

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ПРОЦЕСУ ПОШИРЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНОГО ПОТЕНЦІАЛУ В ТКАНИНАХ ПОЛЯ ХІРУРГІЧНОГО ВТРУЧАННЯ ТА МЕТОД ЇЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ НА ОСНОВІ ОНТОЛОГІЧНОГО ПІДХОДУ

Західноукраїнський національний університет, Україна, e-mail: melnykandriy@gmail.com

Анотація. Статтю присвячено розробці та експериментальному дослідженню інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу поворотного гортанного нерва, орієнтованої на зменшення ризику його інтраопераційного ушкодження під час хірургічних втручань на щитоподібній та паращитовидній залозах. Запропонований підхід базується на поєднанні онтологічного представлення предметної області, інтервального математичного моделювання поширення електричного потенціалу в тканинах операційного поля та методів інтелектуального аналізу інтраопераційних сигналів. Вперше розроблено інтервальну математичну модель поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани під час подразнення їх імпульсним електричним струмом та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу, яка на відміну від існуючих моделей інтервальну відстань від точки подразнення до ПГН в залежності від амплітуди акустичного сигналу та амплітуди його головної спектральної складової, і забезпечує зниження ризику пошкодження ПГН в процесі хірургічного втручання на щитоподібній залозі. Вперше розроблено метод ідентифікації інтервальної математичної моделі поширення електричного потенціалу в тканинах операційної рани та формування реакції на подразнення голосових зв'язок у вигляді акустичного сигналу, який на відміну від існуючих ґрунтується на поєднанні аналізу інтервальних даних та онтологічному підході, що у сукупності знижує час налаштування моделі під особливості тканин операційної рани пацієнта і забезпечує використання цієї моделі в програмно-апаратному комплексі для зниження ризику пошкодження ПГН.

Ключові слова: інтервальна модель, поворотний гортанний нерв, інтраопераційний моніторинг, методи ідентифікації, онтологія, інформаційна технологія.

Abstract. The article is devoted to the development and experimental investigation of an information technology for intraoperative neuromonitoring of the recurrent laryngeal nerve, aimed at reducing the risk of its intraoperative injury during surgical interventions on the thyroid and parathyroid glands. The proposed approach is based on a combination of ontological representation of the domain, interval mathematical modeling of electric potential propagation in the tissues of the surgical field, and intelligent analysis methods of intraoperative signals. For the first time, an interval mathematical model of electric potential propagation in the tissues of a surgical wound during stimulation by pulsed electric current and the formation of a vocal cord response in the form of an acoustic signal has been developed. Unlike existing models, it represents the interval distance from the stimulation point to the recurrent laryngeal nerve as a function of the acoustic signal amplitude and the amplitude of its main spectral component, thereby reducing the risk of recurrent laryngeal nerve damage during thyroid surgery. Furthermore, for the first time, a method for identifying the interval mathematical model of electric potential propagation in surgical wound tissues and the formation of the vocal cord response in the form of an acoustic signal has been proposed. In contrast to existing approaches, the method is based on a combination of interval data analysis and an ontological approach, which together reduce the time required to adapt the model to the specific tissue characteristics of an individual patient and enable its use within a hardware-software complex to minimize the risk of recurrent laryngeal nerve injury.

Keywords: interval model, recurrent laryngeal nerve, intraoperative monitoring, identification methods, ontology, information technology.

DOI: 10.31649/1681-7893-2025-50-2-40-53

МЕТОДИ ТА СИСТЕМИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ І ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ ТА СИГНАЛІВ

ВСТУП

Захворювання щитоподібної та паращитовидної залоз є однією з найпоширеніших ендокринних патологій, що супроводжується стабільною тенденцією до зростання кількості хірургічних втручань як основного методу лікування [1]. Це зумовлено як підвищенням рівня ранньої діагностики, так і збільшенням частоти вузлових, автоімунних та онкологічних уражень цих органів. В Україні щорічно виконується близько 3 тисяч оперативних втручань з приводу раку щитоподібної та паращитовидної залоз, а загальна кількість операцій при інших захворюваннях щитоподібної залози перевищує 5 тисяч на рік. Аналогічні тенденції спостерігаються і в більшості країн світу, що свідчить про надзвичайну актуальність проблеми хірургічного лікування патологій органів ший як на національному, так і на глобальному рівнях [2].

Водночас, незважаючи на значний прогрес у хірургічних технологіях та вдосконалення оперативних методик, оперативні втручання на щитоподібній залозі залишаються пов'язаними з ризиком розвитку післяопераційних ускладнень. Одним із найбільш клінічно значущих і соціально чутливих ускладнень є порушення голосової функції. За даними клінічних спостережень, приблизно кожен десятий пацієнт після операції на щитоподібній залозі відчуває тимчасові зміни голосу, тоді як стійкі порушення голосової функції реєструються в середньому в одному з 25 випадків [3–5]. Основною причиною таких ускладнень є травматичне ушкодження поворотного нерва гортані (ПНГ), рідше — зовнішньої гілки верхнього гортанного нерва (ЗГВГН).

Збереження анатомічної цілісності та функціональної повноцінності ПНГ і ЗГВГН, а також підтримання нормальної голосової функції пацієнта є ключовими «функціональними» цілями сучасної хірургії щитоподібної та паращитовидної залоз. Традиційно основним профілактичним заходом вважається візуальна ідентифікація поворотного нерва гортані під час оперативного втручання, яка вже тривалий час є загальноприйнятим стандартом хірургічної практики. Проте навіть за умови ретельної хірургічної техніки та достатнього досвіду хірурга, ушкодження ПНГ не завжди можна достовірно передбачити або своєчасно виявити виключно за допомогою візуального контролю, що зумовлює потребу в пошуку та впровадженні додаткових методів інтраопераційного контролю функціонального стану нервових структур.

АНАЛІЗ ЛІТЕРАТУРНИХ ДАНИХ ТА ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ

Одним із шляхів зменшення кількості травм нервів гортані є впровадження інтраопераційного електронейро-моніторингу (ІОНМ). За даними тиреоїдних асоціацій, із застосуванням ІОНМ виконують 50 - 85 % операцій на ЩЗ [6]. Умовно, процес ІОНМ можна поділити на два етапи: подразнення тканин поля хірургічного втручання електричним струмом із заданими параметрами та реєстрація відгуку на електростимуляцію.

Електрофізіологічний спосіб спирається на специфіку подразнення саме тканин хірургічної рани в околі ПНГ і оцінювання реакції на подразнення моніторингом скорочення голосових зв'язок, оскільки по нерву передаються електричні сигнали для управління цими зв'язками через синапс. В основу способу покладено нейрохронаксічну теорію утворення голосу, розроблену французьким дослідником Р. Юссоном в 1952 році [Husson]. Відомі методи та способи реєстрації різними технічними засобами: візуально, за допомогою електроміографа, який фіксує електричну активність м'язів гортані в реальному часі, використовуючи спеціальні пристрої, розміщені в ділянці голосових зв'язок [2,8] не дають можливість знизити ризик пошкодження ПНГ, або вимагають високої кваліфікації хірурга. Для ІОНМ розроблено ряд програмно-апаратних систем. У роботах Riddell V, Galivan J, Basmajian J, Davis W розглянуто методи, засоби та математичні моделі для моніторингу ПНГ. На цій основі створено програмно-апаратні системи ІОНМ британської фірми “NEUROSIGN SURGICAL” – NEUROSIGN. Вони складаються з 3 основних пристроїв - Neurosign 100 Neurosign 800, Neurosign V4 [1] та інших нових версій цих систем. Іншими поширеними програмно апаратними системами ІОНМ під час хірургічних втручань є NIM-Response 3.0, розроблена компанією Medtronic [7] та EMG/NCS/EP від компанії Natus [2]. Одним із найбільш ефективних електрофізіологічних способів є спосіб ідентифікації ПНГ із застосуванням змінного електричного струму і фіксації реакції на це подразнення звуковим сенсором [7]. Цей спосіб вперше був запропонований авторами Шідловський Віктор Олександрович, Дивак Микола Петрович, Шідловський Олександр Вікторович, Козак Олександра Леонідівна, Розновський Ярослав Романович. Пізніше був удосконалений Диваком Миколою Петрович (UA), Пукасом Андрієм Васильовичем (UA), Тимцем Володимиром Івановичем (UA) та Диваком Андрієм Миколайовичем [4]. Спосіб полягає у подразненні тканин в полі хірургічного втручання рані здійснюють змінним

