

Міністерство освіти і науки України  
Тернопільський національний економічний університет

На правах рукопису

**Падлецька Наталія Ігорівна**

УДК 004.942

**Математичне та програмне забезпечення системи  
виявлення зворотного гортанного нерва**

01.05.03 – математичне та програмне забезпечення  
обчислювальних машин і систем

Дисертація на здобуття наукового ступеня  
кандидата технічних наук

Науковий керівник  
**Дивак Микола Петрович**  
доктор технічних наук, професор

Тернопіль – 2016

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ .....	4
ВСТУП .....	5
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ МАТЕМАТИЧНОГО, ПРОГРАМНОГО ТА ТЕХНІЧНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЗАСОБІВ ВИЯВЛЕННЯ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА .....	14
1.1. Особливості функціонування технічних засобів виявлення зворотного гортанного нерва .....	14
1.2. Аналіз математичного забезпечення для задачі виявлення зворотного гортанного нерва в процесі операції на щитоподібній залозі .....	28
1.3. Аналіз існуючого програмного забезпечення для засобів виявлення зворотного гортанного нерва .....	32
1.4. Постановка задачі дисертаційного дослідження .....	36
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1 .....	43
РОЗДІЛ 2 МАТЕМАТИЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПРОГРАМНОЇ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА.....	44
2.1. Математична модель для виявлення зворотного гортанного нерва за ознакою максимальної амплітуди інформаційного сигналу .....	44
2.3. Математична модель за ознакою автокореляційної функції в системі виявлення зворотного гортанного нерва .....	60
2.4. Математичне забезпечення засобів виявлення зворотного гортанного нерва в процесі операції на щитоподібній залозі .....	70
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2 .....	77
РОЗДІЛ 3 ПРИКЛАДНА ПРОГРАМНА СИСТЕМА ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА.....	78
3.1. Аналіз вимог до прикладної програмної системи моніторингу зворотного гортанного нерва .....	79
3.2. Архітектура та конструювання програмного комплексу для встановлення класифікаційних ознак тканин хірургічної рани .....	80
3.3. База даних пацієнтів та результатів їх обстежень для розробки системи моніторингу зворотного гортанного нерва .....	83

3.4. Особливості організації програмних модулів та розробки програмного коду прикладної програмної системи .....	95
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3 .....	98
РОЗДІЛ 4 ПРАКТИЧНЕ ЗАСТОСУВАННЯ ПРИКЛАДНОЇ ПРОГРАМНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ МОНІТОРИНГУ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА ПІД ЧАС ОПЕРАЦІЇ .....	99
4.1. Інформаційна технологія виявлення зворотного гортанного нерва ....	101
4.2. Особливості реалізації прикладної програмної системи для виявлення зворотного гортанного нерва .....	108
4.3. Оцінка ризику пошкодження зворотного гортанного нерва із застосуванням математичної і програмної системи його виявлення .....	110
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 4 .....	122
ВИСНОВКИ.....	123
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	125
ДОДАТОК А Акти використання та впроваджень результатів дисертаційного дослідження .....	141
ДОДАТОК Б Лістинг програмного коду .....	145
ДОДАТОК В Графічний інтерфейс користувача .....	146

**ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ**

АКФ	автокореляційна функція
ЗГН	зворотний гортанний нерв
ІСЛАР	інтервальна система лінійних алгебраїчних рівнянь
ППП	пакет прикладних програм

## ВСТУП

**Актуальність теми.** Кількість хворих в Україні, прооперованих з приводу раку щитоподібної залози, невпинно зростає і щорічно складає понад 2400 осіб. Найбільш поширеним післяопераційним ускладненням є травма зворотного гортанного нерва (ЗГН), тому актуальним завданням є застосування програмно-технічних комплексів для зниження ризику його пошкодження. Основним завданням, зазначених комплексів, є моніторинг області хірургічного втручання в процесі операції з метою виявлення розміщення ЗГН і, у такий спосіб, уникнення його пошкодження.

На I Всесвітньому конгресі нейромоніторингу в щитоподібній та прищитоподібній хірургії, який відбувся в Кракові у вересні 2015 року, систематизовано представлено способи, технічні та програмні засоби виявлення розміщення ЗГН на хірургічній рані. Основним принципом функціонування таких засобів є подразнення тканин хірургічної рани постійним чи змінним електричним струмом і фіксація та програмне опрацювання результатів подразнення з метою виявлення інформативних ознак типу тканин. Під час розроблення програмного забезпечення важливими є математичні моделі інформативних ознак тканин області хірургічного втручання. У працях Riddell V, Galivan J, Basmajian J, Davis WE розглянуто методи, засоби та математичні моделі для виявлення ЗГН. Створено ряд програмно-технічних комплексів для його моніторингу, серед яких варто відзначити універсальні комплекси: NEUROSIGN, NIM®. Попри достатньо широкі можливості і суттєве зниження ризику пошкодження ЗГН під час використання зазначених комплексів, їх практичне застосування в першу чергу обмежується високою вартістю та потребою переведення пацієнта до третьої стадії анестезії в процесі хірургічного втручання, яка є особливо небезпечною для його життя.

Останнім часом, у працях Шідловського В.О., Розновського Я.Р., Дивака М.П., Козак О.Л. розглянуто математичні моделі та засоби для

моніторингу ЗГН, які ґрунтуються на подразненні тканин хірургічної рани змінним струмом і на аналізі інформативних ознак сигналу – реакції на подразнення звуковими сенсорами. При цьому за інформативну ознаку – обрано максимальну амплітуду сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани, що не забезпечує мінімізації ризику пошкодження ЗГН.

Разом з тим, існуюче програмне забезпечення програмно-технічних комплексів NEUROSIGN, NIM® має ряд недоліків: висока вартість; закритість створених систем; апаратна орієнтованість і неможливість інсталяції програмного забезпечення для більш «глибокого» опрацювання інформаційного сигналу, наприклад, із урахуванням його спектральних характеристик; неможливість змінити інтерфейс користувача під його конкретні вимоги. До недоліків інших програмних систем, які забезпечують функціонування засобів на принципі подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом, слід віднести: різноманітність середовищ, для яких реалізовано програмні модулі; потребу втручання користувача в процес як отримання результатів моніторингу, так і в процес їх опрацювання, і, як наслідок, існуюче програмне забезпечення для візуалізації безпечної ділянки хірургічного втручання не функціонує в режимі реального часу; проблема сегментації інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани; відсутність модулів, які ґрунтуються на спектральному аналізі інформаційного сигналу.

Виходячи із вище викладеного, актуальною є науково-технічна задача створення математичного забезпечення та програмної системи з архітектурою, які у сукупності забезпечують функціонування різноманітних модулів як єдиної системи, націленої на високоефективний моніторинг області хірургічного втручання, безпомилкове визначення розміщення ЗГН у реальному часі.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Дисертаційна робота виконувалася в межах пріоритетного напряму розвитку науки і техніки «Інформаційні та комунікаційні технології», визначеного

Законом України «Про пріоритетні напрями розвитку науки і техніки (№ 2623-III від 11.07.2001 р. в редакції від 16.01.2016 р.), а також в межах науково-дослідних робіт кафедри комп'ютерних наук Тернопільського національного економічного університету протягом 2011 – 2016 років. Основні результати дисертаційного дослідження отримано в межах виконання таких тем:

– держбюджетне прикладне дослідження на тему: «Інформаційна технологія для ідентифікації і візуалізації зворотного гортанного нерва в процесі хірургічної операції на щитовидній залозі» (державний реєстраційний номер 0112U000078), у якій автором отримано моделі інформативних ознак, що є результатом подразнення тканин хірургічної рани в області розміщення щитоподібної залози змінним струмом та удосконалено інформаційну технологію виявлення ЗГН, які підвищують достовірність виявлення ЗГН в процесі хірургічної операції і знижують ризик його пошкодження;

– держбюджетне прикладне дослідження на тему: «Теорія побудови та методи реалізації в реальному часі міждисциплінарних математичних моделей зміни стану складних об'єктів» (державний реєстраційний номер 0114U000569), у якій автором розроблено математичне забезпечення прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яке, на відміну від існуючих, встановлює частотний діапазон та інтервальні оцінки енергії інформаційного сигналу, і, тим самим, забезпечує основну вимогу безпомилкового виявлення зворотного гортанного нерва;

– науково-дослідна робота на тему: «Макромодельовання складних систем та процесів в умовах структурної невизначеності на основі неточних даних» (державний реєстраційний номер 0111U010356), у якій автором розроблено архітектуру прикладної програмної системи моніторингу ЗГН.

**Мета і задачі дослідження.** Метою дисертаційного дослідження є розробка математичного забезпечення та прикладної програмної системи

моніторингу ЗГН у процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі для забезпечення мінімізації ризику його пошкодження.

Для досягнення цієї мети необхідно було вирішити такі задачі:

– проаналізувати технічне, математичне та програмне забезпечення засобів для виявлення ЗГН;

– розробити математичні моделі характеристик середовища хірургічного втручання, які ґрунтуються на спектральному аналізі сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани;

– розробити математичне забезпечення та архітектуру прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яка б урахувала: різноманітність середовища реалізації програмних модулів; складність задач, які функціонально виконують різні модулі; різноманітність вимог до часу виконання кожної задачі в програмно-технічному комплексі; функціонування різноманітних модулів як єдиної системи, націленої на високоефективний моніторинг області хірургічного втручання в реальному часі;

– удосконалити інформаційну технологію виявлення ЗГН, яка забезпечувала б зниження ризику його пошкодження;

– провести апробацію створеної прикладної програмної системи та удосконаленої інформаційної технології в процесі операції на щитоподібній залозі.

*Об'єкт дослідження* – процеси моніторингу ЗГН на основі аналізу електрофізіологічних властивостей тканин хірургічної рани щитоподібної залози.

*Предмет дослідження* – математичне та програмне забезпечення системи виявлення ЗГН під час хірургічного втручання на щитоподібній залозі.

**Методи дослідження.** Для отримання інформаційних сигналів – реакції на подразнення тканин хірургічної рани використано електрофізіологічні методи активації тканин щитоподібної залози. Для виявлення інформативних



ознак, отриманих під час операції інформаційних сигналів, застосовані методи сегментації, кореляційного, спектрального та інтервального аналізу. Для прийняття рішення про тип тканини у точці подразнення розроблено програмний комплекс (для проектування програмного комплексу використано об'єктно-орієнтований підхід, а для його реалізації – компілятор MatLab, мову C# та .NET технологію).

**Наукова новизна отриманих результатів.** У межах дисертаційної роботи *вперше*:

- отримано математичні моделі характеристик середовища хірургічного втручання у вигляді інтервальних оцінок енергії сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани у встановленому діапазоні частот, які підвищують достовірність виявлення ЗГН в процесі хірургічної операції і знижують ризик його пошкодження;

- розроблено математичне забезпечення прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яке, на відміну від існуючих, встановлює частотний діапазон та інтервальні оцінки енергії сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани і формальні правила класифікації тканин хірургічної рани, що у сукупності забезпечує основну вимогу безпомилкового виявлення ЗГН;

- розроблено архітектуру прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яка відрізняється від інших систем інтегрованим використанням модулів читання, сегментації, виявлення інформативних ознак сигналу – реакції на подразнення ЗГН та модуля прийняття рішень, реалізованих у різних програмних середовищах, що у сукупності забезпечує використання прикладної програмної системи в режимі реального часу.

На основі розробленого математичного та програмного забезпечення системи виявлення ЗГН *удосконалено* інформаційну технологію виявлення ЗГН, яка, на відміну від існуючих, ґрунтується на математичних моделях інформативних ознак та інтервальному аналізі енергетичного спектру

інформаційного сигналу, забезпечує безпомилкове виявлення ЗГН в процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі в режимі реального часу.

**Практичне значення отриманих результатів** полягає у створенні та застосуванні прикладної програмної системи для моніторингу ЗГН під час операцій на щитоподібній залозі. Розроблену систему інтегровано в програмно-технічний комплекс для моніторингу ЗГН та багаторазово апробовано в процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі в Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги. В процесі апробації комплексу не виявлено жодного випадку пошкодження ЗГН.

Теоретичні та прикладні результати дисертаційної роботи використано:

– в Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги для моніторингу ЗГН при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі (акт про впровадження результатів дисертаційної роботи від 12.01.2016 р.);

– при виконанні держбюджетних тем: «Інформаційна технологія для ідентифікації і візуалізації зворотного гортанного нерва в процесі хірургічної операції на щитовидній залозі» (державний реєстраційний номер 0112U000078), «Теорія побудови та методи реалізації в реальному часі міждисциплінарних математичних моделей зміни стану складних об'єктів» (державний реєстраційний номер 0114U000569, акт про використання результатів дисертаційної роботи від 12.01.2016 р.);

– в навчальному процесі Тернопільського національного економічного університету на кафедрі комп'ютерних наук під час викладання дисциплін «Архітектура та проектування програмного забезпечення», «Конструювання програмного забезпечення», «Аналіз вимог до програмного забезпечення» для студентів напряму підготовки «Програмна інженерія» (акт про впровадження в навчальний процес від 12.01.2016 р.).

Акти використання результатів дисертаційного дослідження подано в додатку А до дисертації.

**Особистий внесок здобувача.** Усі результати, викладені в дисертаційній роботі, отримані автором самостійно. У друкованих працях, опублікованих у співавторстві, автору належать такі результати: [113] – створена прикладна програмна система для дослідження процесів ідентифікації ЗГН; [111] – удосконалена інформаційна технологія для моніторингу ЗГН під час хірургічної операції на щитоподібній залозі; [83] – метод інтервального аналізу енергетичного спектру сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани для задачі ідентифікації ЗГН; [9, 10] – спектральний аналіз сигналів – реакції на подразнення різних точок тканин хірургічної рани; [82, 85, 86] – математична модель, метод та засоби отримання гарантованої оцінки області розміщення ЗГН на хірургічній рані, за рахунок попереднього подразнення тканин хірургічної рани струмом фіксованої частоти і подальшої побудови функції розподілу реакції на подразнення у вигляді інтервальної моделі з гарантованим включенням амплітуди сигналу; [109] – побудована архітектура прикладної програмної системи для виявлення ЗГН на хірургічній рані; [60] – створено інтерфейс прикладної програмної системи виявлення ЗГН під час проведення хірургічної операції на щитоподібній залозі; [84] – побудована модель електропровідності тканин хірургічної рани під час операції на щитоподібній залозі у вигляді замісної електричної схеми; [18] – проведено аналіз інформаційних сигналів – реакції на подразнення різних точок тканин хірургічної рани на основі взаємнокореляційної функції; [110] – запропоновано метод ковзного середнього під час обробки сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани в задачі ідентифікації ЗГН; [6] – проведено аналіз сигналів – реакції на подразнення різних точок тканин хірургічної рани на основі автокореляційної функції сигналу; [5] – запропоновано алгоритм отримання інтервальної характеристики сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани в задачі ідентифікації ЗГН; [112] – проведено інтервальний аналіз енергетичного спектру сигналу –

реакції на подразнення тканин хірургічної рани; [7] – описано метод активації тканин хірургічної рани щитоподібної залози.

Основні положення та результати дисертаційної роботи в наведених працях викладені в повному обсязі.

**Апробація результатів дисертації.** Основні положення дисертації доповідалися та обговорювалися на міжнародних та всеукраїнських конференціях, наукових семінарах, а саме, на: Міжнародній проблемно-науковій міжгалузевій конференції «Інформаційні проблеми комп'ютерних систем, юриспруденції, енергетики, економіки, моделювання та управління» (ПНМК), Бучач-Яремча – 2011; I, III, IV, V, VI Всеукраїнських школах-семінарах молодих вчених і студентів «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології» (АСІТ), Тернопіль, ТНЕУ – 2011, 2013, 2014, 2015, 2016; XI<sup>th</sup> International Conference «Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications, and Computer Science» (TCSET), Lviv-Slavske – 2012; Міжнародній літній школі-семінарі «Індуктивне моделювання: теорія і застосування», Київська обл., с.Жукін – 2012; 13<sup>th</sup> International Workshop «Computational Problems of Electrical Engineering», Poland-Grubow – 2012; 12<sup>th</sup> International Conference «The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics», Lviv-Polyana – 2013; Joint conference «Computational Problems of Electrical Engineering and Advanced Methods of the Theory of Electrical Engineering», Czech Republic, Roztoky u Křivoklátu – 2013; 15<sup>th</sup> International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE), Slovak Republic, Terchová-Vrátna dolina – 2014; науково-практичних конференціях професорсько-викладацького складу Тернопільського національного економічного університету, 2012-2016; наукових семінарах кафедри комп'ютерних наук цього ж університету, 2012-2016.

**Публікації.** За результатами дисертаційних досліджень опубліковано 17 наукових праць, зокрема 5 статей у фахових наукових виданнях, одне з яких входить до міжнародної наукометричної бази Scopus [9], одне – Index

Scopus [113], 12 публікацій у матеріалах конференцій, 2 з яких входять до міжнародної наукометричної бази Scopus [6, 7].

**Структура та обсяг роботи.** Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел із 140 найменувань та трьох додатків. Загальний обсяг роботи складає 146 сторінок друкарського тексту, з них 121 сторінка основного тексту. Робота містить 67 рисунків і 4 таблиці.

## **РОЗДІЛ 1**

### **АНАЛІЗ МАТЕМАТИЧНОГО, ПРОГРАМНОГО ТА ТЕХНІЧНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЗАСОБІВ ВИЯВЛЕННЯ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА**

В Україні кількість людей із захворюванням щитоподібної залози щорічно зростає. Причиною цього є шкідливий вплив навколишнього середовища, раціон харчування, стреси та наслідки Чорнобильської катастрофи. Методика лікування у більшості випадків зводиться до хірургічного втручання. Таких хірургічних операцій в Україні останнім часом виконується близько 5000 щорічно, з них понад 2400 з приводу раку щитоподібної залози [131].

Щитоподібна залоза – найбільша з ендокринних залоз людини, розташована в передній ділянці шиї з важливими анатомічними утвореннями: судинами, нервами тощо [30, 33, 34, 51, 63, 64, 65, 66, 68, 108]. Пошкодження будь-якого з них може призвести до післяопераційних ускладнень. Травма ЗГН є одним із найбільш поширених ускладнень хірургічної операції на щитоподібній залозі. Параліч голосових зв'язок, внаслідок травми ЗГН, негативно впливає на голосовий апарат та дихальну систему людини [28, 58, 67, 95, 98, 106, 107, 117, 124, 130, 132].

Згадані вище анатомічні особливості щитоподібної залози та можливі наслідки травми ЗГН зумовлюють високу складність хірургічного втручання на цьому органі. Під час проведення хірургічної операції на щитоподібній залозі необхідні програмно-технічні комплекси, як допомога хірургу у виявленні на ділянці операції ЗГН для уникнення його пошкодження.

