

УДК 519.87:612.44

## МЕТОД ІНТЕРВАЛЬНОГО АНАЛІЗУ ЕНЕРГЕТИЧНОГО СПЕКТРУ ІНФОРМАЦІЙНОГО СИГНАЛУ ДЛЯ ЗАДАЧІ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА

Микола Петрович Дивак, Наталія Ігорівна Падлецька

*Тернопільський національний економічний університет,**mdy@tneu.edu.ua, p\_r\_ni@ukr.net*

Розглянуто задачу ідентифікації зворотного гортанного нерва в процесі хірургічної операції на щитовидній залозі. Проаналізовано відомі методи опрацювання інформаційного сигналу, отриманого під час подразнення тканин хірургічної рани, і встановлено ступінь ризику пошкодження гортанного нерва на вибірці пацієнтів. Запропоновано новий метод, який усуває недоліки попередніх підходів до опрацювання інформаційного сигналу та зменшує ризик пошкодження зворотного гортанного нерва в процесі хірургічної операції.

*Ключові слова: щитовидна залоза, зворотний гортанний нерв, інформаційний сигнал, енергетичний спектр, інтервальний аналіз.*

The problem of identification the reverse laryngeal nerve during surgery on the thyroid gland is examined. It was analysed the known method processing the information signal received during irritation tissue surgical wound and set risk laryngeal nerve injury in the sample of patient. A new method which removes the lacks of the previous going near working of information signal and diminishes the risk of damage of reverse laryngeal nerve in the process of surgical operation is offered.

*Keywords: thyroid gland, reverse laryngeal nerve, information signal, the energy spectrum, interval analysis.*

Рассмотрена задача идентификации обратного гортанного нерва в процессе хирургической операции на щитовидной железе. Проанализированы известные методы обработки информационного сигнала, полученного во время раздражения тканей хирургической раны, и установлена степень риска повреждения гортанного нерва на выборке пациентов. Предложен новый метод, который устраняет недостатки предыдущих подходов к обработке информационного сигнала и уменьшает риск повреждения обратного гортанного нерва в процессе хирургической операции.

*Ключевые слова: щитовидная железа, обратный гортанный нерв, информационный сигнал, энергетический спектр, интервальный анализ.*

**Вступ.** При проведенні хірургічних операцій на щитовидній залозі виникає проблема ідентифікації зворотного гортанного нерва (ЗГН), пошкодження якого може призвести до втрати пацієнтом голосу або до інших негативних наслідків, пов'язаних з функціонуванням дихальної системи людини. Сучасні технічні засоби по виявленню ЗГН ґрунтуються на подразненні області хірургічного втручання змінним електричним струмом фіксованої частоти, для якого забезпечується мала провідність електричного сигналу м'язовими тканинами і висока провідність електричного сигналу гортанним нервом. Таке подразнення безпосередньо гортанного нерва призводить до суттєвого скорочення голосових зв'язок, результат якого фіксується звуковим сенсором. В процесі операції оцінюють інформативні параметри інформаційного сигналу, отриманого зі звукового сенсора і, залежно

від їх значень, приймають рішення чи точка подразнення знаходиться на ЗГН, чи – на м'язовій тканині. Детально схема ідентифікації ЗГН в процесі хірургічної рани описана патентом [1]. У даному випадку, переважно за інформативні параметри інформаційного сигналу приймають його максимальну амплітуду, або спектр. Основною проблемою при використанні зазначених засобів ідентифікації ЗГН є низька чутливість, що призводить до високого ризику пошкодження ЗГН. Тому актуальною є задача розробки методів опрацювання інформаційного сигналу, які б знижували ризик пошкодження ЗГН в процесі хірургічної операції на щитовидній залозі. Для цього в праці запропоновано взамін спектрального аналізу інформаційного сигналу використати аналіз енергетичного спектру з подальшим інтервальним аналізом енергії цього сигналу для груп пацієнтів [2].

### 1. Постановка задачі

В існуючому способі [1] ідентифікації ЗГН інформативним параметром є максимальна амплітуда інформаційного сигналу  $u(t)$ , по зміні якої можна оцінити наближеність точки подразнення на хірургічній рані до гортанного нерва. При подразненні області хірургічної рани, що включає ЗГН, відбувається скорочення м'язів, які розтягують голосові зв'язки, якщо ж подразнення зроблено на м'язовій тканині хірургічної рани, то реакція на подразнення буде незначною. При цьому амплітуда отриманого інформаційного сигналу є достатньо велика при подразненні безпосередньо гортанного нерва (рис.1, а) і різко зменшується (до рівня шумів) при незначному віддаленні від нього (рис.1, б). На рис.1 по осі абсцис відкладено відліки часу, а по осі ординат – нормована амплітуда інформаційного сигналу.