МЕТОДИ ТА СИСТЕМИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ І ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ ТА СИГНАЛІВ

електричним струмом, при чому провідність електричного струму фіксується звуковим сенсором, що встановлений у дихальній трубці розміщеній у гортані пацієнта. Подразнення тканин здійснюють електричними прямокутними імпульсами з адаптивним налаштуванням їх тривалості та частоти слідування з подальшою реєстрацією відповідного скорочення голосових зв'язок з частотою слідування імпульсів звуковим сенсором з подальшим перетворенням цих скорочень в послідовність електричних сигналів, а вихідний інформаційний сигнал, який характеризує наближеність до гортанного нерва, визначають по зміні амплітуди спектральної складової електричних сигналів на частоті слідування прямокутних імпульсів» [4].

Розглянемо існуючий метод і пристрій для визначення розташування ПГН під час операції на щитоподібній залозі. Основні функціональні компоненти пристрою показані на рис. 1 [12].

Дихальна трубка (1) має звуковий сенсор (3), встановлений таким чином, щоб він знаходився над голосовими зв'язками (4). Активний електрод (5) з'єднаний із генератором електричного струму (9). Одноплатний комп'ютер (8) керує роботою цього генератора. За допомогою активного електрода (5) тканини операційної рани (6) стимулюють електричним струмом у вигляді прямокутних імпульсів. У результаті голосові зв'язки (4) натягуються внаслідок скорочення м'язів, які ними керують. Потік повітря, що проходить через гортань пацієнта, модулюється коливаннями голосових зв'язок. Отриманий звук реєструється звуковим сенсором (3) і через звуковий адаптер передається до одноплатного комп'ютера (8) для обробки. Результати стимуляції та обробки сигналів відображаються за допомогою блока візуалізації (12) і супроводжуються звуковим повідомленням для хірурга про тип тканини (13) [мої і Тимця праці конференційні, або статті].

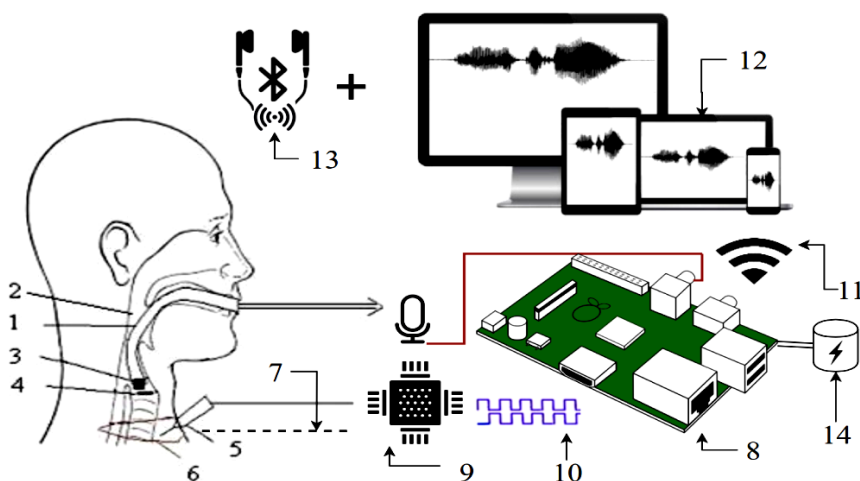


Рисунок 1 – Функціональна схема пристрою інтраопераційного нейромоніторингу ПГН [5]

Для реалізації інформаційної технології розроблено й встановлено спеціальне програмне забезпечення на одноплатному комп'ютері. Основні функції цього ПЗ:

- керування процесом генерації імпульсного струму з заданою частотою та коефіцієнтом заповнення, який використовується для стимуляції тканин операційної рани;
- сегментація інформаційного сигналу — реакції на подразнення тканин операційної рани, що необхідно для виділення сегментів під час вдиху та видиху пацієнта із одночасною стимуляцією тканин рани;
- аналіз амплітудного спектра отриманого сигналу за допомогою перетворення Фур'є;
- вибір зі спектра компоненти з максимальною амплітудою;
- класифікація тканин операційної рани на два типи: ПГН або м'язова тканина, із використанням порогового методу;
- візуалізація розташування ПГН.

Варто зазначити, що процес обробки інформаційного сигналу може бути складнішим. Наприклад, у роботах [9-14] представлено різні методи підвищення якості візуалізації зворотного нерва. Зокрема, розглядаються математичні моделі, що відображають електрофізіологічні властивості тканин операційної рани. У такому випадку хірург має виконати серію електричних стимуляцій тканин для налаштування математичної моделі.

МЕТОДИ ТА СИСТЕМИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ І ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ ТА СИГНАЛІВ

Математичні моделі можуть бути двох типів: моделі на основі алгебраїчних рівнянь [6,8] — базуються на спостереженнях реакції тканин операційної рани на стимуляцію електричним імпульсом і на оцінюванні амплітуди чи спектральної компоненти з максимальною амплітудою звукового сигналу-відповіді; моделі на основі різницевих рівнянь [6,14,15-17] — також базуються на спостереженнях реакції тканин на електричну стимуляцію.

Математичні моделі, що використовуються для класифікації тканин операційної рани, також містять певні неточності. Тому їх подають в інтервальній формі [6,10,18]. Хоча такий підхід може призводити до не однозначної класифікації, проте забезпечує гарантовані геометричні межі, в яких знаходиться ПГН.

Аналіз застосування цих моделей показав ряд недоліків. Зокрема, наявні засоби моделювання електрофізіологічних характеристик тканин поля хірургічного втручання ґрунтуються або на різницевих рівняннях, або на алгебраїчних рівняннях і описують розподіл характеристик інформаційного сигналу, отриманого внаслідок подразнення тканин на полі хірургічного втручання. Проте такий підхід не дає можливості хірургу чи його асистенту зрозуміти положення нерва на полі хірургічного втручання, оскільки побудований розподіл не має візуальної прив'язки до конкретних тканин поля хірургічного втручання.

Тому доцільно є розробка та використання в інформаційній технології інтраопераційного моніторингу математичної моделі, яка б давала можливість визначати відстань від точки подразнення тканин поля хірургічного втручання електричним струмом до ПГН. Така модель повинна відображати процес поширення електричного потенціалу в тканинах поля хірургічного втручання та формування акустичного сигналу під час скорочення голосових зв'язок.

Для зменшення часу підготовки інтервальної моделі в інформаційній технології інтраопераційного нейромоніторингу запропоновано використати онтологічний підхід [18-21].