#### **1.1. Особливості функціонування технічних засобів виявлення зворотного гортанного нерва**

Процес візуалізації ЗГН надзвичайно складний і включає процедуру його виявлення з-поміж інших тканин хірургічної рани. На сьогоднішній

день існує ряд способів та технічних засобів для виявлення ЗГН, але, як відомо, при первинному хірургічному втручанні на щитоподібній залозі післяопераційні ускладнення становлять 3 %, при повторному – до 9 % [25-27, 29, 30, 32, 41, 69, 87, 95, 138], що вказує на їх недостатню ефективність. Впровадження засад страхової медицини в Україні вимагає удосконалення інтраопераційної візуалізації ЗГН.

Над підвищенням ймовірності виявлення ЗГН з-поміж м'язових тканин хірургічної рани та зниженням ризику його пошкодження в процесі хірургічної операції працює низка науковців, результати досліджень яких було представлено на I Всесвітньому конгресі нейромоніторингу в щитоподібній та прищитоподібній хірургії (First World Congress on Neural Monitoring in Thyroid and Parathyroid Surgery), який відбувся у вересні 2015 року в Польщі (м. Краків) [11]. Серед представлених доповідей були розглянуті і новітні, більш вдосконалені способи та технічні засоби моніторингу ЗГН під час операції на щитоподібній залозі.

Зважаючи на наявний науковий доробок щодо методів, засобів та технологій виявлення ЗГН, нами введено такі класифікаційні ознаки існуючих способів та засобів:

- 1) прямі та опосередковані способи виявлення розміщення ЗГН;
- 2) по способу подразнення тканин хірургічної рани;
- 3) за принципом фіксації результатів подразнення області хірургічного втручання;
- 4) по засобах опрацювання результатів подразнення.

На рис. 1.1 наведена схема класифікації способів та технічних засобів виявлення розміщення ЗГН.

За першою класифікаційною ознакою способи моніторингу ЗГН на хірургічній рані поділяються на прямі (суб'єктивні) та опосередковані (об'єктивні) (див. рис. 1.1). До прямих (суб'єктивних) способів належать: візуальний контроль ЗГН; візуальний контроль забарвлення нервової тканини; непряма і пряма ларингоскопія гортані.

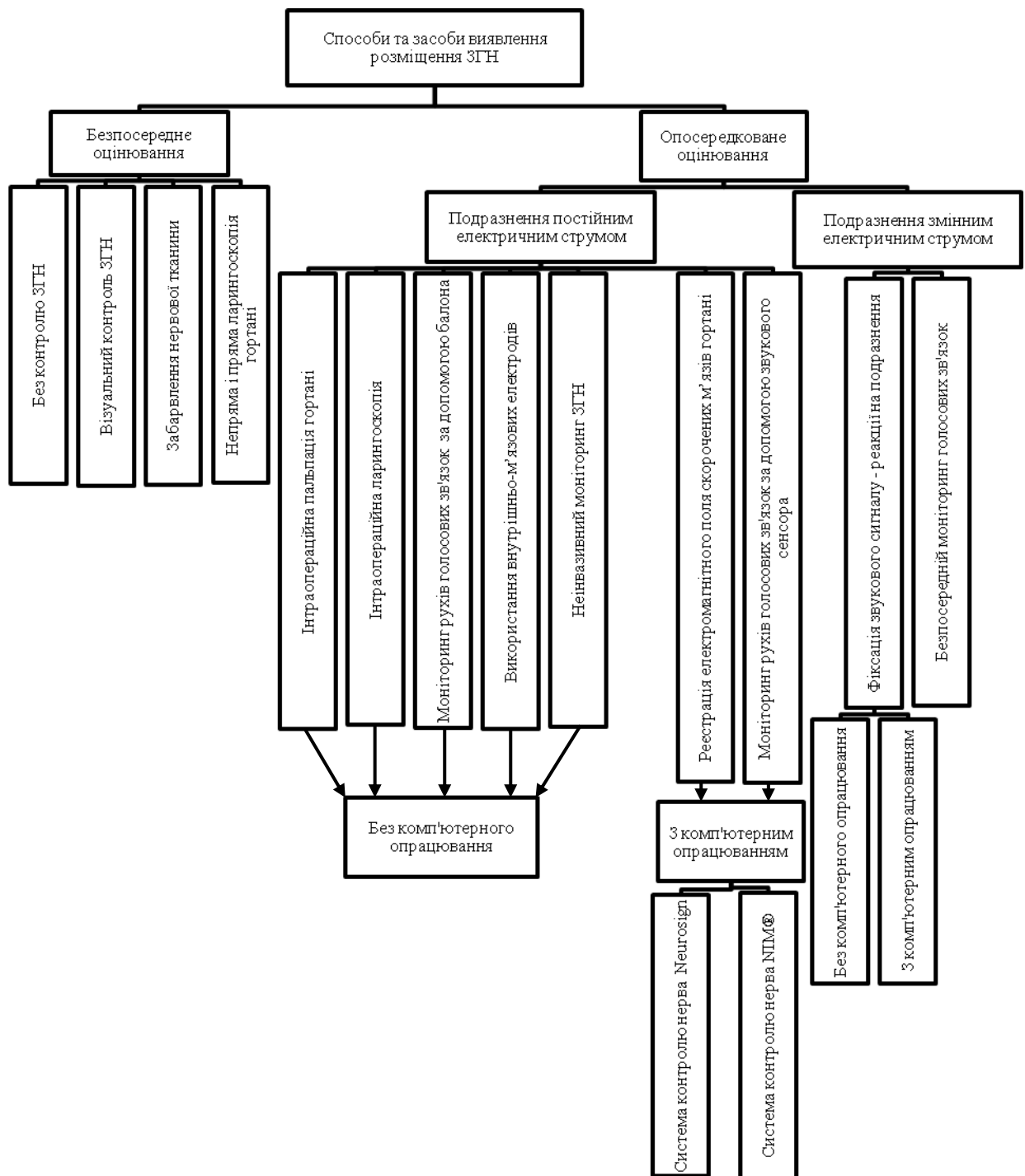


Рис. 1.1. Способи та технічні засоби виявлення розміщення ЗГН на хірургічній рані щитоподібної залози

Опосередковане оцінювання області хірургічного втручання ґрунтується на електрофізіологічних властивостях тканин хірургічної рани. Суть його полягає у використанні різних способів подразнення тканин



хірургічної рани і фіксації реакції подразнення на певному органі, зокрема на голосових зв'язках.

Своєю чергою опосередковані (об'єктивні) способи за класифікаційною ознакою «спосіб подразнення тканин хірургічної рани» поділяють на дві групи з подразненням постійним та змінним струмом (див. рис. 1.1).

Усі способи опосередкованого виявлення розміщення ЗГН, за ознакою «принцип фіксації реакції подразнення» (третя класифікаційна ознака) поділяють на: інтраопераційну пальпацію гортані; інтраопераційну ларингоскопію; моніторинг рухів голосових зв'язок за допомогою балона; принцип використання внутрішньо-м'язових електродів; неінвазивний моніторинг ЗГН; реєстрацію електромагнітного поля скорочених м'язів гортані; на моніторинг рухів голосових зв'язок за допомогою звукового сенсора.

В залежності від засобів опрацювання результатів реакції на подразнення (четверта класифікаційна ознака) усі способи опосередкованого оцінювання поділяють на дві групи: без комп'ютерного опрацювання та з комп'ютерним опрацюванням (див. рис. 1.1).

На основі використання сучасних методів комп'ютерного опрацювання сигналів – реакції на подразнення тканин хірургічної рани постійним струмом, розроблено та найчастіше використовується на практиці дві технічні системи інтраопераційного нейромоніторингу: NEUROSIGN та NIM<sup>®</sup>.

На сьогодні, у випадку подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом, який, як відомо, відзначається вищою чутливістю, практично відсутні засоби глибокого комп'ютерного опрацювання інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани.

Спираючись на наведену класифікацію способів та засобів виявлення розміщення ЗГН, визначимо особливості та проведемо короткий аналіз їх недоліків та переваг.

*1. Безпосереднє оцінювання розміщення ЗГН на хірургічній рані.*

- Хірургічне втручання без контролю ЗГН.

Видалення частини щитоподібної залози проводиться без виявлення ЗГН та візуального контролю за ним. Хірург під час операції керується принципом «не бачив нерва – не пошкодив його». У цьому способі хірург накладає затискачі і проводить маніпуляції якомога ближче до капсули щитоподібної залози, щоб уникнути контакту із ЗГН, який покритий сполучно-тканинними плівками [44, 49, 115, 120]. Недоліком зазначеного підходу є неможливість повного видалення щитоподібної залози при резекціях без виявлення ЗГН з-поміж інших тканин хірургічної рани. Видалення лімфатичних вузлів без контролю за ЗГН практично неможливо.

- Візуальний контроль ЗГН.

Виявлення ЗГН без додаткового обладнання – попередня візуалізація ЗГН під контролем ока на всьому протязі до впадіння в трахею. Цей найпростіший спосіб вимагає від хірурга високого рівня кваліфікації та досвіду. Проте ця перевага хірургів не дає гарантії відсутності післяопераційних ускладнень [35, 36, 42, 43, 45, 48, 119].

- Візуальний контроль забарвлення нервової тканини.

Виявлення нерва з-поміж інших тканин хірургічної рани відбувається забарвленням його розчином метилового синього. Цей спосіб ґрунтується на «спорідненості» нервової тканини до барвника. В операційну рану на короткий час вводять розчин барвника, надлишок фарби на хірургічній рані змивають антисептиком [120, 121]. Недоліком даного способу є лише візуалізація ЗГН, а не підтвердження його цілісності.

- Непряма і пряма ларингоскопія гортані.

Огляд гортані за допомогою спеціального обладнання з використанням дзеркал та звуків, які видає пацієнт, здійснюється після оперативного втручання або ж певного його етапу. Цей спосіб дає змогу перевірити

цілісність ЗГН, проте не завжди можна підтвердити повну функціональність голосових зв'язок [13, 17, 19].

Підсумовуючи недоліки вищезазначених способів візуальної ідентифікації ЗГН з-поміж інших тканин хірургічної рани варто зазначити, що їх неможливо застосувати у випадках анатомічних варіацій нервових шляхів, складно застосовувати у випадках повторних операцій. Тому ризик пошкодження ЗГН на щитоподібній залозі при застосуванні прямих способів виявлення розміщення ЗГН є дуже високим і зростає у три рази внаслідок післяопераційних змін і рубцювання [40, 44, 49, 87].

*2. Опосередковане оцінювання розміщення ЗГН при подразненні тканин хірургічної рани постійним електричним струмом.*

- Інтраопераційна пальпація гортані.

Під час подразнення ЗГН постійним струмом у даному способі, автором якого є Riddell V, відчутно на дотик скорочення м'язів гортані. Galivan J під час операції подразнював ЗГН постійним струмом із силою 0,5 – 2 мА. Даний спосіб вважається достатньо чутливим, проте його не можна застосувати для пасивного моніторингу ЗГН у випадках, коли ЗГН здавлений або розтягнений, подібної реакції не відбудеться. У 15 % прооперованих пацієнтів даним способом відповіді на подразнення ЗГН не було [1, 15].

- Інтраопераційна ларингоскопія.

Цей спосіб передбачає подразнення тканин хірургічної рани та ЗГН із одночасним введенням фібро-бронхоскопа через ларингеальну маску, з допомогою якого спостерігають за реакцією голосових зв'язок. При безпосередньому подразненні ЗГН відбувається натяг голосових зв'язок і скорочення м'язів гортані. Візуально за реакцією голосових зв'язок спостерігає спеціаліст-бронхоскопіст, присутність якого при хірургічному втручанні на щитоподібній залозі із використанням зазначеного способу є обов'язковою. Основною перевагою використання ларингеальної маски у моніторингу ЗГН, на відміну від ендотрахеальної трубки, є відсутність контакту апаратури із голосовими зв'язками під час операції, що дає

можливість мінімізувати вплив на результати подразнення тканин хірургічної рани. Проте за даними європейських досліджень ларингеальну маску не використовують для пацієнтів з патологічним ожирінням, порушенням анатомічної будови дихального апарату, збоями в роботі шлунково-кишкового тракту [2, 4, 12, 20, 24]. До суттєвих недоліків вищезазначеного підходу можна віднести також високу вартість технічного обладнання, обов'язкову присутність спеціаліста-бронхоскопіста, звуження просвіту проходження ларингеальної маски по всій довжині [1, 21, 22, 23].

- Моніторинг рухів голосових зв'язок за допомогою балона.

Тиск у балоні змінюється внаслідок скорочення м'язів і реєструється спеціальним пристроєм. Цей спосіб є малоефективним через похибки контролю тиску у балоні, який залежить від розміщення балона, стану стінок гортані та багатьох інших чинників. Достовірність виявлення ЗГН підтверджується у 62 % з прооперованих пацієнтів за даною методикою [119]. У випадку спазму м'язів гортані, нерухомості голосових зв'язок чи при русі тільки однієї зв'язки спостерігаються помилкові результати [14, 19].

- Використання внутрішньом'язових електродів.

Цей спосіб, запропонований Vasmajian J., у 1962 році, полягає у введенні внутрішньом'язових електродів в голосові зв'язки через передню частину шиї або ж ротову порожнину за допомогою спеціальних інструментів. Сигнали з електродів фіксуються електроміографом, вказуючи на рухомість голосових зв'язок внаслідок подразнення ЗГН. Перевагою цього способу є візуальний контроль за розміщенням електродів та можливість їхньої корекції під час операції. Проте є чимало недоліків: точність розміщення електродів, можливість їх зсуву, ризик пошкодження гортані чи голосових зв'язок, виникнення післяопераційної інфекції або ж гематоми при пошкодженні ЗГН. Голкоподібні електроди також можуть впливати на зміну амплітуди вихідного сигналу [3].

- Неінвазивний моніторинг ЗГН.

Усунути недоліки вищезазначеного методу запропонував Davis WE в 1979 році. У цьому способі візуальний контроль ЗГН під час хірургічного втручання здійснюється реєстрацією скорочення голосових зв'язок спеціальними електродами, які, на відміну від попереднього методу, встановлені на ендотрахеальній трубці (або ларингеальній масці) [119, 137]. Інтраопераційне подразнення тканин хірургічної рани відбувається імпульсним електричним струмом із силою 0,5-1 мА. Зміна електричного опору на електродах реєструється в пам'яті комп'ютера, виводиться на екран монітора у вигляді осцилограми, яка супроводжується звуком. Цей спосіб контролю ЗГН на хірургічній рані на сьогодні вважається досконалішим і достатньо чутливим, оскільки дозволяє значно зменшити ризик післяопераційних ускладнень. Суттєвим недоліком даного способу є складність його реалізації та висока вартість обладнання.

У більшості вищезазначених способів моніторингу ЗГН використовують біполярні електроди для подразнення тканин хірургічної рани. Подразнюючи ними нервову тканину у кількох точках, можна помилково спрогнозувати цілісність ЗГН. Це вимагає проводити передопераційну ларингоскопію для оцінки рухомості голосових зв'язок, щоб під час операції підтвердити виявлення ЗГН та перевірити реакцію голосових зв'язок у відповідь на подразнення ЗГН. Згідно даних 2011 року [19] ефективність різних способів моніторингу ЗГН коливається в межах 65-90 % і залежить від багатьох чинників, серед яких найсуттєвішими є: збої в роботі стимулятора та індикатора через проблеми із точним встановленням ендотрахеальної трубки, кров на хірургічній рані та слиз, що потрапляє на електроди, затримка в передачі нервових імпульсів через набряк тканин тощо. Перелічені способи виявлення ЗГН технічно складні, високовартісні та вимагають додаткового персоналу під час операції, а встановлення сенсорів в області розміщення голосових зв'язок для реєстрації їх реакції у відповідь на

подразнення тканин хірургічної рани вимагає переведення пацієнта до третьої стадії анестезії, яка є особливо небезпечною для здоров'я пацієнта.

- Реєстрація електромагнітного поля скорочених м'язів гортані.

Внаслідок скорочення м'язів гортані у відповідь на подразнення ЗГН здійснюється реєстрація електромагнітного поля. Цей спосіб є неінвазивним, проте потребує спеціального обладнання, яке можливо застосувати лише після закінчення певного етапу операції. Оскільки маса м'язової тканини досить мала, то показники електромагнітного поля неможливо точно зафіксувати [119]. Внаслідок цього даний спосіб є малоефективним.

*3. Опосередковане оцінювання розміщення ЗГН при подразненні тканин хірургічної рани постійним електричним струмом з комп'ютерним опрацюванням результатів реакції голосових зв'язок*

Зараз на ринку є різні варіанти використання апаратів для інтраопераційного моніторингу. Бажано, щоб інтраопераційна нейроміографія була компактною, мала вбудований імпедансометр для постійного контролю контактів електродів з внутрішньою поверхнею трахеї, систему подавлення шумів, а також можливість документування результатів нейроміографії для історії хвороби.

- Використання системи контролю нерва NEUROSIGN.

Хірургічні нейромонітори серії «НЕЙРОСАЙН» (NEUROSIGN) фірми «ІНОМЕД» (Німеччина) – апарати, що запобігають травмуванню нервів при операціях на щитоподібній залозі і при щелепно-лицьових операціях. Вони надають можливість відстежувати провідні шляхи рухових нервів, що піддаються підвищеному ризику під час різних хірургічних втручань в області голови, шиї і спинного мозку, для запобігання їх травмування [97, 105, 129].

Нейромонітор «Нейросайн 100» – найпростіший з моніторів серії «Нейросайн». У відповідь на скорочення рухових груп м'язів монітор «Нейросайн 100» видає виразний звуковий сигнал, рівень сили якого пропорційний подразненню ЗГН.

Нейромонітор «Нейросайн 400/800», на відміну від монітора «Нейросайн 100», у відповідь на скорочення рухових груп м'язів видає не тільки виразний звуковий сигнал, рівень сили якого пропорційний подразненню ЗГН, а й відображає ці сигнали графічно на дисплеї. Нейромонітор представляє чітку інтерпретацію м'язової активності на екрані монітора. Ця активність реєструється голчастими електродами (рис. 1.2), розташованими в контрольованих релевантних м'язах, які, своєю чергою, керуються імпульсами, що передаються нервовими тканинами.



Рис. 1.2. Нейромонітор «Нейросайн 400/800»

М'язова стимуляція проводиться лише в тому випадку, коли нерво-м'язова блокада відсутня або обмежена. Монітор «Нейросайн 400» реєструє 4-канальну електроміограму навіть значно нижче порога видимих м'язових скорочень і, тим самим, істотно підвищує безпеку операцій. Монітор «Нейросайн 800» виконує ті ж функції, але реєструє 8-канальну електроміограму. ЗГН може бути подразнений через датчик з використанням струму слабкої величини. Хірургічний нейромонітор «Нейросайн 400/800» має велику кількість виходів для підключення приладів та інструментів: електроміографа, осцилоскопа, стрічкового самописця або комп'ютера. Спеціально розроблений пакет програм забезпечує простоту операції збору даних і аналізу форм сигналів. Прилад поставляється в комплекті з біполярним стимулюючим датчиком, попереднім підсилювачем сигналу,

приставкою для стимулюючого датчика, голчастими електродами, пасивним («німим») електродом і головним пристроєм обробки сигналів.

