

ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ДЛЯ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА ПІД ЧАС ХІРУРГІЧНОЇ ОПЕРАЦІЇ НА ЩИТОВИДНІЙ ЗАЛОЗІ

У статті запропоновано та обґрунтовано інформаційну технологію для ідентифікації зворотного гортанного нерва в процесі хірургічної операції на щитовидній залозі, яка у порівнянні із відомими підходами знижує ризик його пошкодження.

Експериментально обґрунтовано інтервал порогових значень енергії інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани, який забезпечує виявлення типу тканин на хірургічній рані. Проведено апробацію технології для виявлення типу тканин хірургічної рани в процесі хірургічної операції для окремого пацієнта.

В результаті проведених досліджень встановлено, що для усіх точок подразнення тканин хірургічної рани даного пацієнта з використанням розробленої технології безпомилково прокласифіковано тип тканини хірургічної рани, що забезпечило безпомилкову ідентифікацію зворотного гортанного нерва в процесі хірургічної операції.

Ключові слова: інформаційна технологія, інформаційний сигнал, зворотній гортанний нерв, енергія сигналу, інтервальна оцінка енергії сигналу.

NATALIA PADLETSKA, MYKOLA DYVAK
Ternopil National Economic University

INFORMATION TECHNOLOGY FOR IDENTIFICATION OF THE RECURRENT LARYNGEAL NERVE DURING SURGERY ON THE THYROID GLAND

In the article is offered and substantiated information technology for identification of the recurrent laryngeal nerve during surgery on the thyroid gland, which in comparison with the known approaches reduces the risk of damage.

Experimentally validates the interval threshold energy of the information signal is a response to irritation of the tissues of the surgical wound, which provides identification of the type of tissue in the surgical wound.

Conducted testing technology to identify the type of tissue of the surgical wound during surgery for an individual patient.

As a result of the research showed that for all points of irritation of the tissues of the surgical wound for the patient with use of the developed technology accurately preclusive tissue type surgical wounds, providing error-free identification of the recurrent laryngeal nerve during surgery.

Keywords: information technology, information signal, the recurrent laryngeal nerve, the signal energy, interval estimate of the signal energy.

Вступ

Під час хірургічного втручання на щитовидній залозі виникає проблема виявлення зворотного гортанного нерва (ЗГН) з поміж м'язових тканин хірургічної рани, адже ЗГН безпосередньо пов'язаний із голосовим апаратом та дихальною системою людини.

Один із відомих способів ідентифікації ЗГН з поміж м'язових тканин на хірургічній рані детально описаний в патенті [1]. Цей спосіб ґрунтується на подразненні області хірургічного втручання змінним електричним струмом фіксованої частоти та оцінюванні результатів цього подразнення на голосових зв'язках. Отриманий під час подразнення тканин хірургічної рани інформаційний сигнал, несе в собі певні інформативні ознаки, значення яких може вказувати на подразнення ЗГН або ж м'язової тканини. Виділення цих інформативних ознак з отриманого інформаційного сигналу в процесі хірургічної операції на вибірці пацієнтів з метою ідентифікації ЗГН здійснюється з допомогою відомих методів:

- 1) виділення максимальної амплітуди [1] інформаційного сигналу, отриманого при подразненні м'язової тканини чи ЗГН та порівняльного аналізу одержаних значень;
- 2) спектрального аналізу інформаційного сигналу, отриманого при подразненні м'язової тканини чи ЗГН [2].

Основною проблемою при використанні вище згаданих методів опрацювання інформаційного сигналу є високий ризик пошкодження ЗГН в процесі хірургічної операції. На вибірці пацієнтів (з близько 100) при застосуванні методу, описаного в праці [1], до опрацювання інформаційного сигналу ймовірність неправильної ідентифікації ЗГН на хірургічній рані сягає 30% [3], а при використанні методу, описаного в праці [2], – 20%. Разом з тим у праці [3] наведено дослідження, які показують про можливість усунення проблеми вибору порогового значення інформативного параметру для встановлення типу тканини хірургічної рани і відповідно підвищення ймовірності правильної ідентифікації ЗГН, що у сукупності призведе до зниження ризику його пошкодження в процесі хірургічної операції на щитовидній залозі. Спираючись на вказані дослідження, актуальною залишається задача створення інформаційної технології ідентифікації ЗГН в процесі операції на хірургічній рані та обґрунтування у цій технології правила прийняття рішення про тип тканини на хірургічній рані.

