

УДК 512.2

В.І. МАНЖУЛА, М.П. ДИВАК

ІНТЕРВАЛЬНА НЕЛІНІЙНА МОДЕЛЬ РОЗПОДІЛУ АМПЛІТУДИ ІНФОРМАЦІЙНОГО СИГНАЛУ В ЗАДАЧІ ВИЯВЛЕННЯ ТА ЛОКАЛІЗАЦІЇ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА В ПРОЦЕСІ ХІРУРГІЧНИХ ОПЕРАЦІЙ

Західноукраїнський національний університет, Тернопіль, Україна, e-mail: mdy@wunu.edu.ua

Анотація. В праці запропоновано підхід до побудови інтервальної моделі для розв'язування задач локалізації зворотного гортанного нерва в процесі операцій на органах шийного відділення людини. Інтервальна модель відображає розподіл амплітуди інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин ділянки хірургічного втручання змінним струмом обмеженої амплітуди. Проаналізовано технічні та програмні засоби виявлення та візуалізації зворотного гортанного нерва. Запропоновано метод ідентифікації вказаної математичної моделі, який ґрунтується на процедурах розв'язування нелінійної оптимізаційної задачі. Запропонований метод спрощує процедуру ідентифікації параметрів інтервальної моделі, зокрема за рахунок аналітичного представлення цільової функції оптимізаційної задачі, на відміну від відомого методу, де ця функція є дискретною. Верифікацію моделі проведено на експериментальних даних, отриманих під час проведення операцій на щитовидній залозі. Розроблена інтервальна нелінійна модель уможливує виявлення та візуалізацію розміщення гортанного нерва на ділянці хірургічного втручання під час операції і, відповідно, забезпечує зменшення ризику його пошкодження.

Ключові слова: зворотний гортанний нерв, амплітуда інформаційного сигналу, інтервальні дані, інтервальна нелінійна модель, ідентифікація моделі, оптимізаційна задача.

Abstract. The work proposes an approach to the construction of an interval model for solving the problems of localization of the recurrent laryngeal nerve in the process of surgery on the neck organs of the human. The interval model reflects the distribution of the amplitude of the information signal - the reaction to stimulation of the tissues of the surgery area with an alternating current of limited amplitude. The technical and software means of detection and visualization of the recurrent laryngeal nerve were analyzed. A method of identifying the specified mathematical model is proposed, which is based on the procedures for solving a nonlinear optimization problem. The proposed method simplifies the procedure for identifying the parameters of the interval model, in particular, due to the analytical representation of the objective function of the optimization problem, in contrast to the known method, where this function is discrete. The model was verified on experimental data obtained during the thyroid surgery. The developed interval nonlinear model makes it possible to detect and visualize the placement of the laryngeal nerve in the area of surgical intervention during the operation and, accordingly, ensures a reduction in the risk damage of its.

Keywords: recurrent laryngeal nerve, information signal amplitude, interval data, interval nonlinear model, model identification, optimization problem.

DOI: 10.31649/1681-7893-2022-43-1-65-75

ВСТУП

Хірургічні операції на органах шії супроводжуються великим ризиком пошкодження ЗГН. Особливо це стосується операцій на щитоподібній залозі, наприклад, коли видаляють вузлові новоутворення чи повністю усю залозу. Ушкодження ЗГН призводить до часткової чи повної втрати голосу у пацієнта [1, 2]. Сучасні технічні засоби, які використовують в процесі проведення таких операцій, в основному це нейромонітори, не дають можливості локалізувати місце розміщення ЗГН. Вони тільки фіксують факт проходження електричних сигналів крізь нього [3, 4].

Проте існують і інші технічні засоби для виявлення ЗГН [5, 6, 7], застосування яких дає можливість у випадку доопрацювання локалізувати місце розміщення ЗГН. Проведений аналіз цих

засобів дав можливість встановити загальний принцип їх роботи, який ґрунтується на подразненні постійним, змінним чи імпульсним електричним струмом ділянки хірургічного втручання і оцінюванні результатів цього подразнення на голосових зв'язках, якими керують електричні сигнали, що поширюються по ЗГН. Якщо точка подразнення належить тканині ЗГН, то відбувається скорочення голосових зв'язок, якщо ж подразнення зроблено в точці на м'язовій тканині, то реакція на подразнення буде незначною, або ж повністю відсутньою. В основу способу ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитовидній залозі, запропонованого авторами [8, 9, 10], покладено саме багаторазове подразнення тканин ділянки хірургічного втручання та подальша візуалізація місцезнаходження гортанного нерва на цій ділянці. Як вже зазначалося, задача вирішується тим, що подразнення тканин на хірургічній рані здійснюється змінним чи імпульсним електричним струмом фіксованої частоти, для якого забезпечується мала провідність електричного сигналу м'язовими тканинами і висока провідність електричного сигналу гортанним нервом та м'язами, які керують натягом голосових зв'язок, з подальшою реєстрацією скорочення голосових зв'язок на даній частоті звуковим сенсором. Сенсор встановлено у дихальній трубці, розміщеній у гортані пацієнта. Зареєстрований сенсором сигнал, який по суті є звуковим сигналом промодульованим внаслідок скорочення голосових зв'язок. Цей звук формується в гортані пацієнта під час його дихання. Далі, отриманий сигнал перетворюється у електричний інформаційний сигнал, який характеризує наближеність точки подразнення до гортанного нерва. Основною інформативною характеристикою цього сигналу є його максимальна амплітуда [8].

Опрацювання цього інформаційного сигналу здійснюють за допомогою програмного модуля [10], який інстальовано у вказаному пристрої. Основні функції програмного модуля: фільтрація сигналу на частоті подразнення, визначення максимальної амплітуди відфільтрованого сигналу для кожного проведеного спостереження та запис отриманих даних у інтервальному вигляді, за рахунок урахування похибок вимірювання та методичних похибок. Причому вимірювання інтервального значення амплітуди інформаційного сигналу проводиться в точці з відомими координатами на хірургічній рані, які фіксуються на стерильній сітці, відповідно, розміщеній на ділянці хірургічного втручання.

