

УДК 519.24

М.П ДИВАК, В.І. МАНЖУЛА, Н.І. ПАДЛЕЦЬКА

МЕТОДИ, ЗАСОБИ ТА ІНТЕРВАЛЬНА МОДЕЛЬ ДЛЯ ЗАДАЧІ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА В ПРОЦЕСІ ХІРУРГІЧНОЇ ОПЕРАЦІЇ НА ЩИТОВИДНІЙ ЗАЛОЗІ

*Тернопільський національний економічний університет,
46020, вул. Львівська, 11, м. Тернопіль, Україна,
Тел.: (0352) 43-58-32, E-mail: mdy@tneu.edu.ua*

Анотація. В статті описано метод отримання гарантованої оцінки області розміщення зворотного гортанного нерва на хірургічній рані, за рахунок попереднього збудження тканин хірургічної рани змінним струмом фіксованої частоти і подальшої побудови функції розподілу реакції на збудження у вигляді інтервальної моделі з гарантованим включенням амплітуди інформаційного сигналу реакції на збудження.

Аннотация. В статье описан метод получения гарантированной оценки области размещения обратного гортанного нерва на хирургической ране, за счет предыдущего возбуждения тканей хирургической раны переменным током фиксированной частоты и последующего построения функции распределения реакции на возбуждение в виде интервальной модели с гарантированным включением амплитуды информационного сигнала реакции на возбуждение.

Abstract. In the article the method of receipt of the assured estimation of area of placing of reverse laryngeal nerve is described on a surgical wound, due to previous excitation of fabrics of surgical wound by the alternating current of the fixed frequency and subsequent construction of function of distributing of reaction on excitation as an interval model with the assured including of amplitude of informative signal of reaction on excitation.

Ключові слова: щитовидна залоза, зворотній гортанний нерв, інформаційний сигнал, інтервальна модель, допускова еліпсоїдна оцінка параметрів, інтервальна система алгебричних рівнянь, гарантована область хірургічного втручання.

ВСТУП

Основною проблемою при проведенні хірургічних операцій на щитовидній залозі є виявлення гортанного зворотного нерва, пошкодження якого призводить до втрати пацієнтом голосу, а також до інших негативних наслідків, пов'язаних з функціонуванням дихальної системи людини. Сучасні технічні засоби, які використовують в процесі проведення таких операцій унеможливають візуалізацію процесу виявлення гортанного нерва, а також базуються на небезпечній процедурі введення пацієнта до третьої стадії анестезії, де високий ризик переходу в стан клінічної смерті.

Процес візуалізації гортанного нерва є надзвичайно складний і включає процедуру його виявлення. Проведений аналіз відомих технічних засобів виявлення зворотного гортанного нерва під час проведення операцій на щитовидній залозі [1] дав можливість встановити загальний принцип їх роботи, який ґрунтується на подразненні постійним електричним струмом області хірургічного втручання і оцінюванні результатів цього подразнення на голосових зв'язках. Якщо область подразнення включає зворотній гортанний нерв, то відбувається скорочення голосових зв'язок, якщо ж подразнення зроблено на м'язовій тканині, то реакція на подразнення буде незначною. Незважаючи на широке застосування у практиці розглянутих технічних засобів їх функціонування відзначається такими недоліками:

1) необхідністю встановлення сенсорів, які фіксують реакцію голосових зв'язок на сигнал стимуляції гортанного нерва в області розміщення голосових зв'язок, що вимагає переведення пацієнта в третю стадію анестезії, яка характеризується небезпекою для його життя;

2) відсутністю засобів візуалізації розміщення гортанного нерва без розтину м'язової тканини, що призводить до його пошкодження.

МЕТОД ТА ЗАСОБИ ДЛЯ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ГОРТАННОГО НЕРВА НА ОСНОВІ ІНТЕРВАЛЬНИХ МОДЕЛЕЙ З ДОПУСКОВИМИ ЕЛІПСОЇДНИМИ ОЦІНКАМИ ПАРАМЕТРІВ

В основу нового способу ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитовидній залозі, запропонованого авторами [2], покладено підвищення точності виявлення та візуалізація місцезнаходження гортанного нерва в хірургічній рані, підвищення достовірності його ідентифікації.

Поставлена задача вирішується тим, що подразнення тканин в хірургічній рані здійснюється змінним 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, встановленим у дихальній трубці, розміщеній у гортані пацієнта, з подальшим його перетворенням у електричний сигнал, а вихідний інформаційний сигнал, який характеризує наближеність до гортанного нерва, визначають по зміні амплітуди електричного струму заданої частоти.

