) звуковий сенсор (який розміщується у ендотрахіальну трубку), 4) пристрій ідентифікації місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання 5) блок живлення 6) блок візуального інформування хірурга (планшет, телефон) 7) блок звукового інформування хірурга (навушники)

Рис. 4.1. Програмно-апаратний комплекс ідентифікації ЗГН.

На передній панелі пристрою розміщені амперметр, вимикач живлення та світлова індикація. Цифровий амперметр додатково відображає діючу силу струму, з якою здійснюється подразнення ЗГН. Сила струму може регулюватися за допомогою маніпулятора управління силою струму, розміщеного на задній панелі. вимикач живлення також призначено для вмикання/вимикання початку запису та моніторингу ЗГН. Світлова індикація призначена для візуального контролю готовності системи так і

функціонального контролю. Вона складається з трьох світлодіодів різного кольору. Загорання індикатора жовтого кольору свідчатиме, що звуковий сенсор (мікрофон) готовий для роботи. Увімкнутий індикатор зеленого кольору означатиме, що пристрій фіксує звукову хвилю, яка утворюється внаслідок дихання пацієнта без будь-яких змін. Увімкнутий індикатор червоного кольору означатиме, що пристрій зафіксував звукові коливання отримані в результаті скорочення голосових зв'язок, спричинені реакцією ЗГН на подразнення. Це свідчить про те, що хірург подразнив ЗГН у ділянці хірургічного втручання.

Зображення передньої панелі пристрою ідентифікації ЗГН у ділянці хірургічного втручання з усіма його апаратними складовими наведено на рисунку 4.2.

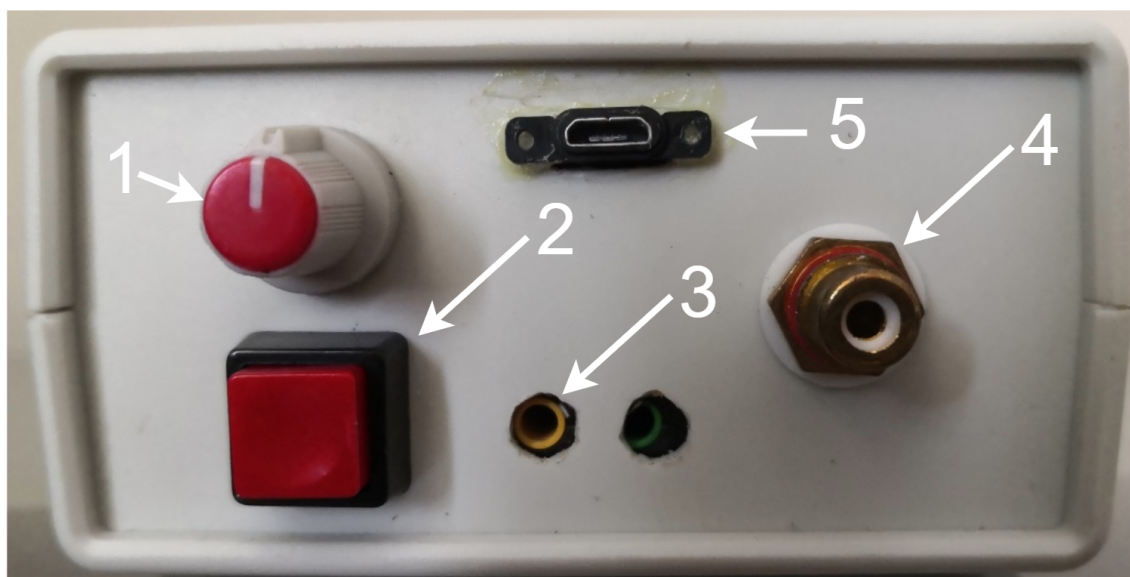


1) індикатор амперметра струму подразнення, 2) вимикач початку роботи 3) світлодіодна індикація пристрою

Рис. 4.2. Передня панель пристрою ідентифікації ЗГН у ділянці хірургічного втручання.

На задній панелі розміщені вимикач джерела живлення пристрою, регулятор силою струму, роз'єм на пасивний та активний щуп, роз'єм для під'єднання мікрофона та навушників, роз'єм для під'єднання живлення. В процесі операційного втручання, активний та пасивний щуп під'єднані до пацієнта. Мікрофон, розміщений у ендотрахіальній трубці. Живлення

пристрою забезпечує напругу 5 V та струм 200 мА. Зображення задньої панелі пристрою ідентифікації ЗГН наведено на рисунку 4.3.



1) регулятор сили струму, 2) вимикач живлення 3) роз'єм для під'єднання звукового сенсора та навушників
4) роз'єм для пасивного та активного щупів 5) роз'єм для під'єднання живлення

Рис. 4.3. Задня панель базового блоку комплексу ідентифікації ЗГН.

Розглянемо особливості застосування розробленого програмно-апаратного комплексу під час операції на щитоподібній залозі. Ендотрахіальна трубка із розміщеним у ній звуковим сенсором (мікрофоном) поміщається в гортань пацієнта, перед початком операції таким чином, щоб мікрофон знаходився над голосовими зв'язками. Далі мікрофон приєднується до роз'єму пристрою на задній панелі. Також перед початком проведення операції пасивний щуп однією стороною прикріплюється до голки, яка розміщується підшкірно в ділянці плеча пацієнта. Це потрібно для того, щоб був контакт із м'язовою тканиною. Активний щуп, та інша сторона пасивного щупа під'єднуються через роз'єм на задній панелі до пристрою.

Наступним кроком у процесі застосування пристрою є процес подразнення ділянки тканин хірургічного втручання та спостереження за реакцією на подразнення. Хірург за допомогою активного щупа подразнює ділянку хірургічного втручання. Якщо активний щуп торкнеться м'язової

тканини, скорочення голосових зв'язок не спостерігатиметься, або воно буде незначним. Відповідно звукова хвиля, яка відображає дихання пацієнта не зміниться. У момент коли активний щуп торкнеться ЗГН відбудеться подразнення нерва, яке спричинить скорочення голосових зв'язок, а отже, і зміну в диханні пацієнта, яка буде зафіксована пристроєм. Далі пристрої візуалізації та звукової сигналізації інформують хірурга про тип тканини та відстань від точки подразнення до ЗГН.

Інформування хірурга здійснюється трьома шляхами:

- загоранням індикатора червоного кольору на панелі управління;
- звуковим оповіщенням за допомогою бездротових навушників;
- візуалізацією зміни форми звукового сигналу та інформуванням про відстань від точки подразнення до ЗГН за допомогою пристрою візуалізації.

Для використання пристрою візуалізації потрібно здійснити інсталяцію цього пристрою. Оскільки пристроєм візуалізації може бути, як смартфон, так і планшет, то, для першого типу пристроїв розроблено мобільний додаток, який запускається під управлінням операційної системи Android. Інстальовавши Android додаток RLNdetector на телефон, екран користувача матиме вигляд, зображений на рисунку 4.4.

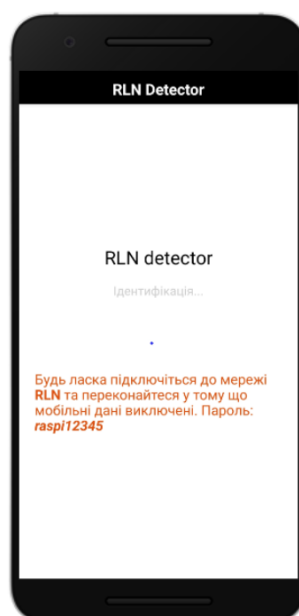


Рис. 4.4. Зображення екрану користувача з інстальованим додатком.

Для взаємодії пристрою візуалізації та пристрою ідентифікації потрібно з'єднати їх у спільну мережу. Для цього пристрій візуалізації необхідно під'єднати до мережі пристрою ідентифікації (головного блоку програмно-апаратного комплексу із вбудованим однокристальним комп'ютером). Для авторизації пристрою необхідно увести логін та пароль користувача. Параметри мережі можна зберегти у пристрої візуалізації для подальших використань. Також слід перевірити чи не увімкнено на пристрої візуалізації передачу мобільних даних. Якщо ця передача увімкнена, то слід її вимкнути. (Якщо не зробити цих операцій, пристрій почне шукати мережу через Інтернет і не зможе її знайти). У випадку успішної інсталяції, програмний додаток перенаправить на екран початку візуалізації.

Якщо не використовувати android додаток на пристрої візуалізації, слід відкрити будь-який браузер та ввести стрічку під'єднання (вказано в інструкції). Після цього в браузері повинен відображатися екран початку візуалізації, як це зображено на рисунку 4.5.

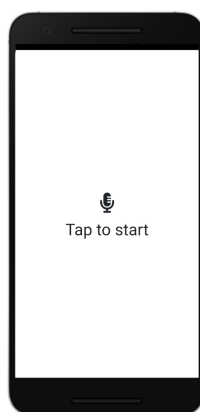


Рис. 4.5. Зображення екрану початку візуалізації результатів ідентифікації ЗГН.

Як видно з рисунка, програмий додаток візуалізації запитує функцію взаємодію з екраном. Для цього потрібно (торкнутися екрана) запустити на виконання функцію візуалізації звукової хвилі, що відображає дихання пацієнта, як це представлено на рисунку 4.6.

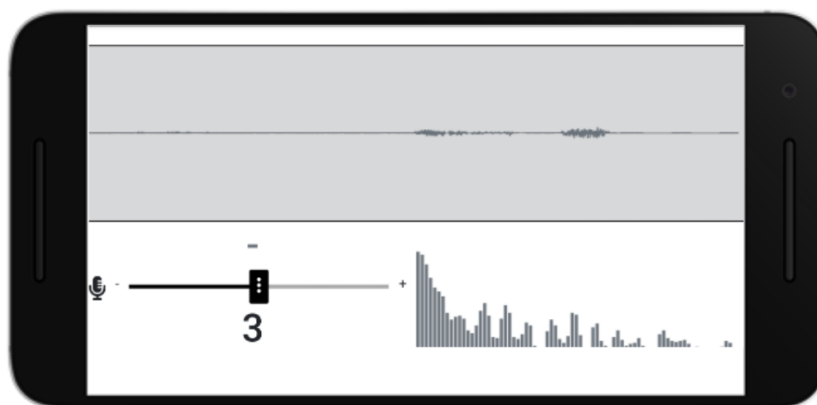


Рис. 4.6. Екранна форма результату запуску на виконання функції візуалізації звукової хвилі дихання пацієнта під час ідентифікації ЗГН.

Як бачимо з рисунка, хірург може спостерігати звукову хвилю дихання пацієнта в режимі реального часу. Екрана форма, яку відображає програмний додаток, складається з трьох частин. На першій відображається звукова хвиля зафіксована звуковим сенсором. На другій спектр звукового сигналу, зафіксованого звуковим сенсором. Це потрібно для того, щоб хірург мав змогу відстежувати будь-які зміни в звуковій хвилі. З самої форми звукового сигналу хірург матиме інформацію про тип подразненої тканини в ділянці хірургічного втручання. На третій частині екрана відображається інформаційна панель пристрою візуалізації.

Під час моніторингу звукової хвилі, зафіксованої сенсором, без подразнення тканин хірургічної рани форма звукового сигналу та його спектр не змінюватимуться (або мало змінюватимуться), оскільки і відобразатимуть звукову хвилю, утворену внаслідок дихання пацієнта. У момент подразнення ЗГН коливання звукових зв'язок змінить силу звукового сигналу. Ця зміна одразу відобразиться на екрані пристрою візуалізації. Крім того, на панелі відображення форми звукового сигналу зміниться забарвлення. Це дасть змогу хірургу візуально оцінити тип подразненої тканини. На рисунку 4.7 наведено екранні форми під час подразнення м'язової тканини рис.4.7 а) та під час подразнення ЗГН рис.4.7б).