В працях [9, 10] запропоновано методи візуалізації ЗГН на основі вищеписаних принципів та із застосуванням інтервальної моделі, яка дає можливість обчислити максимальну амплітуду інформаційного сигналу, залежно від координат на хірургічній рані на основі допусків та гарантованих інтервальних чи еліпсоїдних оцінок параметрів цієї моделі у яких агреговано урахування похибок вимірювання та методичних похибок. Сама математична модель є алгебраїчним виразом з налаштованими параметрами-коефіцієнтами із використанням результатів експерименту. Проте обчислювальна складність реалізації цих методів ускладнює онлайн-візуалізацію області розміщення зворотного гортанного нерва на ділянці хірургічного втручання безпосередньо під час проведення операції. Тому доцільним є розробка методу ідентифікації моделі розподілу характеристик інформаційного сигналу, який зменшував би обчислювальні витрати для задачі візуалізації місця розміщення ЗГН на ділянці хірургічного втручання [21,22,23].

МЕТОД ПОБУДОВИ ІНТЕРВАЛЬНОЇ МОДЕЛІ РОЗПОДІЛУ МАКСИМАЛЬНОЇ АМПЛІТУДИ ІНФОРМАЦІЙНОГО СИГНАЛУ НА ДІЛЯНЦІ ХІРУРГІЧНОГО ВТРУЧАННЯ

Процес побудови математичних моделей включає розв'язок двох задач: структурну та параметричну ідентифікації [11]. При цьому складнішою та первинною є задача ідентифікації структури моделі, оскільки необхідно спочатку визначити базисні функції, згенерувати структуру моделі, а потім обчислити оцінки параметрів для вибору оптимальної або «кращої».. Найбільш ефективні методи структурної ідентифікації інтервальних моделей, побудовані на процедурах самоадаптації та самоорганізації за аналогією з поведінковими моделями бджолоїної колонії. Для цього розв'язують складні оптимізаційні задачі [11, 12, 13, 17]. Проте у цій статті питання структурної ідентифікації винесено за межі розгляду. При цьому будемо користуватися попереднім досвідом авторів, наведеним у працях [11, 12, 14, 15, 16].

Таким чином, сконцентруємося більше на розробці та представленні методу параметричної ідентифікації, який більш ефективний ніж відомий метод [24,25,26].

Нехай розподіл максимальної амплітуди інформаційного сигналу на ділянці хірургічного втручання в залежності від координат точки подразнення має вигляд нелінійного алгебричного виразу:

$$A_0(\lambda_s, \vec{D}) = \varphi_{m+1}^s(\vec{g}(\vec{D})) \varphi_1^s(\vec{D}) + \dots + \varphi_{2m}^s(\vec{g}(\vec{D})) \varphi_m^s(\vec{D}), \quad (1)$$

де $\lambda_s = \{\varphi_1^s(\vec{D}), \dots, \varphi_m^s(\vec{D}), \varphi_{m+1}^s(\vec{g}(\vec{D})), \dots, \varphi_{2m}^s(\vec{g}(\vec{D}))\}$ – множина невідомих базисних функцій (відомого класу), причому базисні функції $\varphi_{m+1}^s(\vec{g}_1(\vec{D})), \dots, \varphi_{2m}^s(\vec{g}_m(\vec{D}))$ стосуються невідомих параметрів моделі $g_i, i = 1, \dots, m, \vec{D}$ – вектор дискретних координат точки подразнення тканин ділянки хірургічного втручання [27,28,29].

Також припускаємо, що результати експериментальних вимірювань отримано в інтервальному вигляді:

$$\vec{D}_i \rightarrow [A_i^-; A_i^+], i = 1, \dots, N, \quad (2)$$

де N – кількість вимірювань.

Таке припущення є раціональним, оскільки оцінка максимальної амплітуди інформаційного сигналу у певній точці отримана з відомою максимальною похибкою (похибки вимірювань та методичні похибки) [30]

Для забезпечення гарантованості місця локалізації ЗГН на ділянці хірургічної рани задамо такі умови узгодженості моделі з експериментальними інтервальними даними:

$$A_0(\lambda_s, \vec{D}_i) \in [A_i^-; A_i^+], \forall i = 1, \dots, N, \quad (3)$$

де $A_0(\lambda_s, \vec{D}_i)$ – означає істинне невідоме значення вихідної характеристики інформаційного сигналу для фіксованого набору структурних елементів λ_s і для фіксованих значень входних змінних \vec{D}_i .

Невідомими в цьому випадку залишаються тільки значення параметрів g_1, \dots, g_m моделі. Приймаючи до уваги умови «гарантованості» (3) із заміною в них замість $A_0(\lambda_s, \vec{D}_i)$ на вираз (1) для фіксованих значень входних змінних \vec{D}_i , отримуємо таку систему інтервальних нелінійних алгебраїчних рівнянь (ІСНАР):

$$\begin{cases} A_i^- \leq \varphi_{m+1}^s(\vec{g}(\vec{D}_i)) \varphi_1^s(\vec{D}_i) + \dots + \varphi_{2m}^s(\vec{g}(\vec{D}_i)) \varphi_m^s(\vec{D}_i) \leq A_i^+; \\ \vdots \\ A_N^- \leq \varphi_{m+1}^s(\vec{g}(\vec{D}_N)) \varphi_1^s(\vec{D}_N) + \dots + \varphi_{2m}^s(\vec{g}(\vec{D}_N)) \varphi_m^s(\vec{D}_N) \leq A_N^+. \end{cases} \quad (4)$$

У практичних застосуваннях для побудови такої математичної моделі достатньо обчислити тільки один розв'язок цієї системи.