Ілюстрацію запропонованого способу зображено на рис. 1.

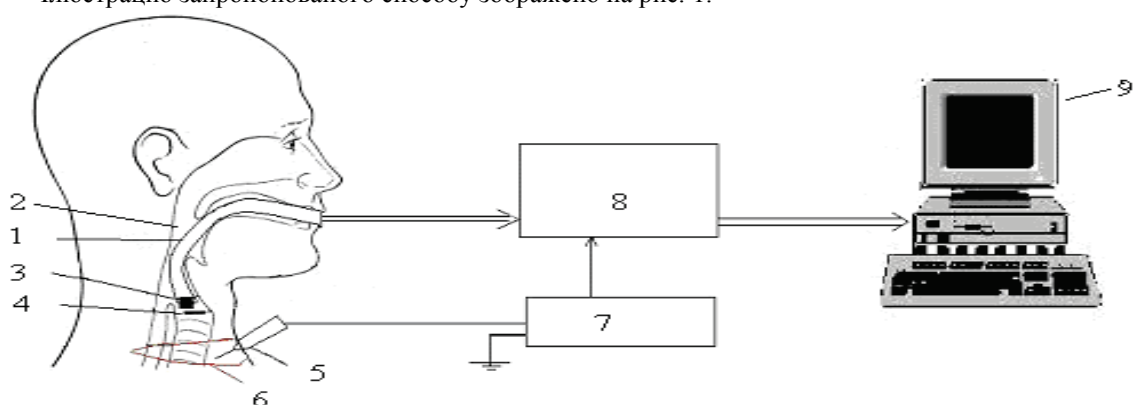


Рис. 1. Схема отримання інформаційного сигналу для ідентифікації гортанного нерва

Спосіб ідентифікації гортанних нервів при проведенні хірургічних операцій на щитовидній залозі здійснюється у такій послідовності.

В дихальну трубку – 1, що розміщена у гортані пацієнта – 2, встановлено сенсор звукових коливань – 3, який розміщений над голосовими зв'язками – 4. За допомогою щупа – 5 зондують тканини у хірургічній рані – 6. Щуп – 5 з'єднаний з генератором змінного струму – 7 силою від 0,5 – 2 мА та фіксованою частотою для якої забезпечується мала провідність електричного сигналу м'язовими тканинами і висока провідність електричного сигналу гортанним нервом на м'язи, які керують натягом голосових зв'язок.

Потік повітря, який проходить через дихальну трубку, створює звукові коливання, спектр яких змінюється внаслідок модуляції вібраціями голосових зв'язок, відповідно до частоти струму їх збудження. При цьому, через малу провідність електричного сигналу фіксованої частоти м'язовими тканинами і високу провідність електричного сигналу на цій же частоті гортанним нервом, амплітуда модульованого звукового сигналу буде пропорційна відстані від точки встановлення щупа до гортанного нерва на хірургічній рані. Ці коливання фіксуються звуковим сенсором – 3, перетворюються у електричний сигнал, підсилюються підсилювачем – 8 і подаються на стандартний аудіо вхід звукової картки комп'ютера – 9, де проводиться, опрацювання вказаного сигналу. Вихідний інформаційний сигнал характеризує наближеність розміщення щупа до гортанного нерва. Його визначають по зміні амплітуди виділеного електричного синусоїдального сигналу заданої частоти, при зменшенні відстані до нерва амплітуда сигналу збільшується.

Для візуалізації розміщення гортанного нерва в хірургічній рані використано засоби опрацювання інформаційного сигналу.

Для опрацювання сигналу використано програмний модуль опрацювання сигналу, який включає фільтрацію сигналу на частоті подразнення, визначення максимальної амплітуди відфільтрованого сигналу для кожного проведеного спостереження та запис отриманих даних у інтервальному вигляді, за рахунок урахування похибок різної природи. Причому інтервальна оцінка амплітуди $[U_{\max}^{-}; U_{\min}^{+}]$ записується сумісно із координатами (x, y) на хірургічній рані, які фіксуються на стерильній сітці, розміщеній на рані. Схема отримання експериментальних даних, розроблена у праці [3], зображена на рис. 4.