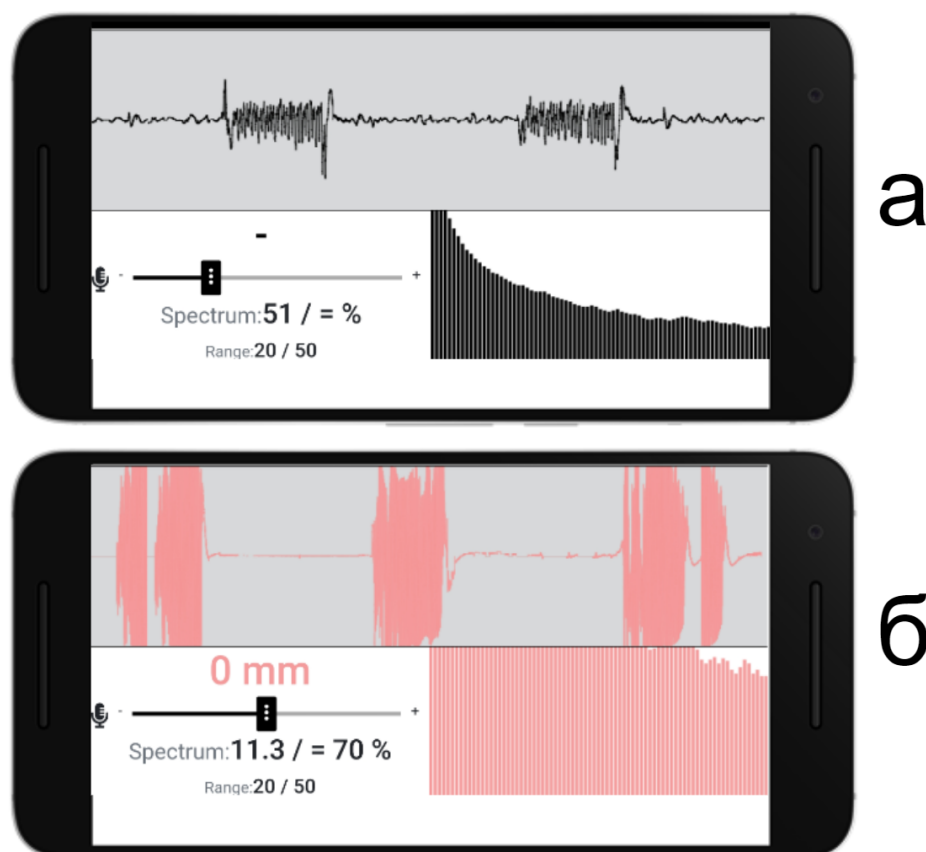


Рис. 4.7. Екранні форми під час подразнення м'язової тканини - а) та під час подразнення ЗГН - б).

Як бачимо з рисунка, різниця у формі звукового сигналу та його спектральному представленні є суттєва. Це дозволяє хірургу приймати рішення про тип подразненої тканини в режимі реального часу.

Внизу екрану можна спостерігати інформаційну панель, детальне представлення якої наведено на рисунку 4.8.

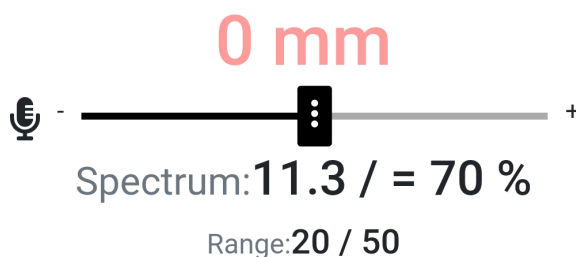


Рис. 4.8.- Інформаційна панель візуалізації процесу ідентифікації ЗГН.

Як бачимо з рисунка, панель містить інформацію про відстань від точки подразнення до ЗГН. У момент подразнення м'язової тканини панель відобразатиме значення «-». У момент подразнення ЗГН відобразатиме значення «0» mm. Також на панелі розміщено повзунок для управління чутливістю мікрофона. З його допомогою можна змінювати чутливість звукового сенсора. Це потрібно для того, щоб у випадку, коли мікрофон розміщений надто близько до гортані пацієнта, мати змогу зменшити його чутливість для більш чіткої візуалізації результату подразнення тканин.. Регулювання чутливості звукового сенсора дозволяє максимально урахувати особливості гортані кожного пацієнта. По замовчуванню чутливість звукового сенсора встановлено на 50 %.

Отже, розроблений комплекс ідентифікації місцезнаходження ЗГН у ділянці хірургічного втручання повністю придатний для використання під час операцій на органах шії. Інформаційна панель пристрою інформує хірурга про відстань від точки подразнення до місцезнаходження ЗГН, за результатами подразнення тканин хірургічної рани.

4.2 Результати застосування комплексу виявлення зворотного гортанного нерва

Розроблений пристрій апробовано під час проведення операцій на органах шії у Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги. Він застосовувався для різних груп пацієнтів різного віку, ваги та статі. Усі апробації проводилися під наглядом хірурга, щоб запобігти будь-яким побічним ефектам. Створений комплекс підтвердив свою ефективність у вирішенні задачі ідентифікації місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання.

Запропонований спосіб подразнення ЗГН давав позитивну реакцію на подразнення у всіх пацієнтів, на яких проводилися операції. Це дало змогу

провести дослідження реакції ЗГН у різних точках ділянці хірургічного втручання. Було виявлено, що сила реакції на подразнення ЗГН залежить від відстані від ЗГН до точки подразнення. Це, у свою чергу дозволило покращити технологію визначення відстані від точки подразнення до ЗГН в ділянці хірургічного втручання.

Для цього проведено близько ста операцій на різних пацієнтах. Під час проведення дослідження спершу записувалася звукова хвиля внаслідок дихання пацієнта. Далі отримані звукові сигнали опрацьовувалися та перетворювалися в спектральне представлення для знаходження максимального значення основної спектральної складової звукового сигналу. Результати спектрального перетворення 10 сигналів, зафіксованих звуковим сенсором, що відображають дихання пацієнтів наведені в таблиці 4.1 (де максимально можливе значення ОСС пронормовано до 1). Таким чином побудовано усереднену максимальну межу значень основної спектральної складової під час дихання пацієнта.

Таблиця 4.1

Результати спектрального перетворення звукових сигналів, що представляють дихання пацієнта

Дата проведення операції	Номер точки подразнення	Максимальне значення ОСС амплітуди інформаційного сигналу
29.01.2019	1	0,072463289
	2	0,108479918
	3	0,091254364
	4	0,123206336
	5	0,080335919
	Середнє значення ОСС по пацієнту	0,095147965
22.01.2019	1	0,13175692
	2	0,133016559
	3	0,121109293
	4	0,13599997
	5	0,102231199
	Середнє значення ОСС по пацієнту	0,124822788

Далі проводилися записи звукових хвиль дихання пацієнтів під час подразнення ЗГН за допомогою розробленого комплексу. Отримані звукові сигнали опрацьовувалися та перетворювалися в спектральне представлення для знаходження максимального значення ОСС. Результати спектрального перетворення сигналів-реакції на подразнення ЗГН пацієнтів наведено в таблиці 4.2.

Таблиця 4.2

Результати спектрального перетворення звукових сигналів, що представляють подразнення ЗГН

Дата проведення операції	Номер точки подразнення	Максимальне значення ОСС амплітуди інформаційного сигналу
29.01.2019	1	0,128844298
	2	0,315499694
	Середнє значення по пацієнту	0,222171996
22.01.2019	1	0,318095167
	2	0,258276035
	3	0,264867913
	4	0,251061068
	5	0,180925364
	6	0,246370165
	7	0,263174227
	8	0,214484505
	9	0,269357887
	10	0,257603882
	11	0,20429422
	Середнє значення по пацієнту	0,248046403

Таким чином побудовано усереднені криві спектрального представлення звукового сигналу, зафіксовані звуковим сенсором, що відображають дихання пацієнта та під час подразнення ЗГН. Дані представлення наведені на рисунку 4.9.

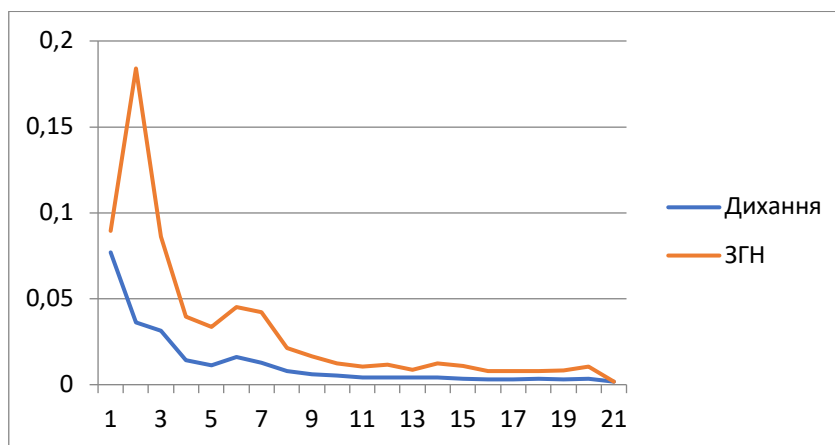


Рис. 4.9. Усереднені криві спектрального представлення звукового сигналу, зафіксованого звуковим сенсором, під час дихання та під час подразнення ЗГН

У наступній таблиці 4.3. наведено результати порівняння максимальної амплітуди ООС звукового сигналу, зафіксованого звуковим сенсором, під час дихання та під час подразнення ЗГН.

Таблиця 4.3

Різниця у відсотках максимальної амплітуди ООС звукового сигналу, зафіксованого звуковим сенсором, під час дихання та під час подразнення ЗГН

Дата проведення операції	Номер точки подразнення	Максимальне значення ООС амплітуди інформаційного сигналу	Різниця у відсотках
29.01.2019	1	0,128844298	26,15275484
	2	0,315499694	69,84213719
	Середнє значення по пацієнту	0,222171996	47,99744602
22.01.2019	1	0,318095167	59,49504686
	2	0,258276035	50,113723
	3	0,264867913	51,35526348
	4	0,251061068	48,68009623
	5	0,180925364	28,78593921

Продовження таблиці 4.3

	6	0,246370165	47,70296225
	7	0,263174227	51,04220497
	8	0,214484505	39,92838859
	9	0,269357887	52,16613121
	10	0,257603882	49,98355718
	11	0,20429422	36,93199031
	Середнє значення по пацієнту	0,248046403	54,80438493

Як видно з таблиці, максимальні амплітуди ООС звукового сигналу, зафіксовані звуковим сенсором під час подразнення ЗГН більші від максимальних амплітуд ООС звукового сигналу, які зафіксовано звуковим сенсором, під час дихання пацієнта. Це свідчить про те, що реакція на подразнення ЗГН успішно зафіксована пристроєм ідентифікації місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічної рани для усіх тестових випадків.

Також бачимо, що максимальні значення ОСС звукових сигналів, отриманих у процесі подразнення ЗГН для різних пацієнтів, дещо відрізняються. Одні мають вищі показники за інші. Це свідчить про те, що реакція на подразнення ЗГН була різною для різних пацієнтів. Ці відмінності можуть бути пов'язані із різною відстанню від ЗГН до точки подразнення.

Тому було проведено додаткові експерименти. Під час експерименту записано звукові сигнали, зафіксовані сенсором, під час подразнення ділянки хірургічного втручання на різних відстанях та безпосередньо на ЗГН. Виділені максимальні значення амплітуди ОСС звукових сигналів, отриманих у процесі подразнень, порівнювались з максимальними значеннями амплітуд ОСС звукових сигналів без подразнення тканин хірургічної рани.

Наприклад, 30.07.2019 була проведена операція над пацієнтом №1 з діагнозом тиреоїдектомія (багатовузловий еутиреоїдний зоб III ст., вузли обох часток, компресійний синдром) під наглядом проф. Шідловського О.В. Максимальні значення амплітуди ООС в різних точках подразнення наведені в таблиці 4.4.

Таблиця 4.4

Відмінності максимальних значень амплітуди ООС в різних точках подразнення для пацієнта №1.

