

УДК 681.52

¹М.П. ДИВАК, ¹В.І. ТИМЕЦЬ, ²А.М. ДИВАК

БАГАТОФУНКЦІОНАЛЬНИЙ БЛОК ПОДРАЗНЕННЯ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА У ЗАДАЧІ ЙОГО ІДЕНТИФІКАЦІЇ

¹Тернопільський національний економічний університет

²Тернопільський національний медичний університет ім. І.Я. Горбачевського

Анотація. У статті розглянуто завдання створення та дослідження системи ідентифікації зворотного гортанного нерва із використанням багатофункціонального блоку подразнення тканин хірургічної рани. Запропонована складна система ідентифікації зворотного гортанного нерва в області хірургічної рани під час операції на органах шії. Експериментальні дослідження застосування електрофізіологічного методу подразнення тканин хірургічної рани з різними характеристиками електричного струму, утвореного багатофункціональним блоком, показали найбільшу ефективність у разі використання змінного струму частотою 300 Гц. Під час операцій на щитовидній залозі створена та апробована система ідентифікації зворотного гортанного нерва з багатофункціональним блоком подразнення тканин хірургічної рани. Також встановлено необхідність подальших досліджень запропонованого способу та системи на випадок використання імпульсного струму з біполярними імпульсами.

Ключові слова: операція на органах шії, зворотній гортанний нерв, одноплатний комп'ютер, багатофункціональний електростимулятор

Abstract. The task of creation and research of recurrent laryngeal nerve identification system with multifunctional block of surgical wound tissues stimulation has been considered in the paper. Object of the study is the process of recurrent laryngeal nerve monitoring during neck surgery. A complex system for recurrent laryngeal nerve identification among the surgical wound tissues during the neck surgery has been proposed. The experimental researches of application of electrophysiological method of surgical wound tissues stimulation with different characteristics of electric current formed by the multifunctional block, have shown the highest effectiveness in the case of use of the alternating current with the frequency of 300 Hz. The recurrent laryngeal nerve identification system with the multifunctional block of surgical wound tissues stimulation has been created and approbated during the thyroid gland surgeries. Also, the necessity of further studies of the proposed method and system for the case of use of pulse current with bipolar impulses has been established.

Keywords: neck surgery, recurrent laryngeal nerve, single-board computer, multi-functional electro-stimulator

DOI: 10.31649/1681-7893-2019-38-2-90-99

ВСТУП

Моніторинг зворотного гортанного нерва (ЗГН) є дуже важливим під час операції на органах шії. Для цього використовуються спеціальні нейромонітори, які дають можливість зменшити ризик пошкодження ЗГН. У той же час жоден із існуючих нейромоніторів повністю не гарантує уникнення пошкодження нерва. Крім цього час аналізу існуючих нейромоніторів та засобів ідентифікації ЗГН враховуються параметри електричного струму, зокрема тип (постійний або змінний), амплітуда та частота. З одного боку основна проблема це недостатньо досліджені електрофізіологічні властивості тканин в області хірургічного втручання на щитовидній залозі. З іншого боку важливим питанням для цих пристроїв є спосіб обробки інформаційного сигналу, як реакції на подразнення тканин хірургічної рани. Принцип функціональності всіх нейромоніторів заснований на оцінці електропровідності між нерухомими кінцями зондів. Це дозволяє лише встановити факт пошкодження ЗГН. Для ідентифікації ЗГН необхідно використовувати інші принципи, що дають можливість класифікувати тканини хірургічної рани під час їх подразнення. Такий метод подразнення та ідентифікації RLN був описаний у статті [7]. Цей спосіб подразнення ЗГН має недолік, оскільки параметри такого подразнення недостатньо досліджені.

Враховуючи вищенаведену інформацію, створення системи ідентифікації ЗГН на основі електрофізіологічного методу подразнення тканин хірургічної рани з різними електрофізіологічними характеристиками подразнення є дуже актуальним.

АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДАНИХ ТА ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ

Процес подразнення тканин хірургічних рани під час операції на шиї на основі електрофізіологічного методу дозволяє виявити тип тканини з метою ідентифікації ЗГН. Для цих цілей використовуються спеціальні нейромонітори та більш складні системи ідентифікації. Вони функціонують на основі принципу подразнення тканин хірургічної ранових та оцінки результатів такого подразнення [1-6]. Основна проблема, яка виникає під час даного процесу, - це правильний вибір методів подразнення. У роботах [1] та [4] представлені останні результати досліджень, пов'язаних з нейромониторингом ЗГН. Зокрема, дослідження показали, що ЗГН повинен подразнюватися імпульсним струмом частотою 4 Гц. Однак визначені параметри сигналу подразнення можуть використовуватися лише для моніторингу ЗГН. Це означає, що визначити його місцезнаходження в області хірургічного втручання буде складно. Однак можна забезпечити моніторинг за допомогою двох електродів, один з яких закріплений на ЗГН в початковій точці хірургічної рани, а інший біля синапсису, який відключає ЗГН від м'язової тканини.

Також було встановлено, що безперервне подразнення ЗГН із силою струму в межах від 0,5 до 2 мА під час операції не призводить до пошкодження нервових тканин для більшості пацієнтів.

Інший електрофізіологічний метод подразнення та моніторингу ЗГН вимагає змінного струму з фіксованою частотою [7, 13, 14]. Цей метод подразнення ЗГН також має недоліки і недостатньо досліджений.

Згідно аналізу хірургічних тканин рани, реакції на подразнення електричним струмом з різними характеристиками доцільно створити багатфункціональний електростимулятор як частина системи моніторингу ЗГН.

МЕТА ТА ЗАДАЧІ ДОСЛІДЖЕННЯ

Вимоги до побудови тканинного електростимулятора ґрунтуються на нейрохронаксічній теорії формування голосу, запровадженій французьким вченим Раулем Юссоном у 1952 р. [8].

М'язи та інші тканини хірургічної рани мають низьку чутливість до сили струму в межах від 0,5 до 2 мА [1]. В той же час, чутливість та провідність струму з такими характеристиками для нервової тканини висока. Поряд з цим виникає наступне питання: яку форму подразнення потрібно використовувати, щоб забезпечити найвищу чутливість та провідність нерва та найнижчу провідність та чутливість для інших тканин, якими він оточений?

Другий, технічний аспект, полягає у обґрунтуванні та розробці технології отримання інформації про зміну положення голосових зв'язок під час електричного подразнення гортанних нервів струмом із заданими параметрами. Відповідь на це запитання можна отримати з нейрохронаксічної теорії формування голосу, запропонованої Р. Юссоном [8].

Теорія започатковує «центральний генез» вібрації голосових зв'язок. Його суть полягає в наступному: голосові зв'язки вібрують не пасивно під впливом повітряного потоку, що видихається, а активно рухаються через імпульси біострумів, які передаються від центральної нервової системи до відповідних м'язів гортані [8].

М'язи, під час скорочення, змінюють силу натягу голосових зв'язок та положення в гортані. Частота нервових імпульсів, які передаються м'язам гортані, і частота основного голосового тону однакові. Кожен нервовий імпульс викликає скорочення голосових м'язів. Кількість скорочень, що визначають частоту коливань голосових зв'язок, дорівнює кількості імпульсів [8].

Р. Юссон встановив, що частота вібрації голосових зв'язок така ж, як частота імпульсів, отриманих нервом від головного мозку. Такі самі результати були отримані під час експериментів з електричною подразнення зворотного гортанного нерва. Стробоскопічно доведено, що серія електричних імпульсів, що подаються на нерв із частотою 100 та 600 в секунду, викликала коливання голосових зв'язок з тією ж частотою. Голосові зв'язки, під впливом м'язів гортані, вібрують із тою частотою звуку, з якою через ритмічні імпульси передаються від мозку.

Метою дослідження є обґрунтований вибору системи ідентифікації зворотного гортанного нерва із використанням багатофункціонального блоку стимуляції тканин хірургічної рани під час операцій на органах шії.