В праці [4] авторами запропоновано метод побудови інтервальної моделі, яка описує максимальну амплітуду інформаційного сигналу, залежно від координат на хірургічній рані. При цьому спочатку знайдено структуру моделі у вигляді лінійного за параметрами алгебричного виразу, а потім на основі даних таблиці, яка сформована у спосіб, описаний вище для конкретного випадку, шукають допускові еліпсоїдні оцінки параметрів алгебричного виразу. Такий підхід дає можливість візуалізувати область на хірургічній рані, де знаходиться зворотній гортанний нерв. Проте, використання в моделі допускових еліпсоїдних оцінок параметрів не гарантує, що знайдена область включає зворотній гортанний нерв. Для цих цілей необхідно використовувати методи гарантованого оцінювання, зокрема які ґрунтуються на гарантованих інтервальних чи еліпсоїдних оцінках параметрів моделі.

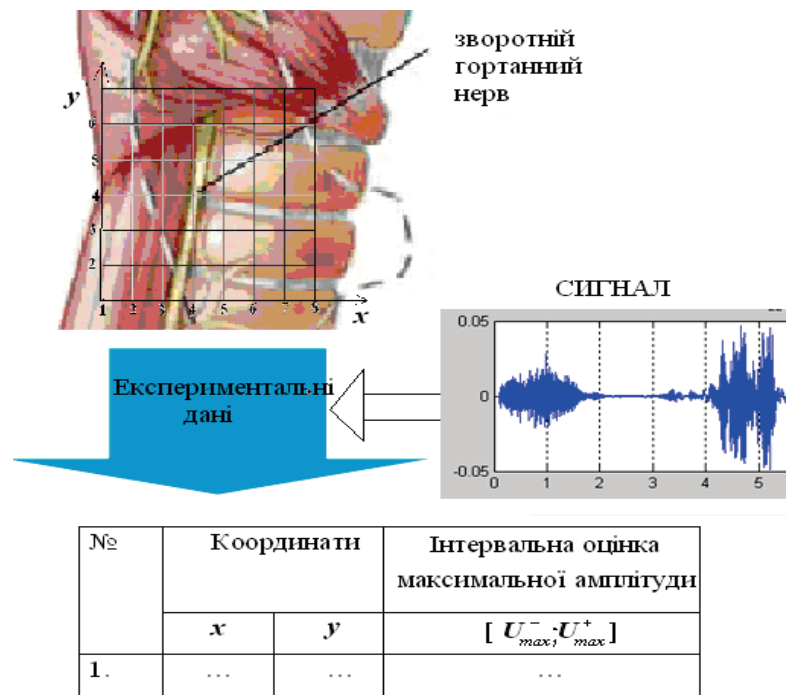


Рис. 2. Схема отримання експериментальних даних

ІНТЕРВАЛЬНА МОДЕЛЬ ДЛЯ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ЗВОРОТНЬОГО ГОРТАННОГО НЕРВА НА ХІРУРГІЧНІЙ РАНІ ІЗ ГАРАНТОВАНИМИ ІНТЕРВАЛЬНИМИ ОЦІНКАМИ ПАРАМЕТРІВ

Позначимо максимальну амплітуду інформаційного сигналу $U_{max}(x_i, y_i)$, де i – це індекс, який визначає точку з координатами (x_i, y_i) на області хірургічного втручання. Тоді отриманні на основі опрацювання інформаційного сигналу дані з врахуванням вимірювальних похибок та шумів представимо в інтервальному вигляді

$$(x_i, y_i) \rightarrow [U_{max i}^-, U_{max i}^+], i = 1, \dots, N, \quad (1)$$

де $U_{max i}^-, U_{max i}^+$ – відповідно нижня і верхня межі значення амплітуди отриманого сигналу.

Для побудови інтервальної моделі розподілу максимальної амплітуди інформаційного сигналу на хірургічній рані необхідно визначити структуру цієї моделі, яку шукатимемо у вигляді лінійно-параметричної функції

$$\hat{U}_{max}(x, y) = b_0 + b_1 \cdot \varphi_1(x, y) + \dots + b_m \cdot \varphi_m(x, y) \quad (2)$$

де $\varphi_1(x, y), \dots, \varphi_m(x, y)$ – базисні функції від координат (x, y) .

Проведенні експерименти під час операцій на щитовидній залозі, із застосуванням описаної вище схеми формування інформативного сигналу, у якій максимальне значення амплітуди інформаційного сигналу при кожному вимірюванні задано в інтервальному вигляді, дали можливість сформулювати таблицю 1.

Для пошуку структури, що уможливило побудову адекватної моделі розподілу максимальної амплітуди інформаційного сигналу на області хірургічного втручання необхідно задавати деяку

структуру у вигляді (2), сформувати із її застосуванням та даних таблиці 1 інтервальну систему алгебричних рівнянь (ІСЛАР)

$$U_{\max i}^- \leq b_0 + b_1 \cdot \varphi_1(x_i, y_i) + \dots + b_m \cdot \varphi_m(x_i, y_i) \leq U_{\max i}^+, i = 1, \dots, N, \quad (3)$$

і оцінити сумісність цієї системи [5].

