

Вип. 59. – С. 73–80. 3. Модель А.М., Савицкий А.Ю. Дифракция волны Н10 прямоугольного волновода на решетке круглых индуктивных стержней / Радиотехника. – 1986. – № 4. – С 13–18. 4. Collin R.E. Field theory of guided waves. – New York: Hill book comp., 1960. – P. 591. 5. Harrington R.F. Field computation by moment methods. – New York: Macmillan comp., 1968. – P. 240. 6. Jarem J.M. A multifilament method-of-moments solution for the input impedance of a probe-excited semi-infinite waveguide / IEEE Trans. on Microwave theory and techniques. – Vol. – MTT-35. – № 1, January, 1987. – P.14–19. 7. Yehuda L., G. Sheaffer. Analysis of inductive dielectric posts in rectangular waveguide / IEEE Trans. on Microwave theory and techniques. – Vol. MTT-35. – № 1. – 1987. – P.48–49.

УДК 519.876.5

О.Л. Козак, М.П. Дивак, А.В. Пукас

Тернопільський національний економічний університет

ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ ДОПУСКОВОГО ЕЛІПСОЇДНОГО ОЦІНЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ ІНТЕРВАЛЬНИХ МОДЕЛЕЙ ДЛЯ ЗАДАЧІ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ГОРТАННОГО НЕРВА

© Козак О.Л., Дивак М.П., Пукас А.В., 2010

Проведено аналіз існуючих технічних засобів виявлення зворотного гортанного нерва під час проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі і встановлено їхні основні недоліки. Запропоновано спосіб, технічні та програмні засоби для візуалізації гортанного нерва на основі інтервальної моделі з допусковими еліпсоїдними оцінками параметрів.

The existing technical devices for detection recurrent laryngeal nerve during surgical operations on the thyroid gland was analysed and their main disadvantages was determined. The method, technical devices and software for visualization of laryngeal nerve based on the basis of interval model with tolerance ellipsoidal parameters estimation are proposed.

Аналіз існуючих засобів та способів виявлення гортанних нервів. Основною проблемою під час проведення хірургічної операції на щитоподібній 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 ґрунтуються 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 операцію його виявлення. При цьому для візуалізації нерва використовують оптичні засоби спостереження незалежно від способів виявлення. У літературі [1–3] описано різні технічні засоби та способи виявлення гортанних нервів. Розглянемо їх особливості.

Найпростіший метод моніторингу – інтраопераційна пальпація гортані із стимуляцією зворотного нерва. При цьому пальцем відчуваються скорочення м'язів глотки після подразнення нерва. Доктор Галіван (Galivan) використовував для стимуляції нерва струм 0,5 – 2 mA [1]. Цей метод достатньо чутливий, але його застосування обмежене випадками, коли неможливо дослідити гортань під час операції, до того ж цей метод не можна використовувати для пасивного моніторингу (наприклад, видимого або відчутного скорочення м'язів не буде у разі здавлення або розтягування нерва під час операції) [1].

Інший спосіб передбачає моніторинг гортанного нерва за допомогою балона, тиск в якому змінюється під час скорочення зв'язок і яке реєструється спеціальним пристроєм. Цей спосіб так

само мало поширений, оскільки вимагає спеціального складного устаткування. До того ж показники тиску неточні і залежать від точності позиціонування балона, стану стінок гортані і багатьох інших чинників [1].

Метод моніторингу нерва за допомогою внутрішньом'язевих електродів, розроблений Басмаян (Basmaĵian) у 1962 р. [1], передбачає виявлення реакції голосових зв'язок введенням цих електродів через шкіру в голосові зв'язки, тобто зовні через усю передню стінку шиї або ендоскопічно – зсередини через ротову порожнину за допомогою спеціальних інструментів. Сигнал з електродів при цьому знімається спеціальним апаратом – електроміографом. У цього методу є істотні недоліки: складність точного розміщення електродів; можливість їх зсуву; ризик пошкодження гортані; можливість пошкодження ендотрахеальної трубки.

Неінвазивний моніторинг зворотного нерва за своєю суттю ідентичний до описаного вище, але розроблений з метою виключити усі його недоліки і недоліки раніше згаданих методик. Вперше його застосував і описав Devis у 1979 р. У цій методиці контроль зворотного нерва під час операції визначається методом реєстрації у відповідь скорочення голосових зв'язок, що реєструються за допомогою спеціальних електродів, розташованих на ендотрахеальній трубці (або ларингеальній масці) (рис. 1) [2].