Для досягнення вказаної мети були поставлені наступні основні задачі:

- створення системи ідентифікації ЗГН на основі електрофізіологічного методу подразнення тканин хірургічної рани з різними електричними характеристиками стимуляції;
- дослідження ефективності різних типів електрофізіологічного подразнення тканин хірургічної рани;
- обґрунтування вибору електрофізіологічного методу подразнення ЗГН;

МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ ЗАСОБІВ ПОДРАЗНЕННЯ ТКАНИН ХІРУРГІЧНОЇ РАНИ

Основними функціями електростимулятора є:

- 1) генерація постійного струму силою в межах від 0,5 до 2 мА незалежно від типу та структури тканин хірургічної рани;
- 2) генерація змінного струму з діапазоном частот від 1 до 1000 Гц силою від 0,5 до 2 мА незалежно від типу та структури тканин хірургічної рани;
- 3) генерація імпульсів з регульованою тривалістю від 1 мс до 1 с, діапазоном частот від 1 до 1000 Гц і регульованою силою струму від 0,5 до 2 мА.

Зауважимо, що ми обрали ширший спектр імпульсів та регульовану частоту змінного струму, на відмінну від тої яка використовувалася у дослідженні Юссона. Як відомо, ЗГН може проводити імпульси з частотою нижче 1000 Гц. Низька точка діапазону обумовлена використанням однакової частоти в нейромоніторних системах.

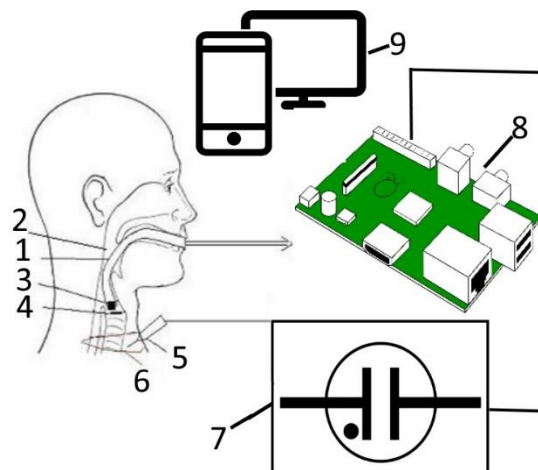
Метод ідентифікації ЗГН заснований на нейрохронаксічній теорії формування голосу, запровадженій французьким вченим Раулем Юссоном, проілюстровано на рис.1.

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 подразнення ЗГН. За рахунок подразнення голосові зв'язки скорочуються. Скорочення голосових зв'язок, у свою чергу, призводить до коливань повітря у гортанні. Звуковий сенсор фіксує дані коливання та передає на звукову карту у вигляді інформаційного сигналу. Після чого даний сигнал обробляється одноплатним комп'ютером Raspberry Pi.

Для обробки отриманого сигналу на одноплатний комп'ютер встановлюється спеціальне програмне забезпечення.

Основними функціями програмного забезпечення є:

- 1) сегментація інформаційного сигналу на основі аналізу його амплітуди;
- 2) аналіз амплітуди інформаційного сигналу - у разі подразнення постійним струмом;
- 3) аналіз амплітудного спектру за допомогою перетворення Фур'є - у разі подразнення змінним струмом чи струмом у формі прямокутних імпульсів;
- 4) розрахунок основного спектрального компонента (спектральної складової з максимальною амплітудою) - у разі подразнення змінним струмом чи струмом у формі прямокутних імпульсів;
- 5) класифікація тканин хірургічного середовища в точках подразнення за допомогою порогового методу [10].



- 1) респіраторна трубка, 2) гортань, 3) звуковий сенсор, 4) голосові зв'язки, 5) активний цуп, 6) хірургічна рана 7)багатофункціональний блок подразнення ЗГН 8) одноплатний комп'ютер Raspberry Pi., 9) пристрої виведення

Рисунок 1 – Метод ідентифікації ЗГН серед тканин в хірургічній рані

Блок подразнення хірургічних тканин рани є одним із найскладніших, з технічної точки зору, рішень [9].

Цей блок повинен забезпечувати не тільки генерацію постійного, змінного та струму у вигляді прямокутних імпульсів, але й відповідні параметри струму. Останнє виявилось досить важким завданням.

Як відомо, питомий опір тканин хірургічної рани з різною структурою тканин може бути в межах від 0 до 1 к. Якщо говорити про нервові тканини, то опір цих тканин залежить від їх товщини. А принцип передачі сигналу в цих тканинах суттєво відрізняється від проведення струму в провідниках (рух електронів при заданій різниці потенціалів). На рис. 2 проілюстровано принцип поширення заряду в нервових тканинах, зокрема в ЗГН. Розглянемо цей спосіб детальніше.