Як відомо [5] у випадку задання даних в інтервальному вигляді модель є адекватною, якщо базисні функції вибрані у такий спосіб, щоб забезпечити сумісність ІСЛАР. Слід зазначити, що розв'язком отриманої ІСЛАР (3) є область оцінок параметрів моделі (2) у вигляді опуклого многогранника Ω . Кожен вектор $\vec{b} = (b_0, b_1, \dots, b_m) \in \Omega$ параметрів породжує одну модель, а усі вектори, що належать даній області породжують коридор інтервальних моделей у вигляді

$$[\hat{U}_{\max}^-(x, y), \hat{U}_{\max}^+(x, y)] = [\min_{b \in \Omega} \vec{b}^T \cdot \vec{\varphi}(x, y); \max_{b \in \Omega} \vec{b}^T \cdot \vec{\varphi}(x, y)]^2 \quad (4)$$

Таблиця 1.

Результати інтервального оцінювання максимальної амплітуди інформаційного сигналу

№	Координати		Інтервальна оцінка максимальної амплітуди		№	Координати		Інтервальна оцінка максимальної амплітуди	
	x	y	[U _{max} ⁻ ; U _{max} ⁺]			x	y	[U _{max} ⁻ ; U _{max} ⁺]	
1	1	1	8,0974	11,5326	19	4	1	13,1134	18,6766
2	1	2	9,5576	13,6124	20	4	2	23,3475	33,2525
3	1	3	13,0391	18,5709	21	4	3	43,1516	61,4584
4	1	4	15,2955	21,7845	22	4	4	47,4375	67,5625
5	1	5	19,8619	28,2881	23	4	5	49,5001	70,4985
6	1	6	25,6492	36,5308	24	4	6	43,3125	61,6875
7	2	1	9,0626	12,9074	25	5	1	13,2021	18,8001
8	2	2	14,421	20,539	26	5	2	32,1750	45,825
9	2	3	21,7099	30,9201	27	5	3	43,3125	61,6875
10	2	4	28,5656	40,6844	28	5	4	47,0250	66,975
11	2	5	33,8498	48,2103	29	5	5	44,5501	63,4495
12	2	6	43,032	61,288	30	5	6	26,8125	38,1875
13	3	1	10,1516	14,4584	31	6	1	16,5001	23,4996
14	3	2	18,1335	25,8265	32	6	2	37,5375	53,4625
15	3	3	31,5892	44,9907	33	6	3	46,4063	66,0938
16	3	4	37,8716	53,9384	34	6	4	42,0750	59,925
17	3	5	47,8912	68,2087	35	6	5	24,3375	34,6625
18	3	6	50,7004	72,2096	36	6	6	16,9125	24,0875

Проте таке представлення області оцінок параметрів є складним для побудови інтервальних моделей, тому очевидною є відмова від спроби знайти точний з методичної точки зору розв'язок, але закруглений через похибки заокруглень.

Користуючись термінологією, прийнятою у інтервальній математиці, методи знаходження деякого грубого розв'язку – апроксимації області параметрів, будемо називати локалізаційними.

В інтервальному аналізі локалізацію розв'язків ІСЛАР (3) отримують у вигляді прямокутного паралелепіпеда, грані якого паралельні осям координат. В цьому випадку одержані оцінки записуються у вигляді $[b_j^-, b_j^+]$, $j = 1, \dots, m$, де b_j^-, b_j^+ – нижня та верхня гарантовані межі можливих значень параметрів, а задача локалізації формулюється у такий спосіб [6]:

$$b_j^- = \min_{b \in \Omega} b_j, b_j^+ = \max_{b \in \Omega} b_j, \quad j = 1, \dots, m. \quad (5)$$

Як видно, задача (5) складається із $2 \cdot m$ задач лінійного програмування.

Тоді коридор інтервальних моделей, за яким будується область на хірургічній рані, яка гарантовано включає зворотній гортанний нерв, матиме такий вигляд

$$[\hat{U}_{\max}^-(x, y), \hat{U}_{\max}^+(x, y)] = [\vec{b}]^T \cdot \vec{\varphi}(x, y),$$

де $\vec{b} = ([b_1^-; b_1^+], \dots, [b_m^-; b_m^+])^T$ інтервальний вектор, компоненти, якого знайдені із розв'язку задач ЛП (5).