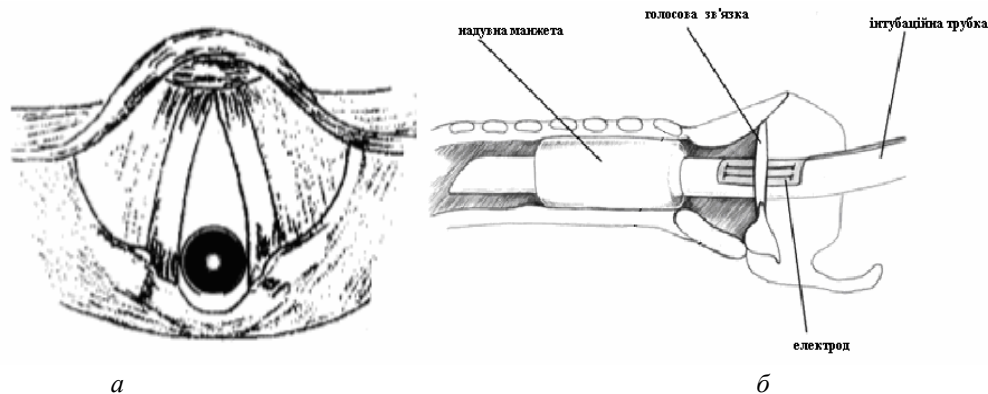


Рис. 1. Розміщення гнучкого електрода в просвіті гортані: а – поперечний переріз; б – поздовжній переріз

Недоліком цього методу є те, що внаслідок проходження ендотрахеальної трубки між голосовими зв'язками ускладнюється їх скорочення, а через накопичення слизу відбувається випадкове закорочення електродів.

Ще один пристрій, розроблений для ідентифікації нервів, що піддаються підвищеному ризику під час різних хірургічних втручань та для запобігання їх травмуванню, – хірургічний нейромонітор «Нейросайн» [3]. Нейромонітор забезпечує чітку інтерпретацію м'язової активності. Ця активність реєструється за допомогою голчастих електродів, розташованих у релевантних м'язах, які, своєю чергою, контролюються нервами, моніторинг яких і здійснює «Нейросайн». Нейромонітор «Нейросайн» реєструє електроміограму значно нижче від порога видимих м'язових скорочень. Проведення оперативного втручання у зоні нерва, що піддається підвищеному ризику, викликає асоційовані скорочення рухових груп м'язів. У відповідь на них прилад «Нейросайн» видає виразний звуковий сигнал, рівень сили якого пропорційний до збудження нерва. Нерв можуть стимулювати використанням слабкого струму. М'язова стимуляція проводиться лише у тому випадку, якщо нервово-м'язова блокада відсутня або обмежена, тому «Нейросайн» не застосовують, якщо пацієнт паралізований. Оскільки м'язи, які контролює зворотний нерв, знаходяться всередині гортані, а нейромонітор «Нейросайн» реєструє м'язові скорочення, то для ідентифікації гортанного нерва його застосовувати складно.

Отже, проведений аналіз відомих технічних засобів виявлення зворотного гортанного нерва під час проведення операцій на щитоподібній залозі дає змогу стверджувати, що принцип їх роботи ґрунтується на подразненні постійним електричним струмом області хірургічного втручання і оцінюванні результатів цього подразнення на голосових зв'язках. Якщо область подразнення

включає зворотний 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 у 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.

Технічні та програмні засоби для візуалізації гортанного нерва на основі інтервальних моделей з допускними оцінками параметрів. В основу нового способу ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани під час проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі поставлено 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 цій частоті звуковим сенсором, встановленим у дихальній трубці, розміщеній у гортані пацієнта, з подальшим його перетворенням в електричний сигнал, а вихідний інформаційний сигнал, який характеризує наближеність до гортанного нерва, визначають за зміною амплітуди електричного струму заданої частоти.

Ілюстрацію запропонованого способу зображено на рис. 2 [4].

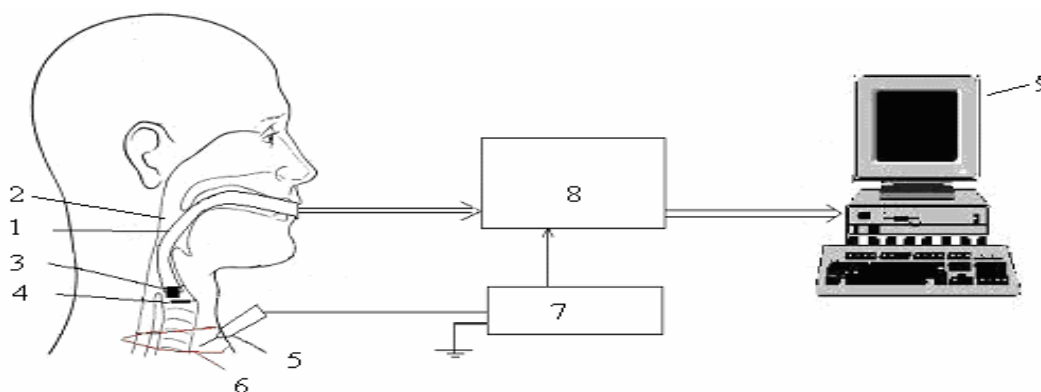


Рис. 2. Схема отримання інформаційного сигналу для ідентифікації гортанного нерва

Спосіб ідентифікації гортанних нервів під час проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі здійснюється у такій послідовності:

у 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 самій частоті гортанним нервом, амплітуда модульованого звукового сигналу буде пропорційна до відстані від точки встановлення

щупа до гортанного нерва на хірургічній рані. Ці коливання фіксуються звуковим сенсором 3, перетворюються в електричний сигнал, підсилюються підсилювачем 8 і подаються на стандартний аудіовхід звукової картки комп'ютера 9, де проводиться опрацювання вказаного сигналу. Вихідний інформаційний сигнал характеризує наближеність розміщення щупа до гортанного нерва. Його визначають за зміною амплітуди виділеного електричного синусоїдального сигналу заданої частоти, за зменшення відстані до нерва амплітуда сигналу збільшується.