- Використання системи контролю нерва NIM®.

Інтраопераційні системи моніторингу нерва серії NIM® фірми Medtronic (США) дозволяють хірургам визначити, підтвердити і контролювати функцію рухового нерва, щоб допомогти зменшити ризик його пошкодження під час різних процедур, в тому числі ЛОР і загальних операцій [16].

Нейромонітор NIM-RESPONSE® 3.0 – це інтегрований 4-канальний пристрій, орієнтований на роботу в операційній і контрольованій стерильній зоні хірургом. Пристрій повністю комп'ютеризовано, має простий, інтуїтивно зрозумілий інтерфейс, укомплектований армованими ендотрахеальними трубками з попередньо встановленими циркулярними електродами, стимулюючими електродами APS (автоматична періодична стимуляція) для пошуку і безперервного моніторингу зворотного та верхніх гортанних нервів. Нейромонітор NIM-NEURO® 3.0 (рис. 1.3) має ті самі функції, що вищевказаний, але ще й реєструє 8-канальну електроміограму. У ньому присутня система подавлення шуму від електрохірургічних пристроїв, яка забезпечує комфортну та безпечну роботу хірурга. Перевагою приладу є можливість збереження в ній результатів нейромоніторингу на диску і друк протоколів дослідження для історії хвороби [16, 122].

В Українському науково-практичному центрі ендокринної хірургії, трансплантації ендокринних органів і тканин (м. Київ) використовується апаратура електронейромоніторингу цілісності гортанних нервів із серії NIM 2.0 [127].

Згідно даних, опублікованих у праці [122], виявлення ЗГН на хірургічній рані без систем контролю нервової тканини вдається у 21-36 % випадках, а з використанням інтраопераційного нейромоніторингу – у 86-100 %.





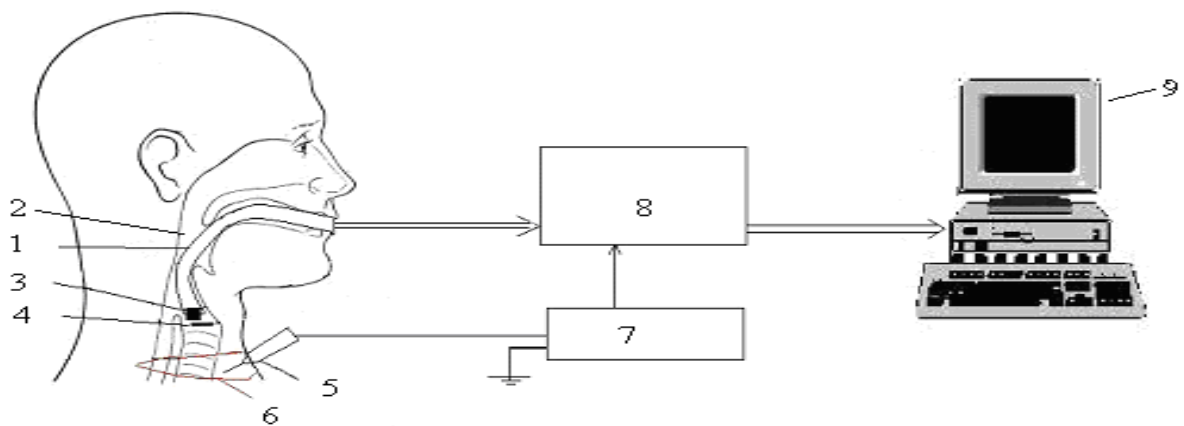
Рис. 1.3. Нейромонітор NIM-NEURO® 3.0.

Використання систем інтраопераційного нейромоніторингу під час хірургічного втручання значно підвищило ймовірність виявлення ЗГН на хірургічній рані, проте ціна їх надто висока і ризик пошкодження ЗГН все ж залишається в окремих випадках високим, зокрема через невикористання спектральних характеристик сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани.

*4. Опосередковане оцінювання розміщення ЗГН при подразненні тканин хірургічної рани змінним електричним струмом та з первинною комп'ютерною обробкою результатів реакції голосових зв'язок.*

В основу цього способу ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі, авторами якого є Дивак М.П., Козак О.Л., Шідловський В.О.[116], покладено принципово інший спосіб подразнення тканин хірургічної рани і принцип оцінювання результатів подразнення звуковим сенсором. Основною метою запропонованого способу і пристрою, зображених на рис.1.4, є підвищення точності виявлення та візуалізації місцезнаходження гортанного нерва на 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 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. При цьому вихідний інформаційний сигнал, який характеризує наближеність до гортанного нерва, визначають по зміні амплітуди електричного струму заданої частоти [116].



*1 – дихальна трубка, 2 – гортань, 3 – сенсор звукових коливань, 4 – голосові зв'язки, 5 – щуп, 6 – хірургічна рана, 7 – генератор змінного струму, 8 – підсилювач, 9 – аудіовхід звукової карти комп'ютера*

**Рис. 1.4. Спосіб ідентифікації ЗГН з-поміж тканин хірургічної рани [116]**

Спосіб ідентифікації гортанних нервів (див. рис. 1.4) при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі реалізується 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 подразнюють 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 ЗГН, амплітуда модульованого звукового сигналу буде пропорційна відстані від точки встановлення щупа до ЗГН 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 ЗГН. Його визначають по зміні амплітуди виділеного електричного синусоїдального сигналу заданої частоти, оскільки при зменшенні відстані до ЗГН амплітуда сигналу збільшується.

Ідентифікація ЗГН на хірургічній рані виконується за наступною методикою [119]. Пацієнт перебуває під час операції у положенні на спині. Лікар-анестезіолог проводить наркоз із використанням ларингеальної маски. Пасивний електрод вставляється в правий дельтоподібний м'яз, для подразнення тканин хірургічної рани використовується активний електрод. Обидва електроди під'єднані до генератора змінного струму (див. рис. 1.4). Хірургічне втручання здійснюється за Кохером, подразнюючи тканини хірургічної рани активним електродом для виявлення та перевірки цілісності ЗГН.

Запропонований спосіб та пристрій мають ряд переваг у порівнянні із іншими: ризик пошкодження ЗГН співмірний, як при використанні нейромоніторів і суттєво нижчий, ніж при використанні інших відомих способів; пацієнт в процесі операції перебуває у другій, а не в третій стадії анестезії, тим самим усунуено ризик виникнення клінічної смерті; вартість

проведеної хірургічної операції на щитоподібній залозі цим способом менша у понад 10 разів у порівнянні із застосуванням вищезазначених систем інтраопераційного нейромоніторингу.

Застосування описаного способу передбачає використання комп'ютерної техніки для опрацювання сигналу, отриманого при електрофізіологічній діагностиці розміщення ЗГН на хірургічній рані. Для цього способу розроблено математичне забезпечення, аналіз якого є предметом окремого підрозділу.

## **1.2 Аналіз математичного забезпечення для задачі виявлення зворотного гортанного нерва в процесі операції на щитоподібній залозі**

При застосуванні електрофізіологічного способу [116] виявлення ЗГН звуковий сигнал – реакція голосових зв'язок на подразнення тканин хірургічної рани щитоподібної залози змінним струмом, опрацьовується із застосуванням принципів, методів і алгоритмів обробки сигналів засобами обчислювальної техніки в кілька етапів:

I етап – зчитування зі звукового сенсора і запис на звуковій карті комп'ютера інформаційного сигналу;

II етап – фільтрація отриманого сигналу від шумів;

III етап – виділення інформативних характеристик звукового сигналу.

На I етапі відбувається зчитування звукового сигналу з мікрофона в аналоговому вигляді та запис сигналу в пам'ять комп'ютера – в дискретному. На даному етапі застосовуються алгоритми дискретного перетворення із встановленим фіксованим кроком квантування для всіх отриманих сигналів. У дискретному вигляді кожному відліку часу відповідає значення амплітуди звукового сигналу.

На II етапі відбувається фільтрація звукового сигналу на частоті подразнення з використанням готових функцій пакету прикладних програм (ППП) MatLab, описаних у праці [50, 52, 59, 88, 123].

Зважаючи на те, що отриманий звуковий сигнал містить інформацію про характер точки подразнення – м'язова тканина чи ЗГН, то на наступному третьому етапі проводиться виділення інформативних характеристик. У відомому способі [116] інформативним параметром є амплітуда звукового сигналу, яка при безпосередньому подразненні ЗГН в кілька разів більша, ніж при подразненні м'язової тканини. Наближеність до ЗГН, визначають за зміною амплітуди інформаційного сигналу. Модуль опрацювання звукового сигналу із наведеної схеми на рис. 1.5 включає в себе II та III етапи [94].

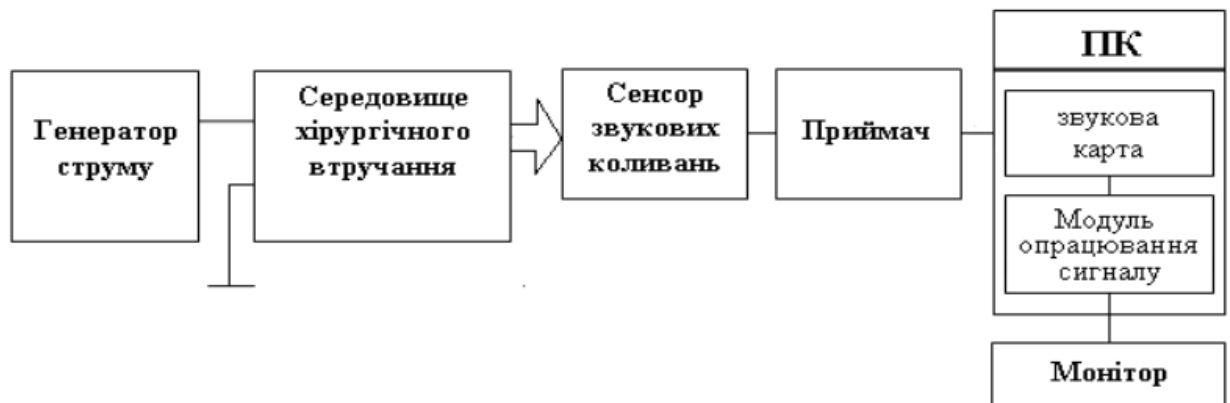


Рис. 1.5. Структурна схема засобів опрацювання інформаційного сигналу [94]

Задача побудови області безпечного хірургічного втручання виникає при проектуванні технічних засобів, які використовують під час хірургічних операцій на щитоподібній залозі способом, описаним у праці [116], де необхідно забезпечити зниження ризику пошкодження ЗГН. Вказану задачу автори засобів моніторингу ЗГН, описаних в праці [116] розв'язують в спосіб побудови математичної моделі розподілу максимальної амплітуди інформаційного сигналу на хірургічній рані у вигляді моделі «чорної скриньки» [61, 99], зображеної на рис. 1.6.

Входами моделі «чорної скриньки» (1.1) (див. рис. 1.6) є координати щупа на області хірургічного втручання  $(x, y)$ , виходом – значення амплітуди інформаційного сигналу інтервального виду  $[U_{\max i}^-, U_{\max i}^+]$ .

$$(x, y)_i \rightarrow [U_{\max i}^-, U_{\max i}^+], \quad i = 1, \dots, N. \quad (1.1)$$

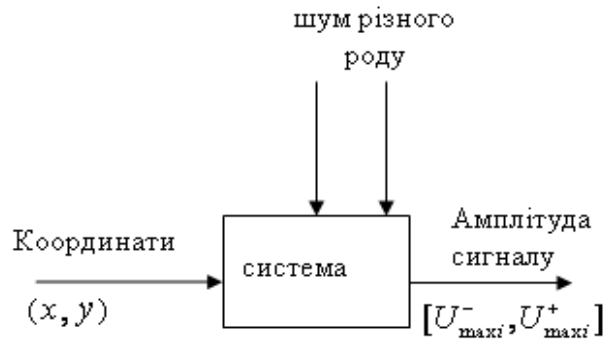


Рис.1.6. Загальна модель моніторингу ЗГН на області хірургічного втручання у вигляді «чорної скриньки»

Інтервальне представлення похибки пов'язане із шумами у звуковому діапазоні частот, похибками апроксимації та похибками визначення координат  $(x, y)$  [8, 31, 46, 47, 55, 57, 62, 70]. Варто зауважити, що останні не враховані як при побудові моделі, так і при побудові області безпечного хірургічного втручання.

Залежність між амплітудою інформаційного сигналу та координатами фактично представляє розміщення ЗГН на області хірургічного втручання (рис. 1.7), оскільки чим ближче розміщена точка подразнення до ЗГН, тим більша – амплітуда звукового сигналу.

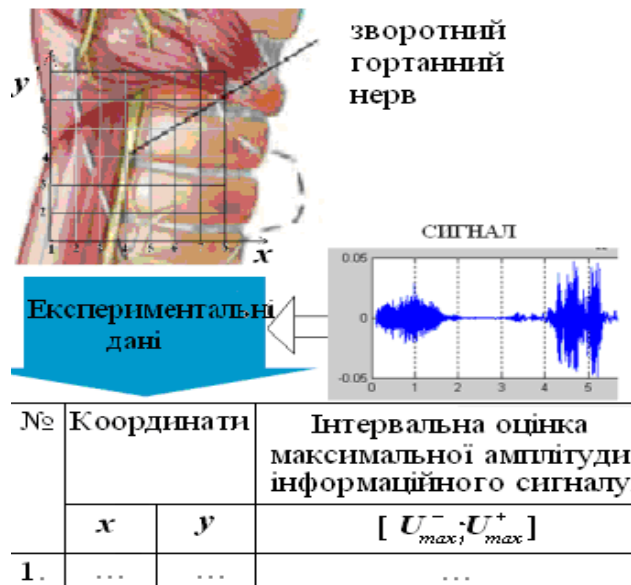


Рис. 1.7. Схема отримання експериментальних даних [94]

При такій постановці задачі структуру моделі залежності максимальної амплітуди отриманого сигналу від координат хірургічної рани автори способу [116] розглядають у вигляді лінійно-параметричного рівняння

$$U_{\max}((x, y)_i) = \vec{b} \cdot \vec{\varphi}_i((x, y)_i), \quad i = 1, \dots, N \quad (1.2)$$

де  $\vec{\varphi}_i((x, y)_i)$  – вектор базисних функцій від координат  $(x, y)_i$ .

Тоді побудова моделі залежності амплітуди інформаційного сигналу від координат хірургічної рани зводиться до знаходження розв'язків інтервальної системи:

$$U_{\max i}^- \leq b_1 \cdot \varphi_1(x, y)_i + b_2 \cdot \varphi_2(x, y)_i + \dots + b_m \cdot \varphi_m(x, y)_i \leq U_{\max i}^+, \quad i = 1, \dots, N \quad (1.3)$$

Зазначений метод опрацювання інформаційного сигналу має ряд вад. Зокрема, для отримання загальної картини для візуалізації ЗГН потрібно зробити прив'язку максимальної амплітуди звукового сигналу зі звукового сенсора до координат точок на хірургічній рані. Для цього авторами запропоновано стерильну сітку, яка накладається перед початком операції, що викликає суттєві незручності для хірурга та призводить до збільшення часу проведення операції.

Іншою вадю, зазначеного способу опрацювання сигналу звукового сенсора є неможливість точного визначення координат точки подразнення на хірургічній рані, що у результаті призводить до суттєвої похибки встановлення області розміщення ЗГН на хірургічній рані і, відповідно, до підвищення ризику його пошкодження. До того ж, для обчислення координат області безпечного хірургічного втручання спочатку необхідно визначити структуру моделі залежності максимальної амплітуди отриманого сигналу від координат хірургічної рани у вигляді лінійно-параметричного рівняння (1.2). Процедура структурної ідентифікації математичної моделі на основі результатів спостережень є надзвичайно складною [38, 39, 73, 89, 90] з точки зору обчислень і часто вимагає залучення експертів, що є абсолютно неприйнятним в нашому випадку через вимогу функціонування програмної системи в режимі реального часу.

Найсуттєвішим недоліком розглянутого способу є те, що амплітуда звукового сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани залежить не тільки від ступеня наближеності точки подразнення до ЗГН, але і від інших чинників, зокрема специфіки гортані кожного пацієнта.

Усе вище зазначене суттєво підвищує ризик пошкодження ЗГН в процесі хірургічного втручання на щитоподібній залозі. Тому необхідно розглянути можливість застосування інших математичних методів більш «глибшого» опрацювання інформаційних характеристик сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани, наприклад тих, що ґрунтуються на спектральному аналізі інформаційного сигналу.

Важливою проблемою також є неоднорідність програмного середовища, в якому повинно бути реалізоване прикладне програмне забезпечення для визначення розміщення ЗГН. Така неоднорідність пов'язана із застосуванням програмно-апаратного комплексу, різними вимогами до швидкодії частин системи, різним ступенем складності етапів опрацювання інформаційного сигналу. Отже, питання програмного забезпечення існуючої системи вимагає окремого аналізу.

### **1.3. Аналіз існуючого програмного забезпечення для засобів виявлення зворотного гортанного нерва**

Опрацювання інформаційного сигналу розробленим програмним забезпеченням, яке є складовою частиною програмно-технічного комплексу виявлення розміщення ЗГН способом, описаним в праці [116], здійснюють за блок-схемою, яка наведена на рис. 1.8 [93].

Існуюча прикладна програма система складається з двох частин. Функціональне призначення першої – накопичення результатів моніторингу області хірургічного втручання в процесі операції, а другої – опрацювання цих даних та побудова допускової області хірургічного втручання. Узагальнена блок-схема алгоритму функціонування другої частини, наведена на рис. 1.9 [93].