Постановка задачі

Спираючись на дослідження у праці [3], розглянемо основні припущення та методи, на яких ґрунтується технологія опрацювання інформаційного сигналу в задачі ідентифікації ЗГН з тканин хірургічної рани.

Припустимо, що в процесі хірургічної операції з використанням способу, описаного патентом [1], у деякій точці хірургічної рани отримано інформаційний сигнал $u(t)$. Спираючись на певні інформативні параметри цього сигналу, необхідно встановити, чи точка подразнення хірургічної рани належить ЗГН, чи – м'язовій тканині?

У праці [3] для вибірки пацієнтів, запропоновано наступну схему отримання інформативних параметрів інформаційного сигналу.

Крок 1. Сегментація отриманого інформаційного сигналу під час подразнення тканин хірургічної рани.

Крок 2. Побудова автокореляційної функції (АКФ) для усіх отриманих сегментів інформаційного сигналу.

Крок 3. Застосування перетворення Фур'є до виділених АКФ сегментів сигналу для отримання множини нормованих значень енергії фрагментів.

Крок 4. Інтервальне представлення нормованої енергії інформаційного сигналу.

Крок 5. Порівняння інтервальних оцінок нормованої енергії інформаційного сигналу з метою встановлення типу тканини у точці подразнення на хірургічній рані.

Найскладнішим кроком реалізації запропонованої схеми є крок 5, оскільки вимагає встановлення порогового значення енергії інформаційного сигналу для класифікації типу тканини хірургічної рани. У праці [3] також наведено підхід до встановлення порогового значення енергії інформаційного сигналу, спільного для групи пацієнтів, що уможливило реалізацію кроку класифікації тканин хірургічної рани. Тому запропонована вище схема опрацювання інформаційного сигналу може бути покладена в основу для побудови інформаційної технології ідентифікації ЗГН в процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі.

Інформаційна технологія ідентифікації ЗГН з поміж тканин хірургічної рани

Наведені основні етапи дають можливість перейти до побудови інформаційної технології ідентифікації ЗГН. Також спираючись на дослідження, наведені в праці [3], щодо застосування методів виконання наведених етапів, інформаційну технологію ідентифікації ЗГН представимо у вигляді схеми на рис.1.

Ідентифікацію тканин хірургічної рани внаслідок хірургічного втручання на щитоподібній залозі із застосуванням представленої на рис.1 інформаційної технології здійснюємо поетапно.

Крок 1. Отримання інформаційного сигналу (внаслідок подразнення тканин хірургічної рани).

На даному етапі використовуємо технічні засоби (патент [1]) для подразнення тканин хірургічної рани. Отриманий інформаційний сигнал – реакція на подразнення, оцифровується та заноситься в оперативну пам'ять комп'ютера. Подразнення тканин хірургічної рани проводиться в різних точках. Детально спосіб отримання інформаційного сигналу $u(t)$ внаслідок подразнення тканин хірургічної рани описаний в патенті [1].

Крок 2. Сегментація інформаційного сигналу.

Якщо подразнення було здійснено протягом кількох вдихань та видихань пацієнтом, то отриманий інформаційний сигнал потрібно сегментувати на ділянки, які відповідають процесу вдихання чи видихання.

Слід зауважити, що у випадку отримання інформаційного сигналу в період одного вдихання, або видихання повітря пацієнтом, під сегментом інформаційного сигналу будемо розуміти увесь інформаційний сигнал. Множину сегментів отримуватимемо через подразнення тканин хірургічної рани в різних точках хірургічної рани. В цьому випадку етап сегментації виконувати не потрібно.

Крок 3. Отримання автокореляційної функції (АКФ) для сегментів інформаційного сигналу.

Дослідження у праці [3] показують, що знаходження АКФ виділеного сегмента на даному етапі зменшує вплив шумової компоненти інформаційного сигналу на його енергетичний спектр. Як відомо [4], АКФ сигналу обчислюють за такою формулою:

$$B_i(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} u_i(t)u_i(t-\tau)dt, \quad i=1, \dots, m, \quad (1)$$

де m – кількість сегментів інформаційного сигналу (число m може бути різним на вибірці пацієнтів [3]), а $u_i(t)$ – i -тий сегмент інформаційного сигналу.