МЕТА ТА ЗАДАЧІ ДОСЛІДЖЕННЯ

Важливою задачею інтраопераційного моніторингу є визначення місця розміщення. З цією метою хірург подразнює поле хірургічного втручання імпульсним струмом і оцінює реакцію на подразнення за характеристиками акустичного сигналу, який як відомо, формується внаслідок проходження потоку повітря через гортань пацієнта і його тон змінюється внаслідок скорочення голосових зв'язок.

Відповідно, до нейрохронаксічної теорії утворення голосу, подразнення тканин електричним струмом в околі ПГН призводить до поширення цього електричного сигналу через перехвати Равньє до синапсів, які з'єднують нервові волокна ПГН з м'язовою тканиною, яка керує голосовими зв'язками. У результаті поширення імпульсів електричного струму через нервові волокна та синапс у м'язовій тканині виникає електричний потенціал, який призводить до скорочення цих м'язів і відповідно до натягнення голосових зв'язок. Як тільки голосові зв'язки натягуються, то потік повітря, який виникає внаслідок дихання пацієнта формує звуковий сигнал, тон якого змінюється в залежності від ступеня натягнення голосових зв'язок. Результат інтенсивності зміни тону залежить від наближення точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН. Чим менша відстань, тим більша інтенсивність зміни тону. Зміну тону звукового сигналу фіксуємо звуковим сенсором і перетворюємо в цифровий сигнал.

На рисунку 2 наведено фрагменти виділеного інформаційного сигналу для трьох випадків подразнення тканин поля хірургічного втручання.

При цьому, випадок а) стосується подразнення тканин поля хірургічного втручання на відстані понад 1 см до ПГН. В цьому випадку практично відсутня реакція на подразнення зі зміною амплітуди та тону звукового сигналу. Випадок б) стосується інформаційного сигналу, який отримано внаслідок подразнення тканин поля хірургічного втручання на відстані декількох міліметрів до ПГН.

В цьому випадку відчутною є реакція на подразнення зі зміною амплітуди та тону звукового сигналу. Проте нормована амплітуда головної спектральної складової є 0,1. Також амплітуда акустичного сигналу є вищою у порівнянні із попереднім випадком. Випадок в) стосується подразнення самого ПГН. Як бачимо в цьому випадку реакція на подразнення електричним струмом є найбільшою. Спостерігається суттєва зміна амплітуди звукового сигналу, а його тон має характерно виділену спектральну складову зміщену до високої частоти близько.

Таким чином, можемо зробити висновок, що амплітуда акустичного сигналу та амплітуда основної спектральної складової можуть слугувати для визначення наближеності точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН. Відповідно, така закономірність дає можливість визначити цю відстань та забезпечити хірурга надійною інформацією щодо зниження ризику пошкодження ПГН під час операції.

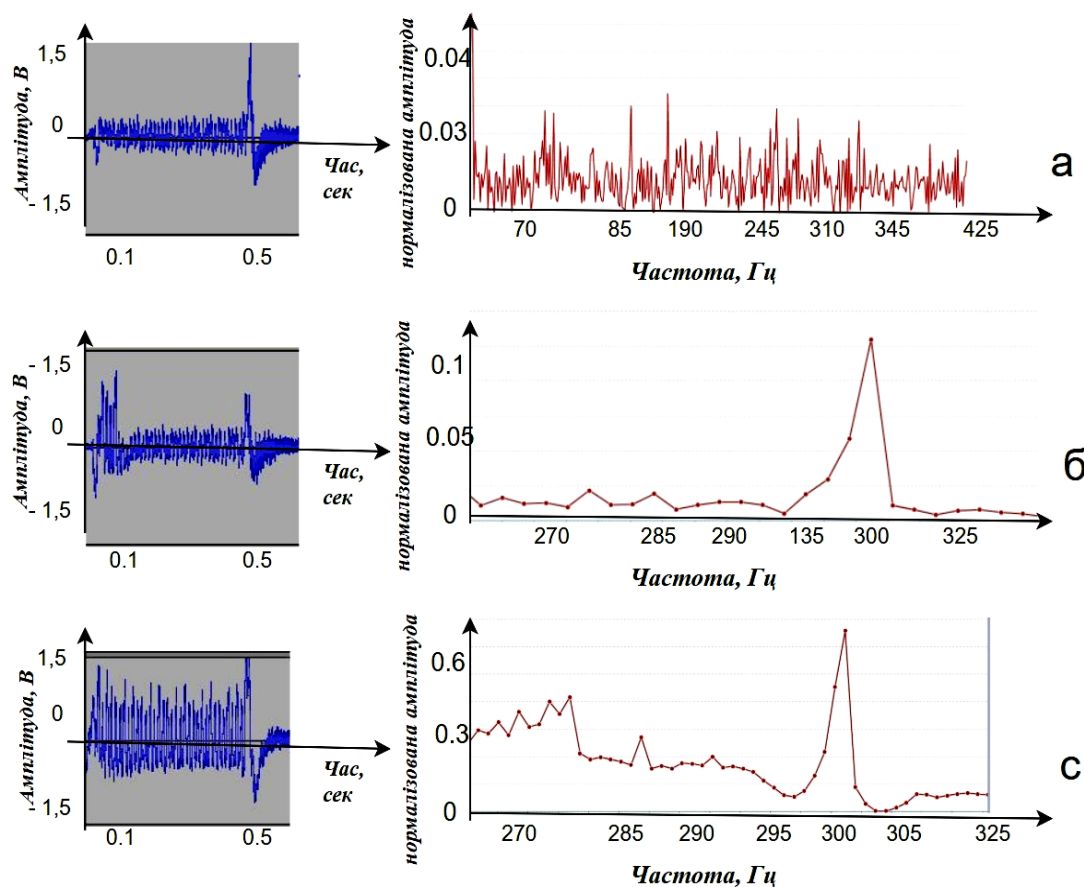


Рисунок 2 – Ілюстрація зміни тону та амплітуди звукового сигналу внаслідок подразнення різних тканин поля хірургічного втручання

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ПОШИРЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНОГО ПОТЕНЦІАЛУ ТА ФОРМУВАННЯ АКУСТИЧНОГО СИГНАЛУ

В процесі електричної стимуляції тканин поля хірургічного втручання електричний струм розподіляється у вигляді тривимірного електричного поля. Його густина спадає зі збільшенням відстані від точки подразнення можна вважати, що експоненційно (залежно від провідності тканин і геометрії середовища поширення).

Можемо припустити, що збудження нерва залежить від відстані від точки подразнення на тканинах поля хірургічного втручання до ПГН. Акустичний сигнал, як реакція на подразнення тканин поля хірургічного втручання є індикатором цієї відстані. Можемо припустити, що амплітуда цього сигналу, записана звуковим сенсором, прямо пропорційна силі скорочення голосових зв'язок, які розміщені в частині де формується звуковий потік внаслідок дихання пацієнта. Тоді формулу переписати для визначення амплітуди акустичного сигналу, який формується внаслідок проходження потоку повітря через гортань пацієнта можемо записати в такому вигляді:

$$A(r) = A_0 + I \cdot k \cdot e^{-\alpha r}, \quad (1)$$

де A_0 – деякий фоновий шум; I – сила струму у точці подразнення, коефіцієнти k , α – нормуючий та затухання, відповідно.