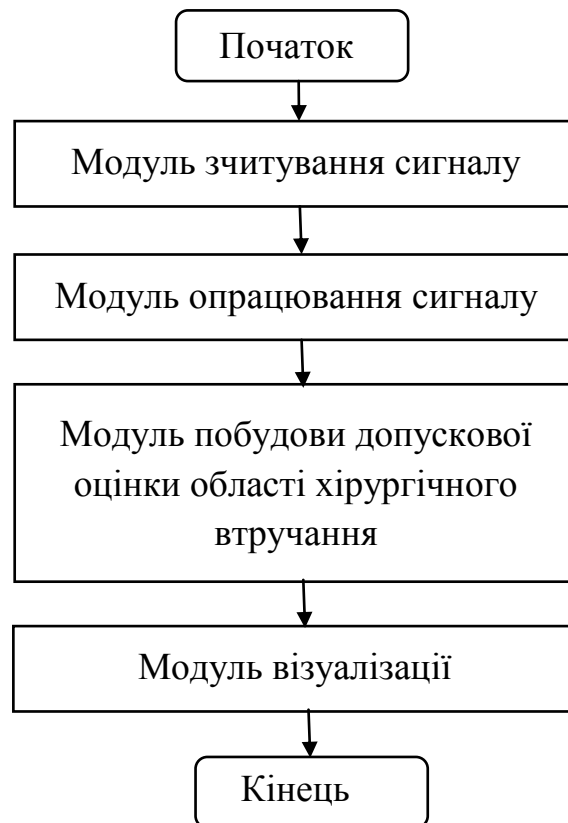


Рис. 1.8. Узагальнена блок-схема алгоритму функціонування програмного забезпечення [93]

Програмні модулі побудови допускової області хірургічного втручання характеризується високою обчислювальною складністю і непридатні для розв'язування задач з великою кількістю даних моніторингу області хірургічного втручання [93].

Також цей спосіб опрацювання інформаційного сигналу має інший суттєвий недолік, а саме низьку чутливість. Тобто амплітуда сигналу є достатньо велика при подразненні безпосередньо ЗГН і різко зменшується (до рівня шумів) при незначному віддаленні від нього. Цей факт суттєво знижує можливість візуалізації розміщення ЗГН і збільшує ризик його пошкодження в процесі хірургічної операції.

Проте основною вадою існуючого програмного забезпечення є різноманітність середовищ, для яких реалізовано програмні модулі, та потреба втручання користувача в процес як отримання результатів моніторингу, так і в процес їх опрацювання. Так, для запису результатів моніторингу області

хірургічного втручання необхідно додатково вводити координати точок подразнення, а в процесі опрацювання отриманих сигналів необхідно визначити поріг для амплітуди інформаційного сигналу, при якому точка подразнення буде прокласифікована, як ЗГН, а при якому – м'язова тканина. Як наслідок, існуюче програмне забезпечення для візуалізації безпечної ділянки хірургічного втручання не функціонує в режимі реального часу, а хірург при подразненні тканин хірургічної рани лише здійснює моніторинг руху голосових зв'язок на основі підвищення чи пониження амплітуди звукового сигналу на слух.

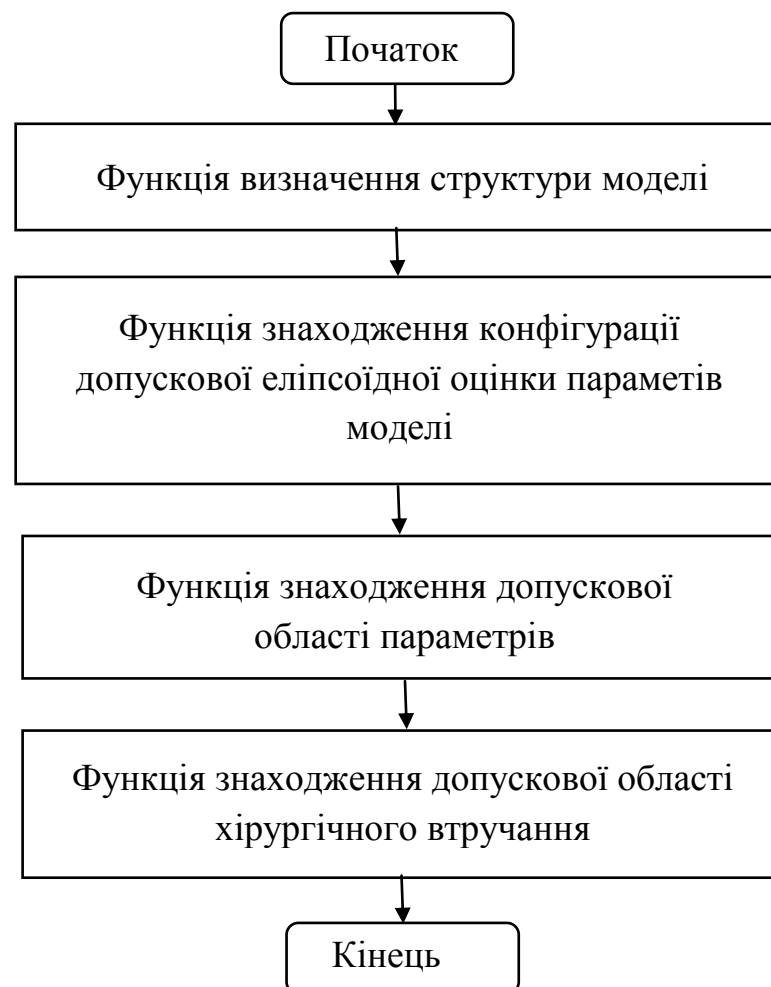


Рис. 1.9. Узагальнена блок-схема алгоритму функціонування програмного модуля для побудови допускової області хірургічного втручання [92]

Невирішеною в існуючому програмному комплексі [92] є проблема сегментації інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин

хірургічної рани. Для проведення зазначеної процедури створено додаток, де сегментацію проводить оператор візуально. Для системи реального часу такий спосіб є неприйнятним.

Використання різнорідних середовищ для процедур опрацювання інформаційного сигналу породжує ще одну проблему застосування існуючого програмного забезпечення [103, 114, 125]. Так, для формування області без ризикового хірургічного втручання (де гарантовано відсутній ЗГН) в силу високої обчислювальної складності реалізації зазначеної функції, використано ППП MATLAB. Разом з тим, для накопичення результатів моніторингу створено додаток на алгоритмічній мові C#.

Практично, існуюча програмна система [92] для моніторингу ЗГН у випадку подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом може використовуватися для навчальних цілей і тільки частково в реальному часі, в процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі.

Неоднакова складність задач, які функціонально виконують різні модулі існуючого програмного забезпечення, різні вимоги до часу виконання кожної задачі в програмно-технічному комплексі спонукають до створення нової архітектури програмної системи, яка забезпечує функціонування різнорідних модулів як єдиної системи, націленої на високоефективний моніторинг області хірургічного втручання в реальному часі.

У певній мірі зазначені проблеми вирішено при створенні систем інтраопераційного нейромоніторингу, розглянутих у підрозділі 1.1. Створене програмне забезпечення реалізоване у вигляді єдиного модуля на мові низького рівня та достатньо добре інтегроване до можливостей апаратних засобів і спеціалізованого процесора опрацювання інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани. Проте створені системи є закритими, апаратно-орієнтованими і не можуть забезпечити інсталяцію програмного забезпечення для більш «глибокого» опрацювання інформаційного сигналу, наприклад, із урахуванням його спектральних характеристик, з метою зниження ризику пошкодження ЗГН. Також в

існуючих системах неможливо змінити інтерфейс користувача під його конкретні вимоги.

З іншого боку, розглянуті системи інтраопераційного нейромоніторингу, які ґрунтуються на подразненні тканин хірургічної рани постійним електричним струмом вартують від десяти до ста тисяч доларів, і, відповідно, хірургічна операція на щитоподібній залозі з їхнім використанням у понад два рази дорожча, ніж з використанням способу та програмно-технічних засобів, які ґрунтуються на подразненні ділянки хірургічного втручання змінним електричним струмом.

Зважаючи на вище зазначене, актуальним постало проведення подальших досліджень з метою виявлення інших інформативних характеристик інформаційного сигналу, отриманого засобами, описаними в праці [116], розробка нової архітектури та всього програмно-технічного комплексу для моніторингу тканин хірургічної рани в режимі реального часу з метою безпомилкового виявлення розміщення ЗГН.

#### **1.4. Постановка задачі дисертаційного дослідження**

Зважаючи на зростаючу кількість людей із захворюванням щитоподібної залози, важливим методом лікування якого є хірургічна операція, а також на той факт, що в процесі цих операцій травма ЗГН є одним із найпоширеніших ускладнень хірургічної операції на щитоподібній залозі, актуальним є застосування програмно-технічних комплексів для зниження ризику виникнення зазначених травм. Основним завданням зазначених програмно-технічних комплексів є моніторинг області хірургічного втручання в процесі операції з метою виявлення розміщення ЗГН і, у такий спосіб – уникнення його пошкодження.

Для аналізу особливостей способів та технічних засобів виявлення розміщення ЗГН на хірургічній рані щитоподібної залози запропоновано та обґрунтовано такі класифікаційні ознаки: прямі чи опосередковані способи виявлення розміщення ЗГН; спосіб подразнення тканин хірургічної рани;

принципи фіксації результатів подразнення області хірургічного втручання; засоби опрацювання результатів подразнення, зокрема із використання програмного забезпечення та без його використання.

Уведені класифікаційні ознаки дали можливість прокласифікувати усі існуючі способи та технічні засоби виявлення розміщення ЗГН на хірургічній рані щитоподібної залози і провести їх ґрунтовний аналіз.

У результаті проведеного аналізу встановлено, що способи візуальної ідентифікації ЗГН з-поміж інших тканин хірургічної рани мають суттєві вади, зокрема, їх неможливо застосувати у випадках анатомічних варіацій нервових шляхів, складно застосовувати у випадках повторних операцій. Тому ризик пошкодження ЗГН на щитоподібній залозі при застосуванні прямих способів виявлення розміщення ЗГН є дуже високим і зростає у три рази внаслідок післяопераційних змін і рубцювання. Серед опосередкованих способів виявлення розміщення ЗГН виділено дві групи за способом подразнення тканин хірургічної рани: постійним та змінним електричним струмом. Загальним недоліком першої групи способів моніторингу ЗГН є використання біполярних електродів для подразнення тканин хірургічної рани. Подразнюючи ними нервову тканину у кількох точках, можна помилково вказати цілісність ЗГН. Це вимагає проведення передопераційної ларингоскопії для оцінки рухомості голосових зв'язок, щоб під час операції підтвердити виявлення ЗГН та перевірити реакцію голосових зв'язок у відповідь на подразнення ЗГН. Ефективність зазначених способів моніторингу ЗГН коливається в межах 65-90 % і залежить від багатьох чинників: збої в роботі стимулятора та індикатора через проблеми із неточним встановленням ендотрахеальної трубки. Кров та слиз на хірургічній рані, що потрапляє на електроди, змінює картину провідності тканин та призводить до їх хибної класифікації. Невід'ємною перешкодою правильної класифікації тканин хірургічної рани також є затримка в передачі нервових імпульсів через набряк тканин тощо. Серед проаналізованих засобів опосередкованого виявлення ЗГН більшість є технічно складними,

високовартісними та вимагають додаткового персоналу на обслуговування під час операції. Основним недоліком проаналізованих способів та засобів є потреба встановлення сенсорів в області розміщення голосових зв'язок для реєстрації їх реакції у відповідь на подразнення тканин хірургічної рани, що вимагає переведення пацієнта до третьої стадії анестезії, яка є особливо небезпечною для життя пацієнта.

В процесі аналізу також виділено найефективніші на сьогоднішній день системи інтраопераційного нейромоніторингу. Застосування таких систем під час хірургічного втручання значно підвищило ймовірність виявлення ЗГН на хірургічній рані і знизило ризик його пошкодження. Програмне забезпечення зазначених систем реалізоване у вигляді єдиного модуля на мові низького рівня та достатньо добре інтегроване з апаратними засобами і спеціалізованим процесором опрацювання інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани. Проте існуючі системи інтраопераційного нейромоніторингу є закритими, апаратно-орієнтованими і не можуть забезпечити передачу результатів для більш «глибокого» опрацювання інформаційного сигналу, наприклад, із урахуванням його спектральних характеристик, з метою зниження ризику пошкодження ЗГН. Також в існуючих системах неможливо змінити інтерфейс користувача під його конкретні вимоги. Іншим, найважливішим недоліком цих систем інтраопераційного нейромоніторингу, які ґрунтуються на подразненні тканин хірургічної рани постійним електричним струмом є висока вартість: від десяти до ста тисяч доларів.

За результатами аналізу обґрунтовано використання для розвитку систем моніторингу ЗГН нового перспективного способу та технічних засобів, в основі функціонування яких є спосіб подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом та фіксація результатів подразнення звуковим сенсором, встановленим в ендотрахеальній трубці вище голосових зв'язок. Суттєвою перевагою зазначених засобів є вища чутливість та

можливість проведення операції з переведенням пацієнта до другої, безпечної стадії анестезії.

Аналіз математичного забезпечення задачі виявлення ЗГН в процесі операції на щитоподібній залозі в основному був сконцентрований на встановленні можливостей розвитку систем моніторингу ЗГН на основі нового перспективного способу та технічних засобів, в основі функціонування яких є спосіб подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом. В процесі аналізу встановлено ряд вад існуючих математичних методів опрацювання інформаційного сигналу. Зокрема, для візуалізації розміщення ЗГН у відомому методі, який ґрунтується на аналізі максимальної амплітуди сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани, необхідно визначити структуру моделі залежності максимальної амплітуди отриманого сигналу від координат хірургічної рани у вигляді лінійно-параметричного рівняння. Процедура структурної ідентифікації математичної моделі на основі результатів спостережень є надзвичайно складною з точки зору обчислень і часто вимагає залучення експертів, що є абсолютно неприйнятним у випадку побудови системи моніторингу ЗГН, яка функціонує в режимі реального часу. Також встановлено ряд інших недоліків існуючого математичного забезпечення систем моніторингу ЗГН. Зокрема: потреби прив'язки максимальної амплітуди звукового сигналу зі звукового сенсора до координат точок на хірургічній рані; неможливість точного визначення координат точки подразнення на хірургічній рані, що у результаті призводить до суттєвої похибки встановлення області розміщення ЗГН на хірургічній рані і, відповідно, до підвищення ризику його пошкодження. Найсуттєвішим недоліком є те, що амплітуда звукового сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани залежить не тільки від ступеня наближеності точки подразнення до ЗГН, але й від інших чинників, зокрема специфіки гортані кожного пацієнта.

На основі проведеного аналізу математичного забезпечення задачі виявлення зворотного гортанного нерва в процесі операції на щитоподібній

залозі обґрунтовано необхідність застосування інших математичних методів більш «глибшого» опрацювання інформаційних характеристик сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани, наприклад тих, які ґрунтуються на спектральному аналізі інформаційного сигналу.

Аналіз існуючого програмного забезпечення систем моніторингу ЗГН показав, що програмні модулі побудови допускової області хірургічного втручання у відомому методі характеризується високою обчислювальною складністю і непридатні для розв'язування задач з великим обсягом результатів моніторингу.

Встановлено основні недоліки існуючого програмного забезпечення систем інтраопераційного нейромоніторингу, які ґрунтуються на подразненні тканин хірургічної рани постійним електричним струмом: надзвичайно висока вартість; закритість створених систем; апаратно-орієнтованість і неможливість інсталяції програмного забезпечення для більш «глибокого» опрацювання інформаційного сигналу, наприклад, із урахуванням його спектральних характеристик; неможливість зміни інтерфейсу користувача під його конкретні вимоги.

Хоча на сьогодні обґрунтовано розвиток систем моніторингу ЗГН й доцільно продовжувати на основі нового перспективного способу та технічних засобів, в основі функціонування яких є спосіб подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом, існуюче програмне забезпечення цих систем має ряд важливих недоліків, які унеможливають їх застосування в режимі реального часу. Зокрема: різнорідність середовищ для яких реалізовано програмні модулі; потреба втручання користувача в процес як отримання результатів моніторингу, так і їх опрацювання і, як наслідок, існуюче програмне забезпечення для візуалізації безпечної ділянки хірургічного втручання не функціонує в режимі реального часу; проблема сегментації інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани; відсутність модулів для більш «глибшого» опрацювання інформаційних характеристик сигналу – реакції на подразнення тканин



хірургічної рани, наприклад тих, які ґрунтуються на спектральному аналізі інформаційного сигналу.

Неоднакова складність задач, які функціонально виконують різні модулі існуючого програмного забезпечення, різні вимоги до часу виконання кожної задачі в програмно-технічному комплексі, спонукають до створення нової архітектури програмної системи, яка забезпечує функціонування різнорідних модулів як єдиної системи, націленої на високоефективний моніторинг області хірургічного втручання в реальному часі.

Зважаючи на вище зазначене, актуальним є проведення подальших досліджень з метою виявлення інших інформативних характеристик інформаційного сигналу, отриманого засобами, описаними в праці [116], розробка нової архітектури та всього програмно-технічного комплексу для моніторингу в реальному режимі часу тканин хірургічної рани, з метою безпомилкового виявлення розміщення ЗГН.

На основі проведеного аналізу математичного, програмного та технічного забезпечення засобів виявлення ЗГН сформульовано мету та завдання дисертаційного дослідження.

Метою дисертаційного дослідження є розробка математичного забезпечення та прикладної програмної системи моніторингу ЗГН у процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі для забезпечення мінімального ризику його пошкодження, зокрема, на основі ідей, викладених у [116]

Для досягнення цієї мети необхідно вирішити такі завдання:

1. Розробити математичні моделі характеристик середовища хірургічного втручання, які б давали можливість «глибшого» опрацювання інформаційних характеристик сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани, наприклад, які ґрунтуються на спектральному аналізі інформаційного сигналу.

2. Створити математичне забезпечення та архітектуру прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яка б урахувала: різнорідність середовища реалізації програмних модулів; різну складність задач, які

функціонально виконують різні модулі програмного забезпечення; різні вимоги до часу виконання кожної задачі в програмно-технічному комплексі і забезпечувала б функціонування різнорідних модулів як єдиної системи, націленої на вискоєфективний моніторинг області хірургічного втручання в реальному часі.

3. Удосконалити інформаційну технологію виявлення ЗГН, яка б включала методи спектрального аналізу та опрацювання інформаційних характеристик сигналу – реакції на подразнення тканих хірургічної рани, інтегровані програмні засоби із розширеною функціональністю та існуючі технічні засоби, і могла б бути використана в режимі реального часу.

4. Провести апробацію створеної прикладної програмної системи та удосконаленої інформаційної технології в процесі операції на щитоподібній залозі.

## ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1

1. Проаналізовано існуючі способи та програмно-технічні комплекси, які використовують для моніторингу ЗГН в ході операцій на щитоподібній залозі. Визначено основні їх недоліки, обґрунтовано використання електрофізіологічного способу виявлення на хірургічній рані ЗГН під час хірургічного втручання.

2. Проведено огляд та аналіз математичного забезпечення у способі виявлення ЗГН, який ґрунтується на подразненні тканин хірургічної рани змінним електричним струмом. Показано, що існуючі процедури опрацювання отриманого інформаційного сигналу вимагають розробки нових математичних методів, які уможливлюють зменшити ризик пошкодження ЗГН, зокрема, які ґрунтуються на спектральному аналізі сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани.