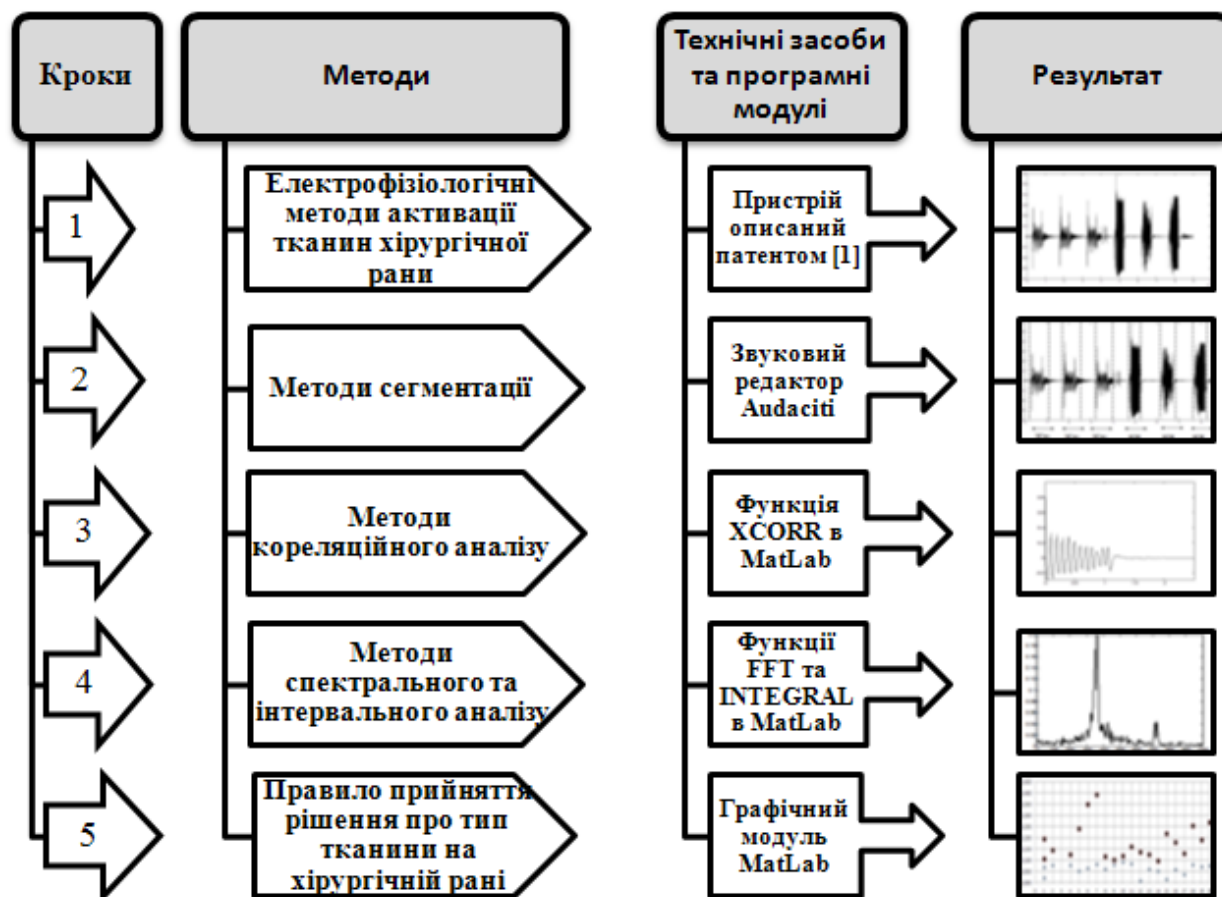


Рис.1. Схема інформаційної технології опрацювання інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани.

Крок 4. Визначення енергії сегментів інформаційного сигналу.

На даному етапі, застосовуючи перетворення Фур'є [4] до побудованих АКФ (1), отримуємо енергетичні спектри сегментів інформаційного сигналу:

$$|\dot{G}_{u_i}(f)|^2 = \Phi[B_{u_i}(\tau)] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} B_{u_i}(\tau) \cdot \cos(2\pi f\tau) d\tau, \quad i=1, \dots, m, \quad (2)$$

де $|\dot{G}_{u_i}(f)|$ – спектральна густина i -го сегмента інформаційного сигналу $u(t)$, f – частота гармонічної складової.