Для розв'язування задачі локалізації запропоновано використати метод структурної ідентифікації, описаний у праці [7]. Описаний метод пошуку адекватної структури передбачає послідовне ускладнення (збільшення кількості базисних функцій заданого класу) до тих пір, поки система у вигляді (3) не стане сумісною.

Розглянемо вказану послідовність детально. Спочатку задамо структуру лінійно-параметричної функції (2) у такому вигляді:

$$U_{\max}(x, y) = b_0 + b_1 \cdot x + b_2 \cdot y.$$

На основі таблиці 1. - інтервальних оцінок максимальної амплітуди інформаційного сигналу – реакції на подразнення м'язової тканини на хірургічній рані складемо ІСЛАР у вигляді (3) і проведено оцінку розв'язків даної ІСЛАР. Для цієї мети використаємо відомий пакет прикладних програм розроблений авторами [8]. В процесі використання ППП виявилось, що ІСЛАР несумісна.

На наступній ітерації провели ускладнення структури лінійно-параметричної функції розподілу максимальної амплітуди інформаційного сигналу на області хірургічного втручання до вигляду:

$$U_{\max}(x, y) = b_0 + b_1 \cdot x + b_2 \cdot y + b_3 \cdot x^2 + b_4 \cdot y^2 + b_5 \cdot x \cdot y.$$

Отримана система інтервальних рівнянь у вигляді (3) на основі даних табл. 1. виявилась несумісною. Подальше ускладнення структури в класі поліноміальних функцій не дозволило побудувати сумісну ІСЛАР.

Детальний аналіз даних табл. 1 показав, що структуру адекватної моделі розподілу максимальних амплітуд інформаційного сигналу на області хірургічного втручання слід шукати із включенням базисних функцій у такому вигляді:

$$\varphi(x, y) = \sin^2(x, y).$$

На наступній ітерації пошуку структури було запропоновано таку структуру моделі:

$$U_{\max}(x, y) = b_0 + b_1 \cdot \sin^2\left(x \cdot \frac{\pi}{6}\right) + b_2 \cdot \sin^2\left(y \cdot \frac{\pi}{6}\right) + b_3 \cdot \sin^2\left(x \cdot y \cdot \frac{\pi}{36}\right) + b_4 \cdot x + b_5 \cdot y + b_6 \cdot x^2 + b_7 \cdot y^2 + b_8 \cdot x \cdot y \quad (6)$$

Із застосуванням ППП встановлено, що складена ІСЛАР виявилась сумісною. Проте частина коефіцієнтів моделі виявилась незначущими, зокрема коефіцієнти: $b_1, b_2, b_4, b_5, b_6, b_8$. Послідовне виключення цих коефіцієнтів і відповідних базисних функцій структури (6) дозволило отримати таку ІСЛАР:

8,0974	$\leq b_0 + 0,007588$	$\cdot b_1 + 1 \cdot b_2 \leq 11,5326$
9,5576	$\leq b_0 + 0,030123$	$\cdot b_1 + 4 \cdot b_2 \leq 13,6124$
13,0391	$\leq b_0 + 0,066921$	$\cdot b_1 + 9 \cdot b_2 \leq 18,5709$
15,2955	$\leq b_0 + 0,116864$	$\cdot b_1 + 16 \cdot b_2 \leq 21,7845$
19,8619	$\leq b_0 + 0,178437$	$\cdot b_1 + 25 \cdot b_2 \leq 28,2881$
25,6492	$\leq b_0 + 0,24977$	$\cdot b_1 + 36 \cdot b_2 \leq 36,5308$
9,0626	$\leq b_0 + 0,030123$	$\cdot b_1 + 1 \cdot b_2 \leq 12,9074$
14,421	$\leq b_0 + 0,116864$	$\cdot b_1 + 4 \cdot b_2 \leq 20,539$
21,7099	$\leq b_0 + 0,24977$	$\cdot b_1 + 9 \cdot b_2 \leq 30,9201$
28,5656	$\leq b_0 + 0,412827$	$\cdot b_1 + 16 \cdot b_2 \leq 40,6844$
33,8498	$\leq b_0 + 0,586388$	$\cdot b_1 + 25 \cdot b_2 \leq 48,2103$
43,032	$\leq b_0 + 0,74954$	$\cdot b_1 + 36 \cdot b_2 \leq 61,288$
10,1516	$\leq b_0 + 0,066921$	$\cdot b_1 + 1 \cdot b_2 \leq 14,4584$
31,5892	$\leq b_0 + 0,499602$	$\cdot b_1 + 9 \cdot b_2 \leq 44,9907$
37,8716	$\leq b_0 + 0,74954$	$\cdot b_1 + 16 \cdot b_2 \leq 53,9384$
47,8912	$\leq b_0 + 0,932681$	$\cdot b_1 + 25 \cdot b_2 \leq 68,2087$