Використовуючи залежність (1) провівши логарифмування отримаємо функцію для обчислення відстані від точки подразнення до ПГН:

$$\ln(A(r) - A_0) = \ln(I \cdot k \cdot e^{-\alpha r}), \quad (2)$$

$$\ln(A(r) - A_0) = \ln(I \cdot k) - \alpha r, \quad (3)$$

МЕТОДИ ТА СИСТЕМИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ І ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ ТА СИГНАЛІВ

$$r = -\frac{1}{\alpha} \ln \frac{(A(r)-A_0)}{I \cdot k} \quad (4)$$

Таким чином, формула (4) встановлює залежність між відстанню від точки подразнення до ПГН та амплітудою акустичного сигналу, який отримуємо зі звукового сенсора. Треба зазначити, що коефіцієнти k , α та значення фонового шуму A_0 є невідомими і вимагають окремого дослідження та нормування. Перезначимо коефіцієнти k , α , відповідно: β_1, β_2 .

Якщо провести дослідження на клінічних моделях, можна отримати емпіричну залежність амплітуди чи спектрального максимуму $\max(A(f))$ від відстані до нерва.

Зауважимо, що зазначені параметри залежать від фізіологічних властивостей гортані пацієнта, тому у подальших дослідженнях обидві моделі (амплітудну та на основі аналізу спектру) будемо будувати в інтервальному вигляді:

$$[r] = f\left(\beta_0 - \frac{1}{[\alpha]} \ln \frac{(A(r)-A_0)}{I \cdot [k]}, \max(A(f), \beta_3, \beta_4)\right) \quad (5)$$

де $[r]$ – інтервальне значення відстані від точки подразнення до ПГН; де $\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$ – деякі невідомі коефіцієнти математичної моделі, які необхідно встановити в процесі ідентифікації за результатами клінічних спостережень, $[\beta_1]$ – інтервальне значення коефіцієнта затухання електричного сигналу, який залежить від типу тканин; $[\beta_2]$ – інтервальне значення коефіцієнта, який характеризує середовище поширення електричного сигналу та характеристики засобів та середовища перетворення електричного сигналу в акустичний; $\max(A(f))$ – максимальна амплітуда головної спектральної складової акустичного сигналу.

Щодо, виділення максимальної амплітуди головної спектральної складової акустичного сигналу, то ці дослідження у повній мірі проведено у роботах, які стосуються інтраопераційного моніторингу ПГН, засобами, наведеними у працях [Дивак, Падлецька та праці з Тимцем, можна взяти конференційні]. які розглянуто у першому розділі. Процедура передбачає виділення акустичного сигналу звуковим сенсором, перетворення його до цифрового вигляду, отримання спектру цього сигналу внаслідок застосування швидкого перетворення Фур'є, а також використання порогового методу для виділення основної спектральної складової [Дивак, Падлецька та праці з Тимцем, можна взяти конференційні].

Таким чином використовуючи інтервальну модель (5) отримуємо оцінку відстані від точки подразнення тканин електричним струмом в полі хірургічного втручання до ПГН.

МЕТОД ІДЕНТИФІКАЦІЇ ІНТЕРВАЛЬНОЇ МОДЕЛІ ПОШИРЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНОГО ПОТЕНЦІАЛУ ТА ФОРМУВАННЯ АКУСТИЧНОГО СИГНАЛУ

Залежність відстані $r(A, \max(A(f)))$ від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН подаємо виразом (5) у вигляді функції $(A, \max(A(f)))$ двох змінних, які ми отримуємо, як результат опрацювання акустичного сигналу - реакції на подразнення тканин електричним струмом. Невідомими при цьому є коефіцієнти моделі: $\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$

Дані для ідентифікації математичної моделі (5) отримуємо у результаті клінічних досліджень для різних пацієнтів у такому вигляді:

$$A_i, \max(A(f))_i \rightarrow [r_i^-; r_i^+], i = 1, \dots, N, \quad (6)$$

де $A_i, \max(A(f))_i$ – амплітуда акустичного сигналу та максимальна амплітуда головної спектральної складової акустичного сигналу, відповідно, які отримано в i – тому спостереженні;

$[r_i^-; r_i^+]$, $i = 1, \dots, N$, нижня та верхня межі оцінки відстані від точки подразнення на полі хірургічного втручання до ПГН в i -тому спостереженні, $i = 1, \dots, N$.

N – загальна кількість спостережень.

Спираючись на вирази (6) та (7), отримаємо умови для розв'язування задачі параметричної ідентифікації інтервальної моделі $r(A, \max(A(f)))$:

МЕТОДИ ТА СИСТЕМИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ І ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ ТА СИГНАЛІВ

$$r_i^- \leq \hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 \cdot \max(A(f))_i + \hat{\beta}_2 \cdot (\max(A(f))_i)^2 - \frac{1}{\hat{\beta}_3} \ln \frac{(A_i - A_0)}{I \cdot \hat{\beta}_4} \leq r_i^+, \quad i = \overline{1, N}, \quad (7)$$

Як бачимо, умовами із яких отримуємо невідомі коефіцієнти $\beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$ моделі є інтервальна система нелінійних алгебричних рівнянь. Як відомо, її розв'язок є множиною математичних моделей (коридор). Сама задача знаходження розв'язку ІСНАР є NP - складною обчислювальною задачею. Для її спрощення будемо шукати тільки точкові оцінки параметрів $\vec{\beta} = \hat{\beta}_0, \hat{\beta}_1, \hat{\beta}_2, \hat{\beta}_3, \hat{\beta}_4$ для однієї моделі, яка відповідає умовам (7).

За таких умов параметрична ідентифікація базується на оптимізаційній задачі, для розв'язку якої застосовують методи багатовимірної нелінійної оптимізації [8,9,20].

Сформулюємо оптимізаційну задачу для знаходження коефіцієнтів математичної моделі:

$$\delta(\vec{\beta}) \xrightarrow{\vec{\beta}} \min \quad (8)$$

$$\hat{\beta}_j \in [\hat{\beta}_j^{low}; \hat{\beta}_j^{up}], j = 1, \dots, m \quad (9)$$

де $[\hat{\beta}_j^{low}; \hat{\beta}_j^{up}]$ – нижня та верхня межа для кожного коефіцієнта допустимих його значень;

$\delta(\vec{\beta})$ – цільова функція задачі оптимізації, яка у нашому випадку є нелінійною і сформованою на основі ІСНАР (7) у такому вигляді:

$$\delta(\vec{\beta}) = \max_{i=1, \dots, N} \left\{ \left| \text{mid} \left[\hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 \cdot \max(A(f))_i + \hat{\beta}_2 \cdot (\max(A(f))_i)^2 - \frac{1}{\hat{\beta}_3} \ln \frac{(A_i - A_0)}{I \cdot \hat{\beta}_4} \right] - \text{mid}[r_i^-; r_i^+] \right| \right\},$$

якщо $\left[\hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 \cdot \max(A(f))_i + \hat{\beta}_2 \cdot (\max(A(f))_i)^2 - \frac{1}{\hat{\beta}_3} \ln \frac{(A_i - A_0)}{I \cdot \hat{\beta}_4} \right] \cap [r_i^-; r_i^+] = \emptyset, \exists i = \overline{1, N}$ (10)

$$\delta(\vec{\beta}) = \max_{i=1, \dots, N} \left\{ \left| \text{wid} \left[\hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 \cdot \max(A(f))_i + \hat{\beta}_2 \cdot (\max(A(f))_i)^2 - \frac{1}{\hat{\beta}_3} \ln \frac{(A_i - A_0)}{I \cdot \hat{\beta}_4} \right] - \text{wid} \left[\hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 \cdot \max(A(f))_i + \hat{\beta}_2 \cdot (\max(A(f))_i)^2 - \frac{1}{\hat{\beta}_3} \ln \frac{(A_i - A_0)}{I \cdot \hat{\beta}_4} \right] \cap [r_i^-; r_i^+] \right| \right\},$$

якщо $\left[\hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 \cdot \max(A(f))_i + \hat{\beta}_2 \cdot (\max(A(f))_i)^2 - \frac{1}{\hat{\beta}_3} \ln \frac{(A_i - A_0)}{I \cdot \hat{\beta}_4} \right] \cap [r_i^-; r_i^+] \neq \emptyset, \forall i = \overline{1, N}$ (11)

У формулах (9) та (10) квадратні дужки $[]$ – означають інтервальну оцінку значення виразу у цих дужках; $| |$ - означає модуль виразу; *mid* - це операція виділення центру числового інтервалу; *wid* - це операція обчислення ширини числового інтервалу.