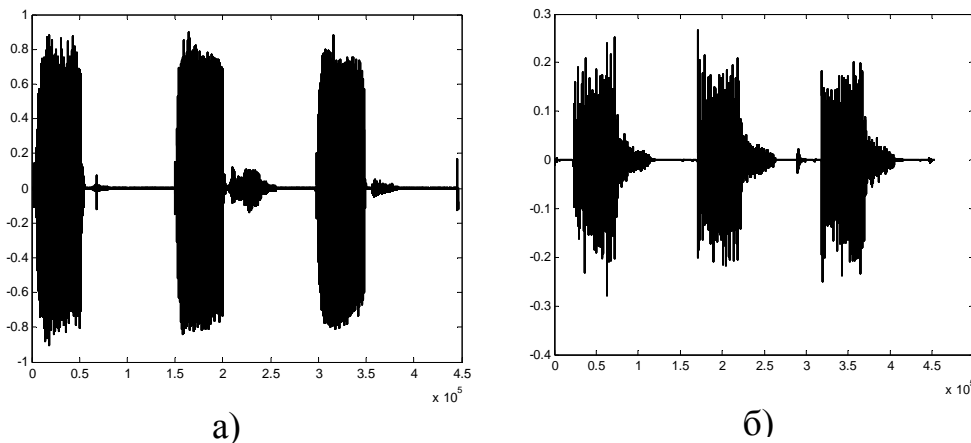


Рис.1. Фрагменти інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани: а) ЗГН; б) м'язової тканини.

Беручи до уваги максимальне значення амплітуди інформаційного сигналу, отриманого вище зазначеним способом, було проведено дослідження вказаного інформативного параметру для групи пацієнтів. А саме, здійснено порівняльний аналіз максимальних значень амплітуди інформаційного сигналу,

отриманого при подразненні м'язової тканини та ЗГН на хірургічній рані. Частина одержаних результатів подана у таблиці 1.

Таблиця 1

Максимальне нормоване значення амплітуди інформаційного сигналу, отриманого при подразненні м'язової тканини та ЗГН на хірургічній рані

Номер пацієнта	Номер фрагмента	М'язова тканина	ЗГН	Номер пацієнта	Номер фрагмента	М'язова тканина	ЗГН
1	1	0,3376		6	1	0,3097	
	2	0,2782			2	0,316	
	3		0,3818		3		0,5213
	4		0,411		4		0,525
2	1	0,3318			5		0,5266
	2	0,3888			6		0,5318
	3	0,394			7		0,5237
	4		0,4577		8		0,5291
	5		0,4177	7	1	0,4728	
	6		0,382		2	0,4712	
	7		0,4063		3		0,4752
3	1	0,2824			4		0,696
	2	0,3914			5		0,5278
	3	0,3413		6		0,4956	
	4	0,2586		7		0,663	
	5		0,595	8	1	0,4627	
	6		0,3407		2	0,407	
	7		0,3914		3	0,2962	
4	1	0,09323			4	0,5325	
	2	0,08365			5	0,5518	
	3		0,9865		6	0,4607	
	4		0,9769	7		0,6737	
	5		0,747	8		0,6007	
	6		0,987	9		0,5197	
5	1	0,3046		10		0,4494	
	2	0,2184		11		0,3972	
	3	0,2406		9	1	0,3248	
	4	0,2772			2	0,3008	
	5	0,3376			3		0,5234
	6	0,2662			4		0,5246
	7		0,4565		5		0,5266
	8		0,4177	10	1	0,9821	
	9		0,3818		2	0,9944	