Для візуалізації розміщення гортанного нерва в хірургічній рані використано засоби опрацювання інформаційного сигналу, структурну схему яких зображено на рис. 3.

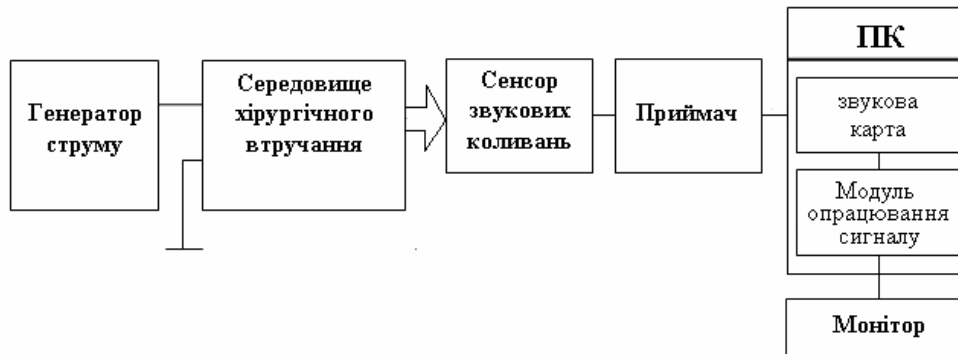


Рис. 3. Структурна схема засобів опрацювання інформаційного сигналу

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 $[U_{max}^-; U_{max}^+]$ записується сумісно із координатами (x, y) на хірургічній рані, які фіксуються на стерильній сітці, розміщеній на рані.

Схему отримання експериментальних даних зображено на рис. 4.

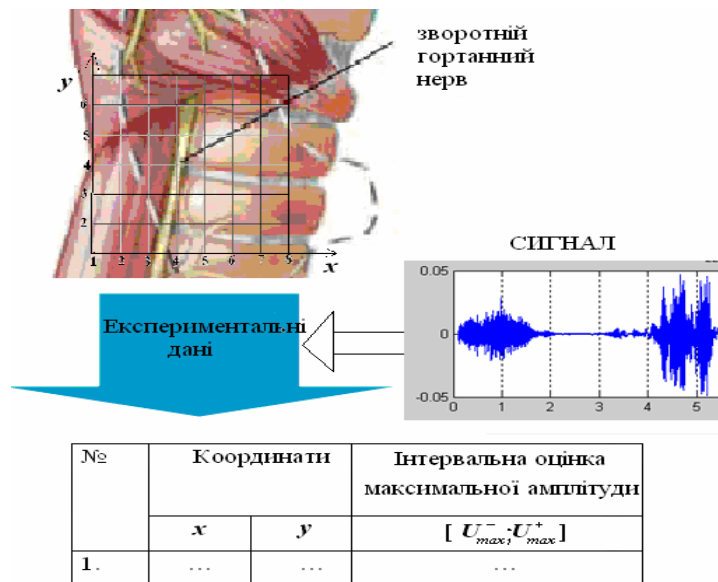
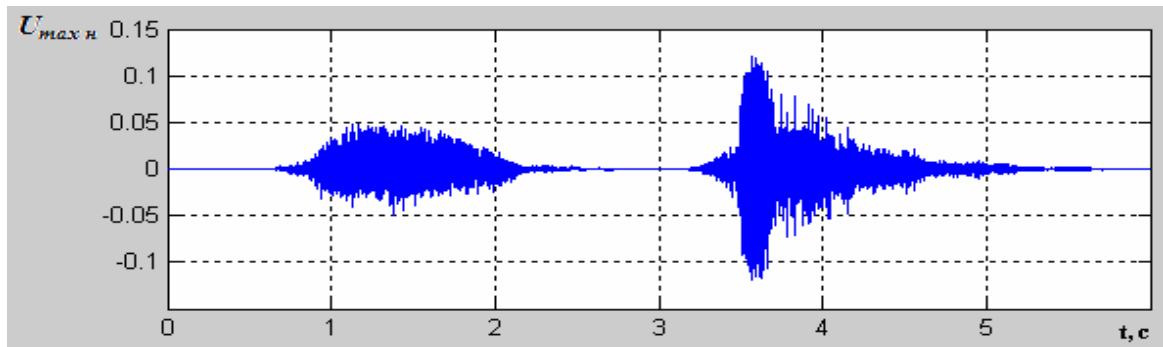
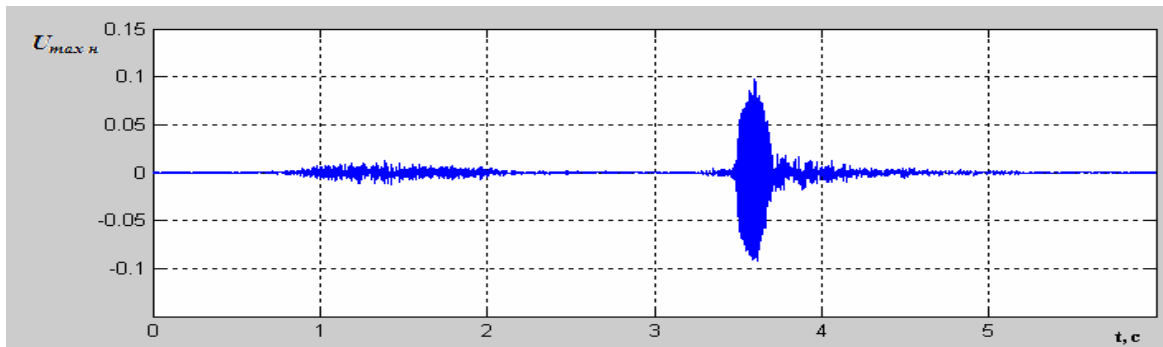