Як показано в праці [2], отриманий спектр інформаційного сигналу суттєвим чином залежить від особливостей гортані пацієнта незалежно від частоти струму подразнення м'язової тканини чи розміщення ЗГН на хірургічній рані. Дослідження [2,3] також показали, що максимальна енергія інформаційного сигналу зосереджена у вузькому діапазоні частот, ширина якого складає $\pm 5\text{Гц}$. Разом з тим, енергетичний спектр інформаційного сигналу для різних пацієнтів може бути зміщений по частоті основної спектральної складової, але все рівно він зосереджений у вузькому діапазоні частот.

Враховуючи вище зазначене, оцінку енергії інформаційного сигналу або ж окремого сегменту здійснюємо в діапазоні частот, однаковому на вибірці пацієнтів, але який обов'язково включає вузький діапазон ($\pm 5\text{Гц}$), де сконцентрована енергія основних спектральних складових [3]:

$$E_i = \frac{1}{\pi} \int_{f_1}^{f_2} |\dot{G}_i(f)|^2 df, \quad i = 1, \dots, m, \quad (3)$$

де величина E_i задає значення енергії i -го сегмента інформаційного сигналу, яка зосереджена в діапазоні частот $[f_1; f_2]$.

У результаті виконаних перетворень для всього інформаційного сигналу отримуємо інтервальну оцінку енергії $[E^-; E^+]$, характерну для області подразнення на хірургічній рані. Отримана інтервальна оцінка гарантовано включає значення енергії E_i кожного сегмента інформаційного сигналу, тобто:

$$\forall E_i \in [E^-; E^+], \quad i = 1, \dots, m \quad (4)$$

Крок 5. Прийняття рішення про тип тканини у точці подразнення на хірургічній рані.

На цьому етапі використовуємо отримані значення енергії або інтервальні оцінки енергії

інформаційного сигналу для вибірки пацієнтів.

Як показують дослідження у праці [3], оцінки енергії інформаційного сигналу у випадку подразнення ЗГН суттєво перевищують оцінки енергії інформаційного сигналу, отриманого в процесі подразнення м'язової тканини. Для досліджуваної групи пацієнтів між інтервальними оцінками енергії інформаційних сигналів, отриманих при подразненні м'язової тканини $[E_M^-; E_M^+]$, та інтервальними оцінками енергії інформаційних сигналів, отриманих при подразненні ЗГН $[E_{ЗГН}^-; E_{ЗГН}^+]$, існує певний інтервал $[E_n^-; E_n^+]$, який включає порогове значення $E_n \in [E_n^-; E_n^+]$ необхідне для однозначної ідентифікації ЗГН з поміж тканин хірургічної рани для усіх пацієнтів. При цьому, при збільшенні вибірки пацієнтів інтервал $[E_n^-; E_n^+]$ звужується.

Враховуючи вище зазначене, отримуємо правило, при застосуванні якого можна прийняти рішення про тип тканини в точці подразнення.

Правило виявлення: якщо для інтервальної оцінки енергії інформаційного сигналу у точці подразнення виконується нерівність за правилами інтервального аналізу [5] $[E_M^-; E_M^+] < E_n^-$, то точка подразнення належить м'язовій тканині, якщо ж $[E_{ЗГН}^-; E_{ЗГН}^+] > E_n^+$, то точка подразнення належить ЗГН. Зауважимо, як показали експериментальні дослідження, наведені у праці [3], випадок перетину інтервалів $[E_M^-; E_M^+]$ та $[E_n^-; E_n^+]$ чи $[E_{ЗГН}^-; E_{ЗГН}^+]$ та $[E_n^-; E_n^+]$ практично виключається.

Математичне співвідношення для встановлення інтервалу порогових значень енергії інформаційного сигналу, який використовується для побудови «правила виявлення» типу тканини, матиме такий вигляд:

$$[E_n^-; E_n^+] = [\max_{j=1, \dots, N} \{E_{Mj}^+\}; \min_{j=1, \dots, N} \{E_{ЗГНj}^-\}], \tag{5}$$

де E_{Mj}^+ , $E_{ЗГНj}^-$ – верхня межа інтервалу значень енергії інформаційного сигналу для j - того пацієнта при подразненні м'язової тканини та нижня межа інтервалу значень енергії інформаційного сигналу для j - того пацієнта при подразненні ЗГН.