В цьому випадку інтервальну модель (1) можна записати у такому вигляді:

$$\hat{A}(\lambda_s, \vec{D}_i) = \varphi_{m_s+1}^s(\hat{g}_1^s(\vec{D})) \varphi_1^s(\vec{D}) + \dots + \varphi_{2m_s}^s(\hat{g}_{m_s}^s(\vec{D})) \varphi_{m_s}^s(\vec{D}). \quad (5)$$

Як відомо [18, 19], процедури інтервального аналізу даних у цьому випадку передбачають пошук хоча б одного розв'язку $\hat{g}^s(\vec{D})$ ІСНАР (4). Такі процедури є ітераційними і полягають у певній еволюції значень початково заданих або згодом обчислених компонент поточного вектора параметрів моделі. При цьому показником для оцінки «якості» розв'язку виступає функція $\delta(\lambda_s, \hat{g}^s(\vec{D}))$. Функція кількісно відображає ступінь наближення поточного розв'язку до розв'язку, який забезпечує сумісність ІСНАР (4). Чим «ближче» прогнозований коридор, який побудований на основі обчисленого вектора параметрів, до експериментального, тим вища якість розв'язку. У роботах [18, 19] вираз для цієї функції обґрунтовано з таких міркувань. Якщо прогнозований і експериментальний інтервали не перекриваються один з одним, якість близькості визначається як різниця між центрами найбільш віддалених інтервалів:

$$\delta(\lambda_s, \hat{g}^s(\vec{D})) = \max_{i=1, \dots, N} \{|\text{mid}([\hat{A}^-(\lambda_s, \vec{D}_i); \hat{A}^+(\lambda_s, \vec{D}_i)]) - \text{mid}([A_i^-; A_i^+])|\}, \quad (6)$$

якщо

$$[\hat{A}^-(\lambda_s, \vec{D}_i); \hat{A}^+(\lambda_s, \vec{D}_i)] \cap [A_i^-; A_i^+] = \emptyset,$$

$$\exists i = 1, \dots, N.$$

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

Якщо прогнозований та експериментальний коридори перетинаються, то якість розв'язку визначається як найменше значення ширини перетину:

$$\delta(\lambda_s, \hat{g}^s(\vec{D})) = \max_{i=1, \dots, N} \{ \text{wid}([\hat{A}^-(\lambda_s, \vec{D}_i); \hat{A}^+(\lambda_s, \vec{D}_i)]) - \text{wid}([\hat{A}^-(\lambda_s, \vec{D}_i); \hat{A}^+(\lambda_s, \vec{D}_i)] \cap [A_i^-; A_i^+]) \}, \quad (7)$$

якщо

$$\begin{aligned} [\hat{A}^-(\lambda_s, \vec{D}_i); \hat{A}^+(\lambda_s, \vec{D}_i)] \cap [A_i^-; A_i^+] &\neq \emptyset, \\ \forall i &= 1, \dots, N, \end{aligned}$$

де $\text{mid}(\bullet)$, $\text{wid}(\bullet)$ – оператори для визначення центру та ширини інтервалів, відповідно.

Таким чином, в процесі ідентифікації моделі для фіксованої структури λ_s задача параметричної ідентифікації полягає в пошуку розв'язку такої оптимізаційної задачі:

$$\delta(\lambda_s, \hat{g}^s(\vec{D})) \xrightarrow{\hat{g}^s(\vec{D})} \min, \quad (8)$$

$$\hat{g}_j^s \in [g_j^{\text{low}}; g_j^{\text{up}}], j = 1, \dots, m_s,$$

де g_j^{low} , g_j^{up} – найменше та найбільше значення для кожного параметра моделі.

Однак, дана задача є дуже складною з обчислювальної точки зору. Складність задачі (8) пов'язана зі складністю цільової функції, яка для різних умов вимагає обчислень на кожній ітерації методу за виразом (6) або (7). Також, варто зазначити, що цільова функція (6) або (7) задана алгоритмічно, є дискретною та не має аналітичного представлення, що ускладнює розв'язок оптимізаційної задачі (8).

Виходячи з вище наведеного, у даній праці запропоновано модифікувати критеріальну функцію (6) чи (7) у такий спосіб, щоб мінімізувати середньоквадратичне відхилення між значеннями прогнозованої характеристики та значеннями заданими в межах інтервалів, які отримуємо експериментально. Такий підхід вимагає окремих досліджень. Проте, в цьому випадку задачу ідентифікації інтервальної моделі розподілу амплітуди інформаційного сигналу на області хірургічного втручання сформулюємо у вигляді оптимізаційної задачі:

$$\Delta(\lambda_s, \vec{g}^s(\vec{D}), \alpha_i) \xrightarrow{\lambda_s, \vec{g}^s(\vec{D}), \alpha_i} \min, \quad (9)$$

$$\lambda_s \in \{ \varphi_1(\vec{D}), \dots, \varphi_{m_s}(\vec{D}), \varphi_{m_s+1}(\vec{g}(\vec{D})), \dots, \varphi_{2m_s}(\vec{g}(\vec{D})) \} \in F,$$

$$\hat{g}_j^s \in [g_j^{\text{low}}; g_j^{\text{up}}], j = 1, \dots, m_s,$$

$$\hat{\alpha}_i \in [0, 1], i = 1, \dots, N,$$

де

$$\Delta(\lambda_s, \vec{g}^s(\vec{D}), \alpha_i) = \sum_{i=1}^N \left(\varphi_{m_s+1}^s(\hat{g}_1^s(\vec{D})) \varphi_1^s(\vec{D}) + \dots + \varphi_{2m_s}^s(\hat{g}_{m_s}^s(\vec{D})) \varphi_{m_s}^s(\vec{D}) \right)^2 - (\hat{\alpha}_i \cdot A_i^- + (1 - \hat{\alpha}_i) \cdot A_i^+), \quad (10)$$

де

$F = \{ \varphi_1(\vec{D}), \dots, \varphi_M(\vec{D}), \varphi_{M+1}(\vec{g}(\vec{D})), \dots, \varphi_{2M}(\vec{g}(\vec{D})) \}$ – множина потенційних структурних елементів моделі;

$\hat{g}_1^s(\vec{D}), \dots, \hat{g}_{m_s}^s(\vec{D})$ – компоненти вектора параметрів s -ї моделі;

m_s – кількість параметрів інтервальної моделі.