Продовження таблиці 1

Номер пацієнта	Номер фрагмента	М'язова тканина	ЗГН	Номер пацієнта	Номер фрагмента	М'язова тканина	ЗГН
10	3		0,9242	16	3	0,4275	
	4		0,9921		4		0,444
	5		0,9969		5		0,4521
11	1	0,162			6		0,5743
	2	0,1376			7		0,4851
	3		0,8714		17	1	0,07471
4		0,7607	2			0,1044	
5		0,754	3			0,07965	
12	1	0,09253				4	0,2399
	2		0,9938	5			0,3021
	3		0,97	6			0,3833
	4		0,7473	7			0,332
	5		0,9512	8			0,4636
13	1	0,6058		9			0,341
	2	0,4568		18	1	0,3009	
	3	0,4073			2	0,3246	
	4	0,6016			3		0,6037
	5		0,9771		4		0,5774
	6		0,9882	19	1	0,3927	
	7		0,9585		2	0,3415	
14	1	0,2866			3	0,2521	
	2	0,3186			4	0,2801	
	3		0,4892		5		0,5951
	4		0,4643		6		0,3405
	5		0,4477		7		0,3925
15	1	0,09586		20	1	0,1057	
	2	0,1183			2	0,07605	
	3	0,0881			3	0,09964	
	4		0,2246		4	0,2291	
	5		0,02246		5		0,915
	6		0,2273		6		0,8963
16	1	0,4425			7		0,8932
	2	0,4576			8		0,913

Аналізуючи отримані результати у групі пацієнтів, встановлено:

- 1) максимальне значення амплітуди інформаційного сигналу, отриманого при подразненні ЗГН чи м'язової тканини, суттєво відрізняються для усіх пацієнтів, що обґрунтовує причину низької чутливості зазначеного підходу;
- 2) отримане максимальне значення амплітуди інформаційного сигналу, яке вказує, що точка подразнення є на ЗГН в одного з пацієнтів, в іншого – може означати, що точка подразнення є на м'язовій тканині, що призводить до неможливості встановлення

деякого порогового значення амплітуди для ідентифікації ЗГН в групі пацієнтів;

- 3) табличні дані, отримані при подразненні м'язової тканини і ЗГН, в межах одного пацієнта «перекриваються» (така ситуація в понад 30 пацієнтів з близько 100), тим самим збільшуючи ризик пошкодження гортанного нерва в процесі хірургічної операції.

У цілому, спираючись на проведенні дослідження було встановлено, що особливості гортані кожного пацієнта суттєвим чином впливають на характер отриманого інформаційного сигналу, а ймовірність правильної ідентифікації ЗГН з поміж м'язових тканин на хірургічній рані, застосовуючи зазначений спосіб [1], становить близько 70% на вибірці з близько 100 пацієнтів.

У праці [2] запропоновано за інформативний параметр інформаційного сигналу використовувати його спектр. Метою дослідження, яке описане у праці [2], було виявити у спектрі результуючого інформаційного сигналу  $u(t)$  спектральну складову на частоті струму подразнення.

У процесі досліджень встановлено:

- 1) особливості гортані кожного пацієнта суттєвим чином впливають на складність виявлення спектральної компоненти з частотою струму подразнення у спектрі результуючого інформаційного сигналу  $u(t)$ , що обумовлено наявними нелінійними перетвореннями;
- 2) вибірку пацієнтів умовно можна поділити на три групи:
  - а) – група, в яких чітко проявляються спектральні складові з максимальною амплітудою у вузькому діапазоні частот (345-350 Гц) у випадку подразнення ЗГН (рис.2, а);
  - б) – група, в яких більш-менш проявляються спектральні складові з максимальною амплітудою у вузькому діапазоні частот (245-250 Гц) у випадку подразнення ЗГН (рис.2, б);
  - в) – група пацієнтів, в яких неможливо виявити спектральні складові з максимальною амплітудою у вузькому діапазоні частот у випадку подразнення ЗГН, а спектр такого інформаційного сигналу подібний до спектру інформаційного сигналу у випадку подразнення м'язової тканини [2] (рис.2, в).

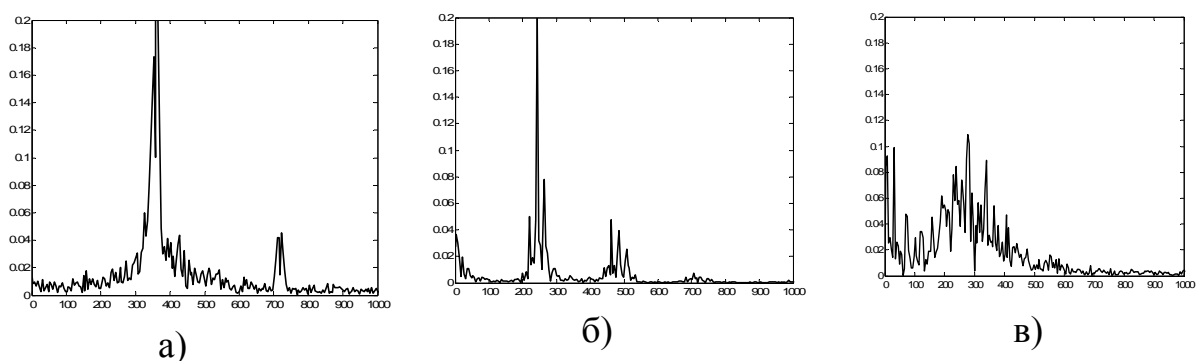


Рис. 2. Енергетичні спектри інформаційних сигналів – реакції на подразнення ЗГН у трьох груп пацієнтів.