Зауважимо, що отримувана інтервальна оцінка порогових значень енергії повинна бути характерною для усіх пацієнтів. В протилежному випадку вище сформульоване «правило виявлення» даватиме хибне рішення.

Схему експериментального обґрунтування інтервальної оцінки порогових значень $[E_n^-; E_n^+]$, наведено нижче.

Обґрунтування вибору інтервальної оцінки порогових значень енергії інформаційного сигналу

Розглянемо приклад отримання інтервальної оцінки порогових значень енергії для наявних реальних даних з праці [3]. Інтервальні оцінки енергії інформаційного сигналу за даними праці [3] представимо в нормованому вигляді в таблиці 1. З метою компактності представлення результатів, в таблиці 1 наведена тільки частина даних із вибірки з понад 100 пацієнтів.

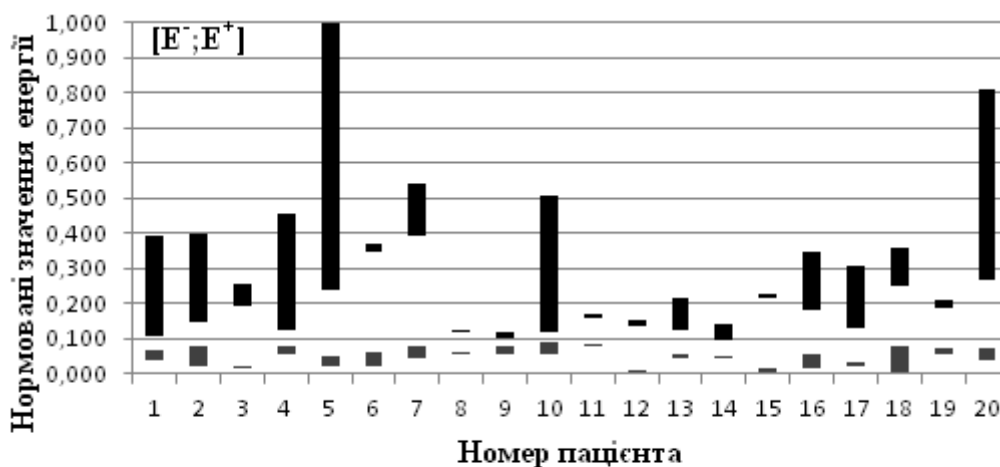
Таблиця 1

Інтервальні нормовані оцінки енергії інформаційного сигналу, отриманого при подразненні ЗГН та м'язової тканини для групи пацієнтів

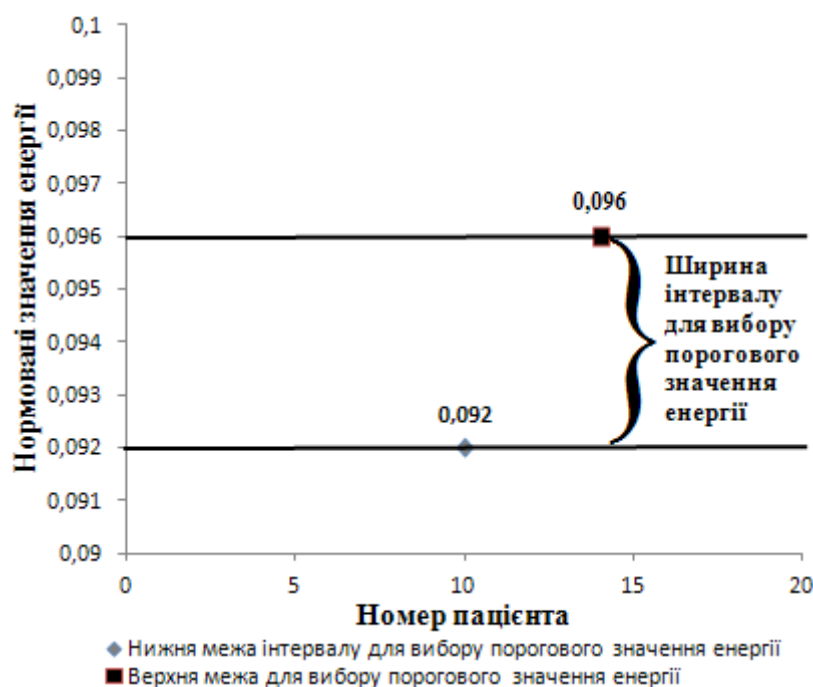
Номер пацієнта	ЗГН		М'язова тканина	
	$E_{ЗГН}^-$	$E_{ЗГН}^+$	E_M^-	E_M^+
1	2	3	4	5
1	0,106	0,395	0,039	0,069
2	0,146	0,400	0,023	0,078
3	0,194	0,258	0,014	0,021
4	0,125	0,459	0,058	0,078
5	0,239	1,000	0,025	0,052
6	0,350	0,373	0,025	0,065
7	0,393	0,543	0,043	0,081
8	0,117	0,119	0,055	0,059
9	0,101	0,119	0,056	0,079
10	0,118	0,505	0,056	0,092
11	0,160	0,170	0,077	0,084
12	0,135	0,152	0,004	0,007
13	0,125	0,216	0,043	0,059
14	0,096	0,141	0,047	0,051