Тоді, чим менше значення $\Delta(\lambda_s, \vec{g}^s(\vec{D}), \alpha_i)$, тим «краща» структура інтервальної моделі. Якщо ж виконується рівність

$$\Delta(\lambda_s, \vec{g}^s(\vec{D}), \alpha_i) = 0, \quad (11)$$

то структура гарантовано дозволяє побудувати адекватну інтервальну модель розподілу амплітуди інформаційного сигналу, оскільки існування розв'язку ІСНАР (4) означає, що виконується умова (3), яка в цьому випадку матиме такий вигляд:

$$\widehat{A}(\lambda_s, \vec{D}_i) \in [A_i^-; A_i^+], i = 1, \dots, N \quad (12)$$

та еквівалентна їй умова

$$\widehat{A}(\lambda_s, \vec{D}_i) = \alpha_i \cdot A_i^- + (1 - \alpha_i) \cdot A_i^+, \quad (13)$$

$$\alpha_i \in [0, 1], i = 1, \dots, N,$$

оскільки, вираз (13) завжди є лінійною комбінацією меж експериментальних значень в точках вимірювань $[A_i^-; A_i^+]$, $i = 1, \dots, N$.

Перевагою використання цільової функції у формі (10) є те, що вона має аналітичний вигляд і є квадратичною принаймні відносно коефіцієнтів $\alpha_i \in [0, 1]$, $i = 1, \dots, N$.

Таким чином, для фіксованої структури задача параметричної ідентифікації моделі полягає в тому, щоб знайти розв'язок такої оптимізаційної задачі:

$$\Delta(\lambda_s, \vec{g}_j^s(\vec{D}), \alpha_i) \xrightarrow{\vec{g}^s(\vec{D}), \hat{\alpha}_i} \min, \quad (14)$$

$$\hat{g}_j^s(\vec{D}) \in [g_j^{\text{low}}; g_j^{\text{up}}], j = 1, \dots, m_s,$$

$$\hat{\alpha}_i \in [0, 1], i = 1, \dots, N.$$

Для визначення параметрів інтервальної моделі на основі оптимізаційної задачі (14) та заданої структури можна застосувати методи нелінійної оптимізації, такі як метод градієнтного спуску та метод Ньютона, або їх комбінацію [20]. А реалізація структурної ідентифікації, полягає у редукції або нарощуванні структури інтервальної моделі [12].

ІНТЕРВАЛЬНА НЕЛІНІЙНА МОДЕЛЬ РОЗПОДІЛУ МАКСИМАЛЬНОЇ АМПЛІТУДИ ІНФОРМАЦІЙНОГО СИГНАЛУ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА ПРИ ПРОВЕДЕННІ ОПЕРАЦІЙ НА ЩИТОВИДНІЙ ЗАЛОЗІ

На основі розробленого методу було здійснено побудову інтервальної нелінійної моделі розподілу амплітуди інформаційного сигналу на області хірургічного втручання під час операції на щитовидній залозі. Експериментальні вимірювання на стерильній сітці здійснювалися на основі двох координат:

$$D_i = \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \end{pmatrix}, i = 1, \dots, 36.$$

Отриманні на основі опрацювання інформаційного сигналу дані в інтервальному вигляді, з врахуванням вимірювальних похибок та шумів, представлено в таблиці 1.

Детальний аналіз даних таблиці 1 показав, що структуру адекватної моделі розподілу максимальних амплітуд інформаційного сигналу на області хірургічного втручання слід шукати із включенням тригонометричних базисних функцій. Для зменшення кількості таких елементів було додано нелінійну базисну функцію для параметра у вигляді показникової функції $\varphi(\vec{g}) = \sin^g(D)$.

Відповідно було сформовано множину потенційних структурних елементів такому вигляді:

$$F = \left\{ 1, x, y, xy, x^2, y^2, \sin^g\left(\frac{\pi}{36}x\right), \sin^g\left(\frac{\pi}{36}y\right), \sin^g\left(\frac{\pi}{36}xy\right) \right\}.$$

В ході перебору та нарощування структури моделі елементами з множини F було отримано структуру на основі згортки такого вигляду:

$$\lambda_s = \left\{ 1, y, \sin^g\left(\frac{\pi}{36}xy\right) \right\},$$

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

на основі якої отримали оптимальний розв'язок. Значення цільової функції в ході обчислень наближається до нуля, що продемонстровано на рисунку 1.

На основі обчислених параметрів $\hat{g} = (7,7623 \ 2,0482 \ 45,2431 \ 2,1703)$ та коефіцієнтів $\hat{\alpha}_i$ побудовано модель розподілу амплітуди інформаційного сигналу на поверхні області хірургічного втручання у такому вигляді:

$$\hat{A}(\vec{D}_i) = 7,7623 + 2,0482y + 45,2431 \sin^{2,1703} \left(\frac{\pi}{36} xy \right).$$

В таблиці 2 також наведено прогностичні значення амплітуди інформаційного сигналу, які отримані на основі моделі та відповідні коефіцієнти $\hat{\alpha}_i$, що були обчислені в ході оптимізації.