Нерв являє собою набір нервових волокон загорнутих в лінійно-мінову оболонку, з електричними властивостями ізолятора. Проте, існують перехвати Ране місця відсутності цієї лінійно-мінової оболонки, через які можуть стікати електричні заряди. У місцях цих перехватів є натрійові 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 рис. 2.

Таким чином матимемо реакцію на подразнення ЗГН. В процесі подразнення потрібно забезпечити оптимальну реакцію на подразнення тканин хірургічної рани,

щоб з одного боку не пошкодити волокна нерва надмірною діючою силою струму, а з іншого забезпечити скорочення м'язів, які натягують голосові зв'язки.

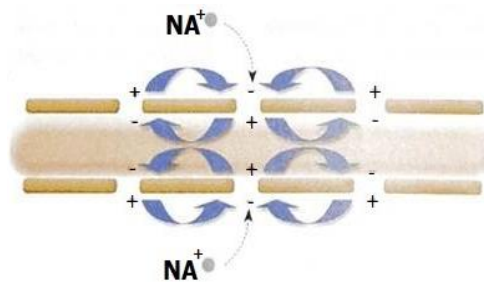
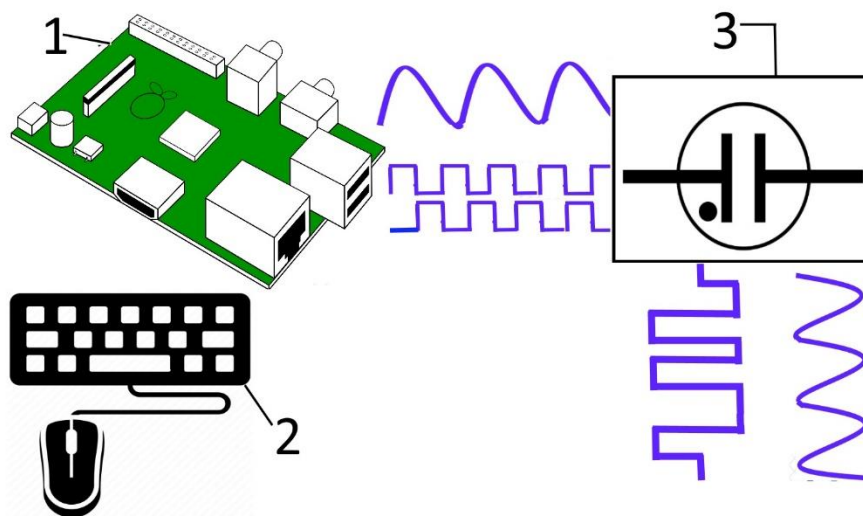


Рисунок 2 – Схема імпульсного процесу в мієлінових нервових волокнах [12]

Також важливим є вибір такого методу подразнення, щоб не скорочувалися інші м'язеві тканини, які можуть призвести до реакції м'язів голосових зв'язок. Зауважимо, що поширення сигналу подразнення по ЗГН забезпечує передачу на м'язи зв'язок через синапси. Як вже було зауважено, що найбільш технічно складною задачею є забезпечення відповідних характеристик діючої сили струму подразнення в тканинах хірургічної рани до 2 мА. Важливою також є форма сигналу подразнення, щоб забезпечити скорочення (вібрацію) голосових зв'язок

Для вирішення зазначених задач доцільно створити багатофункціональний блок подразнення тканин хірургічної рани. Схему зазначеного блоку наведено на рис. 3.



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

Рисунок 3 – Схематичне зображення блоку подразнення тканин хірургічної рани.

Основними функціональними частинами блоку є формувач сигналів 1, генератор струму 2 та блок управління 3. Загальний вигляд формувача сигналів, наведено на рис. 4. Як бачимо він виконаний у вигляді одноплатного комп'ютера Raspberry Pi. У ньому також реалізовано алгоритми опрацювання реакції на подразнення тканин хірургічної рани. Методи та алгоритми функціонування цієї частини описано в праці [12].

Програмно реалізовано формування постійного струму та змінного за допомогою широтно-імпульсної модуляції (ШІМ).

