

IV. Метод виявлення несумісності ІСЛАР при реалізації методу локалізації параметрів інтервальних моделей із виділенням «насиченого блоку»

На рисунку 1а) для випадку $m = 2$, усі вершини $(\vec{b}_1, \vec{b}_2, \vec{b}_3, \vec{b}_4)$ паралелограма розміщені з одного боку «смуги» і відповідно $L_s(k) > 0 \quad \forall s = 1, \dots, 4$. З іншого боку на рисунку 1б) усі вершини $(\vec{b}_1, \vec{b}_2, \vec{b}_3, \vec{b}_4)$ паралелограма розміщені з іншого боку «смуги» і відповідно $L'_s(k) > 0 \quad \forall s = 1, \dots, 4$.

Отже, в обох випадках, ІСЛАР, графічний розв'язок яких представлено на рисунку 1а) та рисунку 1б) у вигляді паралелограма та «смуги», яка його не перетинає, є несумісними.

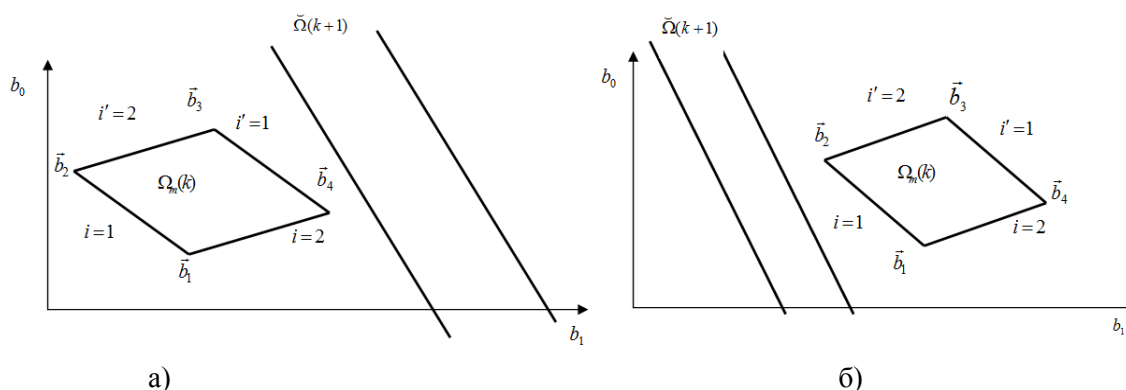


Рисунок 1 - Ілюстрація до встановлення несумісності ІСЛАР

Враховуючи вищезазначене, пропонується в обчислювальну схему методу локалізації параметрів інтервальних моделей із виділенням «насиченого блоку» ввести додаткову умову перевірки сумісності та у випадку виявлення несумісності виводити відповідне інформаційне повідомлення:

" розв'язок ІСЛАР відсутній " якщо $(L_s(k) > 0, \forall s = 1, \dots, 2^m)$

Висновок

У роботі наведено дослідження проблематики несумісності ІСЛАР при локалізації параметрів інтервальних моделей із виділенням «насиченого блоку» та способу її виявлення.

Список використаних джерел

1. Дивак М.П. Задачі математичного моделювання статичних систем з інтервальними даними: монографія / за ред. М. П. Дивака. – Тернопіль : Економічна думка, 2011. – 216 с.

УДК: 519.2:519.876.5:616.441-089

ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДУ КОВЗНОГО СЕРЕДНЬОГО ПІД ЧАС ОБРОБКИ ІНФОРМАЦІЙНОГО СИГНАЛУ В ЗАДАЧІ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА НА ХІРУРГІЧНІЙ РАНІ

Падлецька Н.І.¹⁾, Дивак М.П.²⁾

Тернопільський національний економічний університет

¹⁾ здобувач; ²⁾ д.т.н., професор

I. Постановка задачі

Основною проблемою при проведенні хірургічних операцій на щитовидній залозі є виявлення зворотного гортанного нерва (ЗГН), пошкодження якого призводить до втрати пацієнтом голосу, а також до інших негативних наслідків, пов'язаних з функціонуванням дихальної системи людини. Проведений аналіз відомих технічних засобів виявлення ЗГН свідчить, що процес візуалізації гортанного нерва є надзвичайно складний і включає процедуру його ідентифікації [1].