Рис. 4. Схема отримання експериментальних даних

На рис. 5, а зображено отриманий інформаційний сигнал, як результат подразнення нерва в хірургічній рані. Цей інформаційний сигнал вимірювався на проміжку часу тривалістю 6 с. На рис. 5, б показано інформаційний сигнал після фільтрації на частоті подразнення.



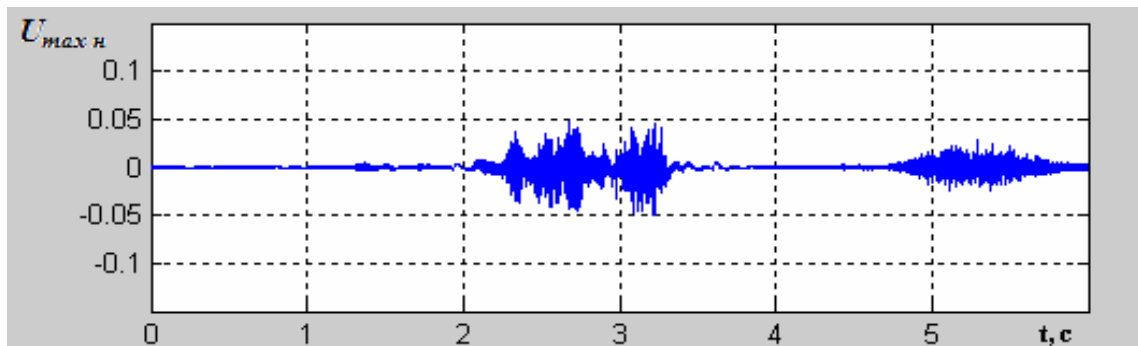
a



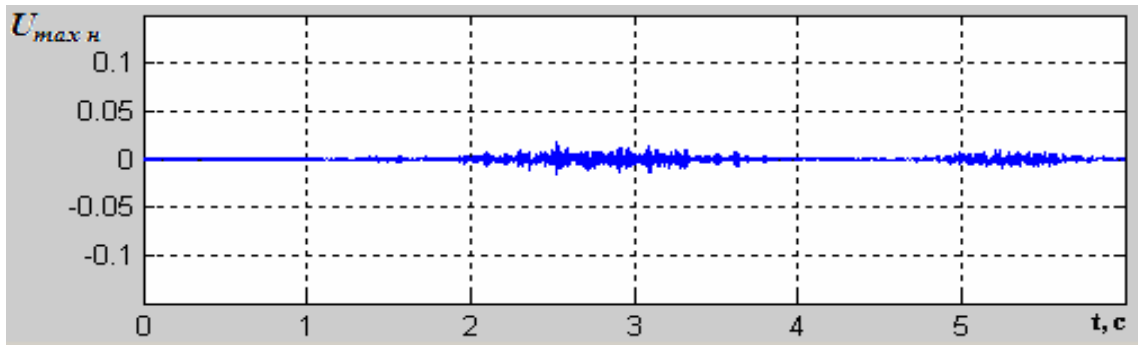
б

*Рис. 5. Сигнал, отриманий в результаті подразнення нерва (а);
відфільтрований інформаційний сигнал на частоті подразнення нерва (б)*

На рис. 6, *a*, *б* зображено інформаційний сигнал та відфільтрований інформаційний сигнал, який є реакцією на подразнення змінним струмом м'язової тканини в околі зворотного гортанного нерва.



a



б

*Рис. 6. Сигнал, отриманий в результаті подразнення м'язової тканини (а),
та відфільтрований сигнал (б)*