Пацієнтів третьої групи на даній вибірці було близько 20%.

Вище зазначене показує, що описаний спосіб ідентифікації ЗГН з поміж м'язових тканин хірургічної рани підвищує ймовірність його виявлення, але ризик пошкодження ЗГН все ж залишається високий.

У праці [3] запропоновано за інформативну характеристику інформаційного сигналу використовувати його автокореляційну функцію (АКФ). В процесі проведених досліджень встановлено:

- 1) частини інформаційного сигналу  $u(t)$ , які відповідають сигналу – реакції на подразнення нерва, мають подібний вигляд АКФ, і це може слугувати змістовною ознакою для ідентифікації ЗГН;
- 2) проте особливості гортані кожного пацієнта суттєвим чином впливають на вигляд автокореляційної функції інформаційного сигналу [3].

Наведені вище результати досліджень показали, що вигляд АКФ інформаційного сигналу може слугувати основою для ідентифікації ЗГН. Застосування зазначеної характеристики дає змістовну, проте якісну ознаку для виявлення ЗГН на хірургічній рані, підвищує ймовірність його правильної ідентифікації.

Виходячи із проведених досліджень, виникла потреба в пошуку іншого способу опрацювання одержаного інформаційного сигналу при подразненні тканин хірургічної рани, який в достатній мірі компенсує шумову компоненту у складі сигналу, усуває проблему з вибором порогового значення інформативного параметру та підвищує ймовірність виявлення ЗГН, що у сукупності призведе до зниження ризику його пошкодження.

У даній праці, виходячи із вище наведених міркувань, запропоновано метод опрацювання інформаційного сигналу, який включає встановлення АКФ інформаційного сигналу для зменшення впливу шумової компоненти на його енергетичний спектр. При цьому для зіставлення результатів аналізу запропоновано використати інтервальний аналіз енергетичного спектру, встановленого на основі АКФ.

## **2. Метод інтервального аналізу енергії інформаційного сигналу**

Інформаційний сигнал, отриманий способом, описаним в праці [1], містить фрагменти, пов'язані із проходженням повітряного потоку через гортань пацієнта під час його дихання і в результаті подразнення м'язової тканини чи ЗГН. Для виділення ділянок, що відповідають реакції на подразнення м'язової тканини або ж ЗГН проводимо сегментацію інформаційного сигналу. На рис. 3 для прикладу представлена сегментація двох інформаційних сигналів, отриманих під час подразнення тканин хірургічної рани у двох пацієнтів.