Цикл коливань програмно задається за допомогою ШІМ. Це робиться для визначення відповідної частоти подразнення ЗГН змінним струмом. Частота синусоїдального сигналу може становити від 1 до 1000 Гц. Генератор прямокутних імпульсів з різним циклом дії (відношення тривалості імпульсу до його періоду) також реалізується програмно, як показано на рис. 4. Прямокутні імпульси генеруються з різною частотою (від 1 до 1000 Гц). Зазначена частота може бути програмно змінена для визначення відповідної частоти подразнення ЗГН прямокутними імпульсами.

. Блок управління 3 реалізовано у вигляді багатofункціональної клавіатури і виконує функції вибору виду сигналу, обрання частоти, шпарності та полярності – для прямокутних імпульсів.

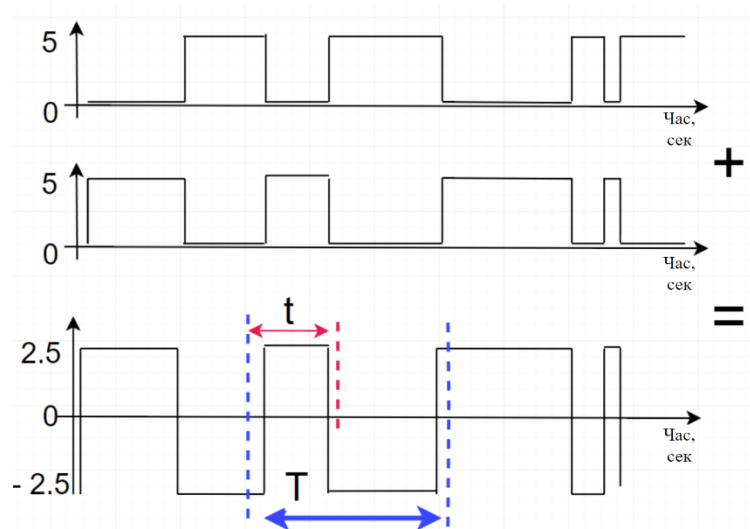


Рисунок 4 – Схематичне зображення сигналу подразнення у вигляді прямокутних імпульсів

Найбільш складним виявився для реалізації генератор струму 2, який повинен забезпечувати діючу силу струму не залежно від виду сигналу подразнення від 0.5 мА до 2 мА в умовах неоднорідного середовища з точки зору електричних його властивостей. Окрім цього він повинен живитися від автономного джерела з напругою до 5 В. Це обумовлено вимогою універсальності джерела живлення для усієї системи, оскільки, як відомо, одноплатний комп'ютер Raspberry Pi має живлення 5 В. Функціональна схема цього аналогового пристрою, який виконує функцію генератора 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 із використанням операційного підсилювача.

ДОСЛІДЖЕННЯ

Застосовуючи блок подразнення ЗГН на практиці, ми можемо спостерігати реакцію на це подразнення. Експеримент проведено з більш ніж 150 пацієнтами.

Перший випадок - це подразнення м'язових тканин та ЗГН постійним струмом. У цьому випадку голосові зв'язки стискаються, що викликає тон звуку який приймається звуковим датчиком. Це проілюстровано на рис. 5а. Крім того, немає реакції на подразнення м'язових тканин (рис. 5б).

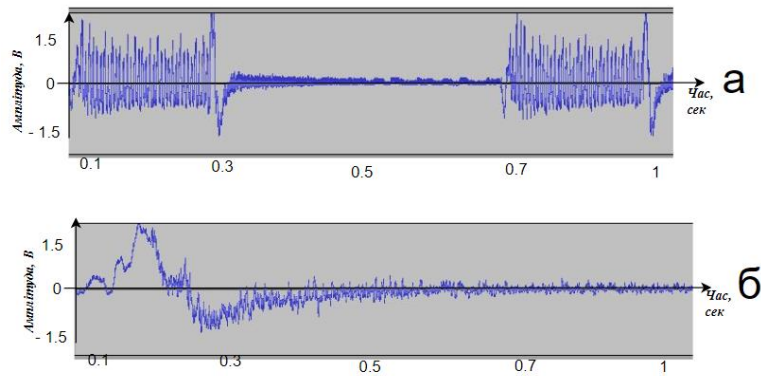


Рисунок 5 – Результат подразнення а – нервових тканин та б – м'язових тканин хірургічної рани постійним струмом