Таблиця 1

Результати експериментальних вимірювань амплітуди інформаційного сигналу

Номер вимірювання	Координати, D_i		Інтервальне значення максимальної амплітуди, A_{0i}	
	x_i	y_i	$[A_i^-; A_i^+]$	
1	1	1	8,0974	11,5326
2	1	2	9,5576	13,6124
3	1	3	13,0391	18,5709
4	1	4	15,2955	21,7845
5	1	5	19,8619	28,2881
6	1	6	25,6492	36,5308
7	2	1	9,0626	12,9074
8	2	2	14,421	20,539
9	2	3	21,7099	30,9201
10	2	4	28,5656	40,6844
11	2	5	33,8498	48,2103
12	2	6	43,032	61,288
13	3	1	10,1516	14,4584
14	3	2	18,1335	25,8265
15	3	3	31,5892	44,9907
16	3	4	37,8716	53,9384
17	3	5	47,8912	68,2087
18	3	6	50,7004	72,2096
19	4	1	13,1134	18,6766
20	4	2	23,3475	33,2525
21	4	3	43,1516	61,4584
22	4	4	47,4375	67,5625
23	4	5	49,5001	70,4985
24	4	6	43,3125	61,6875
25	5	1	13,2021	18,8001
26	5	2	32,1750	45,825
27	5	3	43,3125	61,6875
28	5	4	47,0250	66,975
29	5	5	44,5501	63,4495
30	5	6	26,8125	38,1875
31	6	1	16,5001	23,4996
32	6	2	37,5375	53,4625
33	6	3	46,4063	66,0938
34	6	4	42,0750	59,925
35	6	5	24,3375	34,6625
36	6	6	16,9125	24,0875

На рисунку 2 наведено графіки експериментального інтервального коридору амплітуди інформаційного сигналу та значення отримані на основі моделі. Наведені графіки демонструють включення прогнозованих значень в експериментальний коридор у кожній точці вимірювань, що задовольняє умову (3) та свідчить про адекватність побудованої моделі.

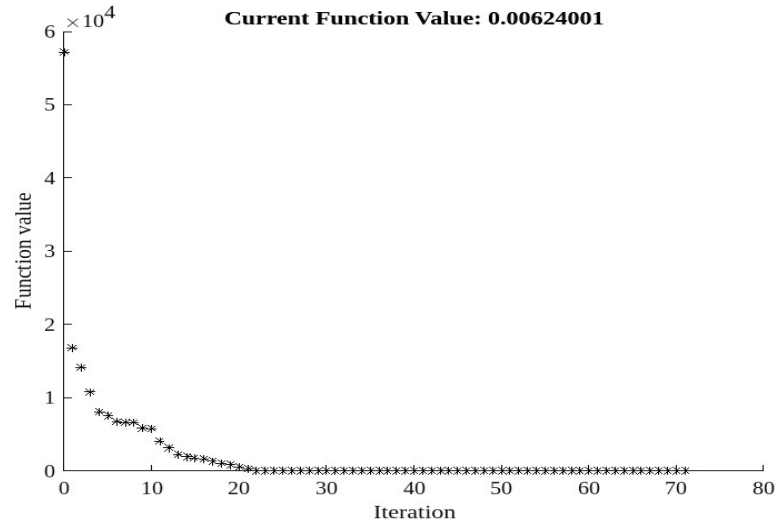


Рисунок 1 – Значення цільової функції $\Delta(\lambda_s, g_j^s, \alpha_i)$ в ході обчислення параметрів моделі \hat{g} та $\hat{\alpha}_i$ для одержаної моделі

Таблиця 2

Результати побудови інтервальної моделі розподілу максимальної амплітуди сигналу

Номер вимірювання, i	Прогнозне значення амплітуди, $\hat{A}(\vec{D}_i)$	Коефіцієнт $\hat{\alpha}_i$	Номер вимірювання, i	Прогнозне значення амплітуди, $\hat{A}(\vec{D}_i)$	Коефіцієнт $\hat{\alpha}_i$
1	10,0373	0,4354	19	14,2191	0,41
2	12,8713	0,1975	20	29,1968	0,7892
3	16,3145	0,4089	21	47,0182	0,3897
4	20,3638	0,2261	22	59,7198	0,4161
5	24,9817	0,3916	23	61,7681	0,464
6	30,1031	0,5902	24	53,1629	0,3642
7	10,823	0,5447	25	16,7887	0,3171
8	16,2673	0,6984	26	37,2303	0,3632
9	23,9583	0,7539	27	55,8709	0,8519
10	33,2932	0,609	28	59,7198	0,7099
11	43,3751	0,3362	29	47,348	0,5194
12	53,1629	0,4447	30	30,1031	0,5332
13	12,218	0,5094	31	19,8618	0,353
14	21,9101	0,7275	32	44,9699	0,6086
15	35,2319	0,3041	33	59,1501	0,6397
16	49,0664	0,4059	34	49,0664	0,5615
17	59,9674	0,3207	35	28,0548	0,3171
18	65,2948	0,7971	36	20,0517	0,3632

Отже, побудована інтервальна нелінійна модель на основі реальних експериментальних даних отриманих під час проведення операцій на щитовидній залозі, може використовуватися для виявлення розміщення гортанного нерва на області хірургічного втручання i , відповідно, зменшення ризику його пошкодження. На рисунку 3 наведено 2- та 3-вимірну візуалізацію розподілу максимальної амплітуди на області хірургічного втручання, яка демонструє можливе розміщення гортанного нерва.

БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

Запропонований метод спрощує та, відповідно, знижує часові затрати на побудову нелінійної моделі на основі інтервальних даних, зокрема, за рахунок аналітичного представлення цільової функції оптимізаційної задачі (14).