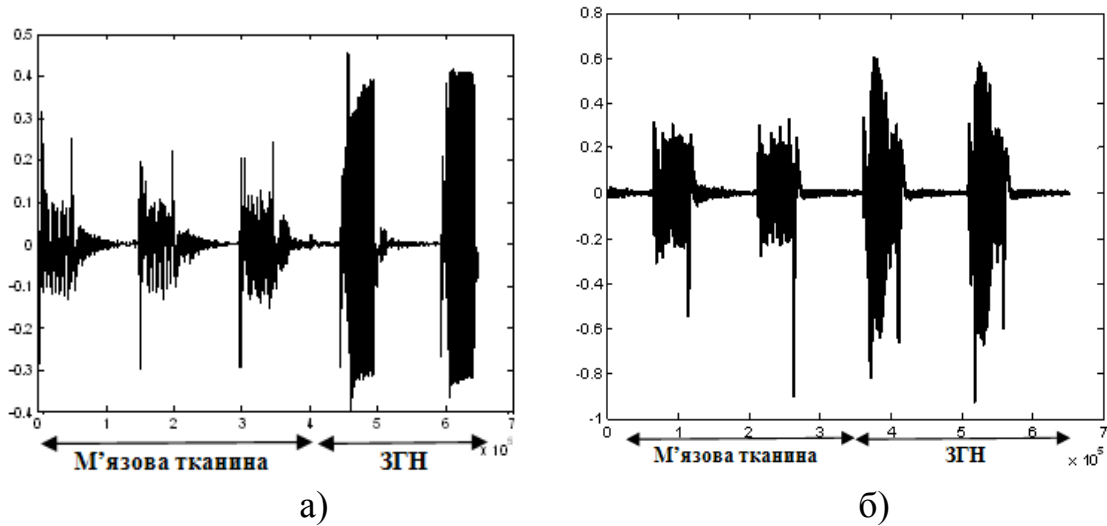


Рис.3. Фрагменти інформаційного сигналу – реакції на подразнення м'язової тканини та ЗГН у двох пацієнтів: а) 1 пацієнт; б) 2 пацієнт.

У результаті проведеної сегментації для першого пацієнта отримуємо 5 фрагментів інформаційного сигналу (3 з них відповідають реакції на подразнення м'язової тканини, і 2 – ЗГН), для другого – 4 фрагменти (2 з них відповідають реакції на подразнення м'язової тканини, і 2 – ЗГН).

Для отриманої групи пацієнтів (близько 100) число фрагментів сигналу у кожного пацієнта різне. Позначимо кількість отриманих фрагментів для кожного інформаційного сигналу числом  $m$ , а сегментований інформаційний сигнал за  $u_i(t)$ .

Для зменшення впливу шумової компоненти інформаційного сигналу на його енергетичний спектр на наступному кроці знаходимо АКФ (1) для кожного виділеного фрагменту сигналу:

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

На рис.4 показано приклади виявлених АКФ для фрагментів сигналів, що відповідають реакції на подразнення м'язових тканин під час хірургічної операції у двох пацієнтів.

Вигляд АКФ фрагментів інформаційного сигналу, що відповідають реакції на подразнення ЗГН у вказаних вище 2 пацієнтів, представлена на рис.5.

Після побудови АКФ для кожного сегмента інформаційного сигналу, на наступному кроці застосовуємо перетворення Фур'є (1) [4] і отримуємо енергетичний спектр інформаційного сигналу:

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

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

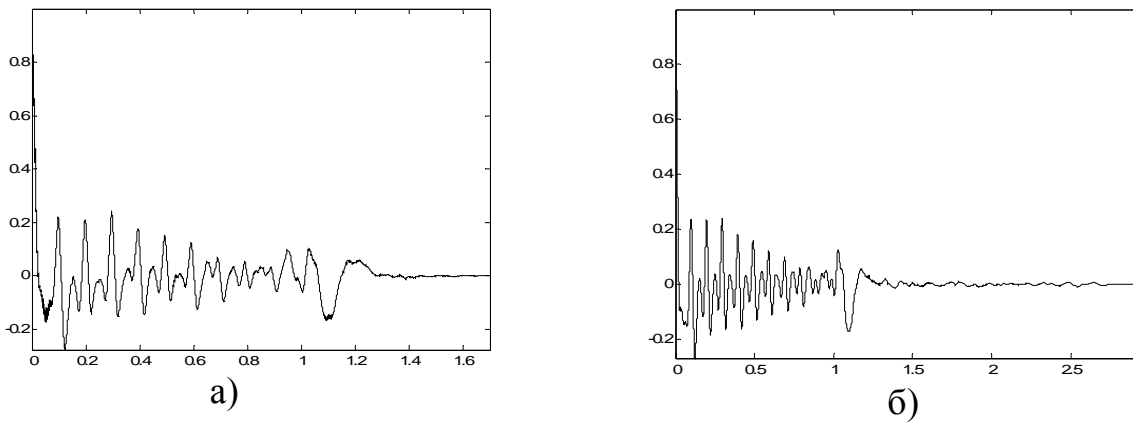


Рис.4. Автокореляційна функція фрагментів інформаційних сигналів – реакції на подразнення м'язових тканин двох пацієнтів:  
а) 1 пацієнт; б) 2 пацієнт.