3. Встановлено основний недолік існуючих програмних засобів виявлення ЗГН, а саме, відсутність як архітектури, так і самої прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яка б враховувала: різноманітність середовища реалізації програмних модулів; різну складність задач, які функціонально виконують різні модулі програмного забезпечення; різні вимоги до часу виконання кожної задачі в програмно-технічному комплексі і забезпечувала б функціонування різноманітних модулів як єдиної системи, націленої на високоефективний моніторинг області хірургічного втручання в реальному часі.

4. Обґрунтовано необхідність інтеграції створеного програмного забезпечення в єдиній інформаційній технології моніторингу ЗГН, яка б включала методи опрацювання сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани і могла б бути використана в режимі реального часу.

## РОЗДІЛ 2

### МАТЕМАТИЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПРОГРАМНОЇ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА

Нами у першому розділі роботи обґрунтовано використання електрофізіологічного способу для моніторингу ЗГН, зокрема способу та пристрою, описаного в патенті [116]. Такий спосіб забезпечує малий ризик пошкодження ЗГН. Варто також зазначити, що такий процес виявлення ЗГН серед тканин хірургічної рани ґрунтується на аналізі властивостей звукового сигналу – опосередкованої реакції голосових зв'язок на подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом.

Хоча математичні моделі звукових сигналів є дослідженими в достатній мірі, проте виявлення інформативних ознак цих сигналів, сформованих потоком повітря в гортані пацієнта при подразненні, в різних точках тканин хірургічної рани, скороченнях голосових зв'язок, є достатньо складною задачею. Інформативні ознаки зазначених звукових сигналів, є визначальними для класифікації тканин хірургічної рани і, зокрема, виявлення ЗГН.

У цьому розділі наведено результати досліджень математичних моделей сигналів в якості інформативних ознак сигналу – опосередкованої реакції голосових зв'язок на подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом та можливості їх застосування для виявлення ЗГН.

Результати другого розділу опубліковано в працях [6, 9, 10, 82].

#### **2.1. Математична модель для виявлення зворотного гортанного нерва за ознакою максимальної амплітуди інформаційного сигналу**

Одною із основних ознак звукового сигналу – опосередкованої реакції голосових зв'язок на подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом є його максимальна амплітуда під час дії короткочасного подразнення.

Позначимо максимальну амплітуду інформаційного сигналу  $U_{\max}(x, y)$ , де  $(x, y)$  – координати точки подразнення в деякій системі координат. Наприклад, початок системи координат можна обрати з прив'язкою до деякого органа на ділянці оперативного втручання.

Враховуючи похибки вимірювань максимальної амплітуди звукового сигналу, похибки визначення координат точки подразнення, результати опрацювання сигналу-реакції на подразнення тканин хірургічної рани представимо в такому вигляді:

$$([x_i^-; x_i^+], [y_i^-; y_i^+]) \rightarrow [U_{\max i}^-; U_{\max i}^+], i = 1, \dots, N, \quad (2.1)$$

де  $[x_i^-; x_i^+], [y_i^-; y_i^+]$  – інтервальні оцінки координат точки подразнення;  $U_{\max i}^-, U_{\max i}^+$  – відповідно нижня і верхня межі максимального значення амплітуди отриманого сигналу.

З метою визначення місцеположення ЗГН на області хірургічного втручання, необхідно спрогнозувати максимальну очікувану амплітуду сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани в точках, які розміщені поза точками подразнення тканин хірургічної рани. Математичну модель, яка пов'язує координати точки на хірургічній рані з максимальною амплітудою звукового сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани шукатимемо у вигляді лінійно-параметричної функції

$$U_{\max}(x, y) = b_0 + b_1 \cdot \varphi_1(x, y) + \dots + b_m \cdot \varphi_m(x, y), \quad (2.2)$$

де  $\varphi_1(x, y), \dots, \varphi_m(x, y)$  – базисні функції від координат  $(x, y)$ ,  $b_0, b_1, \dots, b_m$  – невідомі параметри моделі.

Для оцінювання невідомих параметрів математичної моделі (2.2) необхідно використати експериментальні дані у вигляді (2.1) [102, 139, 140]. Умови для обчислення оцінок параметрів моделі (2.2) сформулюємо, як забезпечення заданої точності математичної моделі в межах інтервальних похибок:

$$U_{\max i}^- \leq U_{\max}(x, y) \leq U_{\max i}^+, i = 1, \dots, N. \quad (2.3)$$

Зважаючи на вираз (2.2), із умов (2.3), отримаємо:

$$U_{\max_i}^- \leq b_0 + b_1 \cdot \varphi_1([x_i^-; x_i^+], [y_i^-; y_i^+]) + \dots + b_m \cdot \varphi_m([x_i^-; x_i^+], [y_i^-; y_i^+]) \leq U_{\max_i}^+, i=1, \dots, N. \quad (2.4)$$

Отримана система є інтервальною системою лінійних алгебричних рівнянь (ІСЛАР). Розв'язком такої системи (якщо він існує) є, в загальному випадку, неопукла область  $\Omega$  оцінок параметрів моделі. 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

$$[U_{\max}^-([x], [y]), U_{\max}^+([x], [y])] = [\min_{\vec{b} \in \Omega} \vec{b}^T \cdot \vec{\varphi}([x], [y]); \max_{\vec{b} \in \Omega} \vec{b}^T \cdot \vec{\varphi}([x], [y])], \quad (2.5)$$

де  $[x] = [x_i^-; x_i^+]$ ,  $[y] = [y_i^-; y_i^+]$  – інтервальні оцінки координат точки подразнення.

Зважаючи на те, що область розв'язків  $\Omega$  є неопуклим многогранником, 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. Натомість доцільно шукати грубий розв'язок – апроксимацію області параметрів, тобто локалізацію «точного» розв'язку.

В інтервальному аналізі локалізацію розв'язків ІСЛАР (2.4) отримують у вигляді прямокутного паралелепіпеда, грані якого паралельні осям координат. В цьому випадку одержані оцінки записують 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 [71, 72, 74, 75]:

$$b_j^- = \min_{\vec{b} \in \Omega} b_j, b_j^+ = \max_{\vec{b} \in \Omega} b_j, \quad j = 1, \dots, m. \quad (2.6)$$

Як видно, задача (2.5) складається із  $2 \cdot m$  складних задач неопуклого програмування (2.6) [53, 76-79, 80, 81, 104, 107].

Тоді коридор інтервальних моделей, за яким будуємо область на хірургічній рані, яка гарантовано включає ЗГН, матиме такий вигляд:

$$[U_{\max}^-([x],[y]), U_{\max}^+([x],[y])] = [\vec{b}]^T \cdot \vec{\varphi}([x],[y]), \quad (2.7)$$

де  $[\vec{b}] = ([b_1^-; b_1^+], \dots, [b_m^-; b_m^+])^T$  – інтервальний вектор, компоненти, якого знайдені із розв’язку задач неопуклого програмування (2.6).

Слід зазначити, що похибки при визначенні координат точки подразнення в наборі (2.1) незначні і ними можна знехтувати, область, визначена інтервалами можливих значень координат  $[x_i^-; x_i^+], [y_i^-; y_i^+]$  точки подразнення тканин хірургічної рани «стягує» в точку з координатами  $(x_i, y_i)$ . Відповідно, ІСЛАР (2.4) набуває такого вигляду:

$$U_{\max i}^- \leq b_0 + b_1 \cdot \varphi_1(x_i, y_i) + \dots + b_m \cdot \varphi_m(x_i, y_i) \leq U_{\max i}^+, \quad i = 1, \dots, N, \quad (2.8)$$

а задача локалізації (2.6) перетворюється на  $2 \cdot m$  задач лінійного програмування. В протилежному випадку доводиться розв’язувати задачі неопуклого програмування (2.6) із обмеженнями (2.4). Для цього випадку можемо також скористатися методами, описаними в працях [133, 134, 135, 136]. Однак, для розв’язку найбільш ефективнішими методами на сьогоднішній день є методи випадкового пошуку інтервальних оцінок розв’язків інтервальних систем лінійних та нелінійних алгебричних рівнянь [96]. Адаптуємо зазначені методи для оцінювання розв’язків ІСЛАР (2.4), за якими на наступних етапах побудуємо область на хірургічній рані, яка гарантовано включає зворотній гортанний нерв.

Замінімо задачу розв’язування ІСЛАР (2.4) на задачу знаходження допускової інтервальної оцінки її розв’язків на основі такої оптимізаційної задачі:

$$F([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+]) \xrightarrow{\vec{b}_k^-, \vec{b}_k^+} \min, \vec{b}_k^- > 0, \vec{b}_k^+ > 0, [\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+] \subset \Omega, \quad (2.9)$$

де  $[\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+]$  – інтервальний вектор параметрів моделі, отриманий на  $k$ -тій ітерації оптимізаційної процедури;  $F([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+])$  – значення функції мети, яка побудована на основі ІСЛАР (2.4) і на кожній ітерації визначає досягнуту «якість» наближення інтервальної оцінки вектора параметрів моделі

розподілу максимальної амплітуди інформаційного сигналу, яка задовільняє вимогам  $[\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+] \subset \Omega$ .

Функцію мети  $F([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+])$  – «якості» наближення оцінки вектора параметрів моделі, визначаємо як різницю центрів, найбільш віддалених від  $i$ -го інтервалу виміряних  $U_{\max}([x_i], [y_i])$  та модельованих  $\hat{U}_{\max}([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+], [x_i], [y_i])$  граничних значень максимальної амплітуди інформаційного сигналу, коли вказані інтервали не перетинаються. Формально цю умову запишемо у такому вигляді:

$$F([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+]) = \min_{i=1, \dots, N} \left\{ \text{mid}(\hat{U}_{\max}([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+], [x_i], [y_i]) - \text{mid}(U_{\max}([x_i], [y_i])) \right\} \quad (2.10)$$

якщо  $\hat{U}_{\max}([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+], [x_i], [y_i]) \cap U_{\max}([x_i], [y_i]) = \emptyset \exists i = 1, \dots, N$ .

Для випадку, коли усі інтервали виміряних  $U_{\max}([x_i], [y_i])$  та модельованих  $\hat{U}_{\max}([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+], [x_i], [y_i])$  граничних значень максимальної амплітуди інформаційного сигналу перетинаються, функцію мети  $F([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+])$  «якості» наближення оцінки вектора параметрів визначаємо як найменшу ширину перетину вказаних інтервалів. Формально цю умову запишемо у такому вигляді:

$$F([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+]) = \min_{i=1, \dots, N} \left\{ \text{wid}(\hat{U}_{\max}([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+], [x_i], [y_i]) - \text{wid}(\hat{U}_{\max}([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+], [x_i], [y_i]) \cap (U_{\max}([x_i], [y_i]))) \right\}, \quad (2.11)$$

якщо  $\hat{U}_{\max}([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+], [x_i], [y_i]) \cap U_{\max}([x_i], [y_i]) \neq \emptyset, \forall i = 1, \dots, N$ .

У формулах (2.10) та (2.11)  $\text{mid}(\bullet)$  та  $\text{wid}(\bullet)$  – означають стандартні в інтервальному аналізі операції визначення центру та ширини інтервалу, відповідно.

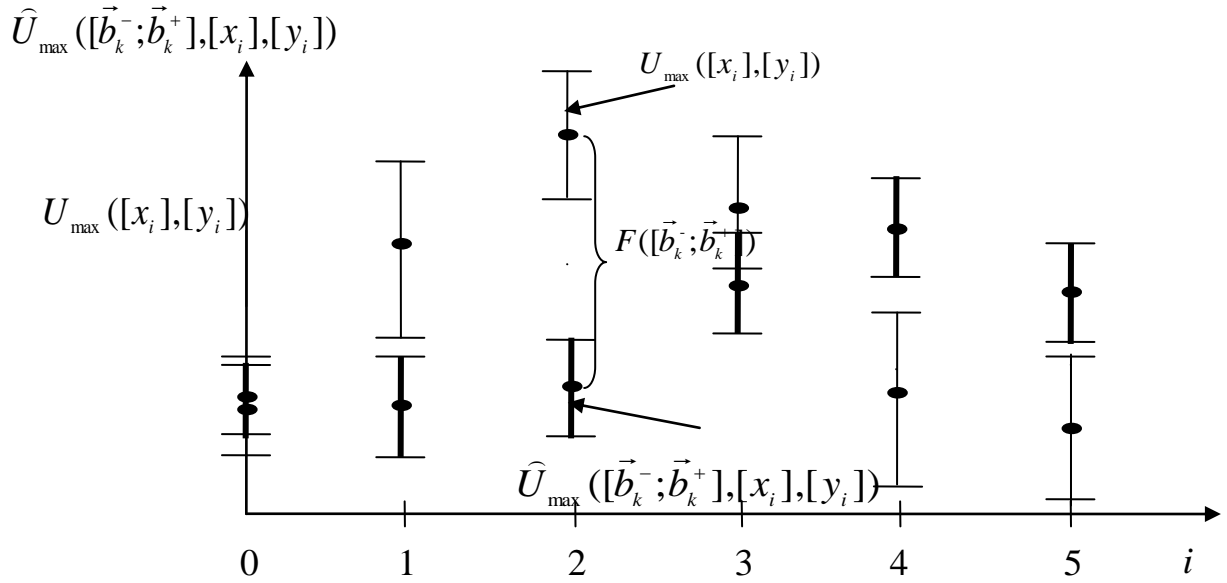
Проведемо аналіз функції мети в залежності від досягнутої якості поточного наближення параметрів інтервальних моделей максимальної амплітуди інформаційного сигналу. Для цього скористаємося рис. 2.1, на якому наведено графічну ілюстрацію для обох випадків (вирази (2.10) та



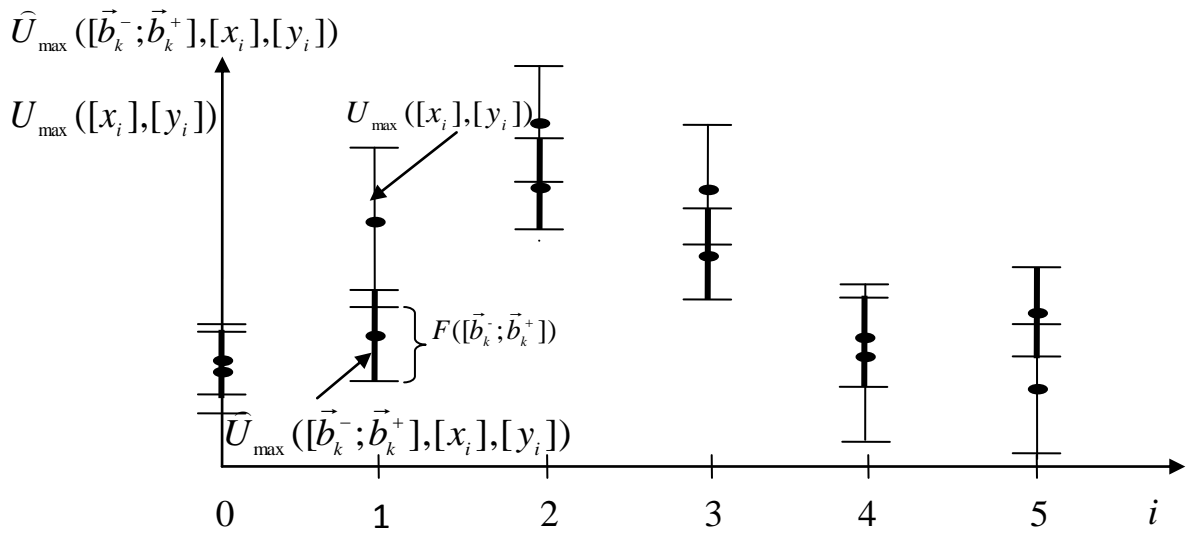
(2.11)) обчислення функції мети. Як бачимо з рис. 2.1(a), у першому випадку (обчислення за виразом (2.10)) виміряні інтервали  $U_{\max}([x_i],[y_i])$  значень максимальної амплітуди в точці з координатами  $[x_i^-; x_i^+]$ ,  $[y_i^-; y_i^+]$  та інтервали модельних оцінок  $\hat{U}_{\max}([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+],[x_i],[y_i])$  граничних значень максимальної амплітуди інформаційного сигналу для дискретних значень обчислювальної процедури суттєво відрізняються одна від одної. Найбільше відхилення спостерегаємо між центрами цих інтервалів для точки  $i = 2$ . Модуль цього відхилення визначає значення функції мети.

Як тільки оцінки параметрів системи в процесі обчислень уточнюються, то перетини інтервальних оцінок модельованої та вимірної для кожної точки максимальної амплітуди інформаційного сигналу стають не порожніми множинами, як це показано на рис. 2.1 (б). Тоді функцію мети обчислюємо за виразом (2.11). Як бачимо з рис. 2.1 (б), найбільше відхилення спостерігається між вимірним інтервалом  $U_{\max}([x_i],[y_i])$  значень максимальної амплітуди та інтервалом модельних оцінок  $\hat{U}_{\max}([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+],[x_i],[y_i])$  граничних значень максимальної амплітуди інформаційного сигналу для точки  $i = 1$ . Саме це відхилення, обчислене за виразом (2.11), визначає значення функції мети на поточній ітерації оптимізаційної процедури.

Як вже зазначалось вище, пошук невідомого вектора параметрів коридору інтервальних моделей доцільно здійснювати методами випадкового пошуку. Метод випадкового пошуку розглядався в багатьох працях, зокрема Стахіва П.Г., Дивака М.П., Дивака Т.М., Крепич С.Я. тощо [96, 126]. Проведений аналіз зазначених методів, їх практичного застосування для задач оптимізації, обґрунтовує вибір та потребу модифікації для розв'язування ІСЛАР (2.4) методу *випадкового пошуку з використанням направляючого конуса (ВПізВНК)*.



(a)



(б)

Рис. 2.1. Графічна ілюстрація обчислення значення функції мети:

а) – за формулою (2.10); б) – за формулою (2.11).

Розглянемо обчислювальну схему у процедурі випадкового пошуку мінімуму функції мети  $F([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+])$  з використанням направляючого конуса.

На початковій ітерації випадкового пошуку ( $k=0$ ) задаємо початкове наближення вектора параметрів  $\vec{b}_0$ . В околі цього наближення на поверхні уявної гіперсфери радіусом  $r$ , тобто на відстані  $r$  від точки  $\vec{b}_0$  в просторі параметрів на основі рівномірного закону розподілу генеруємо  $n$  випадкових точок:

$$\vec{b}_n = \vec{b}_0 + r \cdot \vec{\xi}_n, n=1, \dots, N. \mathbf{g}_i = \mathbf{g} + r\xi \quad (2.12)$$

Серед згенерованих вибираємо точку, яка забезпечує найменше значення функції мети:

$$\vec{b}_1 = \arg \min_{n=1, \dots, N} (F([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+] + r \cdot \vec{\xi})). \quad (2.13)$$

Отримана оцінка вектора параметрів статичної системи є наближенням для наступної ітерації. Додатково в цій процедурі обчислюємо інтервальний вектор пам'яті, який визначає успішний напрям пошуку:

$$\vec{w} = \text{mid}[(\vec{b}_1 - \vec{b}_0)/r] \mathbf{W} = (\mathbf{g}_1 - \mathbf{g}_0)/r, \quad (2.14)$$

де  $\text{mid}(\bullet)$  – операція визначення середини інтервалу подальшого пошуку.