При цьому було застосовано методи нелінійної оптимізації з обмеженнями на параметри \hat{g} та коефіцієнти $\hat{\alpha}_i$ Optimization Toolbox ППП MatLab. Дані методи базуються на алгоритмах, що уможливають знаходження локальних екстремумів складної цільової функції оптимізаційної задачі (14). При цьому значне розширення простору шуканих параметрів, за рахунок коефіцієнтів $\hat{\alpha}_i$, призводить до появи великої кількості таких локальних мінімумів.

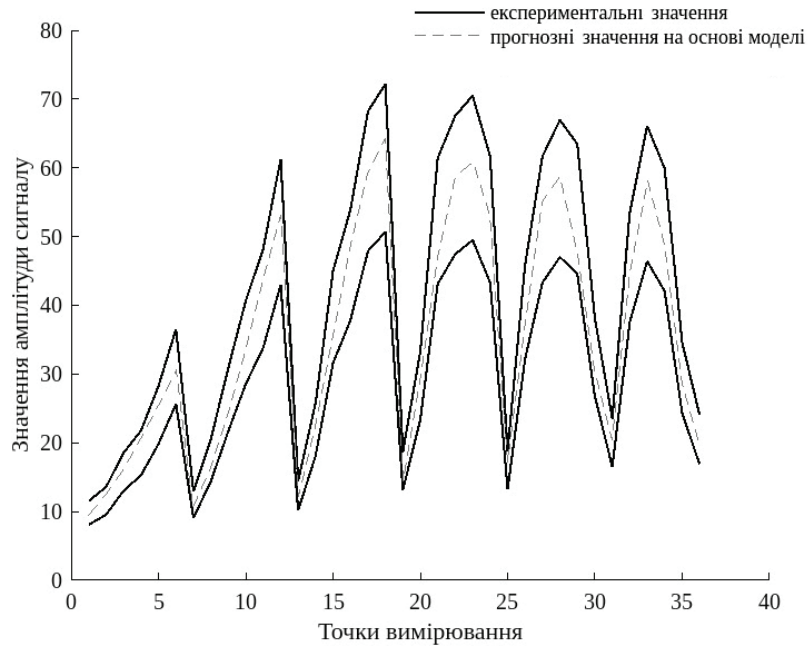


Рисунок 2 – Інтервальні значення вимірювань та прогнози на основі моделі значення амплітуди інформаційного сигналу

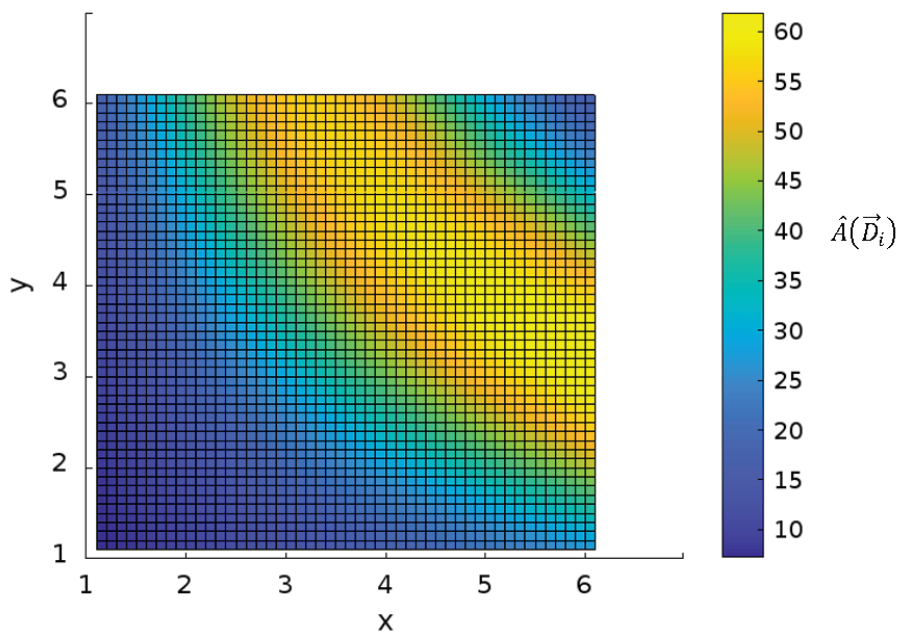


Рисунок 3, а – Двовимірне зображення візуалізації розподілу максимальної амплітуди інформаційного сигналу на основі розробленої моделі

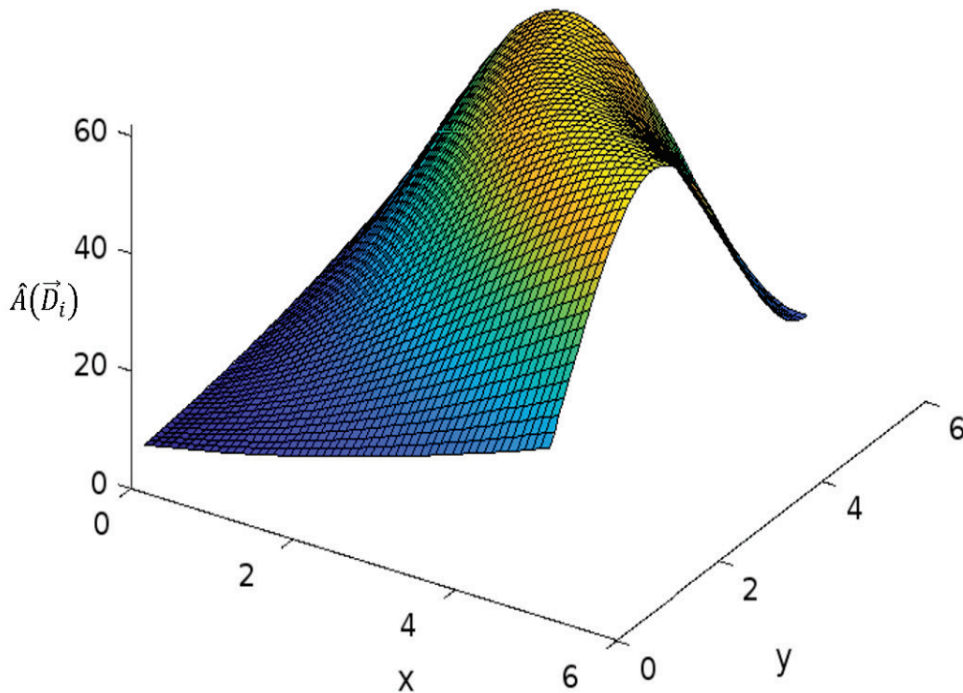


Рисунок 3, б – 3d зображення візуалізації розподілу максимальної амплітуди інформаційного сигналу на основі розробленої моделі