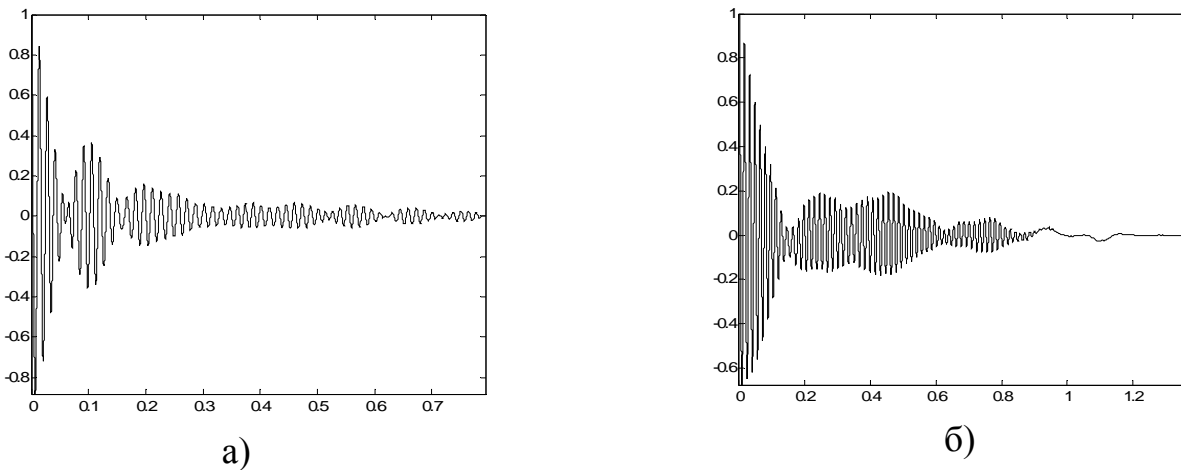


Рис.5. Автокореляційна функція фрагментів інформаційних сигналів – реакції на подразнення ЗН двох пацієнтів:  
а) 1 пацієнт; б) 2 пацієнт.

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 ЗН на хірургічній рані. Дослідження також показали, що максимальна енергія інформаційного сигналу зосереджена у вузькому (ширина  $\pm 5\text{Гц}$ ) діапазоні частот. 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.

На рис. 6 наведено приклади розподілу спектральної густини енергії для вище зазначених АКФ.



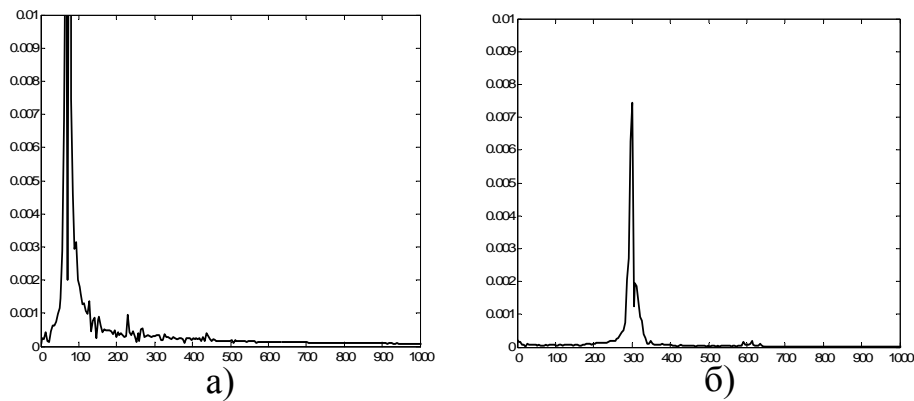


Рис.6. Спектри виявлених АКФ для фрагментів інформаційних сигналів, що відповідають реакції на подразнення ЗГН для прикладу у двох пацієнтів: а) 1 пацієнт; б) 2 пацієнт.

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

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

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 інтервальні оцінки енергії  $[E^-; E^+]$ , характерні для області подразнення на хірургічній рані. Отримані інтервальні оцінки гарантовано включають значення енергії  $E_i$  кожного сегмента (4) інформаційного сигналу, тобто:

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

### 3. Реалізація методу інтервального аналізу енергетичних сигналів на вибірці пацієнтів

Для наведених у таблиці 1 фрагментів інформаційного сигналу, отриманого під час подразнення тканин хірургічної рани, використовуємо запропонований метод аналізу енергетичного спектру інформаційного сигналу. Сегментацію інформаційного сигналу здійснено з допомогою звукового редактора Audacity. Приклади сегментації для двох пацієнтів наведено на рис. 3.

На наступному кроці побудовано АКФ для кожного сегмента  $u_i(t)$  інформаційного сигналу  $u(t)$  в середовищі MATLAB за допомогою функції XCORR. Приклади побудованих АКФ фрагментів сигналу для двох пацієнтів представлено на рис. 4 і 5.