$$\begin{aligned}
 50,7004 &\leq b_0 + 0,999999 \cdot b_1 + 36 \cdot b_2 \leq 72,2096 \\
 13,1134 &\leq b_0 + 0,116864 \cdot b_1 + 1 \cdot b_2 \leq 18,6766 \\
 23,3475 &\leq b_0 + 0,412827 \cdot b_1 + 4 \cdot b_2 \leq 33,2525 \\
 47,4375 &\leq b_0 + 0,969604 \cdot b_1 + 16 \cdot b_2 \leq 67,5625 \\
 49,5001 &\leq b_0 + 0,970148 \cdot b_1 + 25 \cdot b_2 \leq 70,4985 \\
 43,1516 &\leq b_0 + 0,74954 \cdot b_1 + 9 \cdot b_2 \leq 61,4584 \\
 18,1335 &\leq b_0 + 0,24977 \cdot b_1 + 4 \cdot b_2 \leq 25,8265 \\
 43,3125 &\leq b_0 + 0,750919 \cdot b_1 + 36 \cdot b_2 \leq 61,6875 \\
 13,2021 &\leq b_0 + 0,178437 \cdot b_1 + 1 \cdot b_2 \leq 18,8001 \\
 32,175 &\leq b_0 + 0,586388 \cdot b_1 + 4 \cdot b_2 \leq 45,825 \\
 43,3125 &\leq b_0 + 0,932681 \cdot b_1 + 9 \cdot b_2 \leq 61,6875 \\
 47,025 &\leq b_0 + 0,970148 \cdot b_1 + 16 \cdot b_2 \leq 66,975 \\
 44,5501 &\leq b_0 + 0,672049 \cdot b_1 + 25 \cdot b_2 \leq 63,4495 \\
 26,8125 &\leq b_0 + 0,25115 \cdot b_1 + 36 \cdot b_2 \leq 38,1875 \\
 16,5001 &\leq b_0 + 0,24977 \cdot b_1 + 1 \cdot b_2 \leq 23,4996 \\
 37,5375 &\leq b_0 + 0,74954 \cdot b_1 + 4 \cdot b_2 \leq 53,4625 \\
 46,4063 &\leq b_0 + 0,999999 \cdot b_1 + 9 \cdot b_2 \leq 66,0938 \\
 42,075 &\leq b_0 + 0,750919 \cdot b_1 + 16 \cdot b_2 \leq 59,925 \\
 24,3375 &\leq b_0 + 0,25115 \cdot b_1 + 25 \cdot b_2 \leq 34,6625 \\
 16,9125 &\leq b_0 + 0,000025 \cdot b_1 + 36 \cdot b_2 \leq 24,0875
 \end{aligned}$$

для заданої структури моделі

$$U_{\max}(x, y) = b_0 + b_1 \cdot \sin^2(x \cdot y \cdot \frac{\pi}{36}) + b_2 \cdot y^2.$$

Своєю чергою, оцінка розв'язку цієї ІСЛАР у вигляді описаного прямокутного паралелепіпеда дала можливість отримати інтервальну модель (коридор інтервальних моделей) із гарантованими інтервальними оцінками параметрів

$$[\hat{U}_{\max}(x, y)] = [7,26; 11,01] + [38,63; 55,3] \cdot \sin^2(x \cdot y \cdot \frac{\pi}{36}) + [0,17; 0,47] \cdot y^2.$$

Отриманий коридор інтервальних моделей уможливило візуалізувати розміщення гортанного нерва.

Графічне представлення коридору інтервальних моделей, що представляють коридор розподілу максимальних амплітуд інформаційного сигналу на хірургічній рані наведено на рис. 3. Проекція "гребеня" цього коридору на область хірургічного втручання задає ймовірне розміщення зворотного гортанного нерва. Саме на ділянці його розміщення спостерігається найбільша амплітуда інформаційного сигналу.