На наступних ітераціях у просторі параметрів будуємо уявні гіперконуси з вершинами в точках  $\vec{b} = (\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+)$ , які є поточними оцінками вектора параметрів з кутом розкриття  $\psi$  і віссю  $\vec{w}_k$ . Ці гіперконуси «відсікають» від гіперсфер з центрами у точках  $\vec{b} = (\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+)$  і радіусом  $r$  деякі поверхні. На отриманих поверхнях у просторі параметрів та їх допусків генеруємо на основі рівномірного закону розподілу  $n$  випадкових точок за формулою (2.12), де вектор  $\vec{\xi}_n$  в даному випадку обчислюємо, виходячи із обмежень на параметри конуса. Серед згенерованих точок вибираємо точку, яка забезпечує найменше значення функції мети:

$$\vec{b}_{k+1} = \arg \min_{n=1, \dots, N} (F([\vec{b}_k^-; \vec{b}_k^+] + r \cdot \vec{\xi}_n)). \quad (2.15)$$

Отримана оцінка вектора параметрів є наближенням для наступної  $k+1$  ітерації пошукової процедури. Додатково у цій процедурі перевизначаємо вектор пам'яті:

$$\vec{w}_{k+1} = \text{mid}[\alpha \cdot \vec{w}_k + \beta \cdot \frac{\vec{b}_{k+1} - \vec{b}_k}{r}] W_{i+1} = \alpha W_i + \beta \frac{\xi_{i+1} - \xi_1}{r}, \quad (2.16)$$

де  $\alpha$  – ( $0 \leq \alpha \leq 1$ ) – коефіцієнт забування, а  $\beta \delta$  – коефіцієнт інтенсивності врахування нової інформації.

Блок-схема процедури випадкового пошуку із використанням направляючого конуса подана на рис. 2.2.

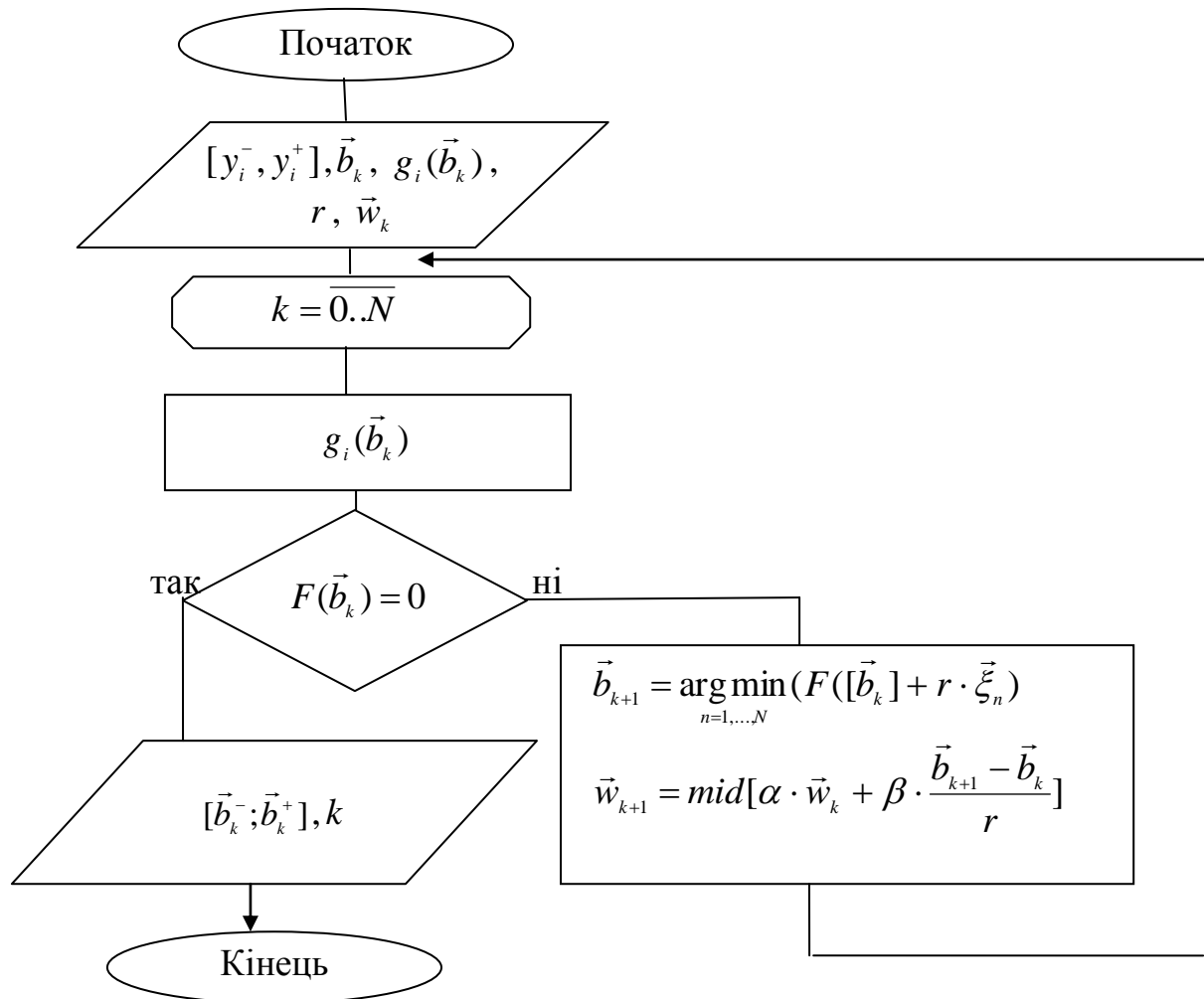


Рис. 2.2. Блок-схема ідентифікації параметрів коридору інтервальних моделей за процедурою випадкового пошуку із використанням направляючого конуса

Пошук продовжується, доки зменшується значення функції мети. Якщо ж значення функції мети не зменшується на певній ітерації, то замість конуса використовуємо гіперсферу, як на початковій ітерації для заданого вектора оцінок параметрів. Якщо ж і далі серед згенерованих точок неможливо

знайти точку, яка забезпечує зменшення функції мети, то у цьому випадку налаштуємо довжину кроку  $r$ , як правило, зменшуючи її.

Таким чином, в результаті застосування вище описаного методу та алгоритму обчислення інтервальних оцінок параметрів  $[\vec{b}] = ([b_1^-, b_1^+], \dots, [b_m^-, b_m^+])^T$  отримаємо коридор інтервальних моделей (2.7).

Коридор інтервальних моделей (2.7) з гарантованою точністю описує розподіл максимальної амплітуди інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом на поверхні ділянки оперативного втручання. Найбільші значення максимальної амплітуди будуть в точках хірургічної рани, які відповідають ЗГН. Зменшення цих значень буде спостерігатися при віддалені точок подразнення від ЗГН. Графічна ілюстрація зазначеного коридору (2.7), наведена на рис. 2.3.

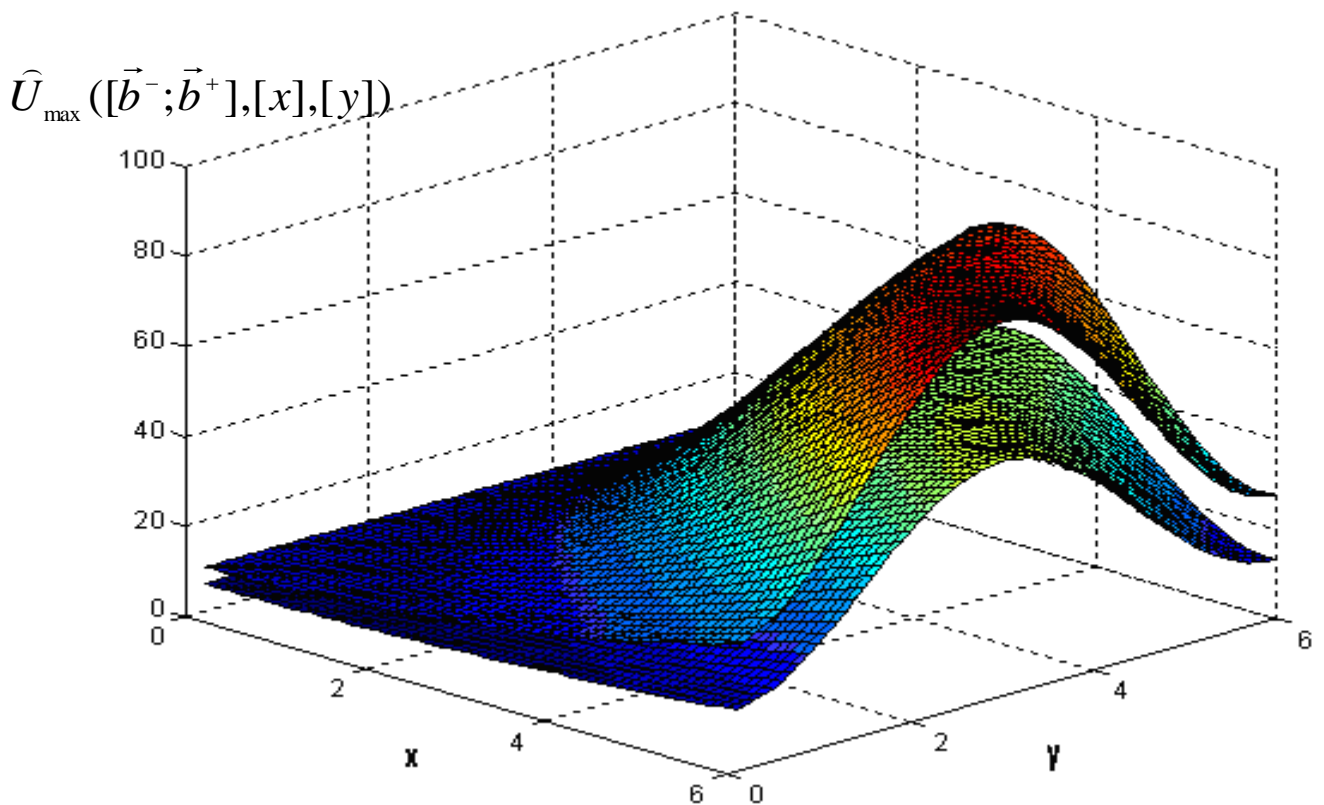


Рис. 2.3. Приклад коридору інтервальних моделей для візуалізації ЗГН

Тепер отриманий коридор інтервальних моделей є основою для визначення гарантованої області безризикового (з точки зору ймовірності пошкодження ЗГН) хірургічного втручання. Для цього достатньо визначити

мінімальний пороговий рівень максимальної амплітуди інформаційного сигналу, який, ймовірно, ще може відповідати точці безпосереднього подразнення ЗГН. Очевидно, що цей рівень амплітуди  $\bar{U}_{\min}$  інформаційного сигналу відповідає мінімальному значенню на гребені функції для нижньої межі коридору інтервальних моделей:

$$\bar{U}_{\min} = \max \left\{ \min_{x_i} \max_{y_j} \hat{U}([\vec{b}^-; \vec{b}^+], [x_i], [y_j]), i = 1, \dots, N, j = 1, \dots, M; \right. \\ \left. \max_{x_i} \min_{y_j} \hat{U}([\vec{b}^-; \vec{b}^+], [x_i], [y_j]), i = 1, \dots, N, j = 1, \dots, M \right\} \quad (2.17)$$

На рис. 2.4. проілюстровано правило вибору вказаної точки – порогу (2.17).

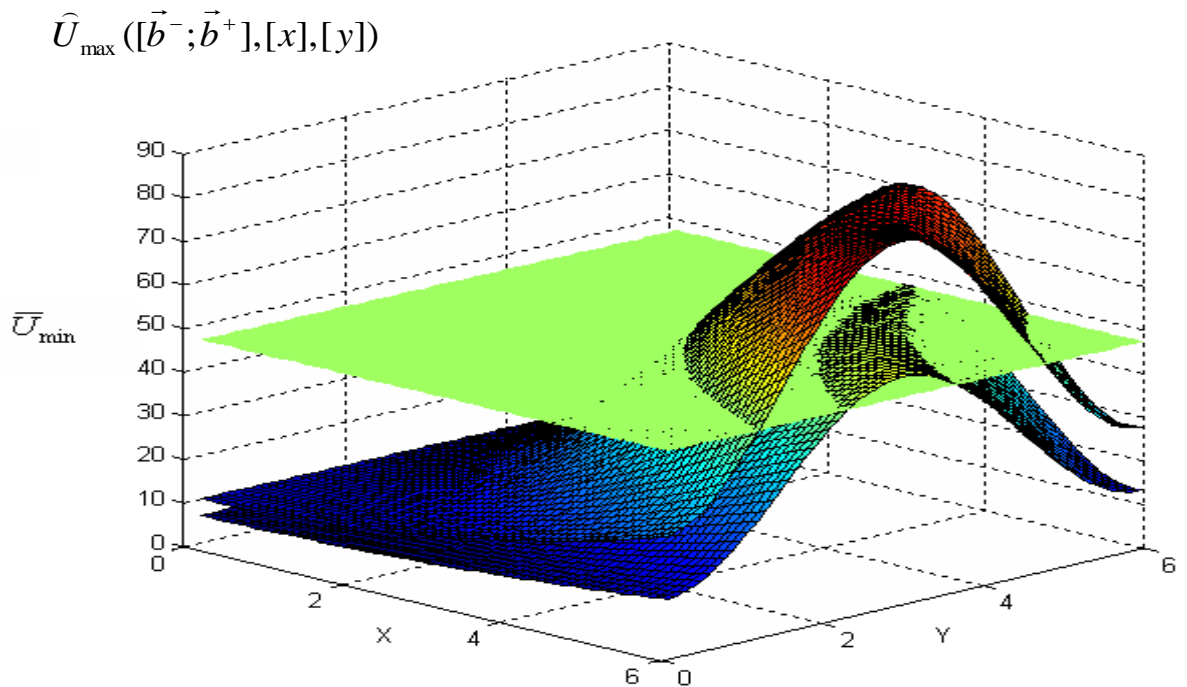


Рис. 2.4. Приклад вибору порогового значення амплітуди інформаційного сигналу для візуалізації розміщення ЗГН

Тоді гарантовану область хірургічного втручання визначаємо за формулою:

$$\mathcal{X} = \left\{ \vec{p} = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \mid \hat{U}^+(x, y) \leq \bar{U}_{\min} \right\}. \quad (2.18)$$

Отримана із (2.18) множина  $\chi$  точок  $\vec{p}$  на області хірургічного втручання з координатами  $(x, y)$  визначає область хірургічного втручання, яка гарантовано не включає ЗГН.

Запропонований метод визначення гарантованої безризикової області безпечного хірургічного втручання має ряд переваг у порівнянні із відомими методами. Зокрема: урахування похибок при визначенні координат точки подразнення тканин хірургічної рани, які зазвичай сягають до 50 %, що у результаті дає можливість уточнити ділянку безпечного хірургічного втручання; наявність простішого, з обчислювальної точки зору, представлення коридору інтервальних моделей, яка з гарантованою точністю описує розподіл максимальної амплітуди інформаційного сигналу на поверхні ділянки оперативного втручання.

Разом з тим запропонований метод не гарантує зниження ризику пошкодження ЗГН в процесі хірургічного втручання до «0» через слабку інформативність параметра інформаційного сигналу, яким є його максимальна амплітуда. З іншого боку, недоліком запропонованого методу є складна процедура ідентифікації параметрів інтервальних моделей (2.7), які описують з гарантованою точністю розподіл максимальної амплітуди інформаційного сигналу на поверхні ділянки оперативного втручання.

Як бачимо з блок-схеми (див. рис 2.2), ця процедура є ітераційною і вимагає багаторазового обчислення достатньо складного виразу для значень функції мети. Зважаючи на це, доцільно розглянути інші моделі інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом, наприклад ті, які ґрунтуються на аналізі його спектру.

## **2.2. Спектральні характеристики інформаційного сигналу в системі для виявлення зворотного гортанного нерва**

Як відомо в працях [37, 128], спектр сигналу є однією із його основних характеристик. Враховуючи те, що подразнення тканин хірургічної рани

проводиться електричним струмом із заданою частотою, нами було висловлено гіпотезу про те, що на низьких частотах можлива модуляція «шумоподібного» звукового сигналу, який виникає внаслідок проходження потоку повітря через гортань пацієнта, вібрацією голосових зв'язок з частотою сигналу подразнення. Метою даного дослідження було виявити у спектрі результуючого інформаційного сигналу спектральні складові сигналу подразнення (модулюючого сигналу). Схему описаного явища наведено на рис. 2.5.

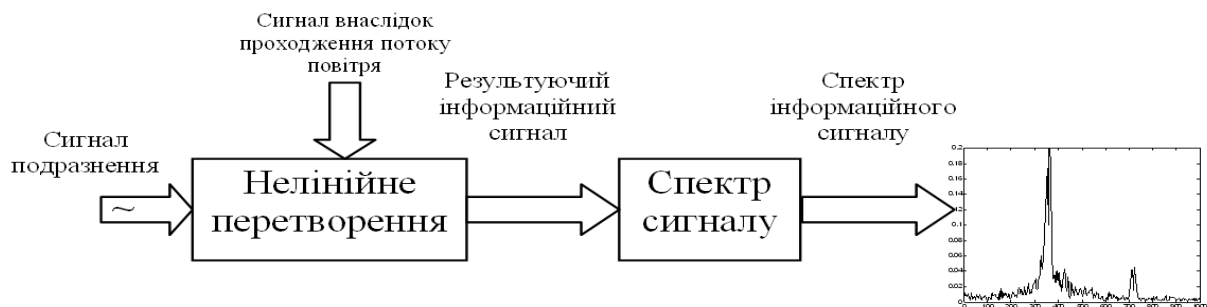


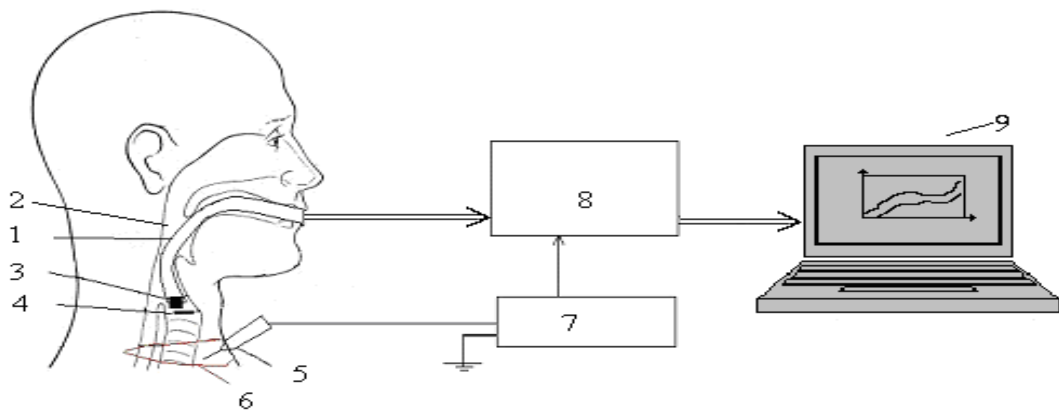
Рис.2.5. Схема отримання спектральних складових сигналу подразнення

Як видно з рис. 2.5, результуючий інформаційний сигнал, спектр якого використовується для ідентифікації розміщення ЗГН, отримується внаслідок нелінійного перетворення двох сигналів. Перший з них є сигнал подразнення, а другий сигнал – отриманий звуковими коливаннями, які виникають внаслідок проходження потоку повітря через гортань пацієнта. На жаль, природа цього нелінійного перетворення на сьогоднішній день не досліджена в достатній мірі. У праці [91] описана природа процесів передачі електричних імпульсів через нерви з метою управління м'язовими тканинами. Зокрема і процес передачі імпульсу ЗГН через синапс до м'язової тканини. Проте, проходження змінного струму, який у нашому випадку є сигналом подразнення, а також ефект від його передачі через синапс з метою скорочення м'язів, що управляють голосовими зв'язками залишається недослідженим. З іншого боку, спектр сигналу, що утворюється внаслідок проходження потоку повітря через гортань пацієнта суттєвим чином



залежить від фізіології пацієнта. Тому передбачення зміни спектру цього сигналу внаслідок скорочення м'язів, що управляють голосовими зв'язками є достатньо складною задачею. За цих умов експериментальне дослідження висунутої гіпотези є єдино можливим.