Як бачимо з виразів (9) та (10), що функція цілі оптимізаційної задачі (8) та (9) є складною нелінійною, дискретною, та ще і представленою алгоритмічно. Тому для розв'язування такої оптимізаційної задачі можна використовувати виключно метаевристичні алгоритми пошуку мінімуму. З цією метою, запропоновано використати метод, який ґрунтується на поведінкових моделях бджолої колонії [8].

Основна ідея цього алгоритму полягає в моделюванні поведінки колонії медоносних бджіл у процесі пошуку їжі (нектару)[8].

Розглядаючи контекст діяльності бджолої колонії, у природних умовах розвідниці (scout bees) першими вилітають із вулика, шукаючи нектар у випадковому напрямку. Якість джерела нектару визначається кількістю нектару, а також відстанню від вулика до джерела. Тобто в бджолої колонії є декілька категорій бджіл, однією з яких є розвідниці. Коли розвідниці повертаються до вулика, вони повідомляють іншим особинам колонії про знайдені джерела їжі. На основі отриманої інформації про якість знайденого нектару робочі бджоли у вулику обирають джерело нектару, до якого вони полетять. Також у вулику є ще одна категорія - бджоли-дослідники, завданням яких є дослідження околиць джерел нектару.

Основний принцип: що кращим є джерело їжі, то більше бджіл летітиме до нього. Потім процес повторюється.

ОНТОЛОГІЧНИЙ ПІДХІД ДО ОТРИМАННЯ КОЕФІЦІЄНТІВ ІНТЕРВАЛЬНОЇ МОДЕЛІ ПОШИРЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНОГО ПОТЕНЦІАЛУ ТА ФОРМУВАННЯ АКУСТИЧНОГО СИГНАЛУ

Як вже зазначалося, основною проблемою для побудови математичної моделі у формі (2.9) є обчислення коефіцієнтів $\hat{\beta} = \hat{\beta}_0, \hat{\beta}_1, \hat{\beta}_2, \hat{\beta}_3, \hat{\beta}_4$ всякий раз, коли необхідно застосувати інтраопераційний моніторинг ПГН для конкретного пацієнта. Такий підхід неможливо застосувати в реальному часі проведення оперативного втручання. Тому запропоновано використати онтологічний підхід з метою опису предметної області для обрання необхідної математичної моделі в інформаційній технології інтраопераційного моніторингу.

З теоретичної точки зору, онтологія предметної області інтраопераційного нейромоніторингу розглядається як формалізована структура, що інтегрує декларативні знання (опис клінічних показань, анатомічних структур, властивостей тканин, параметрів електрофізіологічних сигналів) та процедурні знання (методи аналізу сигналів, алгоритми ідентифікації нерва, критерії вибору математичної моделі). Таке поєднання дозволяє не лише описувати предметну область, але й безпосередньо підтримувати процес прийняття рішень щодо вибору та налаштування математичних моделей у конкретній клінічній ситуації [18-20].

На рисунку 3 представлено підмножину понять і відношень, що зафіксовані в загальній онтологічній моделі предметної області інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу. Наведена підмножина відображає ключові клінічні, анатомічні та алгоритмічні аспекти, які безпосередньо впливають на процес вибору та параметризації інтервальної математичної моделі. Онтологічні відношення забезпечують формалізований зв'язок між характеристиками пацієнта, умовами оперативного втручання, параметрами нейромоніторингу та результатами моделювання, що створює основу для знання-орієнтованої підтримки прийняття рішень.

Особливістю предметної області інтраопераційного нейромоніторингу є наявність невизначеності та варіабельності даних, зумовлених як фізіологічними відмінностями між пацієнтами, так і технічними особливостями реєстрації електрофізіологічних сигналів. У зв'язку з цим доцільним є використання інтервальних математичних моделей, які дозволяють враховувати діапазони можливих значень параметрів та забезпечують підвищену надійність прийняття рішень за умов неповної або зашумленої інформації. Онтологічний підхід у цьому випадку виконує роль інтеграційного механізму, що пов'язує інтервальні характеристики сигналів з умовами їх інтерпретації та правилами вибору відповідної моделі.

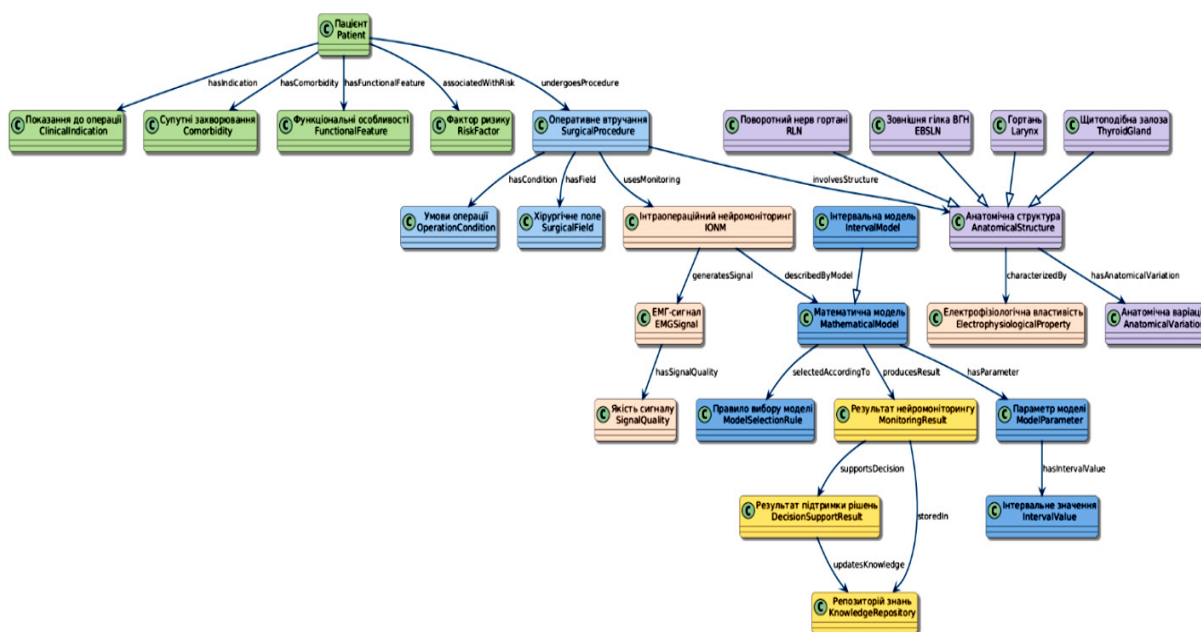


Рисунок 3 – Схема опису прикладної онтології в ІТ інтраопераційного нейромоніторингу

Побудова онтології для обрання необхідної математичної моделі в інформаційній технології інтраопераційного нейромоніторингу ґрунтується на представленні таких ключових аспектів предметної