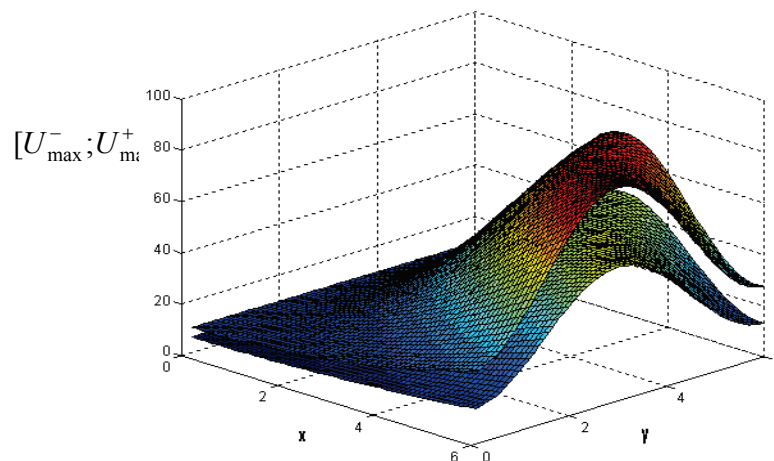


Рис. 3. Графічне представлення коридору інтервальних моделей для візуалізації зворотного гортанного нерва

Як видно із рис.3, максимальне значення амплітуди інформаційного сигналу, який визначає розміщення зворотного гортанного нерва, знаходиться в межах, що визначаються «гребнями» нижньої та верхньої меж коридору. Відповідно, для отримання гарантованої оцінки області розміщення зворотного гортанного нерва на хірургічній рані необхідно визначити мінімальний пороговий рівень амплітуди інформаційного сигналу, який ймовірно ще може відповідати точці безпосереднього збудження гортанного нерва. Очевидно, що цей рівень амплітуди \bar{U}_{\min} інформаційного сигналу відповідає мініимальному значенню на гребені функції для нижньої межі коридору інтервальних моделей і може бути обчислений за формулою

$$\bar{U}_{\min} = \max \left\{ \min_{x_i} \max_{y_j} U(x_i, y_j), i = 1, \dots, N, j = 1, \dots, M; \right. \\ \left. \max_{x_i} \min_{y_j} U(x_i, y_j), i = 1, \dots, N, j = 1, \dots, M \right\} \quad (7)$$

На рис. 4 проілюстровано правило вибору вказаної точки - порогу (7). Тоді гарантовану область хірургічного втручання визначаємо за формулою:

$$\chi = \left\{ \vec{p} = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \mid \hat{U}^+(x, y) \leq \bar{U}_{\min} \right\}. \quad (8)$$

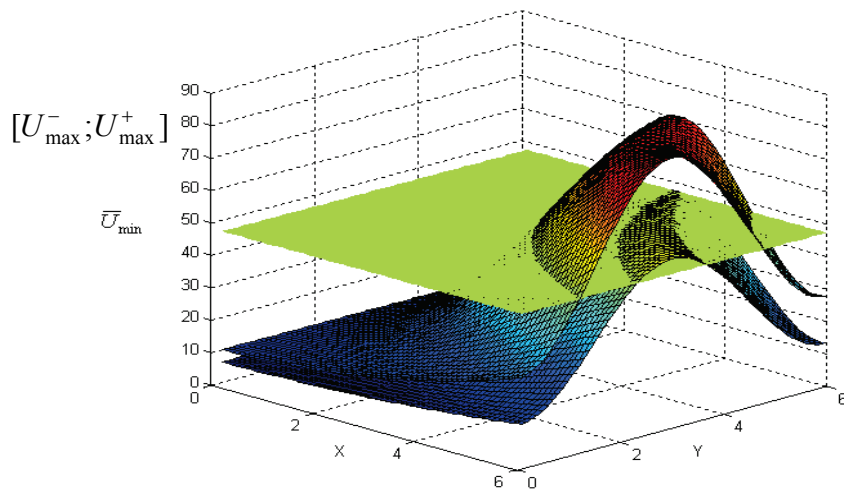


Рис. 4. Ілюстрація вибору порогового значення амплітуди інформаційного сигналу для візуалізації розміщення зворотного гортанного нерва

Отримана із (8) множина χ точок \vec{p} на області хірургічного втручання з координатами (x, y) визначає гарантовану область хірургічного втручання, яка гарантовано не включає гортанний нерв.

На рис. 5. показано фрагмент гарантованої області хірургічного втручання (сірий фон), побудовану з використанням вище описаного методу на реальних експериментальних даних табл. 1.