Для дослідження спектру інформаційного сигналу – реакції на подразнення було використано пристрій [116], функціональна схема якого наведена на рис. 2.6 Подразнення тканин в хірургічній рані здійснюється щупом (5) змінним струмом фіксованої частоти з генератора (7), для якого забезпечується мала провідність електричного сигналу м'язовими тканинами на хірургічній рані (6) і висока провідність електричного сигналу гортанним нервом та м'язами, які керують натягом голосових зв'язок (4), з подальшою реєстрацією скорочення голосових зв'язок на даній частоті звуковим сенсором (3), встановленим у дихальній трубці (1), яка розміщена у гортані (2) пацієнта, з подальшим його перетворенням блоком (8) у електричний сигнал, який через стандартний аудіо вхід поступає для подальшої обробки (виділення спектру) в персональний комп'ютер (9).



*1 – дихальна трубка, 2 – гортань, 3 – сенсор звукових коливань, 4 – голосові зв'язки,  
5 – щуп, 6 – хірургічна рана, 7 – генератор змінного струму,  
8 – підсилювач, 9 – аудіовхід звукової карти комп'ютера*

**Рис. 2.6.** Схема отримання інформаційного сигналу в результаті подразнення тканин хірургічної рани

Слід зауважити, що на відміну від пристрою в існуючому способі ідентифікації розміщення ЗГН [116], у цьому випадку відсутній смуговий

фільтр для виділення в інформаційному сигналі складової сигналу подразнення.

Вихідний інформаційний сигнал ми отримували в процесі хірургічних операцій на щитоподібній залозі для понад 200 пацієнтів. Подразнення тканин хірургічної рани здійснювали змінним струмом на частотах від 100 до 400 Гц. Виділення спектру інформаційного сигналу було проведено в середовищі Matlab за допомогою функції FFT.

В процесі цих досліджень нами виявлено три групи характерних (для певної групи пацієнтів) фрагментів інформаційного сигналу та відповідні їх спектри. На рис. 2.7 наведено ці фрагменти, отримані у випадку струму подразнення з частотою 320 Гц. По горизонтальній осі у випадку відображення отриманого інформаційного сигналу відкладено відліки часу (частота дискретизації становить 44 100 Гц), а у випадку спектру – частоту.

Рис. 2.7(а) ілюструє типовий для першої групи пацієнтів звуковий сигнал, отриманий внаслідок проходження потоку повітря через дихальні шляхи, реакцію на подразнення, а також спектр шостого сегменту (вдиху-видиху) цього сигналу. Із рисунку також видно, що у спектрі виділеного сигналу не спостерігається спектральна складова сигналу подразнення на частоті 320 Гц. Додаткові дослідження показали, що така ситуація є типовою для певної групи пацієнтів і пояснюється фізіологічними властивостями їх гортані. Проведені дослідження також дали пояснення причин низької достовірності ідентифікації розміщення ЗГН відомим способом [116] для цієї групи пацієнтів, адже смуговий фільтр в межах частоти сигналу подразнення ЗГН повністю «подавляв» інформаційний сигнал – реакцію на подразнення тканин хірургічної рани.

Рис. 2.7 (б) ілюструє типовий для другої групи пацієнтів звуковий сигнал – реакцію на подразнення ЗГН, отриманий внаслідок проходження потоку повітря через дихальні шляхи, а також спектр четвертого сегменту (вдиху-видиху) цього сигналу. Із рисунку також видно, що у спектрі виділеного сигналу переважає спектральна складова на частоті подразнення

(320 Гц) ЗГН. Додаткові дослідження показали, що така ситуація є типовою для значної групи пацієнтів, що забезпечувало надійну ідентифікацію розміщення ЗГН існуючим способом [116] для цієї групи пацієнтів.

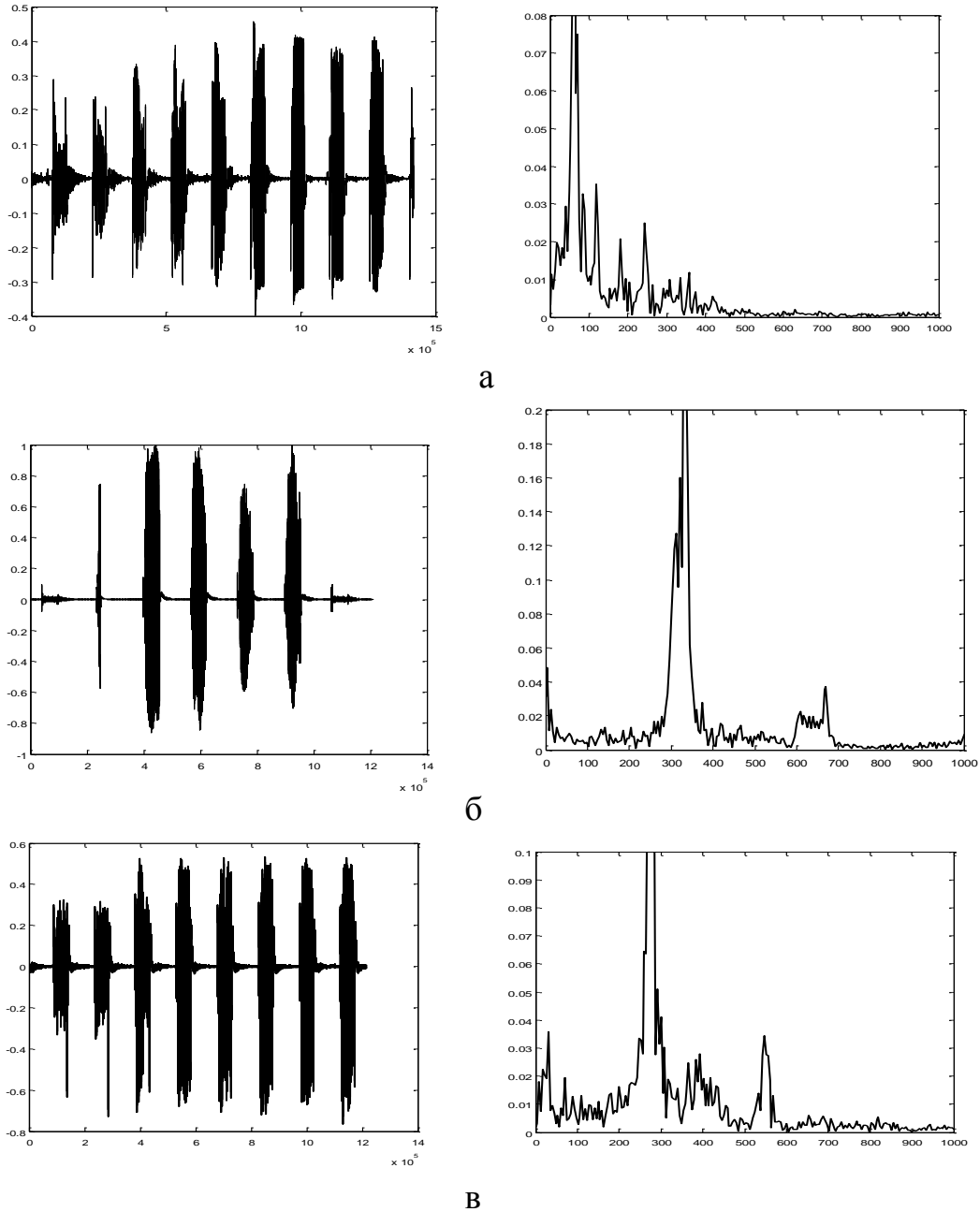


Рис. 2.7. Фрагменти сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом та відповідні їх спектри

І, нарешті, рис. 2.7 (в) ілюструє типовий для третьої групи пацієнтів звуковий сигнал, отриманий внаслідок проходження потоку повітря через дихальні шляхи, реакцію на подразнення ЗГН, а також спектр четвертого

сегменту (вдиху-видиху) цього сигналу. Типові спектри для цієї групи пацієнтів показують, що у них переважають спектральні складові в межах від 240 до 300 Гц незважаючи на те, що подразнення ЗГН здійснювалося на частоті 320 Гц. Додаткові дослідження показали, що така ситуація є типовою також для значної групи пацієнтів. Тому використання смугового фільтру із дещо ширшою смугою пропускання, ніж для другої групи пацієнтів забезпечувало достатньо надійну ідентифікацію розміщення ЗГН існуючим способом [116] для цієї групи пацієнтів.

В процесі досліджень також встановлено, що:

1) чим нижча частота змінного струму для подразнення ЗГН, тим чіткіше він проявляється у спектрі вихідного інформаційного сигналу;

2) особливості гортані кожного пацієнта суттєвим чином впливають на складність виявлення компоненти частоти струму подразнення у спектрі результуючого інформаційного сигналу і у першій групі пацієнтів (див. рис. 2.7 (а)) унеможливають виявлення цієї компоненти існуючим способом [116];

3) при наближенні точки подразнення на хірургічній рані до ЗГН спостерігаються специфічні звукові коливання, які можливо розпізнати на слух, що може слугувати надійною ознакою для ідентифікації відстані до ЗГН.

За цих умов з метою підвищення достовірності та точності ідентифікації розміщення ЗГН в процесі проведення хірургічної операції на щитоподібній залозі виникає потреба у створенні «інтелектуального» класифікатора параметрів інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани.

### **2.3. Математична модель за ознакою автокореляційної функції в системі виявлення зворотного гортанного нерва**

В ході наших досліджень припускалося, що отриманий інформаційний сигнал має випадковий характер. На відміну від детермінованої функції, що

одночасно визначає значення величини, яка описується в будь-який заданий момент часу, значення випадкової функції передбаченими бути не можуть.

Цей сигнал може бути представлений сукупністю не випадкових числових характеристик, постійних або таких, що змінюються в часі [56, 59].

Такими характеристиками є кореляційні характеристики сигналів, до яких належить і автокореляційна функція (АКФ) [101].

Як відомо, АКФ періодичного сигналу є теж періодичною функцією з таким самим періодом. Тобто її можна використати для дослідження періодичності вихідного інформаційного сигналу [101].

АКФ характеризує ступінь зв'язку (кореляції) між сигналом  $u(t)$  та зсунутою в часі його копією  $u(t-\tau)$ , де  $\tau$  – величина часового зсуву сигналу.

Параметром автокореляційної характеристики є інтервал кореляції  $\tau_k$  – це часовий проміжок, в межах якого існує статистичний зв'язок між сусідніми значеннями сигналу.

Математичним відповідником автокореляційної характеристики в теорії випадкових процесів є кореляційна функція, яка подана у рівнянні (2.19):

$$B(\tau) = \lim_{\tau \rightarrow \infty} \frac{1}{2\tau} \int_{-\infty}^{\infty} u(t)u(t-\tau)dt \quad (2.19)$$

Автокореляційна характеристика завжди є спадною; може приймати значення більші за нуль, або рівні нулю; має максимум при  $\tau = 0$ , тобто  $B(0) = B_{\max}$ ; в час  $\tau = \tau_k$  автокореляційна характеристика рівна нулю:  $B(\tau_k) = 0$  [54].

Графік АКФ можна отримати, відклавши по осі ординат коефіцієнт кореляції двох функцій (базової та функції, зсуненої на величину  $\tau$ ). А по осі абсцис – величину  $\tau$ . З цього графіка можна судити про періодичність базової функції, а, отже, і про її частотні характеристики. Цей підхід ми використали для аналізу інформаційного сигналу.

Вихідний інформаційний сигнал  $u(t)$ , отримували в процесі хірургічних операцій на щитоподібній залозі, як вже зазначалося вище, для понад 200 пацієнтів. Подразнення тканин хірургічної рани здійснювали змінним струмом на частотах від 100 до 400 Гц.

Виділення АКФ для інформаційного сигналу  $u(t)$  проведено в середовищі Matlab за допомогою функції XCORR.

В процесі досліджень окремо для кожного пацієнта ми отримували спектри інформаційного сигналу та графіки АКФ. При чому отриманий інформаційний сигнал  $u(t)$  в процесі хірургічної операції містить в собі частину сигналу, яка відповідає подразненню ЗГН, і частину сигналу, отриманого при подразненні м'язової тканини.

Для першого пацієнта отриманий інформаційний сигнал  $u(t)$  відображений на рис. 2.8

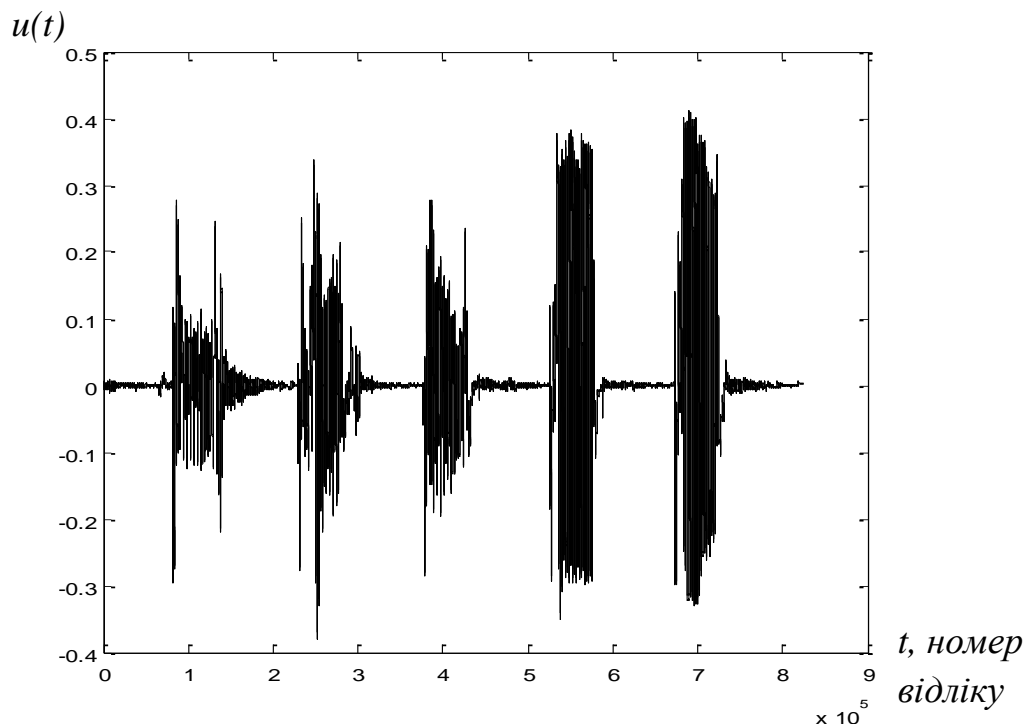


Рис. 2.8. Інформаційний сигнал  $u(t)$ , отриманий при подразненні тканин хірургічної рани для першого пацієнта

Перші три сегменти (вдих-видих) інформаційного сигналу  $u(t)$  відповідають реакції на подразнення м'язової тканини, наступні два – реакції

на подразнення ЗГН. Відповідно до цього було проведено спектральний аналіз цих частин інформаційного сигналу  $u(t)$ . Отримані результати представлено на рис. 2.9 і рис. 2.10.