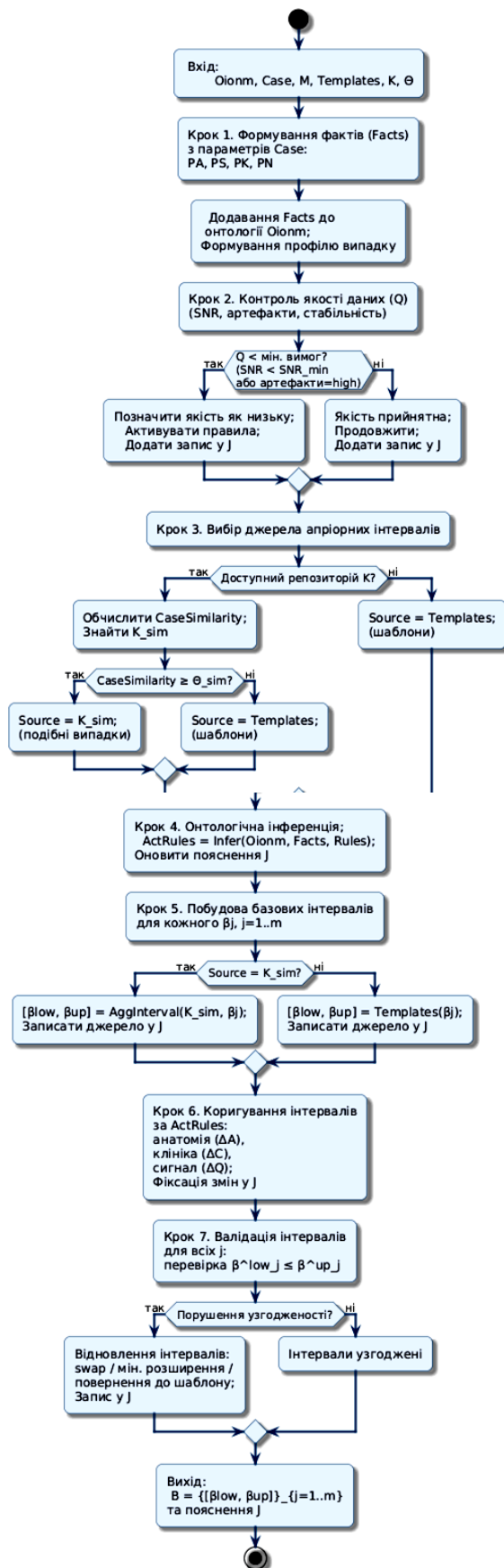


Рисунок 5 – Схема реалізація методу

МЕТОДИ ТА СИСТЕМИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ І ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ ТА СИГНАЛІВ

На рисунку 6 представлено результати ініціалізації коефіцієнтів $\vec{\beta} = \beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$ та відповідне відображення результатів моделювання та викоористання цих результатів в процесі здійснення операцій на щитоподібній залозі.

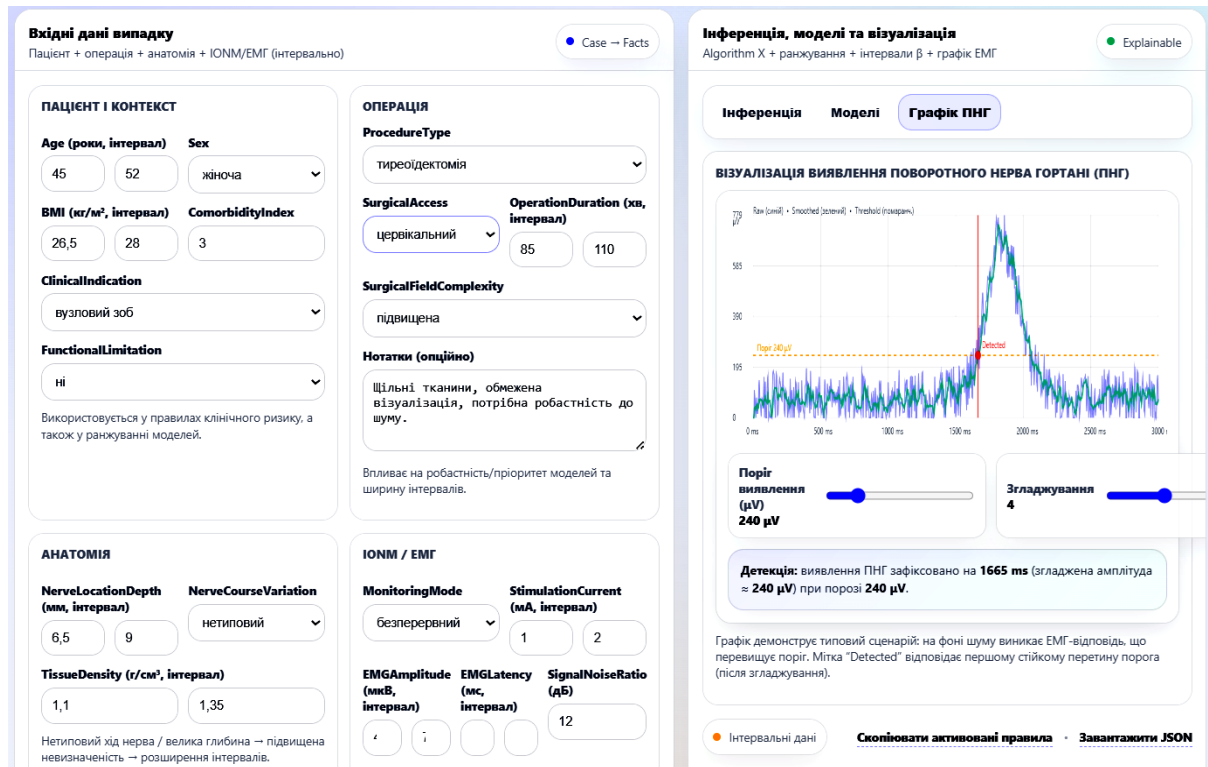


Рисунок 6 – Приклад ініціалізації параметрів $\vec{\beta} = \beta_0, \beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4$ та візуалізація результатів

Запропонований онтологічний механізм ініціалізації інтервальних обмежень параметрів дозволяє перенести основну обчислювальну складність з етапу інтраопераційного розв'язання задачі оптимізації на етап формалізованого попереднього аналізу предметної області. Це забезпечує можливість застосування інтервальних математичних моделей у режимі реального часу та підвищує робастність оцінювання параметрів в умовах значної клінічної та експериментальної невизначеності.

ВИСНОВКИ

У роботі розв'язано актуальну науково-прикладну задачу розробки інформаційної технології інтраопераційного нейромоніторингу поворотного гортанного нерва, орієнтованої на підвищення безпеки хірургічних втручань на щитоподібній та паращитовидній залозах в умовах невизначеності інтраопераційних даних. Отримані результати дозволяють зробити такі основні висновки:

Розроблено інтервальну математичну модель поширення електричного потенціалу в тканинах операційного поля та формування ЕМГ- і акустичних сигналів, яка враховує варіабельність анатомічних і електрофізіологічних параметрів, а також наявність шумів і похибок вимірювань. Інтервальний підхід забезпечує гарантовані оцінки вихідних величин, що є критично важливим для прийняття рішень у реальному часі.

Запропоновано механізм онтологічної ініціалізації інтервальних параметрів математичної моделі, який дозволяє відмовитися від повторного обчислення коефіцієнтів моделі для кожного клінічного випадку під час операції. Онтологічна інференція забезпечує контекстно-адаптивний вибір класу математичної моделі та формування інтервалів параметрів відповідно до конкретних умов інтраопераційного моніторингу.