Однак реакцію великої кількості пацієнтів (більше 30%) на подразнення ЗГН неможливо було зафіксувати за допомогою звукового датчика. Більше того, під час експерименту було визначено, що реакція фіксується лише в момент подразнення. Отже, цей метод не є ефективним з точки зору ідентифікації ЗГН. Другий випадок - подразнення м'язових тканин та ЗГН прямокутними імпульсами. Це більш природно для ЗГН. Але для цього потрібні біполярні імпульси. Як правило, це вимагає більше ресурсів для досліджень. Третій випадок - подразнення м'язових тканин та ЗГН змінним струмом. Це спосіб більш ефективний.

РЕЗУЛЬТАТИ

Рис. 6 ілюструє результати подразнення м'язової та нервової тканини (ЗГН) змінним струмом частотою 300 Гц та діапазоном сигналу реакції, що приймається від звукового датчика.

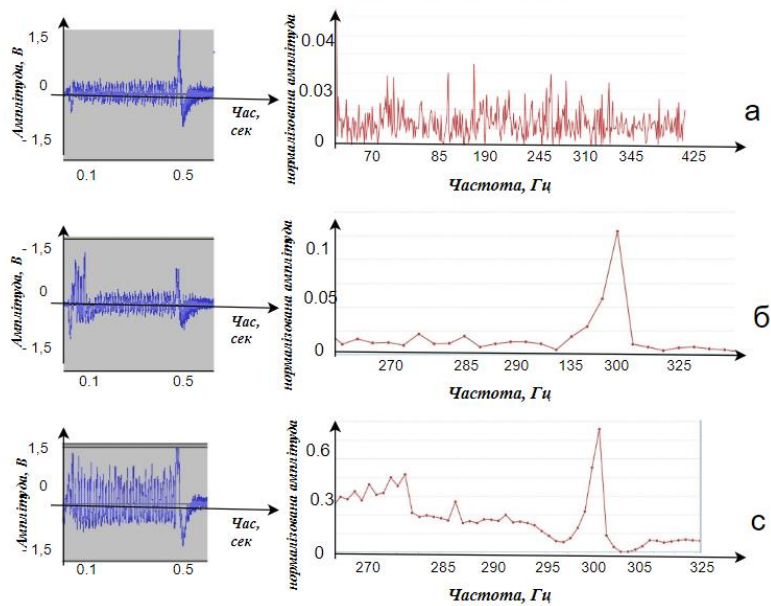


Рисунок 6 – Подразнення тканин в хірургічній рані змінним струмом частотою 300 Гц; а - подразнення м'язової тканини (більше 1 см від ЗГН); б - подразнення м'язової тканини (3 мм від ЗГН); в - подразнення самої ЗГН

Також на рисунку показано відповідні спектральні характеристики сигналів як реакцій на подразнення різних ділянок хірургічної рани. Розглянуто три випадки подразнення хірургічної тканини рани. Перший випадок - подразнення м'язової тканини на відстані більше 1 см від ЗГН. Другий випадок - подразнення м'язової тканини на відстані 3 мм від ЗГН. Третій випадок - подразнення самого ЗГН. Результати подразнення проілюстровані на рис. 6а, 6б, 6с відповідно.

Як ми бачимо, під час подразнення тканин у першому випадку амплітуда сигналу як реакції на подразнення не дуже велика, а спектр отриманого сигналу розмитий, у списку немає чітко визначеного основного спектра компонент. У другому випадку амплітуда сигналу як реакція на подразнення збільшується, а спектр сигналу має чітко визначений спектральний компонент з високою амплітудою. У третьому випадку - подразнення самого ЗГН - амплітуда сигналу як реакції на подразнення значно збільшується порівняно з попередніми випадками. Спектр цього сигналу має чітко визначений основний спектральний компонент, амплітуда якого в 6 разів вище, ніж у другому випадку. Отримані результати наводять думку про те, що спектральні характеристики сигналу як реакції на подразнення (зокрема, амплітуду основного спектрального компонента) можна використовувати не тільки для класифікації тканин хірургічної рани, але і для визначення відстані від точки подразнення в хірургічній рані до ЗГН.

ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕНЬ

Отже, реакція на подразнення ЗГН змінним струмом є значною. Реакція м'язових тканин залежить від відстані до ЗГН. Також показаний спектр подразнення ЗГН. Визначено, що найбільш ефективна частота синусоїдального струму майже для всіх пацієнтів становить 300 Гц. Він цілком відповідає нейхронаксихній теорії вироблення голосу, запровадженій Р. Юссоном [8].

Як було сказано раніше, подразнення прямокутними імпульсами більш природна, якщо говорити про нейрофізіологію. Однак результати досліджень показали, що для ефективної реакції на подразнення ЗГН за допомогою звукового датчика потрібно використовувати біполярні імпульси. Крім того, використання цього типу сигналів для ідентифікації ЗГН потребує більше ресурсів дослідження та подальшого дослідження. Це вказує на те, що голосові зв'язки вібрували з тією ж частотою, що і частота подразнення, що була описана у згаданій теорії Рауля Юссона

ВИСНОВКИ

У цій роботі розглянуто принципи побудови системи ідентифікації ЗГН на основі електрофізіологічного методу подразнення хірургічної тканини рани. Запропоновано багатофункціональний електростимулятор хірургічної тканини рани. Під час досліджень було визначено, що подразнення тканин хірургічної рани постійним струмом для виявлення ЗГН не є ефективною. Подразнення м'язових тканин та ЗГН прямокутними імпульсами потребує біполярних імпульсів та додаткових ресурсів для дослідження. Метод подразнення альтернативним струмом частотою 300 Гц є більш ефективним способом. Експериментально визначена частота викликає вібрацію голосових зв'язок.

Цей результат повністю відповідає нейхронаксихній теорії вироблення голосу, запровадженій Раулем Юссоном. Цей спосіб подразнення забезпечує не тільки ідентифікацію ЗГН, але і ідентифікацію відстані від точки подразнення до ЗГН.

Також визначено, що слід продовжувати дослідження хірургічного подразнення ран прямокутними імпульсами.

Подяка. Це дослідження підтримано Національним грантом Міністерства освіти і науки України «Математичні засоби та програмне забезпечення для класифікації тканин при хірургічній рані під час операції на органах шії» (0117U000410)

ЛІТЕРАТУРА

- Abstract book of the First World Congress of Neural Monitoring in Thyroid and Parathyroid Surgery, Krakow, Poland, 2015, 161 pp.
- Poveda M.C.D. Intraoperative Monitoring of the Recurrent Laryngeal Nerve during Thyroidectomy: A Standardized Approach (Part 2) / M.C.D. Poveda, G. Dionigi, A. Sitges-Serra, M. Barczynski, P. Angelos, H. Dralle, E. Phelan, G. Randolph // *World Journal of Endocrine Surgery*. – 2012. – vol. 4, no. 1. – P. 33-40.
- Dhillon V.K. 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 / V.K. Dhillon, R.P. Tufano // *Gland Surgery*. – 2017. – vol. 6, no. 6. – P. 608-610.
- Kim H.Y. Future Directions of Neural Monitoring in Thyroid Surgery / H.Y. Kim, X. Liu, C.W. Wu, Y.J. Chai, G. Dionigi // *Journal of Endocrine Surgery*. – 2017. – vol. 17, no. 3. – P. 96-103.
- Davis W.E. Recurrent laryngeal nerve localization using a microlaryngeal electrode / W.E. Davis, J.L. Rea, J. Templer // *Otolaryngology – Head and Neck Surgery*. – 1979. – vol. 87, no. 3. – P. 330-333.
- Dyvak M. Interval model for identification of laryngeal nerves / M. Dyvak, O. Kozak, A. Pukas // *Przeгляд Elektrotechniczny*. – 2010. – vol. 86, no. 1. – P. 139-140.
- Dyvak M. Spectral analysis the information signal in the task of identification the recurrent laryngeal nerve in thyroid surgery / M. Dyvak, N. Kasatkina, A. Pukas, N. Padletska // *Przeгляд Elektrotechniczny*. 2013. – vol. 89, no. 6, P. 275- 277.
- Husson R. Etude des phénomènes physiologiques et acoustiques fondamentaux «de îa voix chantée» / R. Husson // Paris: 1952.
- Krepych S. The method of providing of functional suitability of elements of the device of formation of signal in electrophysiological way of classification tissues surgical wound / S. Krepych, A. Dyvak, M. Dyvak, I. Spivak // 13th International Conference Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, MEMSTECH 2017. – 2017. – Proceedings. – P. 183-186.
- Cantelon M. Node.js in Action / M. Cantelon, M. Harter, T.J. Holowaychuk, N. Rajlich // Shelter Island, NY: Manning Publications. – 2013. – 416 P.
- Teixeira P. Professional Node.js: Building Javascript Based Scalable Software / P. Teixeira // Indianapolis, IN: John Wiley & Sons, Inc. – 2012. – 408 P.
- Shevchuk V.H. Physiology: textbook / V.H.Shevchuk // Vynnytsia: Nova Knyha. – 2012. – 38 P.
- Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
- Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.