Порівняння рис. 5 та 6 показує, що максимальна амплітуда інформаційного сигналу під час подразнення гортанного нерва приблизно у 5,35 раза вища, ніж максимальна амплітуда інформаційного сигналу, отриманого в результаті подразнення м'язової тканини. Результат експериментів також підтвердив, що чим більша відстань від точки подразнення до гортанного нерва, тим менша амплітуда інформаційного сигналу, – це пояснюється зменшенням провідності м'язової тканини та збільшенням відстані до зворотного гортанного нерва. Оскільки живі тканини мають лабільність – здатність залежно від особливостей обмінних процесів у тканинах відповідати на подразнення певною кількістю хвиль збудження (збуджуватися за одиницю часу певну кількість разів), наприклад, нервові волокна здатні відтворювати до 1000 імпульсів за секунду, пошматований м'яз – 200–250 імпульсів за секунду. У живій тканині немає вільних електронів і тому вона не може бути уподібнена до металевого провідника, електричний струм в якому є впорядкованим рухом вільних електронів. Більшість тканин тіла людини містить значну кількість води (до 65 % від ваги), тому живу тканину можна розглядати як електроліт, тобто розчин, що розкладається хімічно під час проходження по ньому струму, і в такий спосіб вважати, що вона має іонну провідність. Інакше кажучи, можна вважати, що перенесення електричних зарядів в живій тканині здійснюється не вільними електронами, як це відбувається в металевих провідниках, а зарядженими атомами або групами атомів — іонами [1].

Узагальнений алгоритм функціонування програмного забезпечення для опрацювання інформаційного сигналу і побудови моделі показано на рис. 7.

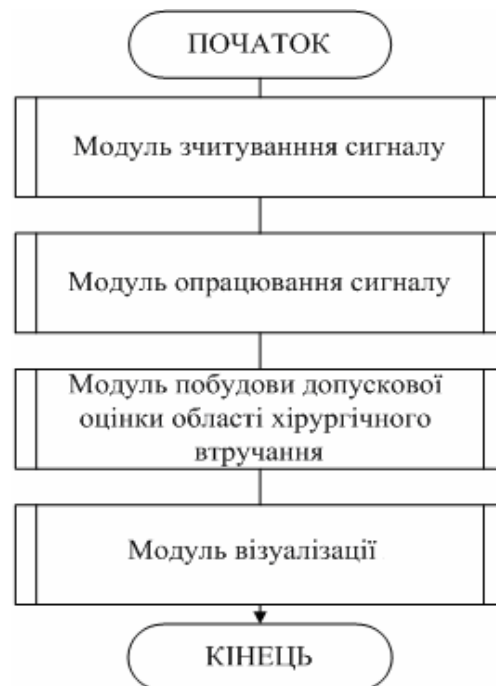


Рис. 7. Узагальнений алгоритм опрацювання інформаційного сигналу

Інтервальна модель для візуалізації гортанного нерва з допусковими еліпсоїдними 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 отримані на основі опрацювання інформаційного сигналу дані з врахуванням вимірювальних похибок та шумів подамо в інтервальному вигляді:

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

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.

Структуру шукатимемо у вигляді лінійно-параметричної функції у такому вигляді:

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

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

Оскільки базисні функції математичної залежності для оцінки максимальної амплітуди сигналу є невідомі, то для ідентифікації параметрів інтервальної моделі спочатку необхідно визначити її структуру.

Проведені експерименти під час операцій на щитоподібній залозі, а також розроблені засоби та програмне забезпечення дали можливість побудувати таблицю експериментальних даних, таблиця у якій максимальне значення амплітуди інформаційного сигналу за кожного вимірювання задано в інтервальному вигляді.

Експериментальні дані

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

Для пошуку структури, що уможливило побудову адекватної моделі розподілу максимальної амплітуди інформаційного сигналу на області хірургічного втручання, скористаємось методом структурної ідентифікації, наведеним у [5].

Як відомо [6], у разі задання даних в інтервальному вигляді модель є адекватною, якщо базисні функції вибрані у такий спосіб, щоб забезпечити сумісність ІСЛАР.

Розглянутий у [5] метод пошуку адекватної структури передбачає послідовне ускладнення (збільшення кількості базисних функцій заданого класу) до часу, поки система

$$U_{\max i}^- \leq b_1 \cdot \varphi_1(x, y)_i + b_2 \cdot \varphi_2(x, y)_i + \dots + b_m \cdot \varphi_m(x, y)_i \leq U_{\max i}^+, \quad i = 1, \dots, N$$

не буде сумісною.

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 експериментальних даних складено ІСЛАР і проведено оцінку області розв'язків. Для цієї мети використаємо відомий пакет прикладних програм INTERDAT. 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 на основі даних таблиці виявилась несумісною. Подальше ускладнення структури в класі поліноміальних функцій унеможливило побудувати сумісну ІСЛАР.