1	2	3	4	5
15	0,218	0,231	0,003	0,014
16	0,180	0,346	0,018	0,057
17	0,129	0,307	0,021	0,035
18	0,253	0,358	0,003	0,080
19	0,190	0,212	0,058	0,071
20	0,268	0,809	0,038	0,075

Спираючись на дані таблиці 1, наведемо їх графічну інтерпретацію на рис. 2. Як бачимо з рис. 2, нормовані інтервальні оцінки енергії $[E_M^-; E_M^+]$ у випадку подразнення м'язової тканини та інтервальні оцінки енергії при подразненні ЗГН $[E_{згн}^-; E_{згн}^+]$ не перетинаються для групи пацієнтів, що забезпечує правильну інтерпретацію типу тканини «правилом виявлення». Для встановлення інтервалу порогових значень енергії інформаційного сигналу, який використовується для побудови «правила виявлення» типу тканини, використаємо вираз (5). В результаті отримаємо: $[E_n^-; E_n^+] = [\max_{j=1, \dots, 20} \{E_{Mj}^+\}; \min_{j=1, \dots, 20} \{E_{згнj}^-\}] = [0,092; 0,096]$.



■ Інтервал, що включає значення енергії, отримані при подразненні м'язової тканини
 ■ Інтервал, що включає значення енергії, отримані при подразненні ЗГН
 Рис.2. Відображення інтервальних оцінок енергії для вибору інтервалу порогових значень



◆ Нижня межа інтервалу для вибору порогового значення енергії
 ■ Верхня межа для вибору порогового значення енергії
 Рис.3. Відображення інтервалу для вибору порогових значень енергії

Графічну ілюстрацію для вибору оцінки інтервалу порогових значень енергії $[E_n^-; E_n^+]$ інформаційного сигналу подано на рис. 3. Додаткове налаштування порогу можна провести на основі додаткової вибірки даних під час проведення хірургічних операцій, оскільки при збільшенні вибірки пацієнтів ширина інтервалу порогових значень енергії може зменшуватися.

Після вибору порогового значення проводимо ідентифікацію тканин хірургічної рани на основі «правила виявлення».

Приклад реалізації інформаційної технології для ідентифікації ЗГН у конкретного пацієнта

В процесі хірургічної операції на щитовидній залозі конкретного пацієнта було вибрано 10 точок подразнення на хірургічній рані з наперед визначеною тканиною (3 точки на ЗГН і 7 точок на м'язовій тканині), що відповідає 10 сегментам інформаційного сигналу. Внаслідок виконання першого кроку інформаційної технології отримали 10 інформаційних сигналів, подібних до тих, що представлені на схемі (рис.1). Для спрощення, зафіксували сегменти інформаційного сигналу по одному вдиханні та видиханні повітря пацієнтом. Таке спрощення забезпечує усунення етапу автоматичної сегментації.

На третьому етапі, запропонованої вище інформаційної технології, використовуючи методи кореляційного аналізу, виділено АКФ у середовищі Matlab за допомогою функції XCORR для 10 сегментів інформаційних сигналів.