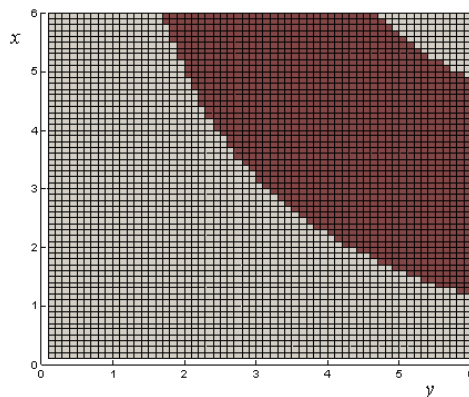


Рис. 5. Фрагмент гарантованої області хірургічного втручання

На цьому ж рисунку також нанесена область в якій ймовірно розміщений зворотній гортанний нерв (темним фоном). Отже описаний вище підхід дає можливість не тільки ідентифікувати зворотній гортанний нерв, але і візуалізувати розміщення на хірургічній рані область його розміщення, що створює можливість уникнути його пошкодження під час хірургічного втручання.

ВИСНОВКИ

На основі відомого способу та технічних засобів виявлення зворотного гортанного нерва при проведенні хірургічних операцій на щитовидній залозі запропоновано метод та модель для візуалізації безпечної області хірургічного втручання при цьому отримано такі результати:

Встановлено, що існуючі методи візуалізації зворотного гортанного нерва не дають можливість знайти область гарантовано безпечного хірургічного втручання.

Створено метод отримання гарантованої оцінки області розміщення зворотного гортанного нерва на хірургічній рані, за рахунок попереднього збудження тканин хірургічної рани змінним струмом фіксованої частоти і подальшої побудови функції розподілу реакції на збудження у вигляді інтервальної моделі з гарантованим включенням амплітуди інформаційного сигналу реакції на збудження.

На основі реальних експериментальних даних отриманих під час проведення операцій на щитовидній залозі побудована, із застосуванням відомих методів структурної ідентифікації, інтервальна модель з гарантованими інтервальними оцінками параметрів, яка уможливила візуалізацію гортанного нерва і зменшення ризику його пошкодження.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Dyvak M. Device for identification of laryngeal nerves / M. Dyvak // Proc. (forum catalogue) of the 3th international forum on innovative technologies for medicine – Bialystok, Poland, December 1-3, 2009. - P.34.
2. Патент України на корисну модель №51174. Спосіб ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитовидній залозі / М.П. Дивак, О.Л. Козак, В.О.Шідловський; заявл. 12.07.2010, опубл. 12.07.2010. – Бюл.№13. –6с.
3. Dyvak M., Kozak O., Pukas A. Interval Model for Identification of Laryngeal Nerves//PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY (Electrical Review), ISSN 0033-2097, R. 86 NR 1/2010, pp.139-140.
4. Дивак М.П. Застосування методів допускового еліпсоїдного оцінювання параметрів інтервальних моделей для задачі візуалізації гортанного нерва / М.П. Дивак, О.Л. Козак, А.В. Пукас // Вісник НУ “Львівська політехніка”. Радіоелектроніка та телекомунікації. – 2010. – №680. – С. 196 -206.
5. Дывак М., Манжула В. Структурная идентификация интервальных моделей статических систем / М. Дывак, В. Манжула // Международный научно-технический журнал "Проблемы управления и информатики". – 2008. – №2. – С. 45-57.
6. Дивак М.П. Обчислювальні аспекти методів локалізації розв'язків задач параметричного оцінювання в умовах обмежених похибок / М.П. Дивак // Відбір та обробка інформації. – 2002. – №16 (92) – С. 43-47.
7. Манжула В.І. Синтез генетичного алгоритму для задач структурної ідентифікації інтервальних моделей статичних систем / В.І. Манжула // Науково-технічний журнал “Вісник Хмельницького національного університету”. – 2007. – №1. – С.160-165.
8. Дивак М. Багатокритеріальний підхід структурної ідентифікації інтервальних моделей статичних систем / М. Дивак, В. Манжула // Міжнародний науково-технічний журнал “Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія”. – 2005. – №2. – С. 37-44.

Надійшла до редакції 10.11.2011р.

ДИВАК МИКОЛА ПЕТРОВИЧ – д.т.н., професор, декан факультету комп'ютерних інформаційних технологій, завідувач кафедри комп'ютерних наук, факультет комп'ютерних інформаційних технологій, Тернопільський національний економічний університет, м. Тернопіль, Україна.

МАНЖУЛА ВОЛОДИМИР ІВАНОВИЧ – к.т.н., доцент кафедри комп'ютерних наук, факультет комп'ютерних інформаційних технологій, Тернопільський національний економічний університет, м. Тернопіль, Україна.

ПАДЛЕЦЬКА НАТАЛІЯ ІГОРІВНА - здобувач кафедри комп'ютерних наук, факультет комп'ютерних інформаційних технологій, Тернопільський національний економічний університет, м. Тернопіль, Україна.