Дата проведення операції	Середнє значення ООС амплітуди інформаційного сигналу без подразнення	Відстань від точки подразнення до ЗГН	Середнє значення ООС амплітуди інформаційного сигналу під час подразнення	Різниця у відсотках
30.07.2019	0,054648354	6 мм	0,058234658	6 %
	0,054648354	6 мм	0,058042054	5 %
	0,054648354	6 мм	0,053993576	-2 %
	0,054648354	6 мм	0,06164585	11 %
	0,054648354	6 мм	0,058974452	7 %
	0,054648354	2 мм	0,244231217	77 %
	0,054648354	2 мм	0,092632695	33 %
	0,054648354	2 мм	0,08758524	37 %
	0,054648354	2 мм	0,187956379	70 %
	0,054648354	2 мм	0,116275116	53 %
	0,054648354	Нерв	0,286151872	69 %
	0,054648354	Нерв	0,355602981	84 %
	0,054648354	Нерв	0,374216028	85 %
	0,054648354	Нерв	0,351959138	84 %
	0,344408321	Нерв	0,344408321	84 %

Візуальне представлення максимальної амплітуди ООС інформаційного сигналу в різних точках подразнення наведено на рисунку 4.10.

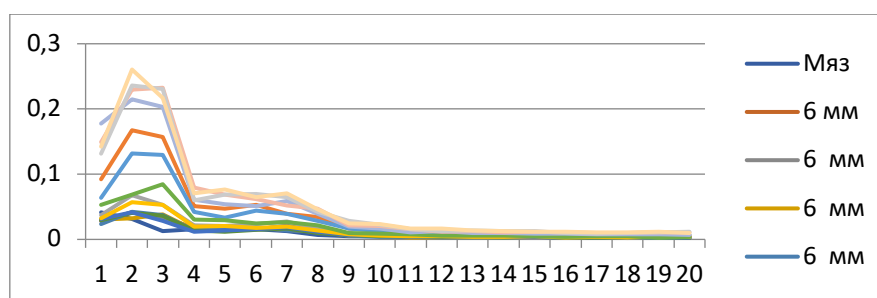


Рис. 4.10. Усереднені криві представлення максимальної амплітуди ООС інформаційного сигналу в різних точках подразнення пацієнта №1.

Як бачимо з даних таблиц та з рис. 4.11, максимальні значення ОСС амплітуди інформаційного сигналу під час подразнення тканин хірургічної рани відрізняються від максимальних значень ОСС амплітуди інформаційного сигналу під час фіксування сенсором дихання пацієнта, значно відрізняються. Більше того, чим далі від точки подразнення до ЗГН, тим менші ці значення. Ці закономірності добре проілюстровано на гістограмі рисунку 4.11.

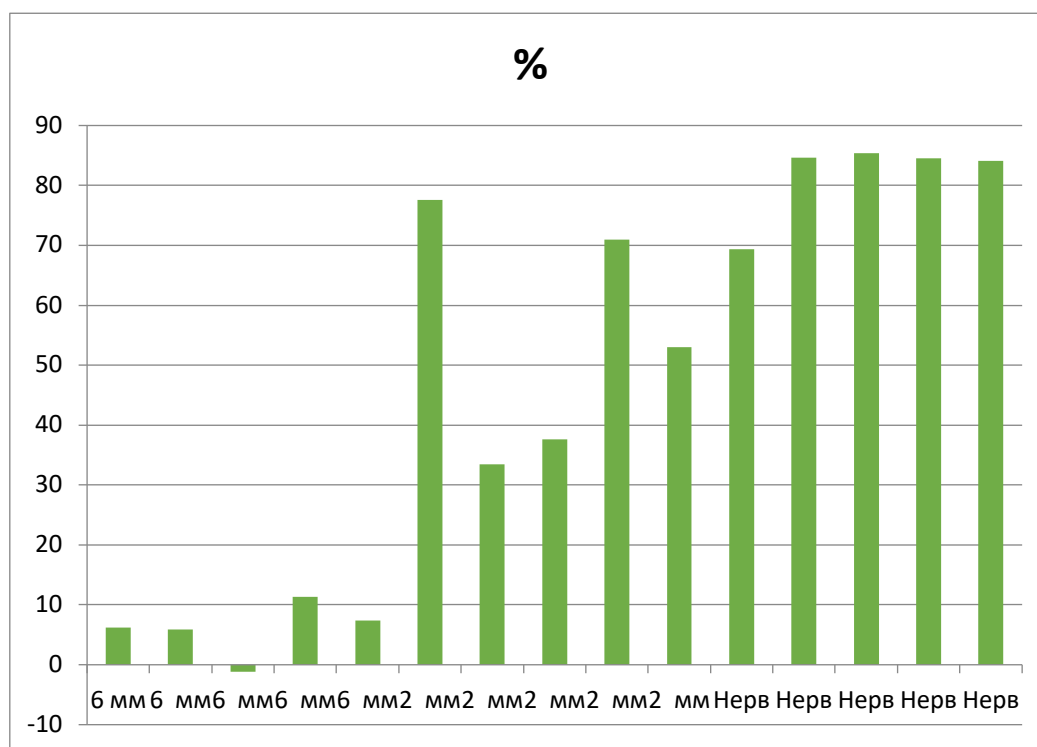


Рис. 4.11.- Гістограма розподілу у відсотках максимального значення амплітуди ОСС інформаційного сигналу, отриманого зі звукового сенсора пацієнта №1 в різних точках подразнення

Далі розглянемо інші випадки досліджень. Зокрема, 17.09.2019 р. проводилася операція над пацієнтом №2. із діагнозом тиреоїдектомія (багатовузловий еутиреоїдний зоб III ст., вузли обох часток, компресійний синдром) під наглядом проф. Шідловського В.О. Результати досліджень інформаційного сигналу з їх спектральними характеристиками в різних точках подразнення наведені нижче в таблиці 4.5.

Таблиця 4.5

Відмінності максимальних значень амплітуди ООС в різних точках подразнення для пацієнта №2.

Дата проведення операції	Середнє значення ООС амплітуди інформаційного сигналу без подразнення	Відстань від точки подразнення до ЗГН	Середнє значення ООС амплітуди інформаційного сигналу під час подразнення	Різниця у відсотках
17.09.2019	0,239763791	6 мм	0,240256168	0,2 %
	0,239763791	6 мм	0,225366781	-6,3 %
	0,239763791	2 мм	0,376059039	36,2 %
	0,239763791	2 мм	0,462003699	48,10 %
	0,239763791	Нерв	0,532437278	54,96 %
	0,239763791	Нерв	0,478458759	49,88%

Візуальне представлення максимальної амплітуди ООС інформаційного сигналу в різних точках подразнення для пацієнта №2 наведено на рисунку 4.12.

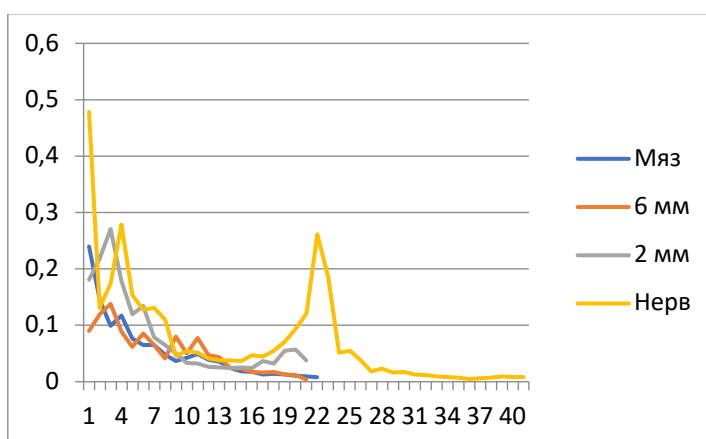


Рис. 4.12. Усереднені криві представлення максимальної амплітуди ООС інформаційного сигналу в різних точках подразнення пацієнта №2.

Як і в попереднього пацієнта, максимальні значення ООС амплітуди інформаційного сигналу під час подразнення тканин хірургічної рани

відрізняються від максимальних значень ОСС амплітуди інформаційного сигналу під час фіксування сенсором дихання пацієнта, значно відрізняються. Більше того, чим далі від точки подразнення до ЗГН, тим менші ці значення. Ці закономірності добре проілюстровано на гістограмі рисунку 4.13.

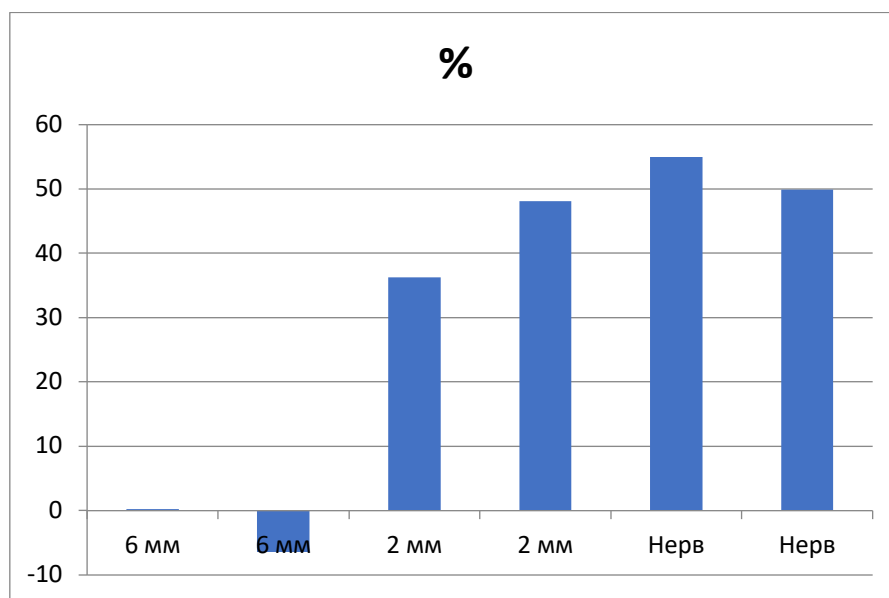


Рис. 4.13.- Гістограма розподілу у відсотках максимального значення амплітуди ОСС інформаційного сигналу, отриманого зі звукового сенсора пацієнта №2 в різних точках подразнення.

Як видно з наведених результатів досліджень, максимальні значення амплітуди ОСС інформаційного сигналу під час подразнення та максимальні значення ОСС амплітуди інформаційного сигналу, зафіксовані звуковим сенсором без подразнення тканин хірургічної рани зростають залежно від відстані від точки подразнення до ЗГН. Чим ближче до нерва, тим більші їх значення. При чому, на відстані 6 мм різниця є не суттєвою, тому можна сказати, що на такій відстані реакція на подразнення є незначущою. Такий же результат у інших пацієнтів. Тому в подальших дослідженнях до уваги брали відстань від 2мм до ЗГН.

Аналогічні дослідження були проведені на групі інших пацієнтів. Результати досліджень наведено у таблиці 4.6.

Таблиця 4.6

Вихідні дані діагнозу для пацієнтів над якими проведенні дослідження

№	Дата проведення операції	Пацієнт	Діагноз	Розширений діагноз	Хірург
1	19.02.19	Пацієнт №2	Тиреоїд ектомія	Аутоімунний тиреоїдит з вузлоутворенням. Гіпертрофічна форма. Стадія еутиреозу. Компресійний синдром..	Проф. Шідловський В.О.
2	30.07.19 р.	Пацієнт №3	Тиреоїд ектомія	Багатовузловий еутиреоїдний зоб III ст. Вузли обох часток. Компресійний синдром.	Проф. Шідловський О.В.
3	08.08.19	Пацієнт №4	Тиреоїд ектомія	Багатовузловий еутиреоїдний зоб III ст. Вузли обох часток. Компресійний синдром.	Проф. Шідловський В.О.
4	17.09.19 р.	Пацієнт №5	Тиреоїд ектомія	Багатовузловий еутиреоїдний зоб III ст. Вузли обох часток. Компресійний синдром.	Проф. Шідловський В.О.
5	17.09.19 р.	Пацієнт №6	Тиреоїд ектомія	Багатовузловий еутиреоїдний зоб III ст. Вузол правої частки. Компресійний синдром.	Проф. Шідловський В.О.
6	24.09.19 р.	Пацієнт №7	Тиреоїд ектомія	Багатовузловий еутиреоїдний зоб III ст. Вузли обох часток. Компресійний синдром.	Проф. Шідловський О.В.