Детальний аналіз даних таблиці 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:

$$U_{\max}(x, y) = b_0 + b_1 \cdot \sin^2\left(x \cdot \frac{\pi}{6}\right) + b_2 \cdot \sin^2\left(y \cdot \frac{\pi}{6}\right) + b_3 \cdot \sin^2\left(x \cdot y \cdot \frac{\pi}{36}\right) + b_4 \cdot x + b_5 \cdot y + b_6 \cdot x^2 + b_7 \cdot y^2 + b_8 \cdot x \cdot y. \quad (3)$$

Із застосуванням ППП INTERDAT встановлено, що складена ІСЛАР виявилась сумісною. Проте частина коефіцієнтів моделі виявилась незначущою, зокрема коефіцієнти b_1, b_2, b_4, b_6, b_8 . Послідовне виключення цих коефіцієнтів і відповідних базисних функцій структури (3) дало змогу отримати кінцеву структуру моделі у такому вигляді:

$$U_{\max}(x, y) = b_0 + b_1 \cdot \sin^2\left(x \cdot y \cdot \frac{\pi}{36}\right) + b_2 \cdot y + b_3 \cdot y^2. \quad (4)$$

Користуючись даними таблиці і отриманою структурою моделі розподілу максимальних амплітуд інформаційного сигналу на хірургічній рані у вигляді (4), побудуємо ІСЛАР для знаходження допускової еліпсоїдної оцінки параметрів.

Оцінку допускової області параметрів моделі розподілу максимальних амплітуд інформаційного сигналу шукатимемо із застосуванням методу визначення конфігурації області параметрів інтервальної моделі, описаного у [7], та методу редукції активних обмежень, описаного у [8].

В результаті застосування цих методів допускова еліпсоїдна оцінка вектора параметрів $\vec{b} = (b_1, b_2, b_3, b_4)$ моделі (4) матиме такий вигляд:

$$Q = \{\vec{b} \in R^m \mid (\vec{b} - \bar{\vec{b}})^T \cdot H \cdot (\vec{b} - \bar{\vec{b}}) \leq 1\},$$

$$\text{де } H = \begin{pmatrix} 0,2400 & 0,0216 & 1,4402 & 8,6409 \\ 0,0216 & 0,0216 & 0,1298 & 0,7786 \\ 1,4402 & 0,1298 & 8,6409 & 51,8455 \\ 8,6409 & 0,7786 & 51,8455 & 311,0728 \end{pmatrix}, \quad \bar{\vec{b}} = (7,5279, 46,3576, 1,3953, 0,0876).$$

Побудований коридор інтервальних моделей, що задають розподіл максимальної амплітуди інформаційного сигналу, набуде такого вигляду:

$$\left[\hat{U}_{\max}^-(x, y); \hat{U}_{\max}^+(x, y) \right] = \left[(\varphi_1(x, y), \varphi_2(x, y), \varphi_3(x, y), \varphi_4(x, y)) \cdot \bar{\vec{b}}^T - \Delta_{\hat{U}_{\max}(x, y) | \bar{\vec{b}} \in Q_r}; \right.$$

$$\left. (\varphi_1(x, y), \varphi_2(x, y), \varphi_3(x, y), \varphi_4(x, y)) \cdot \bar{\vec{b}}^T + \Delta_{\hat{U}_{\max}(x, y) | \bar{\vec{b}} \in Q_r} \right] =$$

$$= \left[\hat{U}_{\max}^-(x, y); \hat{U}_{\max}^+(x, y) \right] = \left[(1, \sin^2(x \cdot y \cdot \pi / 36), y, y^2) \cdot \bar{\vec{b}}^T - \Delta_{\hat{U}_{\max}(x, y) | \bar{\vec{b}} \in Q_r}; \right.$$

$$\left. (1, \sin^2(x \cdot y \cdot \pi / 36), y, y^2) \cdot \bar{\vec{b}}^T + \Delta_{\hat{U}_{\max}(x, y) | \bar{\vec{b}} \in Q_r} \right],$$

$$\text{де } \Delta_{\hat{U}_{\max}(x, y) | \bar{\vec{b}} \in Q} = \sqrt{(1, \sin^2(x \cdot y \cdot \pi / 36), y, y^2) \cdot H^{-1} \cdot (1, \sin^2(x \cdot y \cdot \pi / 36), y, y^2)^T}.$$

Графічне подання коридору інтервальних моделей, що являють собою коридор розподілу максимальних амплітуд інформаційного сигналу на хірургічній рані, показано на рис. 8. Проекція “гребеня” цього коридору на область хірургічного втручання задає ймовірне розміщення зворотного гортанного нерва. Саме на ділянці його розміщення спостерігається найбільша амплітуда інформаційного сигналу.

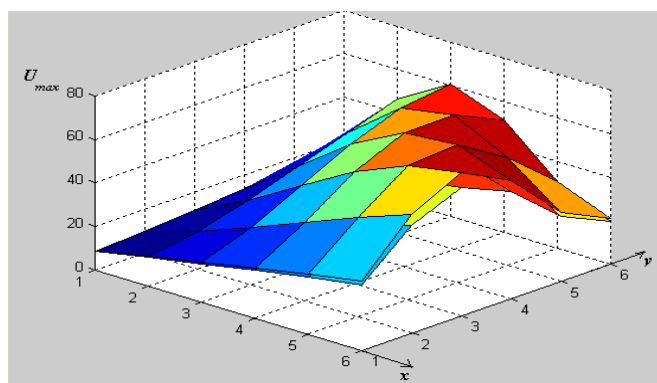


Рис. 8. Інтервальна модель максимальної амплітуди інформаційного сигналу залежно від координат хірургічної рани

Проекція “гребеня” цього коридору на площину хірургічної рани означає ймовірне розміщення зворотного гортанного нерва. Саме на ділянці його розміщення спостерігається найбільша амплітуда інформаційного сигналу.