Як показала практика, достатньо визначити локальний мінімум на основі оцінок параметрів моделі \hat{g} та коефіцієнтів $\hat{\alpha}_i$, в якому значення цільової функції $\Delta(\lambda_s, g_j^s, \alpha_i)$ наближається до нуля та при цьому виконується умова (12), що гарантує отримання адекватної інтервальної моделі розподілу амплітуди інформаційного сигналу.

ВИСНОВКИ

На основі відомого способу та технічних засобів виявлення зворотного гортанного нерва при операціях на щитоподібній залозі запропоновано метод та нелінійну модель прогнозування розподілу амплітуди інформаційного сигналу з метою виявлення гортанного нерва.

Вперше для ідентифікації нелінійної інтервальної моделі запропоновано та обґрунтовано метод ідентифікації, який на відміну від існуючих ґрунтується на критеріальній функції мінімізації середньоквадратичного відхилення між значеннями прогнозованої характеристики, та значеннями, заданими в межах інтервалів, які отримуємо експериментально, що забезпечило можливість використання методів Ньютона для розв'язування оптимізаційної задачі ідентифікації моделі, взамін методів комбінаторної оптимізації і тим самим досягнуто зниження обчислювальної складності розв'язування цієї задачі. Розроблено метод побудови нелінійних моделей для визначення розташування та локалізації зворотного гортанного нерва в зоні оперативного втручання за максимальною амплітудою інформаційного сигналу. Сигнал отримували внаслідок подразнення тканин операційної рани змінним струмом фіксованої частоти та подальшої побудови функції розподілу відгуку на подразнення. Запропонований метод спрощує та, відповідно, скорочує витрати часу на побудову нелінійної моделі на основі інтервальних даних, зокрема, за рахунок аналітичного представлення цільової функції оптимізаційної задачі ідентифікації моделі та використання методів нелінійної оптимізації з обмеженнями на параметри. Метод уможливує побудову адекватної точкової моделі, що задовольняє умові включення прогнозованих, на основі моделі, значень в експериментальний інтервальный коридор на основі знаходження локальних мінімумів, які наближені до глобального.

Верифікацію запропонованого методу та розробленої математичної моделі проведено на експериментальних даних, отриманих під час хірургічної операції на щитовидній залозі.

REFERENCES

1. P. Angelos, Ethical and medicolegal issues in neuromonitoring during thyroid and parathyroid surgery: a review of the recent literature, *Curr Opin Oncol* (2012) 16–21. doi: 10.1097/CCO.0b013e32834cd596.
2. First World Congress of Neural Monitoring in Thyroid and Parathyroid Surgery, 17-19 September 2015, Krakow, Poland. URL:<http://ionmworldcongress.com>.
3. C. L. Hillermann, J. Tarpey, D. Phillips, Laryngeal nerve identification during thyroid surgery – feasibility of a novel approach, *Can J Anaesth* 50(2) (2003) 189-92. doi: 10.1007/BF03017855.
4. F. Y. Chiang, I. C. Lu, H. C. Chen, H. Y. Chen, C. J. Tsai, K. W. Lee, P. J. Hsiao and C. W. Wu, Intraoperative neuromonitoring for early localization and identification of recurrent laryngeal nerve during thyroid surgery, *Kaohsiung J Med Sci* 26(12) (2010) 633–9. doi: 10.1016/S1607-551X(10)70097-8.
5. S. Sari, Y. Erbil, A. Sümer, et al, Evaluation of recurrent laryngeal nerve monitoring in thyroid surgery, *International Journal of Surgery (London, England)* 8(6) (2010) 474–478. doi: 10.1016/j.ijso.2010.06.009.
6. Dionigi, A. Bacuzzi, L. Boni, S. Rausei, F. Rovera and R. Dionigi, Visualization versus neuromonitoring of recurrent laryngeal nerves during thyroidectomy: what about the costs? *World J Surg* 36(4) (2012) 748-54. doi: 10.1007/s00268-012-1452-0.
7. Yu. A. Gordievich, N. I. Padletska, A. V. Pukas, I. F. Voytiuk, Interface of the software system for experimental research of surgical wound tissues on neck organs, *Proceedings of the VI Ukrainian school young scientists and students on Advanced Computer Information Technologies, ACIT'2016, Ternopil:TNEU, 2016*, pp.116–118.
8. G. W. Randolph, H. Dralle, Electrophysiologic recurrent laryngeal nerve monitoring during thyroid and parathyroid surgery: international standards guideline statement, *Laryngoscope Suppl* 1 (2011) 121S1-16. doi: 10.1002/lary.21119. PMID: 21181860.
9. Mykola Dyvak, Andriy Pukas, Andriy Melnyk, Aleksandra Klos-Witkowska and Mikolaj Karpinski, Mathematical model in task of recurrent laryngeal nerve identification by electrophysiological method, *PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY* (2017) 266–270. doi:10.15199/48.2017.12.63
10. M. Dyvak, A. Pukas and O. Kozak, Tolerance estimation of parameters set of models created on experimental data, *Proceedings of the International Conference on "Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science, TCSET'08, 2008*, pp. 24–26.
11. M. Dyvak, A. Pukas, V. Manzhula, O. Papa, A. Akimjak and B. Maslyiak, The Task of Structural Identification the Interval Models of Static Objects with Multiple Parameters, *Proceedings of the 12th International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT'22, 2022*, pp. 112–115. doi: 10.1109/ACIT54803.2022.9913146.
12. V. Stepashko, O. Moroz, Hybrid searching GMDH-GA algorithm for solving inductive modeling tasks, *Proceedings of the IEEE First International Conference on Data Stream Mining & Processing, DSMP'16, 2016*, pp. 350–355, doi: 10.1109/DSMP.2016.7583574.
13. Abraham, R.K. Jatoth, A. Rajasekhar, Hybrid differential artificial bee colony algorithm, *J. Comput. Theor. Nanosci* 9(2) (2012) 249–257.
14. V. Stepashko, On the Self-organizing Induction-Based Intelligent Modeling. In: N. Shakhovska, M. Medykovskyy, (eds) *Advances in Intelligent Systems and Computing III, CSIT 2018, Advances in Intelligent Systems and Computing*, 871. Springer, Cham. doi:10.1007/978-3-030-01069-0_31
15. Akay, D. Karaboga, A modified artificial bee colony algorithm for real-parameter optimization, *Inf. Sci.* 192 (2012) 120–142. <https://doi.org/10.1016/j.ins.2010.07.015>.
16. Akay, D. Karaboga, B. Gorkemli and E. Kaya, A survey on the artificial bee colony algorithm variants for binary, integer and mixed integer programming problems, *Appl. Soft. Comput.* 106 (2021) 107351. URL: <https://doi.org/10.1016/j.asoc.2021.107351>.
17. Dyvak, M. Parameters Identification Method of Interval Discrete Dynamic Models of Air Pollution Based on Artificial Bee Colony Algorithm. In *Proceedings of the 2020 10th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT), Deggendorf, Germany, 13–15 May 2020*; pp. 130–135.
18. N. Porplytsya, M. Dyvak, I. Spivak, I. Voytyuk, “Mathematical and algorithmic foundations for implementation of the method for structure identification of interval difference operator based on functioning of bee colony,” in *Proc. of 13th Int. Conf. on The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics (CADSM)*, 2015, pp. 196-199.
19. M. Dyvak, A. Pukas, V. Manzhula, N. Kasatkina, M. Komar and V. Zabchuk, The Task of Parametric Identification the Interval Models with Nonlinear Parameters, *Proceedings of the 12th International Conference on Advanced Computer Information Technologies, ACIT'22, 2022*, pp. 106–111. doi: 10.1109/ACIT54803.2022.9913166.