Продовження таблиці 4.6

7	01.10.19 р.	Пацієнт №8	Правобічна гемітиреоїдектомія	Вузловий еутиреоїдний зоб III ст. Вузол правої частки. Компресійний синдром.	Проф. Шідловський О.В.
8	01.10.19 р.	Пацієнт №9	Тиреоїдектомія	Вузловий еутиреоїдний зоб III ст. Вузол правої частки. Компресійний синдром.	Проф. Шідловський В.О.
9	17.10.19 р.	Пацієнт №10	Тиреоїдектомія	Багатовузловий еутиреоїдний зоб III ст. Вузли обох часток. Компресійний синдром.	Проф. Шідловський В.О.

Повна таблиця з результатами опрацювання максимальних значень амплітуди ОСС інформаційного сигналу під час подразнення та максимальні значення ОСС амплітуди інформаційного сигналу без подразнення для цих пацієнтів наведена в додатку Г.

Усереднені криві представлення максимальної амплітуди ОСС інформаційного сигналу в різних точках подразнення хірургічних ран цих пацієнтів. зображено на рисунку 4.14.

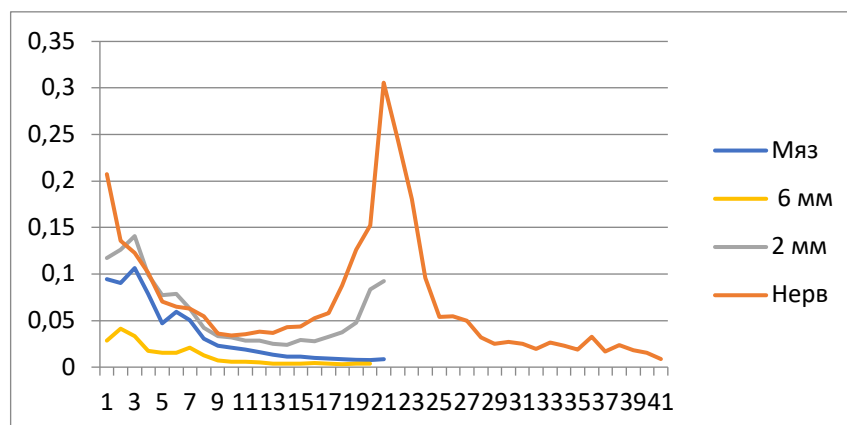


Рис. 4.14. Усереднені криві представлення максимальної амплітуди ОСС інформаційного сигналу в різних точках подразнення хірургічних ран для групи пацієнтів.

Як видно з рисунка, максимальні значення ОСС амплітуди інформаційного сигналу під час подразнення тканин хірургічної рани відрізняються від максимальних значень ОСС амплітуди інформаційного сигналу під час фіксування сенсором дихання пацієнта, значно відрізняються. Також як і для інших випадків спостерігається закономірність: чим більша відстань від точки подразнення до ЗГН, тим менші ці значення. У таблиці 4.7 наведено узагальнені результати досліджень щодо відстані від точки подразнення до ЗГН.

Таблиця 4.7

Відмінності усереднених за групою пацієнтів максимальних значень амплітуди ООС в різних точках подразнення максимальних значень амплітуди ООС у відсотках

Відстань від точки подразнення до ЗГН	Різниця у відсотках
6 мм	6 %
2 мм	24 %
Нерв	52 %

Як бачимо, спостерігається чітка залежність між відстанню від точки подразнення та максимальним значенням амплітуди ОСС інформаційного сигналу- реакції на подразнення тканин хірургічної рани. Цю залежність для групи пацієнтів наведено на рисунку 4.15.

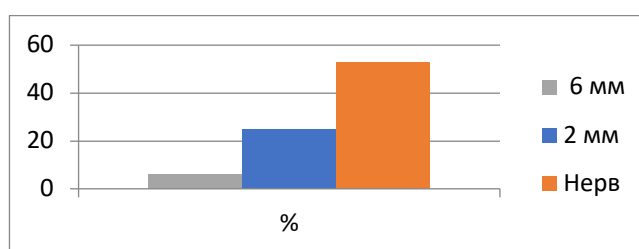


Рис. 4.15. Усереднені відношення максимальної амплітуди ООС інформаційного сигналу в різних точках подразнення хірургічних ран для групи пацієнтів.

Усі дослідження підтвердили те, що відмінності між максимальним значенням ОСС під час подразнення тканин хірургічної рани та без такого подразнення залежні від відстані від точки подразнення до ЗГН. Чим ближче до нерва, тим більше це значення. Це свідчить про те, що, чим ближче точка подразнення до, ЗГН тим сильніша реакція на подразнення.

Ці дослідження лягли в основу механізму побудови моделі місцезнаходження відстані від точки подразнення до ЗГН. Модель використана в програмному забезпеченні пристрою ідентифікації ЗГН у ділянці хірургічного втручання. Таким чином пристрій надає можливість хірургу інформацію про те, на якій відстані від ЗГН проводилися подразнення. Це дозволяє за декілька подразнень визначити місцезнаходження ЗГН у ділянці хірургічного втручання.

4.3 Ефективність застосування комплексу виявлення зворотного гортанного нерва

Виходячи з описаних у попередньому підрозділі досліджень, можна говорити про високу ефективність застосування розробленого комплексу для виявлення зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічного втручання. Застосування комплексу показало задовільні результати в проведених дослідженнях. У 86% випадків подразнення ЗГН за допомогою пристрою дає можливість чітко ідентифікувати відстань від точки подразнення тканин до ЗГН. Також, за результатами експертних оцінок фахівців, які використовували комплекс встановлено, що час проведення операції на щитоподіюній залозі із скорочується на 8,84 %, що засвідчено результатами спільних публікацій.

Частина функціоналу пристрою, яка відповідає за візуалізацію місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання, дає хірургу результати, з незначною похибкою, щодо визначення відстані від точки подразнення до ЗГН. Це дозволяє хірургу за допомогою кількох подразнень

в ділянці хірургічного втручання визначити місцезнаходження ЗГН, що надзвичайно важливо, адже час подразнення тканин пацієнта та його контакту з пристроєм мінімальний. У цілому це дає змогу хірургу за досить короткий час ізолювати ЗГН у ділянці проведення операції. Знаючи місцезнаходження ЗГН, хірург може бути впевнений у тому, що хірургічне втручання не нашкодить пацієнту. Усе вищесказане дозволяє зменшити ризик проведення хірургічного втручання та скоротити час проведення операції одночасно.

Пристрій є звучним та простим в експлуатації. Час навчання персоналу є нетривалим. Пристрій здатен працювати як із блоком візуалізації результатів подразнення, так і без нього. У другому випадку хірург може орієнтуватися за світлодіодами на інформаційній панелі та за звуковим оповіщенням через бездротові навушники. Проте в такому випадку хірург не зможе побачити відстань від точки подразнення до ЗГН. Тому краще використовувати розроблений пристрій із блоком візуалізації результатів. В ролі блока може бути як планшет, так і звичайний смартфон.

Крім вищезазначених переваг, створений комплекс має значно меншу собівартість серійного виробництва, ніж у відповідних аналогів. Це, у свою чергу, призведе до зменшення його вартості у собівартості операції для лікарень. У таблиці 4.18 нижче наведена приблизна собівартість комплектуючих, станом на 2019 рік.

Пристрій застосовувався під час проведення операцій на органах шії у Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги протягом 2019 та 2020 років під наглядом професора Шідловського В. О. За цей період було проведено до ста операцій з різними пацієнтами. Пристрій показав себе як надійний засіб для моніторингу ЗГН. У більшості випадків хірургам вдавалося досить швидко та точно визначити місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання.

Таблиця 4.8

Таблиця собівартості комплектуючих створеного комплексу у випадку запуску у серійне виробництво

№	Тип товару	Найменування товару	Ціна на 2019 грн
1	Одноплатний комп'ютер	Raspbery PI 3 Model b	1500 грн
2	Power bank	POWER BANK XIAOMI 10400	300 грн
3	Звуковий адаптер	Dynamode 3D Sound (5.1) USB-SoundCard 2.0	50 грн
4	Мікрофон (звуковий сенсор)	Younasi B-02P2-Q4	150 грн
5	Навушники	Rapoo Wireless Stereo Headset H3050	150 грн
6	Аналогова схема	INA 132	150 грн
7	Амперметр з індикатором	5-Digits Yellow Ammeter 0-3.0000A	175 грн
8	Корпус	-	200 грн
9	Комплектуючі	-	500 грн

Результати успішного застосування пристрою записувалися для статистичного аналізу ефективності розробленого пристрою. Таким чином маємо статистику застосування пристрою ідентифікації ЗГН під час проведення операцій на органах шії у Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги протягом 2019 та 2020 років за кожен місяць окремо. Результати наведено в таблиці 4.16.

Таблиця 4.9

Таблиця статистики проведення операцій на органах шиї із використанням комплексу ідентифікації ЗГН у Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги протягом 2019 та 2020 років

Місяця проведення операції	Кількість операцій	Кількість успішних ідентифікацій ЗГН	Відсоток успішності	Відсоток зменшення часу проведення операції
Червень 2019	3	2	67%	8,3%
Липень 2019	2	2	100%	9,8%
Серпень 2019	2	1	50%	8,9%
Вересень 2019	4	3	75%	7,6%
Жовтень 2019	3	3	100%	8,2%
Листопад 2019	4	4	100%	9,2%
Грудень 2019	3	3	100%	10,4%
Січень 2020	3	2	67%	10,2%
Лютий 2020	4	3	75%	9,9%
Березень 2020	3	3	100%	9,1%
Квітень 2020	2	2	100%	8,4%
Травень 2020	2	2	100%	7,1%
Загальна кількість операцій	35	30	86%	8,84%



Рис. 4.16. Статистика застосування комплексу ідентифікації ЗГН під час проведення операцій на органах шії у Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги протягом 2019 та 2020 років

Як видно з даних наведеної вище таблиці, у більшості випадків пристрою вдавалося успішно ідентифікувати місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання. Середній показник ефективності застосування пристрою для конкретного пацієнта під час проведення операції становить 86%, що є досить високим показником у порівнянні із попередніми напрацюваннями, де використовувалася велика вибірка пацієнтів для отримання результату.

Усе вищесказане свідчить про високу ефективність пристрою ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання. А також про доцільність його застосування під час операцій на органах шії.

Висновки до розділу 4

1 Наведено результати проектування програмно-апаратного комплексу виявлення зворотного гортанного нерва в ділянці хірургічної рани. Наведено конструктивні особливості. Детально описано процес використання пристрою під час проведення операцій на органах шії та призначення окремих складових у цьому процесі. Описано призначення апаратних складових пристрою та функції які на них покладено. Також у даному розділі наведено зображення виконання прикладного програмного забезпечення, під управлінням якого функціонує вищезгаданий пристрій.

2 Наведено результати апробації комплексу під час проведення операцій на органах шії. Наведені дані, які підтверджують сформульовані гіпотези, щодо залежності амплітуди ООС від точки подразнення хірургічної рани до ЗГН. Отримані результати досліджень покладено в основу алгоритму ідентифікації місцезнаходження ЗГН в ділянці хірургічного втручання та обчислення відстані від точки подразнення до ЗГН.