Виділення енергетичного спектру АКФ фрагментів інформаційного сигналу проведено в середовищі MATLAB за допомогою функції FFT. Спектри виявлених АКФ для фрагментів інформаційних сигналів, що відповідають реакції на подразнення ЗГН для прикладу у двох пацієнтів, показано вище на рис.6.

Для реалізації останнього кроку розроблено програмний модуль в середовищі MATLAB із застосуванням функції INTEGRAL. Зазначений модуль використано для отримання інтервальних оцінок енергії інформаційного сигналу, які характеризують тип тканини пацієнта на хірургічній рані. Інтервальні оцінки енергії  $[E^-; E^+]$  інформаційного сигналу у вибраному діапазоні частот для фрагменту вибірки пацієнтів подано у Таблиці 2.

Таблиця 2

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

Номер пацієнта	ЗГН		М'язова тканина	
	$E^-; *10^{-1}$	$E^+; *10^{-1}$	$E^-; *10^{-2}$	$E^+; *10^{-2}$
1	1,4973	5,5653	5,777	9,651
2	2,0496	5,6327	3,467	10,957
3	2,7297	3,6381	2,133	2,956
4	1,7647	6,4580	8,547	10,920
5	3,3707	14,0850	3,643	7,285
6	4,9235	5,2509	3,628	9,135
7	5,5352	7,6471	6,338	13,467
8	1,6514	1,6831	8,158	8,258
9	1,4243	1,6817	8,279	11,174
10	1,6613	7,1194	8,258	12,910
11	2,2559	2,3929	14,310	18,119
12	1,9019	2,1349	0,590	1,010
13	1,7576	3,0448	6,327	8,257
14	1,2567	1,9830	6,998	7,157
15	3,0666	3,2469	0,371	2,025
16	2,5345	4,8788	2,643	7,969
17	1,8210	4,3206	3,123	4,912
18	3,5676	5,0389	0,412	11,264
19	2,6713	2,9892	8,516	9,950
20	3,7764	11,3990	5,585	10,625

Спираючись на результати таблиці 2, на рис. 7 побудовано діаграму, яка ілюструє гарантовані інтервали оцінок енергії інформаційного сигналу для групи пацієнтів залежно від типу тканини (ЗГН чи м'язова тканина). По осі

абсцис відкладено номер пацієнта, по осі ординат – інтервальні оцінки енергії (чорним кольором у випадку подразнення ЗГН, а сірим у випадку – м'язової тканини).