20. Anders Forsgren; Philip E. Gill, Margaret H. Wright, Interior methods for nonlinear optimization, SIAM review 44.4 (2002) 525-597. doi: 10.1137/S0036144502414942.
21. Avrunin O.H., Bodyanskyi E.V., Kalashnyk M.V., Semenets V.V., Filatov V.O. Modern intellectual technologies of functional medical diagnostics - Kharkiv: KhNURE, 2018. – 248 с. doi: 10.30837/978-966-659-234-0.
22. Wójcik, W., Smolarz, A., “Information Technology in Medical Diagnostics,” London, Taylor & Francis Group CRC Press Reference, p. 210 (2017).
23. Vassilenko, V., Valtchev, S., Teixeira, J.P., Pavlov, S., “Energy harvesting: an interesting topic for education programs in engineering specialities,” Internet Education Science IES, 149-156 (2016).
24. Pavlov, S.V., Kozhemiako, V.P., Kolesnik, P.F., “Physical principles of biomedical optics,” monograph, Vinnytsya: VNTU, p.152 (2010).
25. Pavlov, S.V., Kozhemiako, V.P., Petruk, V.G., Kolesnik, P.F., “Photoplethysmographic technologies of the cardiovascular control,” Vinnitsa: Universum-Vinnitsa, p. 254 (2007).
26. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M., “Information Technology in Medical Diagnostics II,” London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book, p. 336 (2019).
27. Pavlov, S.V., Kozhukhar, A. T., “Electro-optical system for the automated selection of dental implants according to their colour matching,” Przegląd elektrotechniczny, R. 93 NR 3, 121-124 (2017).
28. Avrunin, O. G., Nosova, Y. V., Paliy, V. G., Shushlyapina, N. O., Kalimoldayev, M., Komada, P., & Sagymbekova, A. Study of the air flow mode in the nasal cavity during a forced breath. In Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017 (Vol. 10445, p. 104453H). International Society for Optics and Photonics. (2017).
29. Avrunin, O., Shushlyapina, N., Nosova, Y., Bogdan, O. (2016), "Olfactometry diagnostic at the modern stage", Bulletin of NTU "KhPI". Series: New solutions in modern technologies, NTU "KhPI", Kharkiv, No. 12 (1184), pp. 95-100, DOI: 10.20998/2413-4295.2016.12.13
30. Avrunin O.H., Bodyans'kyi YE.V., Semenets' V.V., Filatov V.O., Shushlyapina N. O. Informatsiyni tekhnolohiy i pidtrymky pryynyattya rishen' pry vyznachenni porushen' nosovoho dykhannya. Kharkiv: KHNURE, 2018. 132 с. URL: <https://doi.org/10.30837/978-966-659-235-7>.

Надійшла до редакції 1.02.2022р.

МАНЖУЛА ВОЛОДИМИР ІВАНОВИЧ – к.т.н., доцент, Західноукраїнський національний університет, *e-mail: v.manzhula@wunu.edu.ua*

ДИВАК МИКОЛА ПЕТРОВИЧ – д.т.н., професор, Західноукраїнський національний університет, *e-mail: mdy@wunu.edu.ua*