МЕТОДИ ТА СИСТЕМИ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННОЇ І ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ ТА СИГНАЛІВ

Практична значущість отриманих результатів полягає у можливості використання запропонованої інформаційної технології як основи для створення інтелектуальних систем підтримки хірургічних рішень, що працюють у режимі реального часу та адаптуються до індивідуальних особливостей пацієнта й перебігу оперативного втручання.

Загалом результати роботи підтверджують доцільність поєднання онтологічних моделей знань та інтервального математичного моделювання при розробці інформаційних технологій інтраопераційного нейромоніторингу та створюють наукове підґрунтя для подальших досліджень у напрямі інтелектуалізації медичних систем підтримки прийняття рішень.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Shidlovskiy, Volodymyr O., Oleksandr V. Shidlovskiy, Andrii M. Dyvak, Ihor I. Morozovych, and Volodymyr M. Pryvotskyi. "Evaluation of Methods for Identifying and Monitoring Laryngeal Nerves." *Clinical Endocrinology and Endocrine Surgery* 1 (2025): 27–34. <https://doi.org/10.30978/CEES-2025-1-27>
2. Shidlovskiy, Volodymyr O., Oleksandr V. Shidlovskiy, Andrii M. Dyvak, Volodymyr M. Pryvotskyi, and Ihor I. Morozovych. "Identification and Monitoring of Laryngeal Nerves: Technologies and Problems. Review." *Clinical Endocrinology and Endocrine Surgery* 1 (2024): 56–64. <https://doi.org/10.30978/CEES-2024-1-56>
3. Дивак М., Тимець В., Дивак А. Багатофункціональний блок подразнення зворотного гортанного нерва у задачі його ідентифікації. Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. Випуск 38, № 2 (Березень 2020), с. 90 – 99.
4. Дивак М.П., 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 від 25.04.2018. Бюл. № 8.
5. Dyvak, Mykola, Nataliia Kasatkina, Andrii Pukas, and Nataliia Padletska. "Spectral Analysis of the Information Signal in the Task of Identifying the Recurrent Laryngeal Nerve in Thyroid Surgery." *Przegląd Elektrotechniczny* 89 (2013): 275–277.
6. Dyvak, Mykola, Oleksandr Kozak, and Andrii Pukas. "Interval Model for Identification of Laryngeal Nerves." *Przegląd Elektrotechniczny* 86 (2010): 139–140.
7. Dyvak, Mykola, Andrii Pukas, Ihor Oliynyk, and Andrii Melnyk. "Selection of the 'Saturated' Block from an Interval System of Linear Algebraic Equations for Recurrent Laryngeal Nerve Identification." In *Proceedings of the 2018 IEEE Second International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP)*, 444–448. Lviv, Ukraine, August 21–25, 2018. New York: IEEE.
8. Dyvak, Mykola, and Nataliia Porplytsya. "Formation and Identification of a Model for Recurrent Laryngeal Nerve Localization during Surgery on Neck Organs." In *Advances in Intelligent Systems and Computing III*, edited by Mykola Dyvak, vol. 871, 391–404. Cham, Switzerland: Springer, 2019.
9. Porplytsya, Nataliia, Mykola Dyvak, Ivan Spivak, and Ihor Voytyuk. "Mathematical and Algorithmic Foundations for Implementation of the Method for Structure Identification of Interval Difference Operator Based on Functioning of Bee Colony." In *Proceedings of the 13th International Conference on the Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics*, 196–199. Lviv, Ukraine, February 24–27, 2015. New York: IEEE.
10. Husson, Raoul. *Étude des phénomènes physiologiques et acoustiques fondamentaux de la voix chantée*. Paris, 1952.
11. Husson, Raoul. *Physiologie de la phonation*. Paris: Masson, 1962.
12. Malcharek, Michael, and Hans J. Priebe. "Anesthesia and IONM." In *Intraoperative Neuromonitoring: Fundamentals, Possibilities, Limitations*, 143–157. Cham, Switzerland: Springer, 2024.
13. Valenzuela-Fuenzalida, Juan J., Victor Baeza-Garrido, María F. Navia-Ramírez, Cristian Cariseo-Ávila, Andrés Bruna-Mejías, Álvaro Becerra-Farfan, Esteban Lopez, Marco Orellana Donoso, and Waldo Loyola-Sepulveda. "Systematic Review and Meta-Analysis: Recurrent Laryngeal Nerve Variants and Their Implication in Surgery and Neck Pathologies Using the Anatomical Quality Assurance (AQUA) Checklist." *Life* 13 (2023): 1077.
14. Brunet, Alexandre, Albert Rovira, Marc Quer, Antonio Sanabria, Orlando Guntinas-Lichius, Mark E. Zafereo, Dominique M. Hartl, Ana Coca-Pelaz, Ashok R. Shaha, Jean-Pierre Marie, et al. "Recurrent Laryngeal Nerve Intraoperative Neuromonitoring Indications in Non-Thyroid and Non-Parathyroid Surgery." *Journal of Clinical Medicine* 13 (2024): 2221.

15. Thomas, Alexander M., Dima K. Fahim, and John M. Gemechu. "Anatomical Variations of the Recurrent Laryngeal Nerve and Implications for Injury Prevention during Surgical Procedures of the Neck." *Diagnostics* 10 (2020): 670.
16. Gumus, Sercan, Cagri Yuksel, Hakan Pulat, Cengiz Akyuz, and Mehmet O. Gul. "Inferior-to-Superior Dissection for Recurrent Laryngeal Nerve Identification in Redo Thyroid Surgery: Enhanced Safety and Reduced Injuries." *Journal of Clinical Medicine* 13 (2024): 7364.
17. Tabriz, Nima, Sebastian Muehlbeyer, Dietmar Weyhe, and Volker Uslar. "Risk Factors for Recurrent Laryngeal Nerve Palsy in Thyroid Surgery: A Single-Center Experience of 1147 Procedures with Intermittent Intraoperative Neuromonitoring." *Journal of Personalized Medicine* 14 (2024): 714.
18. Mykola Dyvak, Andriy Melnyk, Artur Rot, Marcin Hernes, Andriy Pukas, "Ontology of mathematical modelling based on interval data," *Complexity*, vol. 2022, Article ID 8062969, 24 pages, 2022.
19. A. Melnyk, I. Shcherbiak, R. Shevchuk, A. Shevchuk, O. Huhul and Y. Franko, "Software Architecture for Mathematical Modelling Based on Interval and Ontology Approach," 2022 12th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT), Ruzomberok, Slovakia, 2022, pp. 101 - 105, doi: <https://doi.org/10.1109/ACIT54803.2022.9913108>
20. Dyvak, M., Melnyk, A., Mazepa, S., Stetsko, M. (2022). An Ontological Approach to Detecting Irrelevant and Unreliable Information on Web-Resources and Social Networks. In: Klymash, M., Beshley, M., Luntovskyy, A. (eds) *Future Intent-Based Networking. Lecture Notes in Electrical Engineering*, vol 831. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-92435-5_27
21. Kryvonosov, V., Avrunin, O., Sander, S., Pavlov, V., etc. (2023). A usage of the impedance method for detecting circulatory disorders to determine the degree of limb ischemia. *Informatyka, Automatyka, Pomiar W Gospodarce I Ochronie Środowiska*, 13(4), 5–10.