Для знаходження області розміщення зворотного гортанного нерва на області хірургічного втручання задамо пороговий рівень \underline{U}_{\max} точності прогнозування максимальної амплітуди інформаційного сигналу у такий спосіб:

$$\underline{U}_{\max} = \max_{x, y \in \chi} \{U_{\max}^-(x, y)\}. \quad (5)$$

На рис. 9 проілюстровано правило вибору порога (5).

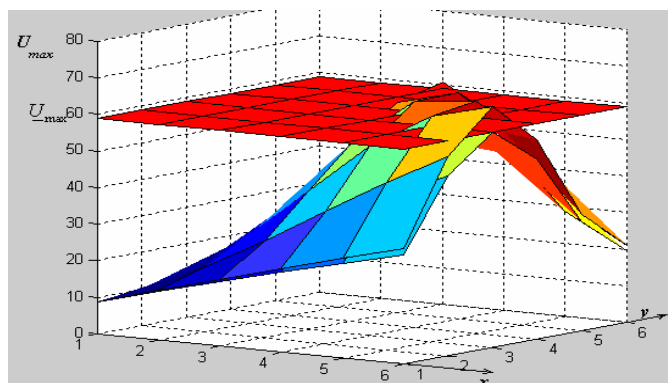


Рис. 9. Порогова оцінка побудованого допускового коридору інтервальних моделей максимальної амплітуди інформаційного сигналу залежно від координат на хірургічній рані

Допускова область хірургічного втручання визначається на основі формули

$$U_{\max}^+(x, y) \leq \underline{U}_{\max}. \quad (6)$$

Отримана із (6) множина точок на області хірургічного втручання з координатами (x, y) визначає допускову область хірургічного втручання, яка гарантовано не включає гортанний нерв.

На рис. 10 показано допускову область хірургічного втручання, побудовану з використанням вищеприписаного методу на реальних експериментальних даних (таблиця).

Темним кольором на рис. 10 зображена область розміщення гортанного нерва на хірургічній рані, світлим – допускova область хірургічного втручання.

Отже, описаний вище підхід дає змогу візуалізувати розміщення на хірургічній рані допускovoї області хірургічного втручання та області розміщення зворотного гортанного нерва.

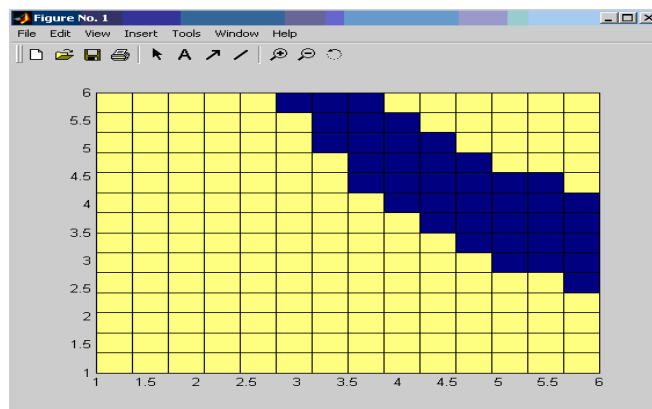


Рис. 10. Допускова область хірургічного втручання

Отже, створені технічні засоби, програмне забезпечення, побудоване на основі методів вибору конфігурації та редукції активних обмежень, уможливили розв'язати задачу візуалізації розміщення зворотного гортанного нерва на області хірургічного втручання без розтину м'язових тканин, що, своєю чергою, знизило ризик його пошкодження під час операції на щитоподібній залозі.

Висновки. Проведено аналіз існуючих технічних засобів виявлення зворотного гортанного нерва під час проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі і встановлено їхні основні недоліки.

Запропоновано спосіб, технічні та програмні засоби для візуалізації гортанного нерва, в основу яких покладена побудова інтервальної моделі з допускovими еліпсоїдними оцінками параметрів.

Запропоновано алгоритм та програмне забезпечення виділення інформаційного сигналу, які уможливили, на основі проведених експериментів, отримати інтервальну оцінку максимальної амплітуди інформаційного сигналу, що відображає відстань від точки зондування на хірургічній рані до області розміщення зворотного гортанного нерва.

На основі реальних експериментальних даних, отриманих під час проведення операцій на щитоподібній залозі, із застосуванням відомих методів структурної ідентифікації та розроблених у роботі методів вибору конфігурації та редукції активних обмежень, побудовано інтервальну модель розподілу максимальних амплітуд інформаційного сигналу з допускovими еліпсоїдними оцінками параметрів, яка уможливила візуалізацію гортанного нерва і відповідно зменшення ризику його пошкодження.