Для виявлення ЗГН з поміж м'язової тканини на хірургічній рані розроблена система, яка представлена в патенті [2]. Описаний в [2] спосіб ідентифікації ЗГН дає можливість оцінювати реакцію на подразнення тканин хірургічної рани і фіксувати звуковим сенсором модульований звуковий сигнал (інформаційний сигнал), який виникає внаслідок проходження потоку повітря через гортань пацієнта, вібрацією голосових зв'язок з частотою сигналу подразнення. В існуючому способі ідентифікації ЗГН інформаційним параметром є амплітуда інформаційного сигналу. При цьому амплітуда сигналу є достатньо велика при подразненні безпосередньо ЗГН і різко зменшується (до рівня шумів) при незначному віддаленні від нього.

Недоліком зазначеного підходу є низька чутливість і в результаті високий ризик пошкодження ЗГН в процесі хірургічної операції.

Інший спосіб, описаний в праці [3], передбачає спектральний аналіз інформаційного сигналу або ж побудову автокореляційної функції цього сигналу з подальшим отриманням спектральної густини енергії. Як показано в [3], отриманий спектр інформаційного сигналу суттєвим чином залежить від особливостей гортані пацієнта незалежно від частоти подразнення м'язової тканини чи ЗГН на хірургічній рані. Для зменшення впливу цих факторів на параметри інформаційного сигналу пропонується провести його згладжування із використанням методу ковзного середнього. Основною підставою, щодо використання зазначеного методу, слугує потреба фільтрації високочастотної складової шумів, пов'язаних із індивідуальними особливостями дихальної системи пацієнтів.

II. Алгоритм опрацювання інформаційного сигналу із застосуванням методу ковзного середнього для певної групи пацієнтів

В процесі зондування тканин хірургічної рани отримуємо інформаційний сигнал, який є результатом накладання двох – шумового сигналу (дихання) і сигналу – реакції на подразнення м'язової тканини або безпосередньо ЗГН.

Спочатку в середовищі MATLAB реалізовано програмний код із використанням функції smooth для згладжування (фільтрації) отриманих інформаційних сигналів. До вхідних параметрів належать масив даних (значення амплітуди в кожен відлік часу) і вікно усереднення (задана кількість часових відліків).

Враховуючи той факт, що отриманий інформаційний сигнал дискретизований із частотою 44100 Гц, а його інформативні параметри невідомі, то згладжування проводилось за допомогою вікон різної тривалості.

Нижче наведено згладжений інформаційний сигнал – реакція на подразнення м'язової тканини (рис.1) і безпосередньо ЗГН (рис.2). На графіках по осі абсцис відкладено відліки часу, по осі ординат – амплітуда інформаційного сигналу.

В процесі досліджень було встановлено:

- для всіх пацієнтів найбільш оптимальним вікном згладжування є інтервал від 100 до 200 часових відліків.
- існує інваріанта між згладженими інформаційними сигналами, які отримані при подразненні м'язової тканини та сигналами, які одержані при безпосередньому зондуванні ЗГН. У згладжених інформаційних сигналах, отриманих при подразненні ЗГН більш чітко проявляються основні спектральні складові, що є інформативними параметрами.

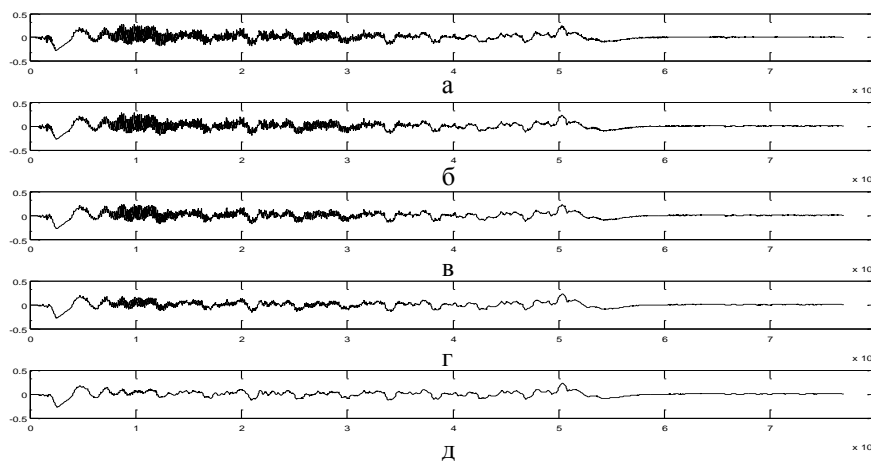


Рисунок 1 - Згладжений інформаційний сигнал (реакція на подразнення м'язової тканини) з вікном усереднення: а) 0; б) 10; в) 50; г) 100; д) 150.