3 Наведено результати дослідження ефективності застосування створеної системи виявлення ЗГН. Описано переваги даного пристрою, зручність у використанні та доцільність застосування під час операцій на органах шії. Наведено статистику операцій та кількість успішних застосувань розробленого нами пристрою. Усе вищеописане свідчить про доцільність серійного виробництва розроблюваного пристрою ідентифікації ЗГН в ділянці хірургічного втручання.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі розв'язано науково-технічне завдання створення математичного забезпечення та програмно-технічного комплексу із архітектурою та удосконаленою інформаційною технологією, які забезпечують надійну роботу усіх складових як цілісної системи для вирішення задачі моніторингу ЗГН в ділянці хірургічного втручання та дозволяють визначати місцезнаходження ЗГН в режимі реального часу. При цьому отримано такі наукові та практичні результати.

1. Проаналізовано програмні та технічні рішення виявлення ЗГН у ділянці хірургічного втручання. Встановлено відсутність єдиного програмно-технічного рішення, яке б могло використовуватися під час операцій на щитоподібній залозі, давало достовірний результат та було цілковито безпечним для пацієнта. Проаналізувавши рішення, встановлено, що частина з них має високу вартість, а інша частина не дає достовірного результату визначення ЗГН в ділянці хірургічного втручання, і жодне з проаналізованих рішень не дозволяє точно визначити відстань від точки подразнення до ЗГН.

2. Проведено дослідження в галузі електрофізіологічного подразнення ЗГН. Досліджено поширення електричних імпульсів в ЗГН та їх природу. Проведено ряд досліджень подразнення ЗГН різними типами електричного струму на вибірці пацієнтів. Уперше розроблено принципово новий тип подразнення ЗГН за допомогою прямокутних імпульсів. Проведено апробації даного типу подразнення ЗГН на вибірці пацієнтів. Доведено його ефективність та відсутність будь яких протипоказань для пацієнтів під час застосування.

3. Розроблено нове математичне забезпечення прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яке, на відміну від існуючих, враховує відстань від точки подразнення ділянки тканин хірургічної рани до ЗГН, незалежно від електрофізіологічних властивостей пацієнта. Це дало змогу пришвидшити час проведення операції на щитоподібній залозі для контрольної вибірки пацієнтів

та знизити ризик пошкодження ЗГН до 14%.

4. Удосконалено архітектуру прикладного програмного забезпечення для програмно-апаратного комплексу ідентифікації ЗГН у ділянці хірургічного втручання, яка забезпечує взаємодію технічних та програмних компонентів для виконання завдання моніторингу ЗГН під час проведення операції на органах шії в режимі реального часу. Архітектура програмної частини забезпечує управління такими процесами: подразнення ділянки хірургічного втручання; класифікація тканин хірургічної рани; інформування хірурга про тип подразненої тканини та відстань від точки подразнення до ЗГН у ділянці хірургічного втручання.

5. Удосконалено інформаційну технологію процесу виявлення ЗГН у ділянці хірургічного втручання, яка на відміну від існуючих, розширена процесом адаптивного налаштування сили струму подразнення під фізіологічні особливості пацієнта, що дозволяє визначити місцезнаходження ЗГН у ділянці хірургічного втручання не залежно від фізіологічних особливостей пацієнта. Застосування інформаційної технології на тестовій вибірці пацієнтів дозволило знизити час проведення операції на 8,84% і при цьому не підвищити ризик пошкодження ЗГН.

6. Розроблено програмно-апаратні засоби для ідентифікації ЗГН, які представлено у вигляді єдиного програмно-апаратного комплексу придатного для використання в режимі реального часу у процесі хірургічного втручання на щитоподібній залозі. Розроблений пристрій та схема його реалізації захищені патентом України на корисну модель [11]. Пристрій є автономним, простим у використанні, безпечним для пацієнта при тривалому використанні, дозволяє з меншим ризиком ідентифікувати ЗГН у ділянці хірургічного втручання.

7. Достовірність отриманих теоретичних результатів підтверджено шляхом апробації розробленого програмно-апаратного комплексу для ідентифікації ЗГН у Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги. Це дало змогу пришвидшити час проведення операції на

щитоподібній залозі для контрольної вибірки пацієнтів на 8,84% та знизити ризик пошкодження ЗГН до 14%. Результати дисертаційного дослідження також впроваджено у навчальний процес у Західноукраїнському національному університеті та при виконанні ряду науково-дослідних робіт, що підтверджено довідками про впровадження.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Dyvak M., Tymets V. Emulation of programming environment for single-board computer Raspberry PI at monitoring the recurrent laryngeal nerve // Proc. of the XIII International Conf. on “Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH’2017) – Lviv-Poliana, Ukraine. 2017.- P.35-37.
2. Dyvak M., Tymets V., Main principles of building system for monitoring of recurrent laryngeal nerve by single-board computer Raspberry Pi model b // Сучасні комп’ютерні інформаційні технології: Матеріали Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів АСІТ’2017.- Тернопіль: Економічна думка. 2017. – С. 129-130
3. Dyvak M., Tymets V., Brych V., Improving the effectiveness of electrophysiological monitoring of the recurrence laryngeal nerve during surgery on neck organs // Proc. of the XII-th International Conference on Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science, TCSET’2018 -Lviv-Slavske: National University „Lviv Polytechnic”. 2018. P. 748- 751.
4. Mykola Dyvak, Volodymyr Tymets, Andriy Dyvak, Oksana Huhul, Methods and tools for electrophysiological monitoring of recurrent laryngeal nerve monitoring during surgery on neck organs, Proc. of the VIII International Conf. on “Advanced Computer Information Technologies (ACIT’2018)”– Ceske Budejovice, Czech Republic, 2018.- P.54-57.
5. Dyvak M., Tymets V., Dyvak A., Shidlovsky V., Brych V. Tools for the recurrence laryngeal nerve stimulation in the tasks of its monitoring // Proc. of the XIII International Conf. on “Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH’2018) – Lviv-Poliana, Ukraine. 2018. P.215-218.
6. Dyvak M., Dyvak A., Tymets V., Cegielski M. Information Technology for Electrophysiological Approach of Recurrent Laryngeal Nerve Identification During Surgery on Neck Organs, // Proc. of 19th International Conference on

- Computational Problems of Electrical Engineering, Banska Stiavnica, Slovakia, 2018. P. 1-4.
7. Dyvak M., Porplytsya N., Tymets V., Maslyiak Y. Method of Structural Identification of a Model for Recurrent Laryngeal Nerve Localization // Proc. of the 2018 IEEE 13th International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT) - Lviv- National University „Lviv Polytechnic”. 2018. P. 470- 474.
 8. Dyvak M., Tymets V., Shidlovsky V. The main principles of monitoring of recurrent laryngeal nerve monitoring during surgery on neck organs // CEUR Workshop Proceedings. 2018. Vol. 2255. P. 326-335.
 9. Dyvak M., Dyvak A., Osadchuk D., Tymets V., Shidlovsky V. Kovalska L. Information Technology for Recurrent Laryngeal Nerve Identification with Adaptive Adjustment of the Electrophysiological Method // Proc. of the 10th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT), Deggendorf, Germany. 2020. P. 297-301.
 10. Дивак М.П., Тимець В.І., Крепич С.Я. Архітектура програмного забезпечення для системи виявлення зворотного гортанного нерва // Наукові праці Донецького національного технічного університету Серія: “Інформатика, кібернетика та обчислювальна техніка”. – 2018. – №2, Vol. 27. – С. 86–92.
 11. Пукас А.В., Тимець В.І., Дивак А.М. Спосіб ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі // Патент України на корисну модель №124989 . Зар. 25.04.2018. Опубл. 25.04.2018.- Бюл.№8
 12. Дивак М.П., Тимець В.І., Дивак А.М. Багатофункціональний блок подразнення зворотного гортанного нерва у задачі його ідентифікації // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2019. – №2, Vol. 38. – С. 90–99.
 13. Dyvak M., Tymets V., Sheketa V. Adaptive Information Technology for Recurrent Laryngeal Nerve Identification Based on Electrophysical Method of

- Its Stimulation // Przegląd Elektrotechniczny. – 2020. – №8 , Vol. 2020. – P. 28–34.
14. Abstract book of First World Congress of Neural Monitoring in Thyroid and Parathyroid Surgery – Krakow, Poland, 2015. – 161 p.
 15. V.H. Riddell Thyroidectomy: prevention of bilateral recurrent nerve palsy // British Journal of Surgery. – 1970. – №1, Vol 57. – P. 1-11.
 16. J. Galivan C. Galivan Recurrent laryngeal nerve identification during thyroid and parathyroid surgery // Otolaryngology Head and Neck Surgery. – 1986. – №12, Vol 112. – P. 1286-1288.
 17. J.V. Basmajian. Muscles Alive Their Functions Revealed by Electromyography (5-th Ed.) – Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.
 18. W E. Davis Recurrent laryngeal nerve localization using a microlaryngeal electrode // Otolaryngology Head and Neck Surgery. – 1979. – №3, Vol 87. – P. 330-333.
 19. Операції на щитовидній залозі: показання, техніка проведення, видалення вузлів [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: – <http://poradum.com/zdorovya/operaci%D1%97-na-shhitovidnij-zalozi-pokazannya-texnika-provedennya-vidalennya-vuzliv-naslidki-video.html>
 20. Довідник основних показників діяльності ендокринологічної служби України за 2012 рік // Ендокринологія. – 2013. Т.18 - №1, додаток 1.
 21. Клинические рекомендации Российской ассоциации эндокринологов по диагностике и лечению узлового зоба / И.И.Дедов// Проблемы эндокринологии. – 2005. – Т. 51, № 5. – С. 40–42
 22. Susan S. Neil R. Borley Gray's anatomy : the anatomical basis of clinical practice (40th ed.) – London: Churchill Livingstone, 2008. ISBN 978-0-8089-2371-8.
 23. Неттер Ф. Атлас анатомії людини – Львів: Наутілус, 2004 – с. 592. ISBN 966-95745-8-7.
 24. First World Congress of Neural Monitoring in Thyroid and Parathyroid Surgery, 17-19 September 2015, Krakow, Poland.

25. Бондаренко В.О. Профилактика повреждения гортанного нерва при операциях на щитовидной железе / В.О. Бондаренко, А.С. Ермолов, Р.Б. Магомедов. // Хирургия. – 2011. – №1. – С. 63 – 66.
26. Валдина Е.А. Заболевания щитовидной железы: Хирургические аспекты. / Е.А. Валдина. – Москва, 2009. – 223 с.
27. Романчишен А.Ф. Детали техники, снижающие частоту специфических осложнений при операциях на щитовидной железе / Современные аспекты хирургической эндокринологии. – Челябинск, 2010. – С. 370-373.
28. Розновський Я.Р. Ідентифікація гортанних нервів серед тканин операційної рани / Розновський Я.Р. // Науковий вісник міжнародного гуманітарного університету. – 2014. - №6. – С.34-38.
29. Loch-Wilkinson T.J., Stalberg P.L., Sidhu S.B., Sywak M.S., Wilkinson J.F., Delbridge L.W. Nerve stimulation in thyroid surgery: is it really useful? // ANZ J Surg. – 2007. – May. – № 77 (5). – .377-80.
30. H. Dralle, C. Sekulla, K. Lorenz, M. Brauckhoff, A. Machens Intraoperative Monitoring of the Recurrent Laryngeal Nerve in Thyroid Surgery // World Journal of Surgery. – 2008. - №32. – P. 1358–1366.
31. Baskett P.J.F. The intubating laryngeal mask. Results of a multicentre trial with experience in 500 cases // Anaesthesia. – 2008. – №53. - P.1174-1179.
32. Brimacombe J. Incendiary characteristics of the laryngeal and re-infraced laryngeal mask airway // Anaesthesia. – 2013 – №49 – P.171.
33. Neurosign - Режим доступа- <http://www.neurosignsurgical.com/products/>
34. Neurosign V4 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <http://www.neurosignsurgical.com/products/v4-series/monitor/>
35. NIM 3.0 NERVE MONITORS [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.medtronic.com/us-en/healthcare-professionals/products/ear-nose-throat/nerve-monitoring/nim-nerve-monitoring-systems.html>
36. Дивак М.П., Козак О.Л., Шідловський В.О. Спосіб ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні

- хірургічних операцій на щитовидній залозі / Патент України на корисну модель №51174 . Зар. 12.07.2010. Опубл. 12.07.2010.- Бюл.№13.
37. Dyvak M Interval model for identification of laryngeal nerves // Przegląd Elektrotechni – 2010. – №1, Vol.86. - P. 139-140.
 38. Dyvak M., Kozak O., Pukas A. Features of information signal selection for visualization of laryngeal nerves location // Видавництво Львівської політехніки – 2010.
 39. Козак О.Л. Застосування методів допускового еліпсоїдного оцінювання параметрів інтервальних моделей для задачі візуалізації гортанного нерва / Козак О.Л., Дивак М.П., Пукас А.В. // Вісник Національного університету “Львівська політехніка”. Радіоелектроніка та телекомунікації. - 2010. - №680. - С. 196-205
 40. Dyvak M., Kozak O., Padletska N., Pukas A. Information technology for implementing the electrophysiological method of identifying the reverse laryngeal nerve during surgery on thyroid // Proceedings of International Conference on Modern Problem of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science, 2012, P. 232-232.
 41. Козак О. Опрацювання інформаційного сигналу для візуалізації зворотного гортанного нерва // Тернопільський національний технічний університет ім. Івана Пулюя – 2011.
 42. Падлецька Н. І. Математичне та програмне забезпечення системи виявлення зворотного гортанного нерва – Тернопіль 2016.
 43. Nemish V., Savka N., Dyvak M., Pukas A. Intelligent Classifier Based on Radial Basis Function Network for the Task of Identification the Recurrent Laryngeal Nerve in a Surgical Wound // JOURNAL OF APPLIED COMPUTER SCIENCE. – 2014. – №2, Vol.22. - P. 55-64.
 44. Dyvak M., Maslyiak Y., Papa O., Savka N. Clustering and interval analysis of heterogeneous data sample // Proc. of the 12th International `Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT). 2017. 1. P 528-532.

45. Савка Н. Я. Інтервальні моделі з радіально-базисними функціями для задачі виявлення розміщення зворотного гортанного нерва / Н. Я. Савка, О. Л. Козак // Актуальні проблеми автоматизації та інформаційних технологій: збірник наукових праць. – Дніпропетровськ, 2015. □ Т. 19. – С. 89-102.
46. Савка Н.Я. Застосування методу ідентифікації параметрів математичної моделі із РБФ на основі аналізу інтервальних даних для виявлення зворотного гортанного нерва // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2014. – №1. – С. 153-158.
47. Дивак М. П. Метод ідентифікації вагових коефіцієнтів синаптичних зв'язків штучних нейронних мереж із радіально-базисними функціями на основі аналізу інтервальних даних / М. П. Дивак, Н. Я. Савка // Наукові праці Донецького національного технічного університету. Серія «Інформатика, кібернетика та обчислювальна техніка». □ 2012. – Вип. 15 (203). – С. 132-139.
48. Мандзій Б.А. Основи теорії сигналів: Підручник / Б.А.Мандзій, Р.І.Желяк. - Львів: Видавничий дім "Ініціатива", 2008. – С. 37-40.
49. Савка Н. Я. Методи ідентифікації інтервальних моделей характеристик середовища моніторингу зворотного гортанного нерва – Тернопіль 2017.
50. Savka N. Algorithm for identification of weighting coefficients of artificial neural networks with RBF for the task of detecting laryngeal nerve in surgical wound / N. Savka, M. Dyvak, I. Strubytska, V. Spilchuk // Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer science (TCSET'2014): Proceedings of the XI th International Conference. – Lviv-Slavske, 2014. – P. 92.
51. Савка Н. Я. Локалізація зворотного гортанного нерва на хірургічній рані із застосуванням штучних нейронних мереж радіального типу / Н. Я. Савка // Фізикотехнологічні проблеми радіотехнічних пристроїв, засобів телекомунікацій, нано- та мікроелектроніки : Матеріали III міжнародної науково-практичної конференції. – Чернівці : ЧНУ, 2013. – С. 82.

52. Савка Н. Я. Класифікатор на базі штучних нейронних мереж радіального типу / Н. Я. Савка // Науковий вісник Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича. Серія : Комп'ютерні системи та компоненти. – Чернівці, 2013. – Том 4. – Вип. 4. – С. 22-27.
53. Савка Н. Я. Програмна реалізація модуля класифікації на основі інтервальних моделей із РБФ для задачі виявлення гортанного нерва / Н. Я. Савка // Сучасні комп'ютерні інформаційні технології (АСІТ'2014): Матеріали IV Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів. – Тернопіль : ТНЕУ, 2014. – С. 38-40.
54. Savka N. The method of identifying weights of artificial neural networks with radial basis functions based on multiple-set approach / N. Savka, V. Nemish, O. Kushnir // Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer science (TCSET'2012): Proceedings of the XI th International Conference. – Lviv-Slavske, 2012. – P. 392.
55. Порплиця Н.П. Ідентифікація інтервальних моделей об'єктів з розподіленими параметрами на основі поведінкових моделей бджолоїної колонії – Тернопіль 2016.
56. Porplytsya N. Mathematical and algorithmic foundations for implementation of the method for structure identification of interval difference operator based on functioning of bee colony / N. Porplytsya, M. Dyvak, I. Spivak, I. Voytyuk // The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics (CADSM'2015): Proc. of the XIIIth Intern. Conf. – Lviv, 2015. – P. 196-199.
57. Porplytsya N. Features of structure identification of models of distributed parameters objects based on the artificial bee colony algorithm / N. Porplytsya, M. Dyvak, I. Spivak, T. Dyvak // Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications, and Computer Science (TCSET'2014) : Proc. of the XIIth Intern. Conf. – Lviv-Slavske, 2014. – P. 419-420.
58. Савка Н.Я. Інтервальні моделі з радіально-базисними функціями для задачі виявлення розміщення зворотного гортанного нерва/Н.Я Савка, ОЛ

Козак //Актуальні проблеми автоматизації та інформаційних технологій.- 2015.-Т. 19.-С. 89-102.-Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/apatit_2015_19_11.

59. Порплиця Н. П. Порівняльний аналіз ефективності генетичного та "бджолиного" алгоритмів у задачі структурної ідентифікації інтервального різницевого оператора / Н. П. Порплиця // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. – 2015. – № 1. – С. 55-67.
60. Савка Н. Я. Застосування штучних нейронних мереж із радіальнобазисними функціями для виявлення відстані до зворотного гортанного нерва на хірургічній рані / Н. Я. Савка // Сучасні комп'ютерні інформаційні технології (АСІТ'2013): Матеріали III Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів. – Тернопіль : ТНЕУ, 2013. – С. 51-52.
61. ProMini Arduino [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: – <https://doc.arduino.ua/ru/hardware/ProMini>
62. Products Archive - Raspberry Pi [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: – <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-zero-w/>
63. Free Parallella SBCs offered to university researchers [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: – <http://linuxgizmos.com/academic-program-offers-free-parallella-boards/>
64. Banana Pi BPI-P2 ZERO [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: – <http://www.banana-pi.org/p2-zero.html>
65. Raspberry Pi 3 Model B - Raspberry Pi [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: – <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b/>
66. Raspbian - Raspberry Pi [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: – <https://www.raspberrypi.org/downloads/raspbian/>
67. Rpi-EEPROM releases [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: – <https://github.com/raspberrypi/rpi-EEPROM/blob/master/releases.md>

68. M.C.D. Poveda, G. Dionigi, A. Sitges-Serra, M. Barczynski, P. Angelos, H. Dralle, E. Phelan and G. Randolph. Intraoperative Monitoring of the Recurrent Laryngeal Nerve during Thyroidectomy: A Standardized Approach (Part 2). // *World Journal of Endocrine Surgery*. – 2012. – №1, Vol. 4. – P. 33-40.
69. V.K. Dhillon, R.P. Tufano The pros and cons to real-time nerve monitoring during recurrent laryngeal nerve dissection: an analysis of the data from a series of thyroidectomy patients // *Gland Surgery*. – 2017. – №6, Vol. 6. – P. 608-610.
70. H.Y. Kim, X. Liu, C.W. Wu, Y.J. Chai and G. Dionigi. Future Directions of Neural Monitoring in Thyroid Surgery // *Journal of Endocrine Surgery*. – 2017. – №3, Vol. 17. – P. 96-103.
71. W.E. Davis, J.L. Rea, J. Templer. Recurrent laryngeal nerve localization using a microlaryngeal electrode. // *Otolaryngology – Head and Neck Surgery*.
72. Hoon Yub Kim, Young Jun Chai, Marcin Barczynski, Özer Makay, Che-Wei Wu, Antonio Giacomo Rizzo, Vincenzo Bartolo, Hui Sun, Gianlorenzo Dionigi Neural Monitoring Society (KINMoS) Technical Instructions for Continuous Intraoperative Neural Monitoring in Thyroid Surgery // *J Endocr Surg*. – 2018. – №18. – P. 61-78.
73. Gianlorenzo Dionigi, Che-Wei Wu, Ralph P. Tufano, Antonio Giacomo Rizzo, Angkoon Anuwong, Hui Sun, Paolo Carcoforo, Cancellieri Antonin. Monitored transoral endoscopic thyroidectomy via long monopolar stimulation probe // *J Vis Surg*. – 2018. – №4.
74. Hoon Yub Kim , Xiaoli Liu, Che-Wei Wu, Young Jun Chai , Gianlorenzo Dionigi Future Directions of Neural Monitoring in Thyroid Surgery // *J Endocr Surg*. – 2017. – №17 . – P.96-103.
75. Dong Gyu Na, Jung Hwan Baek, So Lyung Jung, Ji-hoon Kim, Jin Yong Sung, Kyu Sun Kim, Jeong Hyun Lee, Jung Hee Shin, Yoon Jung Choi, Eun Ju Ha, Hyun Kyung Lim, Soo Jin Kim, Soo Yeon Hahn, Kwang Hwi Lee, Young Jun Choi, Inyoung Youn, Young Joong Kim, Hye Shin Ahn, Ji Hwa Ryu, Seon Mi Baek, Jung Suk Sim, Chan Kwon Jung, Joon Hyung Lee. Core needle biopsy

- of the thyroid: 2016 consensus statement and recommendations from Korean Society of Thyroid Radiology // Korean journal of radiology. – 2017. – №1, Vol. 18. . – P. 217-237.
76. Ji-hoon Kim, Jung Hwan Baek, Jin Yong Sung, Hye Sook Min, Kyung Won Kim, J Hun Hah, Do Joon Park, Kwang Hyun Kim, Bo Youn Cho, Dong Gyu Na Radiofrequency ablation of low-risk small papillary thyroidcarcinoma: preliminary results for patients ineligible for surgery // International Journal of Hyperthermia. – 2017. – №2, Vol. 33. – P.212-219.
 77. Hosung Kim, Ji-hoon Kim, Katherine L Possin, Joseph Winer, Michael D Geschwind, Duan Xu, Christopher P Hess Surface-based morphometry reveals caudate subnuclear structural damage in patients with premotor Huntington disease // Brain imaging and behavior, – 2017. – №5, Vol. 311. – P. 1365-1372.
 78. Dyvak M., Kozak O., Pukas A. Interval model for identification of laryngeal nerves // Przegląd Elektrotechniczny, – 2010. – №1, Vol. 86. – P. 139-140.
 79. Dyvak M., Pukas A., Komar M. Methods and tools for reducing the risk of damage the reverse laryngeal nerve during the surgical operation on a thyroid // Proceedings of the 6th IEEE International Conference on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems, Prague, 2011, pp. 604-607
 80. Raul Husson Etude des phénomènes physiologiques et acoustiques fondamentaux, «de îa voix chantée», Paris, 1952.
 81. Husson Raoul Physiologie de la phonation hardcover, Masson, 1962, p. 590.
 82. Husson Raoul, Le Chant, Presses Universitaires de France, 1962
 83. V.H.Shevchuk Physiology: textbook - Vinnytsia: Nova Knyha, 2012, p.38
 84. Sin Function [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.desmos.com/calculator/xjx15igpsf>
 85. Udo Zölzer Digital Audio Signal Processing, 2nd Edition, Germany, Hamburg, 2008, p.340.