1. Новое в хирургии щитовидной железы. – Режим доступа – <http://www.gutaclinic.ru>.
2. Профилактика нарушений иннервации гортани при лечении больных узловыми заболеваниями щитовидной железы. Усовершенствованная медицинская технология / Н.А. Дайхес, Ю.В. Назарочкин, Е.И. Трофимов, Д.А. Харитонов, Е.М. Фуки. – М., 2006. – С. 386.
3. Хирургические нейромониторы "Нейросан-100", "Нейросан-400" (neurosign). Режим доступа – <http://www.conus.ru/equipment>.
4. Dyvak M. Interval Model for Identification of Laryngeal Nerves / M. Dyvak, O. Kozak, A. Pukas // Computational problems of electrical engineering. Proceedings of the X International Workshop. – Waplewo, Poland., 2009. – Режим доступа: <http://www.cpee.iem.pw.edu.pl>.
5. Дивак М.П. Урахування додаткових аргументів в задачах структурної ідентифікації інтервальних моделей статичних систем / М.П. Дивак, В.І. Манжула // Компютеринг. – 2004. – Т.3, – Вип.2. – С. 102–112.
6. Воцинин А.П. Решение задач оптимизации по интервальным оценкам

критерія / А.П. Воцинин // Заводская лаборатория.– 1987.– №7. – С. 68–71. 7. Дивак М. П. Метод формування допускової еліпсоїдної оцінки параметрів інтервальних моделей на основі виділення із інтервальної системи лінійних алгебричних рівнянь основних активних обмежень / Дивак М. П., О.Л. Козак // Реєстрація, зберігання і обробка даних. – 2009. – Т. 11, № 2. – С.25-36. 8. Дивак М. П. Оцінювання допусків параметрів статичних систем еліпсоїдними множинами на основі аналізу інтервальних даних / М.П. Дивак, О.Л. Козак // Моделювання та керування станом еколого-економічних систем регіону. — 2008. — Вип. 4. — С. 67–78.

УДК 004.05: 004.942: 621.37

Б.Ю. Волочій, Л.Д. Озірковський, О.В. Муляк, В.Д. Гиля
Національний університет “Львівська політехніка”,
кафедра теоретичної радіотехніки і радіовимірювань

МОДЕЛІ ДЛЯ НАДІЙНІСНОГО ПРОЕКТУВАННЯ ВУЗЛА ПАМ'ЯТІ СЕРВЕРА ТА ДЖЕРЕЛА БЕЗПЕРЕБІЙНОГО ЕЛЕКТРОЖИВЛЕННЯ

© Волочій Б.Ю., Озірковський Л.Д., Муляк О.В., Гиля В.Д., 2010

Під час розроблення надійнісних моделей використовується технологія моделювання дискретно-неперервних стохастичних систем, яка реалізована в програмному модулі ASNA. Робота з цим програмним модулем передбачає розроблення структурно-автоматних моделей, які являють собою вибрану конфігурацію відмовостійкої системи та її поведінку. Показано структурно-автоматні моделі вузла пам'яті сервера та джерела безперебійного електроживлення. Запропоновані надійнісні моделі цих пристроїв мають високий ступінь адекватності і уможливають розв'язання задачі багатоваріантного аналізу за прийнятних для проєктанта затрат часу. Наведені приклади розв'язання задач багатоваріантного аналізу вибраної конфігурації відмовостійкої системи.

The technology of modeling discrete-continuous stochastic systems, which is implemented in the software module ASNA uses for develop of reliability models. A process of use this software includes the development of structural-automatic models that represents a selected configuration of fault-tolerant system and its behavior. The article shows the structural-automatic model server node memory and an uninterruptible power supply. Suggested reliable models of such systems have a high degree of adequacy and allows to solve problems which contains multiple choice analysis with acceptable to the designer time expense. Problems of multivariate analysis of the selected configuration of fault-tolerant system are shown.

1. Постановка задачі. До радіоелектронних систем відповідального призначення висувають високі вимоги щодо їх надійності. Щоб забезпечити ці вимоги, пристрої таких систем проєктують як відмовостійкі системи з використанням комбінованого структурного резервування. Розглядається вузол пам'яті сервера та джерело безперебійного електроживлення, для яких є прийнятною конфігурація відмовостійкої системи з ковзним резервуванням однотипних модулів та з загальним резервуванням пристрою (рис. 1). Для надійнісного проєктування таких відмовостійких систем в теорії надійності відсутні формули для визначення показників надійності, але існує технологія розробки їх математичних моделей у вигляді дискретно-неперервної стохастичної системи [1, с. 132–228]. Однак використання цієї технології в процесі проєктування під час розв'язання задач багатоваріантного аналізу потребує значних затрат часу, що є неприйнятним для проєктанта. Тому у цій роботі використовується удосконалена технологія аналітичного моделювання дискретно-неперервних стохастичних систем [2, 3, 4], яка уможливила автоматизувати процес розробки моделі