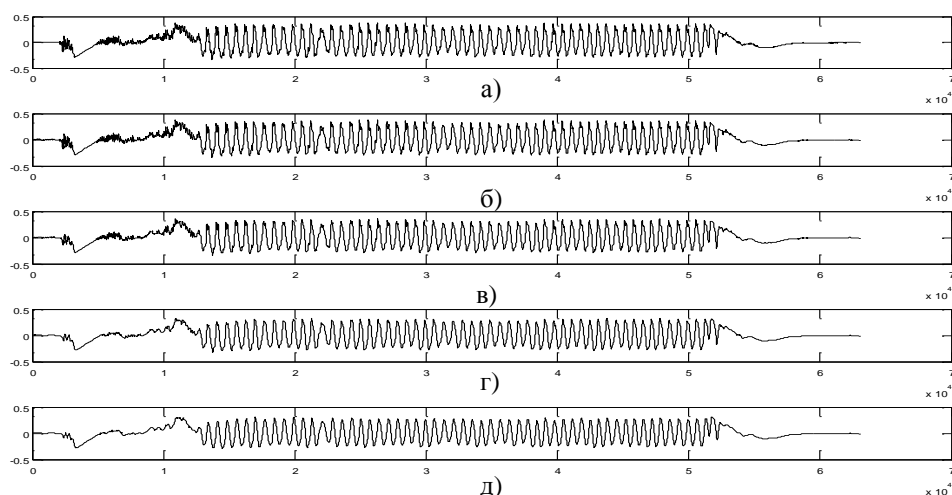


Рисунок 2 - Згладжений інформаційний сигнал (реакція на подразнення ЗГН) з вікном усереднення: а) 0; б) 10; в) 50; г) 100; д) 150

Висновки

Розглянута задача виявлення інформативних характеристик при ідентифікації зворотного гортанного нерва на хірургічній рані в процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі за електрофізіологічним способом на основі аналізу звукового інформаційного сигналу. На основі проведеного аналізу інформаційних сигналів у певної групи пацієнтів підтверджено гіпотезу, що при подразненні ЗГН в згладженому методом середнього ковзного інформаційному сигналі з вікном шириною від 100 до 200 часових відліків відчутно спостерігаються певні спектральні складові, які мають велику амплітуду, а при подразненні м'язової тканини – спектр не має явно виражених переважаючих спектральних складових.

Список використаних джерел

1. M. Dyvak, «Device for identification the laryngeal nerves», Proc. (forum catalogue) of the 3th International Forum on Innovative Technologies for Medicine, Bialystok, Poland, p.34, December 1-3, 2009.
2. Дивак М.П., Козак О.Л., Шідловський В.О., «Спосіб ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитовидній залозі», Патент України на корисну модель №511174. Реєстр. 12.07.2010. Публ. 12.07.2010, Бюл. "Промислова власність" №13.
3. 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.

УДК 519.876.5

ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ ЕФЕКТИВНОСТІ ГЕНЕТИЧНОГО ТА «БДЖОЛИНОГО» АЛГОРИТМІВ У ЗАДАЧІ СТРУКТУРНОЇ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ІНТЕРВАЛЬНОГО РІЗНИЦЕВОГО ОПЕРАТОРА

Порплиця Н.П.¹⁾, Моканюк Ю.Я.²⁾

Тернопільський національний економічний університет
¹⁾ аспірант; ²⁾ магістрант

І. Актуальність задачі

Розв'язуванню задачі структурної ідентифікації математичної моделі у вигляді різницевого оператора (РО) на основі інтервальних даних присвячено ряд публікацій [1, 2]. Однак наведені авторами цих статей підходи ґрунтуються на генетичних алгоритмах, які, як відомо, є евристичними та вимагають налаштування цілого ряду параметрів, але малоефективні, коли недостатньо вивчена фізика процесу. Крім того, іншим недоліком зазначених алгоритмів є необхідність використання нестандартних операторів схрещування (кросоверів) та операторів мутації.