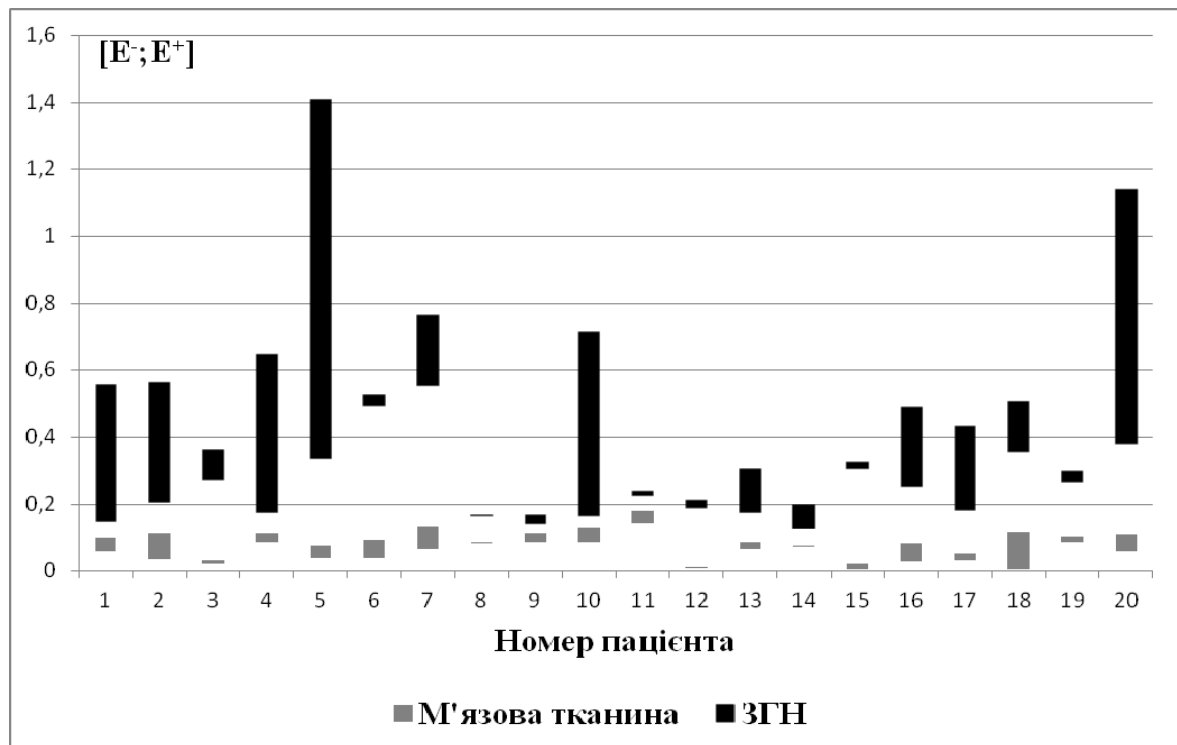


Рис. 7. Розподіл енергії складових спектру у вузькому діапазоні частот інформаційного сигналу – реакції на подразнення ЗГН та м'язової тканини

Як бачимо, оцінки енергії інформаційного сигналу у випадку подразнення ЗГН суттєво перевищують оцінки енергії інформаційного сигналу, отриманого в процесі подразнення м'язової тканини. Як бачимо з рис. 7, інтервальні оцінки цієї енергії для кожного пацієнта різні, але отримані інтервали між собою не перетинаються в межах одного пацієнта, на відміну від того, як це було при виборі за інформативний параметр максимальну амплітуду інформаційного сигналу.

На рис. 7 можна також спостерігати, що для досліджуваної групи пацієнтів між інтервальними оцінками енергії інформаційних сигналів, отриманих при подразненні м'язової тканини, та інтервальними оцінками енергії інформаційних сигналів, отриманих при подразненні ЗГН існує певний інтервал для визначення порогового значення цієї енергії з метою однозначної ідентифікації ЗГН на хірургічній рані для усіх пацієнтів. Це своєю чергою забезпечуватиме менший ризик пошкодження ЗГН в процесі хірургічної операції.

## Висновки

1. В процесі досліджень проаналізовано відомий спосіб ідентифікації ЗГН на хірургічній рані за максимальним значенням амплітуди інформаційного сигналу, і встановлено, що ризик пошкодження ЗГН під час хірургічної операції на вибірці пацієнтів може досягати 30%.

2. Проаналізовано метод спектрального аналізу інформаційного сигналу і встановлено, що існуючим способом неможливо ідентифікувати ЗГН у певної групи пацієнтів, яка становить 20 % з цілої вибірки. Отже, існує великий ризик пошкодження ЗГН.

3. Запропоновано новий метод для опрацювання інформаційного сигналу під час подразнення тканин хірургічної рани. Суть запропонованого методу полягає в сегментації отриманого інформаційного сигналу, встановленні АКФ кожного фрагмента і на цій основі визначення інтервальної оцінки енергії усього інформаційного сигналу у вибраному діапазоні частот. Запропонований метод усуває недоліки попередніх підходів до опрацювання інформаційного сигналу.

4. Для тестової групи пацієнтів встановлено, що між інтервальними оцінками енергії у вузькому діапазоні частот, де зосереджені основні спектральні складові інформаційних сигналів, отриманих при подразненні м'язової тканини, та інтервальними оцінками цієї енергії інформаційних сигналів, отриманих при подразненні ЗГН, існує певний інтервал для вибору порогового значення цієї енергії з метою однозначної ідентифікації ЗГН на хірургічній рані для усіх пацієнтів. Це своєю чергою забезпечуватиме менший ризик пошкодження ЗГН в процесі хірургічної операції.

## **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. Dyvak M. Spectral analysis of information signal in the task of identification the recurrent laryngeal nerve during thyroid surgery / Dyvak M., Kasatkina N., Pukas A., Padletska N. Proceedings of the 13th International Workshop "Computational Problems of Electrical Engineering" – Grubow, Poland, September 5-8, 2012, p.55.

3. Dyvak M. Identification the Recurrent Laryngeal Nerve by the Autocorrelation Function of Signal as Reaction on the Stimulation of Tissues in Surgical Wound / Dyvak M., Padletska N., Pukas, A., Kozak O. // The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics. Proceedings of the XIIth International Conference CADSM'2013.- 2013. – p.89-92.

4. Мандзій Б.А., Желяк Р.І. Основи теорії сигналів: Підручник / За ред. Б.А. Мандзія. – Львів: Видавничий дім «Ініціатива», 2008. – С.37-77.