На наступному етапі, використовуючи методи спектрального та інтервального аналізу, отримано енергетичні спектри інформаційних сигналів та визначено енергію у певному діапазоні частот, де сконцентровані основні спектральні складові. Виділення енергетичного спектру АКФ фрагментів інформаційного сигналу проведено в середовищі Matlab за допомогою перетворення Фур'є. Приклад спектру виявлених АКФ для фрагментів інформаційних сигналів, що відповідають реакції на подразнення тканин хірургічної рани показано на схемі (рис.1), а отримані значення енергії подано в таблиці 2.

Таблиця 2

Нормовані значення енергії сегментів інформаційного сигналу

Номер точки подразнення на хірургічній рані (номер сегменту)	Тип тканини, яку подразнювали перед хірургічною операцією	Значення енергії інформаційного сигналу, отриманого в точці подразнення
1	М'язова тканина	0,04
2	ЗГН	0,12
3	М'язова тканина	0,05
4	М'язова тканина	0,055
5	ЗГН	0,25
6	М'язова тканина	0,08
7	М'язова тканина	0,06
8	М'язова тканина	0,07
9	ЗГН	0,2
10	М'язова тканина	0,045

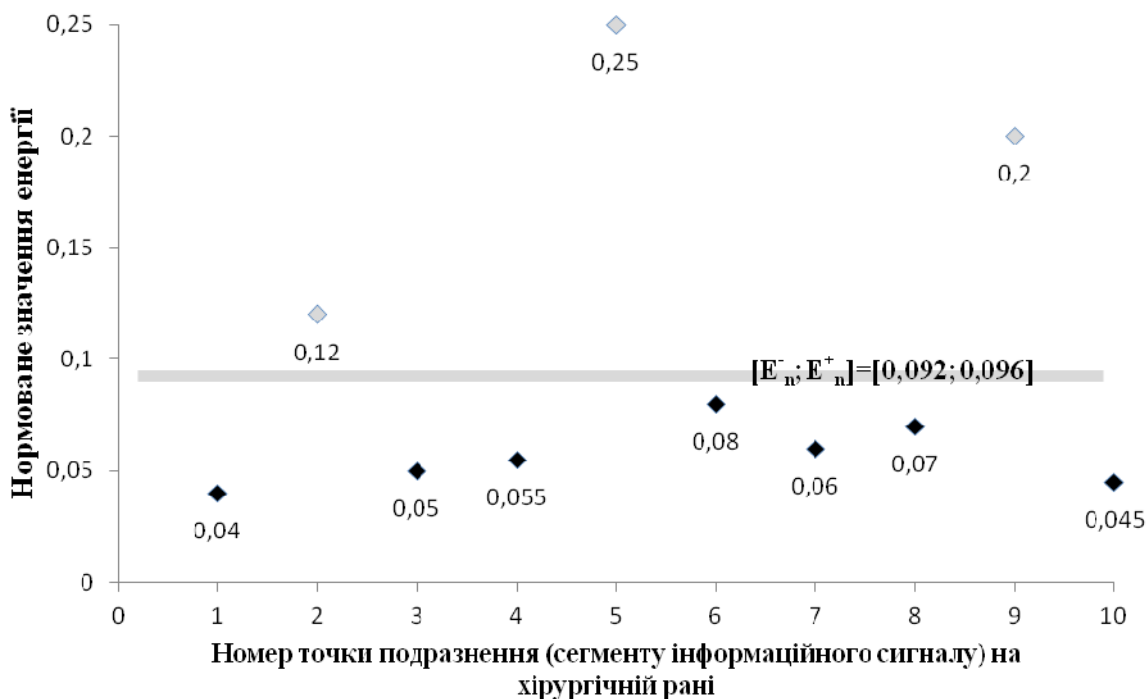


Рис.4. Графічне представлення значень енергії інформаційного сигналу в десяти точках подразнення на хірургічній рані

Значення енергії інформаційного сигналу, отриманого в кожній з 10 точок подразнення, представлено графічно на рис.4.

Аналізуючи отримані результати згідно даних таблиці 2 та графіка (рис.4), бачимо, що значення енергії сегментів 2, 5 і 9 перевищують значення енергії з інтервалу $[E_n^-; E_n^+] = [0,092; 0,096]$, який встановлено експериментально для значної вибірки пацієнтів. Разом з тим значення енергії сегментів 1, 3, 4, 6, 7, 8 і 10 менші значень енергії з інтервалу $[E_n^-; E_n^+] = [0,092; 0,096]$.