86. Fourier Transformation for a Data Scientist [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.kdnuggets.com/2020/02/fourier-transformation-data-scientist.html>
87. M. Dyvak, N. Kasatkina, A. Pukas, N. Padletska. Spectral analysis the information signal in the task of identification the recurrent laryngeal nerve in thyroid surgery // *Przegląd Elektrotechniczny*. – 2013. – №6, Vol. 89. – P. 275-277.
88. Porplytsya N., Dyvak, M.: Interval difference operator for the task of identification recurrent laryngeal nerve // *Proceedings of the 16th International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE'2015)*, 2015, pp. 156-158.
89. I. Voytyuk, M. Dyvak, V. Spilchuck Research of quality characteristics of models structure in kind of interval difference operator // *Proc. of the 11th International Conference The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics (CADSM)*, 2011, pp. 87-87.
90. M. Dyvak, N. Porplytsya, Y. Maslyak, M. Shynkaryk Method of Parametric Identification for Interval Discrete Dynamic Models and the Computational Scheme of Its Implementation // *Proc. of the Advances in Intelligent Systems and Computing II: Selected Papers from the International Conference on Computer Science and Information Technologies, CSIT 2017*, 2017, pp.101-112.
91. D. Karaboga, B. Gorkemli, C. Ozturk, N. Karaboga A comprehensive survey: artificial bee colony (ABC) algorithm and applications // *Artificial Intelligence Review*. – 2014. – №1, Vol. 42. – P. 21-57.
92. D. Karaboga An idea based on honey bee swarm for numerical optimization Technical Report TR06, Computer Engineering Department, Engineering Faculty, Erciyes University, Turkey, 2005.
93. INA132 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina132.pdf>

94. INA132UA datasheet - ti INA132 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: –
- <https://www.digchip.com/datasheets/parts/datasheet/477/INA132.php>
95. INA132 data sheet, product information and support [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.ti.com/product/INA132>
96. Younasi B-02P2-Q4 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://4club.com.ua/golovnaya-garnitura-b-02p2-q5/>
97. Dynamode USB-SOUNDCARD2.0 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.shop4megastore.com/pc-sound-cards/dynamode-usb-soundcard2-0>
98. Xiaomi [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.xiaomi.ua/powerbanks/>
99. RAPOO WIRELESS STEREO HEADSET H3050 BLACK [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.rapoo-ua.com/ru/wireless-headsets/rapoo-wireless-stereo-headset-h3050-black/index.html>
100. Benatallah, B.; Casati, F.; Toumani, F. Web service conversation modeling // A cornerstone for e-business automation. IEEE Internet Computing. – 2004. – №1, – P. 46–54.
101. Dustdar, S.; Schreiner, W. A survey on web services composition // Proc. Of rhr International Journal of Web and Grid Services, 2005, 1: 1. CiteSeerX 10.1.1.139.4827. doi:10.1504/IJWGS.2005.007545.
102. Дуглас Крокфорд How JavaScript Works, Virgule-Solidus, 2019, p 385.
103. Дуглас Крокфорд JavaScript: The Good – Parts, O'Reilly Media; 1st edition, 2018, p 176.
104. Kyle Simpson, You Don't Know JS, Scope & Closures, O'Reilly Media; 1st edition, 2016, p 278.
105. MDN web doc [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://developer.mozilla.org/uk/docs/Web/HTML>

106. Netscape Communications Corp [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.britannica.com/topic/Netscape-Communications-Corp>
107. Node JS [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – - <https://nodejs.org/uk/>
108. M. Cantelon, M. Harter, T.J. Holowaychuk, N. Rajlich. Node.js in Action. Shelter Island, NY: Manning Publications, 2013, p416.
109. P. Teixeira Professional Node.js: Building Javascript Based Scalable Software. Indianapolis, IN: John Wiley & Sons, Inc., 2012, p408.
110. David Wilson Mastering Node.js: Best practices to Server-side Development, Independently published, 2019, pp135.
111. Moaml Mohmmed Learn node.js in one day: Learn the fundamentals of Node.js, and deploy and test Node.js applications on the web, Independently published, 2019, p.97.
112. React js [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://uk.reactjs.org/>
113. Mark Tielens Thomas React in Action 1st Edition, Manning Publications, July 8, 2018, p.360.
114. React Native [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://facebook.github.io/react-native/>
115. View [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – [JS https://vuejs.org/](https://vuejs.org/)
116. Vue Native [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – Режим доступа - <https://vue-native.io/>
117. Guide to Installing Node.js on a Raspberry Pi [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://thisdavej.com/beginners-guide-to-installing-node-js-on-a-raspberry-pi/>
118. Mario Casciaro, Luciano Mammino, Node.js Design Patterns - Second Edition: Master best practices to build modular and scalable server-side web applications, Kindle Edition, 2016, 485 p.

119. RASPBERRY PI WIFI HOTSPOT ROUTER FILE SHARE MEDIA SERVER [ЭЛЕКТРОННИЙ РЕСУРС] – РЕЖИМ ДОСТУПУ ДО РЕСУРСУ: – <https://www.novaspigit.com/2015/12/16/raspberry-pi-wifi-hotspot-router-file-share-media-server/>
120. Canvas Api [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – https://developer.mozilla.org/uk/docs/Web/API/Canvas_API
121. Krill, Paul React: Making faster, smoother UIs for data-driven Web apps. InfoWorld, May 15, 2014.
122. Hemel Zef Facebook's React JavaScript User Interfaces Library Receives Mixed Reviews, InfoQ , June 3, 2013.
123. Dawson Chris JavaScript's History and How it Led To ReactJS, The New Stack, July 25, 2014.
124. Git-hub rectangle-generator [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://github.com/VolodymyrTymets/rectangle-generator>
125. Npm on-off [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.npmjs.com/package/onoff>
126. Npm node-sleep [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://github.com/erikdubbelboer/node-sleep> .
127. Git-hub sound-client Mic [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://github.com/VolodymyrTymets/sound-client/blob/master/server/src/utis/Mic.js>
128. Npm mic [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.npmjs.com/package/mic>
129. Git-hub SpectrumWorker [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://github.com/VolodymyrTymets/sound-client/blob/master/server/src/utis/SpectrumWorker.js>
130. Npm frequencyjs [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.npmjs.com/package/frequencyjs>
131. AudioContext [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://developer.mozilla.org/ru/docs/Web/API/AudioContext>

132. Npm socket.io-client [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.npmjs.com/package/socket.io-client>
133. IBM Knowledge Center [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – https://www.ibm.com/support/knowledgecenter/en/ssw_aix_71/com.ibm.aix.progcomc/sockets_protocols.htm
134. Tyson Cadenhead Socket.IO Cookbook, English, 2015, p 184.
135. Rohit Rai Socket.IO Real-time Web Application Development, English, p 140
136. Npm mobx-reac [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://www.npmjs.com/package/mobx-react>
137. Git-hub Sinewave [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://github.com/VolodymyrTymets/sound-client/blob/master/client/src/components/SinewaveStream/SinewaveStream.js>
138. Git-hub FrequencyBarsStream [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://github.com/VolodymyrTymets/sound-client/blob/master/client/src/components/FrequencyBarsStream/FrequencyBarsStream.js>
139. Git-hub Install programs [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://github.com/VolodymyrTymets/RNL-detector/blob/master/doc/install.md>
140. Git-hub For raspi 3 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://github.com/VolodymyrTymets/RNL-detector/blob/master/doc/raspian-to-router.md>
141. Git-hub Setup [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: – <https://github.com/VolodymyrTymets/RNL-detector/blob/master/doc/setup.sh>

ДОДАТОК А

Код інсталяційного скріпта для встановлення програмного забезпечення

(повну інструкцію можна знайти за посиланням)

<https://github.com/VolodymyrTymets/RNL-detector/blob/master/doc/raspian.md>

```
# Install programs
```

```
# Raspy to router
```

```
sudo apt install network-manager network-manager-gnome openvpn \openvpn-systemd-resolved network-manager-openvpn \network-  
manager-openvpn-gnome
```

```
sudo apt purge openresolv dhcpcd5
```

```
# git istall
```

```
sudo apt-get update
```

```
sudo apt-get install git-core
```

```
sudo apt-get install npm
```

```
sudo npm install -g n
```

```
sudo n 10.15.3
```

```
#Pm2 - to autorun on launch
```

```
sudo npm i -g pm2
```

```
#registe pm2 in startup
```

```
sudo pm2 startup
```

```
#chec if success
```

```
sudo systemctl status pm2
```

```
#Copy project rectangle generator
```

```
cd Documets/
```

```
mkdir apps
```

```
cd apps
```

```
git clone https://github.com/VolodymyrTymets/rectangle-generator.git
```

```
cd rectangle-generator
```

```
npm i
```

```
#Copy project sound up
```

```
#run via pm2
```

```
npm run autorun
```

```
pm2 save
```

ДОДАТОК Б

Реалізація код модуля Rectangle generator (повний код можна знайти за посиланням)

<https://github.com/VolodymyrTymets/rectangle-generator>

```

const _ = require('lodash');
const sleep = require('sleep');
const Gpio = require('onoff').Gpio;

let out1 = null;
let out2 = null;

const outNumber1 = process.argv[4] && parseInt(process.argv[4]) || 14;
const outNumber2 = process.argv[5] && parseInt(process.argv[5]) || 15;
const freqArg = process.argv[2] && parseInt(process.argv[2]) || parseInt(process.env.FREQ, 10) || 200;
const position = process.argv[3] || parseInt(process.env.POSITION, 10) || 1;
const stepTime = _.round((1000000 / freqArg) / 6);

try {
  console.log(`run on gpio [${outNumber1}] [${outNumber2}] with frequency [${freqArg}] and position [${position}]`);
  out1 = new Gpio(outNumber1, 'out');
  out2 = new Gpio(outNumber2, 'out');
} catch (err) {
  console.log('Error -> GPIO is not detected!!!');
  process.exit();
}

const positionMap = {
  '1': [stepTime, stepTime, stepTime, stepTime, stepTime, stepTime],
  '2': [0, stepTime * 2, stepTime, 0, stepTime * 2, stepTime],
  '3': [0, stepTime * 2, 0, 0, stepTime * 2, 0],
  '4': [0, stepTime, stepTime * 2, 0, stepTime, stepTime * 2]
};

let step = 1;

const times = positionMap[position] || positionMap['1'];

do {
  if(step === 6) { step = 1;out2.writeSync(1);}
  if(step === 2) {out1.writeSync(1)}
  if(step === 3) {out1.writeSync(0)}
  if(step === 5) {out2.writeSync(0) }
  times[step] - 1 && sleep.usleep(times[step -1]);
  step ++;
} while (true);

```

ДОДАТОК В

Частина коду реалізації модулів Mic listener, decoder, spectral analyzer, notifiere, visualizer

(повний код можна знайти за посиланням)