REFERENCES

1. Shidlovskiy, Volodymyr O., Oleksandr V. Shidlovskiy, Andrii M. Dyvak, Ihor I. Morozovych, and Volodymyr M. Pryvotskiy. "Evaluation of Methods for Identifying and Monitoring Laryngeal Nerves." *Clinical Endocrinology and Endocrine Surgery* 1 (2025): 27–34. <https://doi.org/10.30978/CEES-2025-1-27>
2. Shidlovskiy, Volodymyr O., Oleksandr V. Shidlovskiy, Andrii M. Dyvak, Volodymyr M. Pryvotskiy, and Ihor I. Morozovych. "Identification and Monitoring of Laryngeal Nerves: Technologies and Problems. Review." *Clinical Endocrinology and Endocrine Surgery* 1 (2024): 56–64. <https://doi.org/10.30978/CEES-2024-1-56>
3. Dyvak, Mykola, Vasyl Tymets, and Andrii Dyvak. "Multifunctional Stimulation Unit of the Recurrent Laryngeal Nerve for Its Identification." *Optoelectronic Information and Energy Technologies* 38, no. 2 (2020): 90–99. <https://doi.org/10.31649/1681-7893-2019-38-2-90-99>
4. Dyvak, Mykola P., Andrii V. Pukas, Vasyl I. Tymets, and Andrii M. Dyvak. Method for Identifying the Laryngeal Nerve among Other Tissues of the Surgical Wound during Thyroid Surgery. Ukrainian Utility Model Patent No. 124989, April 25, 2018.
5. Dyvak, Mykola, Nataliia Kasatkina, Andrii Pukas, and Nataliia Padletska. "Spectral Analysis of the Information Signal in the Task of Identifying the Recurrent Laryngeal Nerve in Thyroid Surgery." *Przegląd Elektrotechniczny* 89 (2013): 275–277.
6. Dyvak, Mykola, Oleksandr Kozak, and Andrii Pukas. "Interval Model for Identification of Laryngeal Nerves." *Przegląd Elektrotechniczny* 86 (2010): 139–140.
7. Dyvak, Mykola, Andrii Pukas, Ihor Oliynyk, and Andrii Melnyk. "Selection of the 'Saturated' Block from an Interval System of Linear Algebraic Equations for Recurrent Laryngeal Nerve Identification." In *Proceedings of the 2018 IEEE Second International Conference on Data Stream Mining & Processing (DSMP)*, 444–448. Lviv, Ukraine, August 21–25, 2018. New York: IEEE.
8. Dyvak, Mykola, and Nataliia Porplytsya. "Formation and Identification of a Model for Recurrent Laryngeal Nerve Localization during Surgery on Neck Organs." In *Advances in Intelligent Systems and Computing III*, edited by Mykola Dyvak, vol. 871, 391–404. Cham, Switzerland: Springer, 2019.
9. Porplytsya, Nataliia, Mykola Dyvak, Ivan Spivak, and Ihor Voytyuk. "Mathematical and Algorithmic Foundations for Implementation of the Method for Structure Identification of Interval Difference Operator Based on Functioning of Bee Colony." In *Proceedings of the 13th International Conference on the Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics*, 196–199. Lviv, Ukraine, February 24–27, 2015. New York: IEEE.

10. Husson, Raoul. Étude des phénomènes physiologiques et acoustiques fondamentaux de la voix chantée. Paris, 1952.
11. Husson, Raoul. Physiologie de la phonation. Paris: Masson, 1962.
12. Malcharek, Michael, and Hans J. Priebe. "Anesthesia and IONM." In Intraoperative Neuromonitoring: Fundamentals, Possibilities, Limitations, 143–157. Cham, Switzerland: Springer, 2024.
13. Valenzuela-Fuenzalida, Juan J., Victor Baeza-Garrido, María F. Navia-Ramírez, Cristian Cariseo-Ávila, Andrés Bruna-Mejías, Álvaro Becerra-Farfan, Esteban Lopez, Marco Orellana Donoso, and Waldo Loyola-Sepulveda. "Systematic Review and Meta-Analysis: Recurrent Laryngeal Nerve Variants and Their Implication in Surgery and Neck Pathologies Using the Anatomical Quality Assurance (AQUA) Checklist." *Life* 13 (2023): 1077.
14. Brunet, Alexandre, Albert Rovira, Marc Quer, Antonio Sanabria, Orlando Guntinas-Lichius, Mark E. Zafereo, Dominique M. Hartl, Ana Coca-Pelaz, Ashok R. Shaha, Jean-Pierre Marie, et al. "Recurrent Laryngeal Nerve Intraoperative Neuromonitoring Indications in Non-Thyroid and Non-Parathyroid Surgery." *Journal of Clinical Medicine* 13 (2024): 2221.
15. Thomas, Alexander M., Dima K. Fahim, and John M. Gemechu. "Anatomical Variations of the Recurrent Laryngeal Nerve and Implications for Injury Prevention during Surgical Procedures of the Neck." *Diagnostics* 10 (2020): 670.
16. Gumus, Sercan, Cagri Yuksel, Hakan Pulat, Cengiz Akyuz, and Mehmet O. Gul. "Inferior-to-Superior Dissection for Recurrent Laryngeal Nerve Identification in Redo Thyroid Surgery: Enhanced Safety and Reduced Injuries." *Journal of Clinical Medicine* 13 (2024): 7364.
17. Tabriz, Nima, Sebastian Muehlbeyer, Dietmar Weyhe, and Volker Uslar. "Risk Factors for Recurrent Laryngeal Nerve Palsy in Thyroid Surgery: A Single-Center Experience of 1147 Procedures with Intermittent Intraoperative Neuromonitoring." *Journal of Personalized Medicine* 14 (2024): 714.
18. Mykola Dyvak, Andriy Melnyk, Artur Rot, Marcin Hernes, Andriy Pukas, "Ontology of mathematical modelling based on interval data," *Complexity*, vol. 2022, Article ID 8062969, 24 pages, 2022.
19. A. Melnyk, I. Shcherbiak, R. Shevchuk, A. Shevchuk, O. Huhul and Y. Franko, "Software Architecture for Mathematical Modelling Based on Interval and Ontology Approach," 2022 12th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT), Ruzomberok, Slovakia, 2022, pp. 101 - 105, doi: <https://doi.org/10.1109/ACIT54803.2022.9913108>
20. Dyvak, M., Melnyk, A., Mazepa, S., Stetsko, M. (2022). An Ontological Approach to Detecting Irrelevant and Unreliable Information on Web-Resources and Social Networks. In: Klymash, M., Beshley, M., Luntovskyy, A. (eds) *Future Intent-Based Networking. Lecture Notes in Electrical Engineering*, vol 831. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-92435-5_27.
21. Kryvonosov, V., Avrunin, O., Sander, S., Pavlov, V., etc. (2023). A usage of the impedance method for detecting circulatory disorders to determine the degree of limb ischemia. *Informatyka, Automatyka, Pomiar w Gospodarce i Ochronie Środowiska*, 13(4), 5–10.

Надійшла до редакції: 25.11.2025

ДИВАК АНДРІЙ МИКОЛАЙОВИЧ – аспірант, Західноукраїнський національний університет,
e-mail: dyvakandriy@gmail.com

МЕЛЬНИК АНДРІЙ МИКОЛАЙОВИЧ – д.т.н., професор, Західноукраїнський національний університет, *e-mail: melnykandriy@gmail.com*

A. DYVAK, A. MELNYK
**MATHEMATICAL MODEL OF THE PROGRESS OF ELECTRIC POTENTIAL PROPAGATION IN
TISSUES OF THE FIELD OF SURGICAL INTERVENTION AND METHOD OF ITS
IDENTIFICATION BASED ON THE ONTOLOGICAL APPROACH**
Western Ukrainian National University