REFERENCES

1. Abstract book of the First World Congress of Neural Monitoring in Thyroid and Parathyroid Surgery, Krakow, Poland, 2015, 161 pp.
2. Poveda M.C.D. Intraoperative Monitoring of the Recurrent Laryngeal Nerve during Thyroidectomy: A Standardized Approach (Part 2) / M.C.D. Poveda, G. Dionigi, A.

- Sitges-Serra, M. Barczynski, P. Angelos, H. Dralle, E. Phelan, G. Randolph // *World Journal of Endocrine Surgery*. – 2012. – vol. 4, no. 1. – P. 33-40.
3. Dhillon V.K. 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 / V.K. Dhillon, R.P. Tufano // *Gland Surgery*. – 2017. – vol. 6, no. 6. – P. 608-610.
 4. Kim H.Y. Future Directions of Neural Monitoring in Thyroid Surgery / H.Y. Kim, X. Liu, C.W. Wu, Y.J. Chai, G. Dionigi // *Journal of Endocrine Surgery*. – 2017. – vol. 17, no. 3. – P. 96-103.
 5. Davis W.E. Recurrent laryngeal nerve localization using a microlaryngeal electrode / W.E. Davis, J.L. Rea, J. Templer // *Otolaryngology – Head and Neck Surgery*. – 1979. – vol. 87, no. 3. – P. 330-333.
 6. Dyvak M. Interval model for identification of laryngeal nerves / M. Dyvak, O. Kozak, A. Pukas // *Przegląd Elektrotechniczny*. – 2010. – vol. 86, no. 1. – P. 139-140.
 7. Dyvak M. Spectral analysis the information signal in the task of identification the recurrent laryngeal nerve in thyroid surgery / M. Dyvak, N. Kasatkina, A. Pukas, N. Padletska // *Przegląd Elektrotechniczny*. 2013. – vol. 89, no. 6, P. 275- 277.
 8. Husson R. Etude des phénomènes physiologiques et acoustiques fondamentaux «de îa voix chantée» / R. Husson // Paris: 1952.
 9. Krepych S. The method of providing of functional suitability of elements of the device of formation of signal in electrophysiological way of classification tissues surgical wound / S. Krepych, A. Dyvak, M. Dyvak, I. Spivak // 13th International Conference Perspective Technologies and Methods in MEMS Design, MEMSTECH 2017. – 2017. – Proceedings. – P. 183-186.
 10. Cantelon M. Node.js in Action / M. Cantelon, M. Harter, T.J. Holowaychuk, N. Rajlich // Shelter Island, NY: Manning Publications. – 2013. – 416 P.
 11. Teixeira P. Professional Node.js: Building Javascript Based Scalable Software / P. Teixeira // Indianapolis, IN: John Wiley & Sons, Inc. – 2012. – 408 P.
 12. Shevchuk V.H. Physiology: textbook / V.H.Shevchuk // Vinnytsia: Nova Knyha. – 2012. – 38 P.
 13. Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages.
 14. Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.

Надійшла до редакції: 17.08.2019р.

ДИВАК МИКОЛА ПЕТРОВИЧ – д.т.н., професор, Тернопільський національний економічний університет

ТИМЕЦЬ ВОЛОДИМИР ІВАНОВИЧ – аспірант, Тернопільський національний економічний університет

ДИВАК АНДРІЙ МИКОЛАЙОВИЧ – хірург-інтерн, Тернопільський національний медичний університет ім. І.Я. Горбачевського