<https://github.com/VolodymyrTymets/sound-client>

```

class Mic {
  constructor(setting, config) { }
  start(startDate, onData) {
    try {
      this._startDate = startDate;
      this._createInstance();
      this._micInputStream.on('data', buffer => {
        WavDecoder.decode(Buffer.concat([header(this._config .mic.rate), buffer]))
          .then(audioData => onData(audioData))
          .catch(this._catch);
      });

      this._writeIntoFile(startDate);

      this._micInstance.start();
    } catch (error) {
      this.log(error);
    }
  }
  stop() { this._micInstance && this._micInstance.stop(); }
}

module.exports = { Mic };

class Segmentor extends EventEmitter {
  constructor(startDate = new Date(), config, settings) { }

  findSegment(wave) {
    const sums = [];
    for (let index = 0; index < wave.length; index = index + N) {
      const slice = wave.slice(index, index + N);
      const sum = _sumBy(slice, Math.abs);
      sums.push(sum);
    }
    const average = _mean(sums);
    this._averages.push(average);

    if (average < this._limitOfSilence * 0.7) {
      if (this._waves.length >= this._meanSegmentLength) {
        const segment = _flatten(this._waves);
        this.emit('segment', segment, average, this._buffers);
      }
      this._waves = [];
      this.emit('noSegment');
    }
  }
}

module.exports = Segmentor;

const fft = (wave) => {
  let waveLength = wave.length;
  let index = nearestPow2(waveLength);

  while (!(index <= wave.length)) {
    waveLength = waveLength - 2;
    index = nearestPow2(waveLength);
  }

  const cutedWave = wave.slice(0, index);
  const spectrum = fjs.Transform.toSpectrum(cutedWave, {
    method: 'fft',
  });
  return { wave: values(cutedWave), spectrum };
};

exec(`aplay -D plughw:1 ${filePath}`);
exec(`aplay -D plughw:0 ${filePath}`);
exec(`aplay -D hw:0 ${filePath}`);

ss(socket).on('mic-stream', (stream, { mic, minRateDif, minBreathTime }) => {

```

```

    this.props.setStream(stream);

    this.props.config.setMinRateDif(minRateDif);
    this.props.config.setMinBreathTime(minBreathTime);
    this.props.config.setMic(mic.rate, mic.channels, mic.device);
    this.props.spectrumInfo.changeConfig({ minRateDif, minBreathTime })
  });
const drawWave = function(dataArray, canvasCtx, width, height, styles) {
  canvasCtx.fillStyle = styles.fillStyle;
  canvasCtx.fillRect(0, 0, width, height);
  canvasCtx.lineWidth = styles.lineWidth;
  canvasCtx.strokeStyle = styles.strokeStyle;
  canvasCtx.beginPath();
  const bufferLength = dataArray.length;

  const sliceWidth = width * 1.0 / bufferLength;
  let x = 0;

  for(let i = 0; i < bufferLength; i++) {
    const v = dataArray[i] / 128.0; // byte / 2 || 255 / 2
    const y = v * height / 2;

    if(i === 0) {
      canvasCtx.moveTo(x, y);
    } else {
      canvasCtx.lineTo(x, y);
    }
    x += sliceWidth;
  }

  canvasCtx.lineTo(width, height / 2);
  canvasCtx.stroke();
};
const drawBar = function(dataArray, spectrumInfo, minRateDif, canvasCtx, width, height, styles) {
  canvasCtx.fillRect(0, 0, width, height);
  canvasCtx.beginPath();
  const bufferLength = dataArray.length;
  const barWidth = (width / bufferLength) * 2.5;
  let barHeight;
  let x = 0;
  for(let i = 0; i < bufferLength; i++) {
    barHeight = dataArray[i];
    canvasCtx.fillStyle = styles.strokeStyle;
    canvasCtx.fillRect(x, height - barHeight, barWidth, barHeight);
    x += barWidth + 1;
  }
  canvasCtx.fillStyle = styles.fillStyle;
};

```

ДОДАТОК Г

Результати опрацювання максимальних значення ОСС амплітуди інформаційного сигналу під час подразнення та максимальні значення ОСС амплітуди інформаційного сигналу під час звичайного дихання різних пацієнтів

Дата проведення операції	Середнє значення ОСС амплітуди інформаційного сигналу без подразнення	Відстань від точки подразнення до ЗГН	Середнє значення ОСС амплітуди інформаційного сигналу із подразнення	Різниця у відсотках
19.02.2019	0,015244541	6 мм	0,044695512	65%
	0,015244541	6 мм	0,065382343	76%
	0,015244541	2 мм	0,12823833	88%
	0,015244541	2 мм	0,127312284	88%
	0,015244541	2 мм	0,087053446	82%
	0,015244541	2 мм	0,204385073	92%
	0,015244541	0 мм	0,255053715	94%
30.07.2019	0,054648354	6 мм	0,058234658	6%
	0,054648354	6 мм	0,058042054	5%
	0,054648354	6 мм	0,053993576	-2%
	0,054648354	6 мм	0,06164585	11%
	0,054648354	6 мм	0,058974452	7%
	0,054648354	2 мм	0,244231217	77%
	0,054648354	2 мм	0,092632695	33%
	0,054648354	2 мм	0,08758524	37%
	0,054648354	2 мм	0,187956379	70%
	0,054648354	2 мм	0,116275116	53%
	0,054648354	Нерв	0,286151872	69%
	0,054648354	Нерв	0,355602981	84%
	0,054648354	Нерв	0,374216028	85%
	0,054648354	Нерв	0,351959138	84%
	0,344408321	Нерв	0,344408321	84%
08.08.2019	0,45875523	2 мм	0,539786403	15%
	0,45875523	2 мм	0,567058408	19%
	0,45875523	2 мм	0,435059921	-6%
	0,45875523	2 мм	0,589730679	22%
	0,45875523	2 мм	0,536209443	14%
	0,45875523	Нерв	0,738905962	37%
	0,45875523	Нерв	0,749458733	38%
	0,45875523	Нерв	0,772219475	40%
	0,45875523	Нерв	0,881929145	47%
	0,45875523	Нерв	0,810541887	43%

Продовження таблиці «Результати опрацювання максимальних значення ОСС амплітуди інформаційного сигналу під час подразнення та максимальні значення ОСС амплітуди інформаційного сигналу під час звичайного дихання різних пацієнтів»

17.09.2019 9:00	0,239763791	6 мм	0,240256168	0%
	0,239763791	6 мм	0,225366781	-6%
	0,239763791	2 мм	0,376059039	36%
	0,239763791	2 мм	0,462003699	48%
	0,239763791	Нерв	0,532437278	55%
	0,239763791	Нерв	0,478458759	50%
17.09.2019 11:00	0,20869014	2 мм	0,22914088	9%
	0,20869014	2 мм	0,200495003	-4%
	0,20869014	Нерв	0,298714442	30%
	0,20869014	Нерв	0,295319337	29%
24.09.2019	0,115403567	2 мм	0,257300298	55%
	0,115403567	2 мм	0,268754595	57%
	0,115403567	Нерв	0,405307368	72%
	0,115403567	Нерв	0,367893472	69%
01.10.2019 9:00	0,118413901	2 мм	0,403682084	71%
	0,118413901	2 мм	0,263575073	55%
	0,118413901	Нерв	0,485209229	76%
	0,118413901	Нерв	0,533246567	78%
01.10.2019 11:00	0,091108539	2 мм	0,091108539	55%
	0,091108539	2 мм	0,091108539	45%
	0,091108539	Нерв	0,091108539	82%
	0,091108539	Нерв	0,091108539	87%
17.10.2019	0,101747063	2 мм	0,400646375	75%
	0,101747063	2 мм	0,314553973	68%
	0,101747063	Нерв	0,445261395	77%
	0,101747063	Нерв	0,541711508	81%

ДОДАТОК І

Акти впроваджень результатів дисертаційного дослідження



АКТ

про впровадження результатів дисертаційної роботи
Тимця Володимира Івановича
**«Методи, засоби та інформаційні технології для виявлення зворотного
гортанного нерва»**

У процесі проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі використано результати дисертаційної роботи здобувача кафедри комп'ютерних наук Тернопільського національного економічного університету Тимця Володимира Івановича, а саме:

— математичне забезпечення яке дає можливість не залежно від фізіологічних властивостей тканин хірургічної рани пацієнта обчислювати відстані від точки подразнення тканин хірургічної рани до зворотного гортанного нерва (ЗГН).

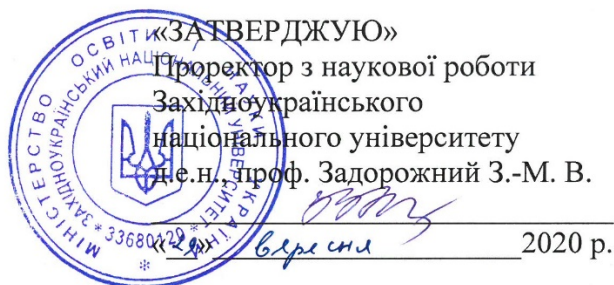
— інформаційну технологію виявлення місцезнаходження ЗГН, яка на відміну від існуючих, об'єднує апаратне, математичне та програмне забезпечення в єдиному пристрої, що у сукупності забезпечує зменшення тривалості проведення хірургічної операції та підвищення функціональності засобів моніторингу ЗГН та зниження ризику пошкодження ЗГН.

— розроблений пристрій моніторингу ЗГН у ділянці хірургічного втручання, який на відмінну від існуючих використовує новий електрофізіологічний принцип подразнення тканин хірургічної рани – подразнення за допомогою прямокутних імпульсів, засоби обробки та візуалізації результатів подразнення.

Під час використання пристрою моніторингу зворотного гортанного нерва в області хірургічного втручання не виявлено жодного випадку його пошкодження під час хірургічної операції.

Відповідальний за впровадження
д. мед.н., професор кафедри загальної та
оперативної хірургії з
топографічною анатомією
тернопільського державного медичного
університету ім. І.Я. Горбачевського

В.О.Шідловський



АКТ

про використання результатів дисертаційної роботи
 Тимця Володимира Івановича
**«Методи, засоби та інформаційні технології для виявлення зворотного
 гортанного нерва»**

Комісія у складі: голови — декана факультету комп'ютерних інформаційних технологій, керівника науково-дослідної роботи, д.т.н., проф. Дивака М.П. та членів: начальника науково-дослідної частини Письменного В.І., начальника планово-фінансового відділу Кушніра О.Р. склали цей акт про те, що дослідження та результати дисертаційної роботи Тимця В.І. використані під час виконання науково-дослідних робіт на кафедрі комп'ютерних наук факультету комп'ютерних інформаційних технологій з безпосередньою участю автора, а саме:

– держбюджетного прикладного дослідження на тему: «Математичне та програмне забезпечення для класифікації тканин хірургічної рани в процесі операції на органах ший» (державний реєстраційний номер 0117U000410), у якій автором розроблено пристрій моніторингу зворотного гортанного нерва(ЗГН) в області хірургічного втручання, який зменшує ризик пошкодження ЗГН та час проведення операції на щитоподібній залозі.

Голова комісії
 декан факультету комп'ютерних
 інформаційних технологій,
 керівник НДР, д.т.н., проф.

М.П. Дивак

Члени комісії:
 начальник науково-дослідної частини

В.І. Письменний

Начальник
 планово-фінансового відділу

О.Р. Кушнір



про впровадження в навчальний процес Західноукраїнського національного
 університету результатів дисертаційної роботи
 Тимця Володимира Івановича
**«Методи, засоби та інформаційні технології для виявлення зворотного
 гортанного нерва»**

Даний акт складений про те, що результати дисертаційної роботи здобувача кафедри комп'ютерних наук Тимця Володимира Івановича на тему: «Методи, засоби та інформаційні технології для виявлення зворотного гортанного нерва» використані в навчальному процесі факультету комп'ютерних інформаційних технологій Західноукраїнського національного університету для студентів спеціальності «Інженерія програмного забезпечення»

При викладанні дисциплін «Архітектура та проектування програмного забезпечення», «Конструювання програмного забезпечення» та «Аналіз вимог до програмного забезпечення» розглядаються методи побудови архітектури прикладної програмної системи та засоби її розробки у випадку реалізації програмних модулів, створених в різномірних середовищах. При викладанні дисципліни «Сучасні платформи розробки програмного забезпечення» розглядаються приклади використання бібліотек Socket IO, Socket IO stream, sleep і способи їх реалізації на спеціалізованому апаратному забезпеченні.

декан факультету комп'ютерних
 інформаційних технологій,
 д.т.н., професор

М.П. Дивак

завідувач кафедри
 комп'ютерних наук
 к.т.н., доцент

А.В. Пукас

к.т.н., доцент кафедри
 комп'ютерних наук

М.Я. Шпінталь