Таким чином бачимо, що «правило виявлення» типу тканини справджується для попередньо оціненого інтервалу $[E_n^-; E_n^+] = [0,092; 0,096]$ порогових значень енергії інформаційного сигналу і в цілому створена інформаційна технологія для розглянутого випадку забезпечує 100% імовірність безпомилкової ідентифікації тканин на хірургічній рані.

Висновки

Запропоновано та обгрунтовано інформаційну технологію для ідентифікації ЗГН в процесі хірургічної операції на щитовидній залозі, яка у порівнянні із відомими підходами знижує ризик пошкодження ЗГН. Експериментально обгрунтовано інтервал порогових значень енергії інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани, який забезпечує виявлення типу тканин на хірургічній рані.

Проведено апробацію технології для виявлення типу тканин хірургічної рани в процесі хірургічної операції для окремого пацієнта.

В результаті проведених досліджень встановлено, що для усіх точок подразнення тканин хірургічної рани даного пацієнта з використанням розробленої технології безпомилково прокласифіковано тип тканини хірургічної рани, що забезпечило безпомилкову ідентифікацію ЗГН в процесі хірургічної операції.

Слід зауважити, що розроблена технологія ґрунтується на емпіричному виявленні порогового значення енергії інформаційного сигналу, отриманого для певної, хоча і значної вибірки пацієнтів, тому встановлена експериментально оцінка інтервалу порогових значень енергії не гарантує безпомилкову ідентифікацію ЗГН на хірургічній рані для будь-якого пацієнта.

Література

1. Патент України на корисну модель №51174 . Спосіб ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитовидній залозі / Дивак М.П., Шідловський В.О., Козак О.Л. // Бюл. «Промислова власність» №13. – 2010.
2. M. Dyvak, N. Kasatkina, A. Pukas, N. Padletska, “Spectral analysis the information signal in the task of identification the recurrent laryngeal nerve in thyroid surgery”, PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY, ISSN 0033-2097, R. 89 NR 6/2013 pp.275-277.
3. Дивак М. П. Метод інтервального аналізу енергетичного спектру інформаційного сигналу для задачі ідентифікації зворотного гортанного нерва / М. П. Дивак, Н. І. Падлецька. // Індуктивне моделювання складних систем. – 2014. – №6. – С. 69–80.
4. Мандзій Б.А. Основи теорії сигналів: Підручник / Б.А. Мандзій, Р.І. Желяк / За ред. Б.А. Мандзія. – Львів: Видавничий дім «Ініціатива», 2008. – 240 с.
5. Алефельд Г. Введение в интервальные вычисления / Г. Алефельд, Ю. Херцбергер: Пер. с англ. — М: Мир, 1987, 360 с.

References

1. Patent Ukrainy na korysnu model' №51174 . Sposib identyfikatsiyi hortannoho nerva z inshykh tkanykh khirurhichnoyi rany pry provedenni khirurhichnykh operatsiy na shchytovydniy zalozy / Dyvak M.P., Shidlovs'ky V.O., Kozak O.L. // Byul. «Promyslova vlasnist'» №13. – 2010.
2. M. Dyvak, N. Kasatkina, A. Pukas, N. Padletska, “Spectral analysis the information signal in the task of identification the recurrent laryngeal nerve in thyroid surgery”, //PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY, ISSN 0033-2097, R. 89 NR 6/2013 pp.275-277.
3. Dyvak M.P. Metod interval'noho analizu enerhetychnoho spektru informatsiynoho syhnalu dlya zadachi identyfikatsiyi zvorotnoho hortannoho nerva / M.P.Dyvak, N.I.Padlets'ka. // Induktyvne modelyuvannya skladnykh system. – 2014. – №6. – S. 69–80.
4. Mandziy B.A., Zhelyak R.I. Osnovy teorii syhnaliv: Pidruchnyk / Za red. B.A. Mandziya. – L'viv: Vydavnychy dim «Initsiatyva», 2008. – 240 s.
5. Alefel'd H., Khertsberher Yu. Vvedenye v ynterval'nye vychyslenyya: Per. s anhl. — M:Myr, 1987, 360 s.

Рецензія/Peer review : 23.1.2015 р.

Надрукована/Printed :24.1.2015 р.

Стаття рецензована редакційною колегією