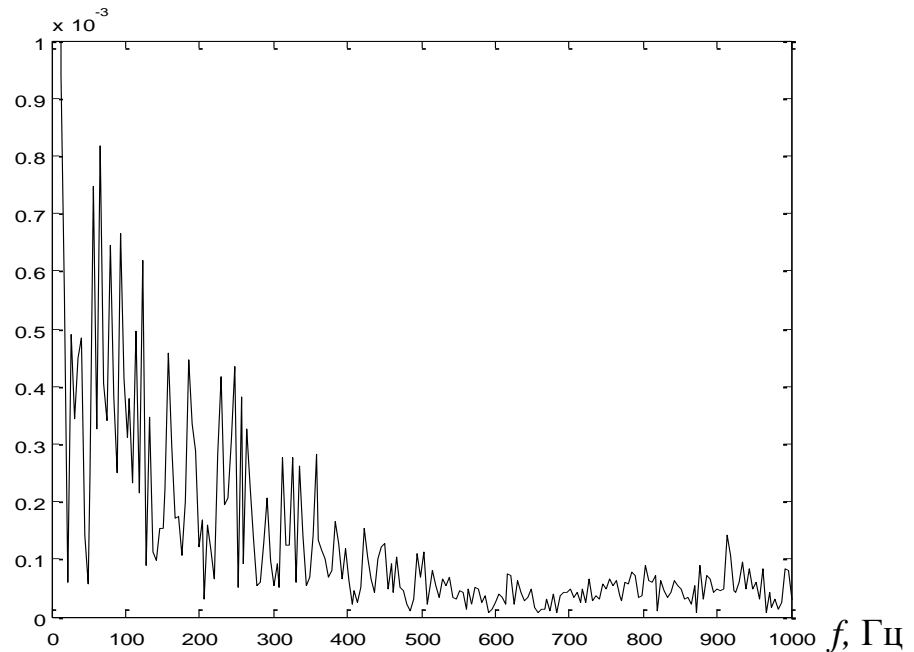


Рис. 2.9. Спектр другого сегменту інформаційного сигналу  $u(t)$ , який відповідає реакції на подразнення м'язової тканини у першого пацієнта

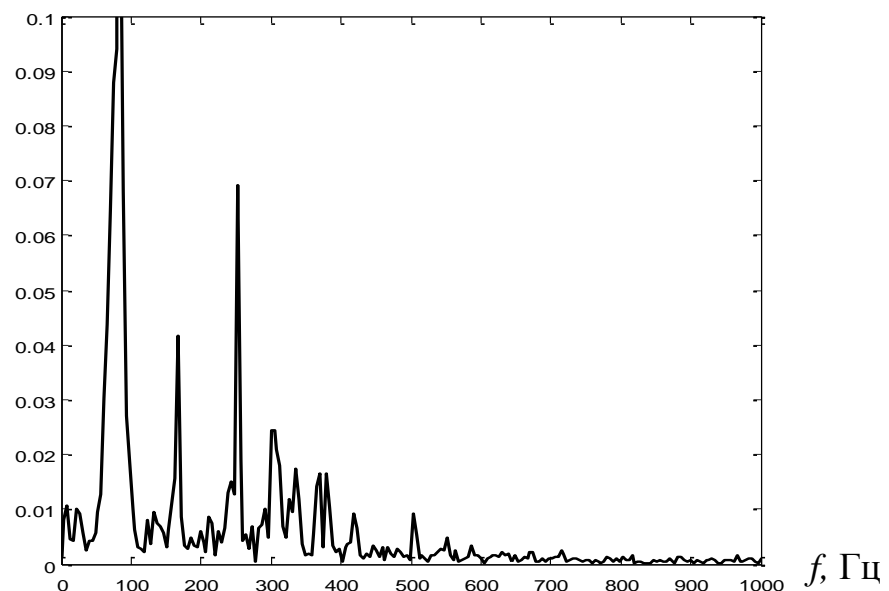


Рис. 2.10. Спектр четвертого сегменту інформаційного сигналу  $u(t)$ , який відповідає реакції на подразнення ЗГН у першого пацієнта

Порівнюючи отримані спектральні картини, важко встановити, де саме знаходиться ЗГН на хірургічній рані. Тому було використано автокореляційну характеристику для цих сегментів інформаційного сигналу. Отримані результати представлені на рис. 2.11 і рис. 2.12.

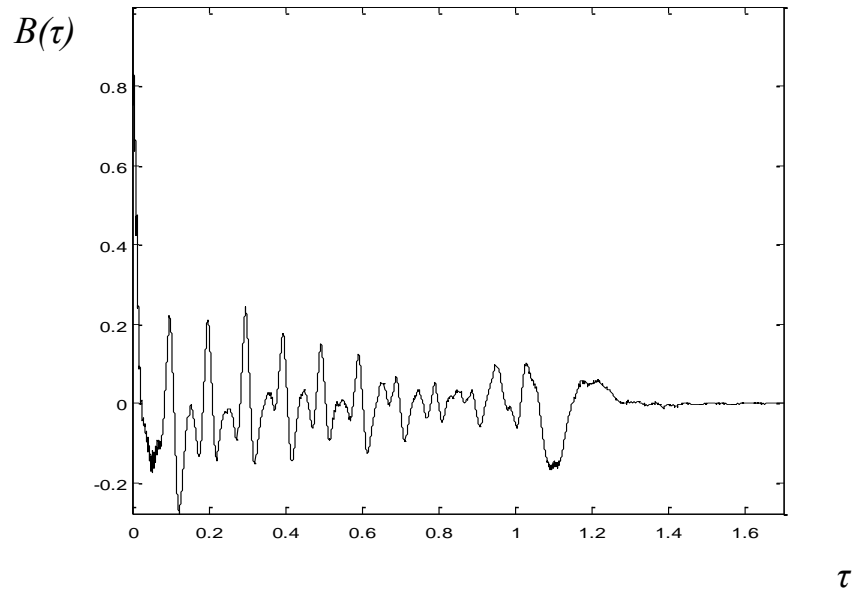


Рис. 2.11. Автокореляційна характеристика другого сегменту інформаційного сигналу  $u(t)$  – реакції на подразнення м'язової тканини у першого пацієнта

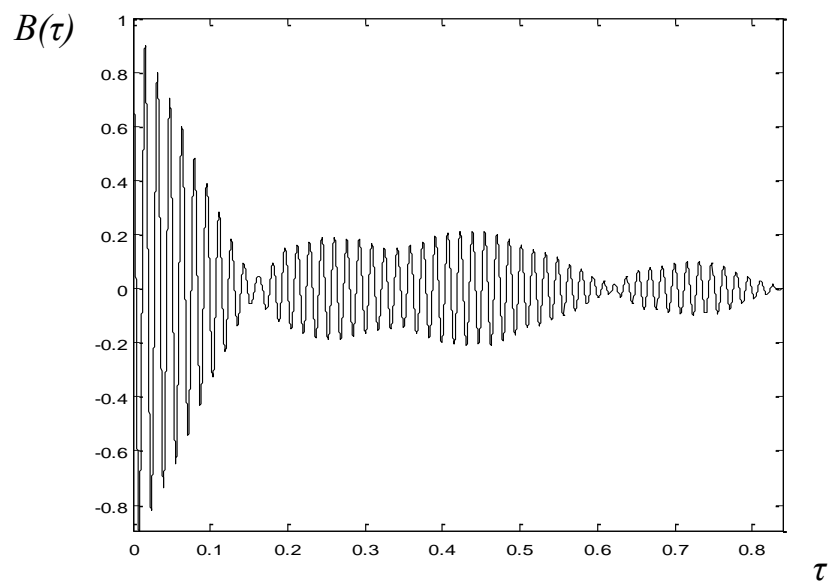


Рис.2.12. Автокореляційна характеристика четвертого сегменту інформаційного сигналу  $u(t)$  – реакції на подразнення ЗГН у першого пацієнта



Аналізуючи отримані результати для другого пацієнта (рис. 2.13-2.17), можна зробити висновок, що по вигляду АКФ вдається ідентифікувати ЗГН.

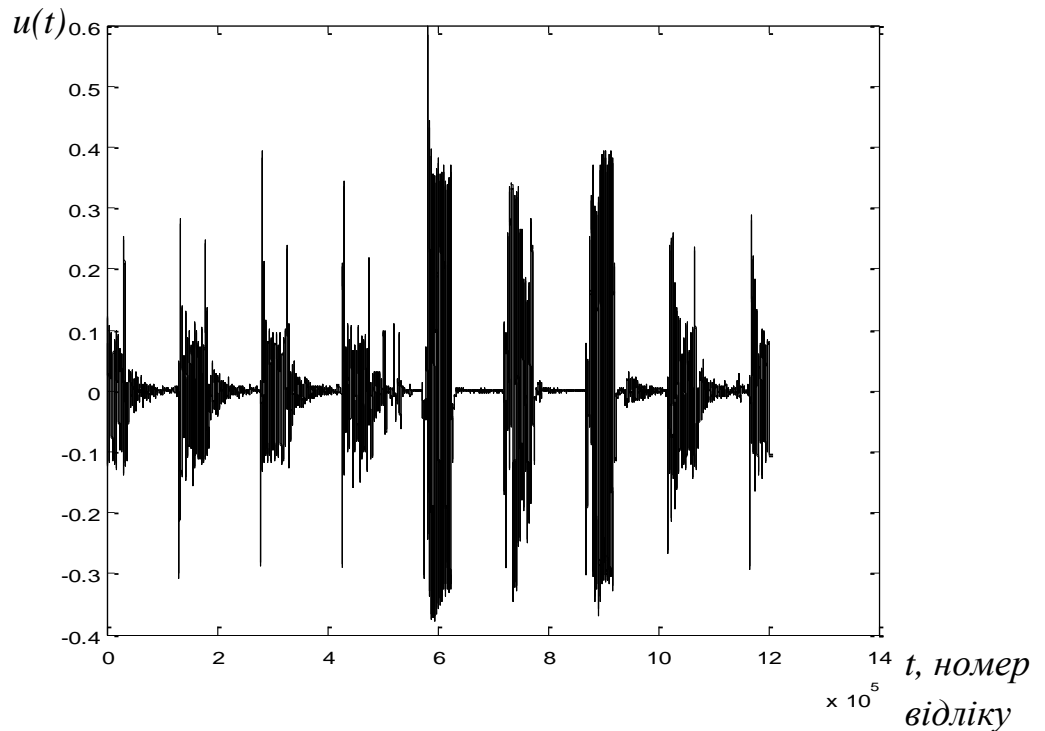


Рис. 2.13. Інформаційний сигнал  $u(t)$ , отриманий при подразненні тканин хірургічної рани у другого пацієнта

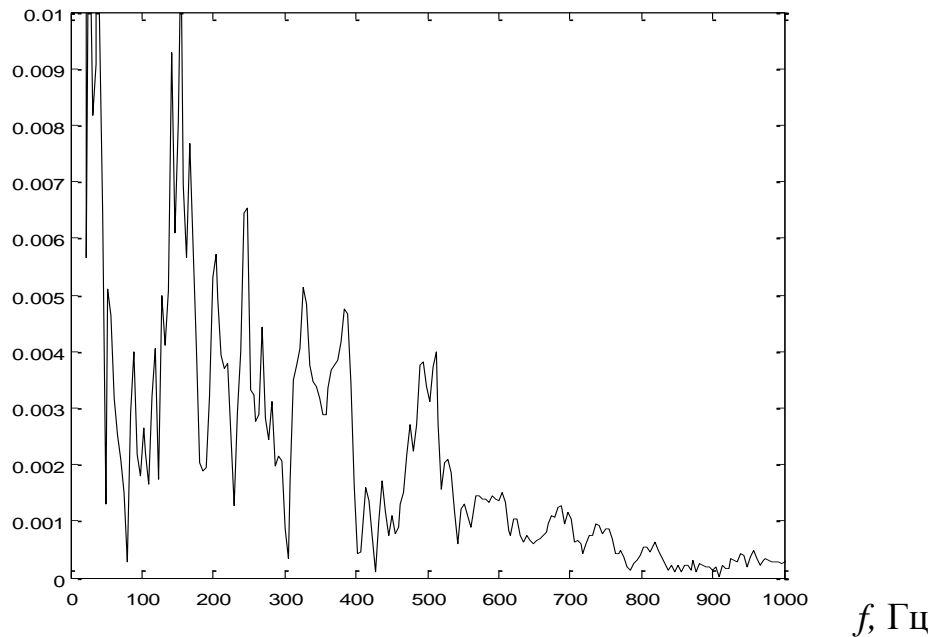


Рис. 2.14. Спектр другого сегменту інформаційного сигналу  $u(t)$ , яка відповідає реакції на подразнення м'язової тканини у другого пацієнта

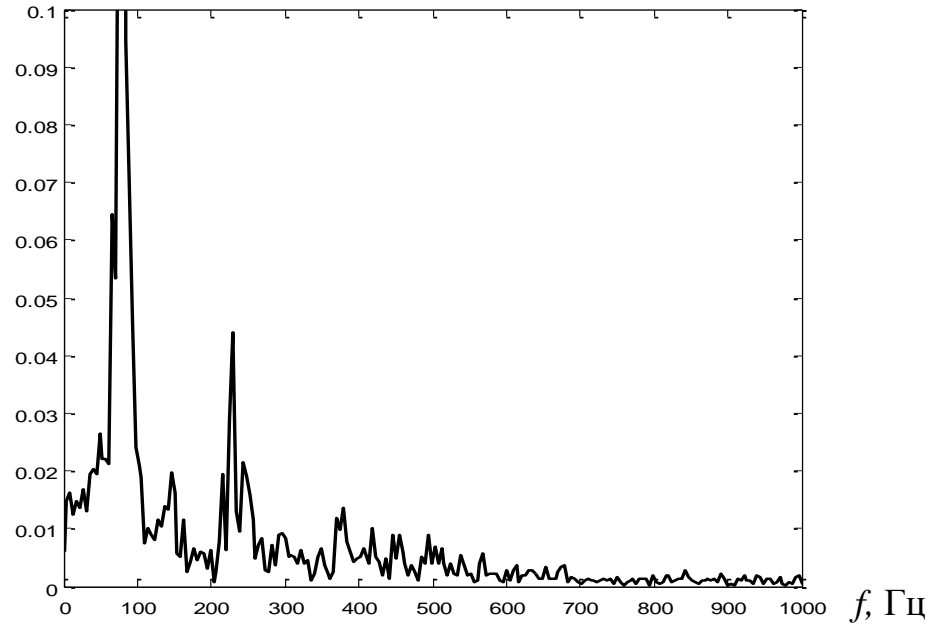


Рис. 2.15. Спектр шостого сегменту інформаційного сигналу  $u(t)$ , яка відповідає реакції на подразнення ЗГН у другого пацієнта

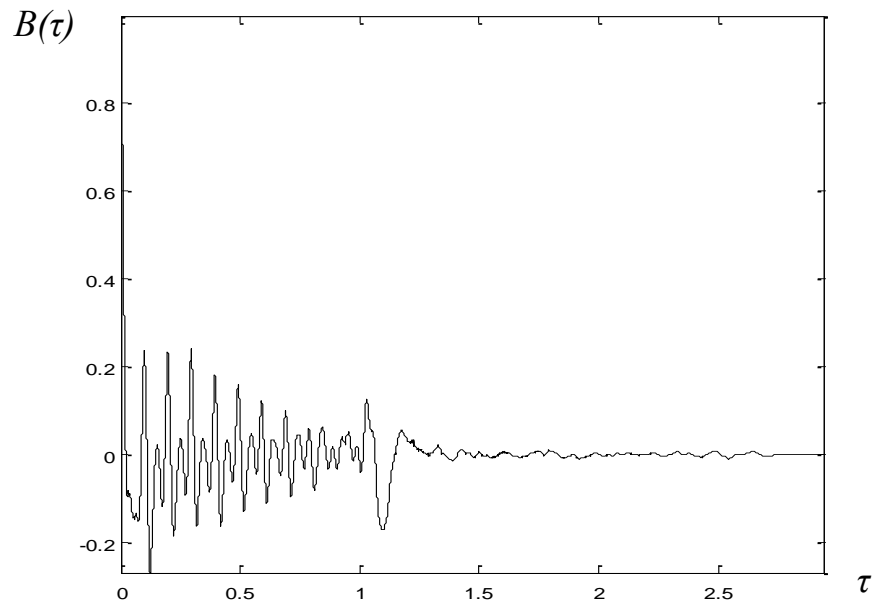


Рис. 2.16. Автокореляційна характеристика другого сегменту інформаційного сигналу  $u(t)$ – реакції на подразнення м'язової тканини у другого пацієнта

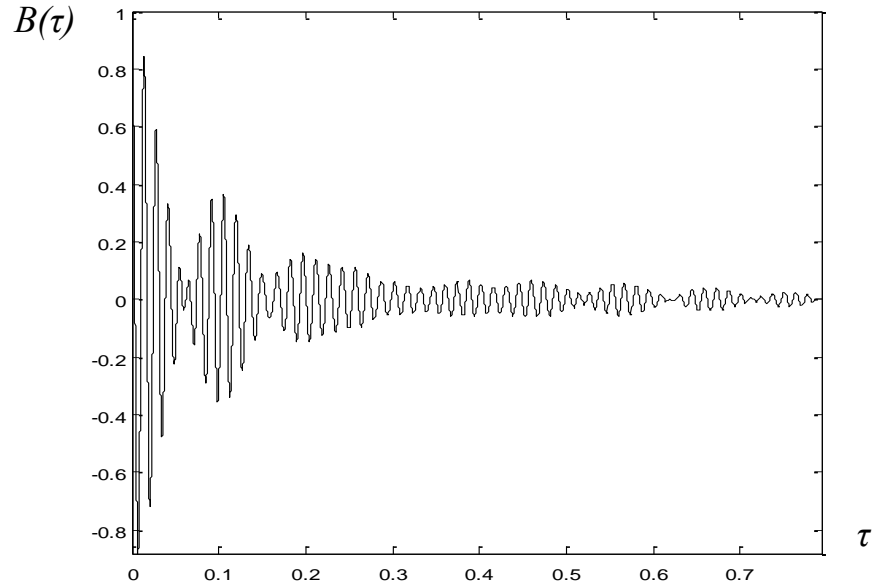


Рис. 2.17. Автокореляційна характеристика шостого сегменту інформаційного сигналу  $u(t)$  – реакції на подразнення ЗГН у другого пацієнта

Для третього пацієнта отримані результати відображені на рис. 2.18-2.22.

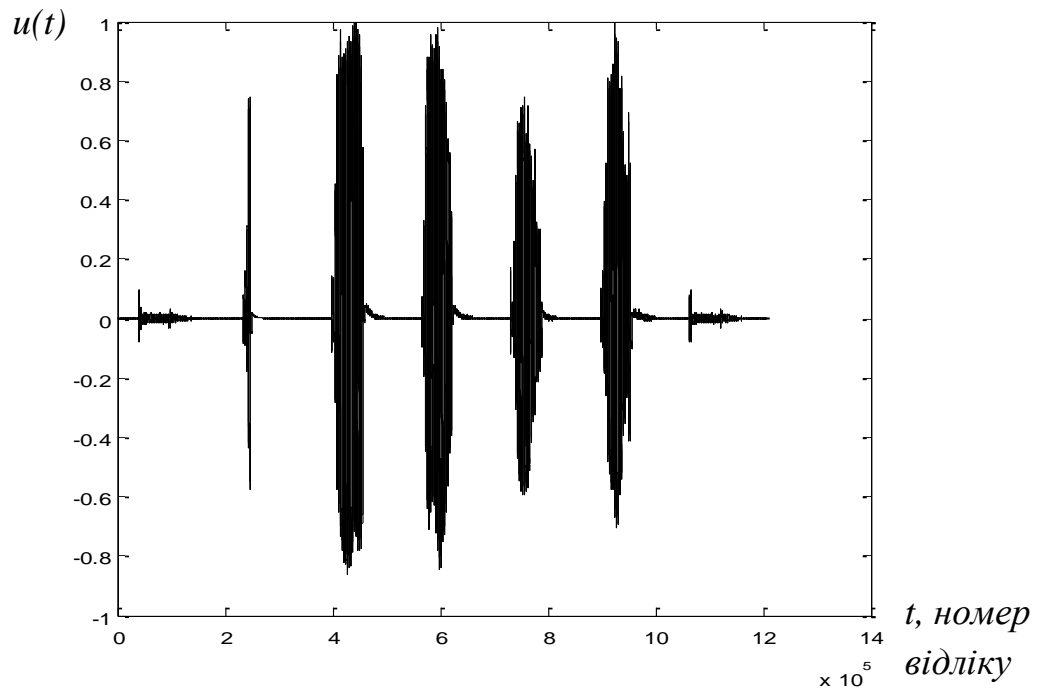


Рис. 2.18. Інформаційний сигнал  $u(t)$ , отриманий при подразненні тканин хірургічної рани у третього пацієнта

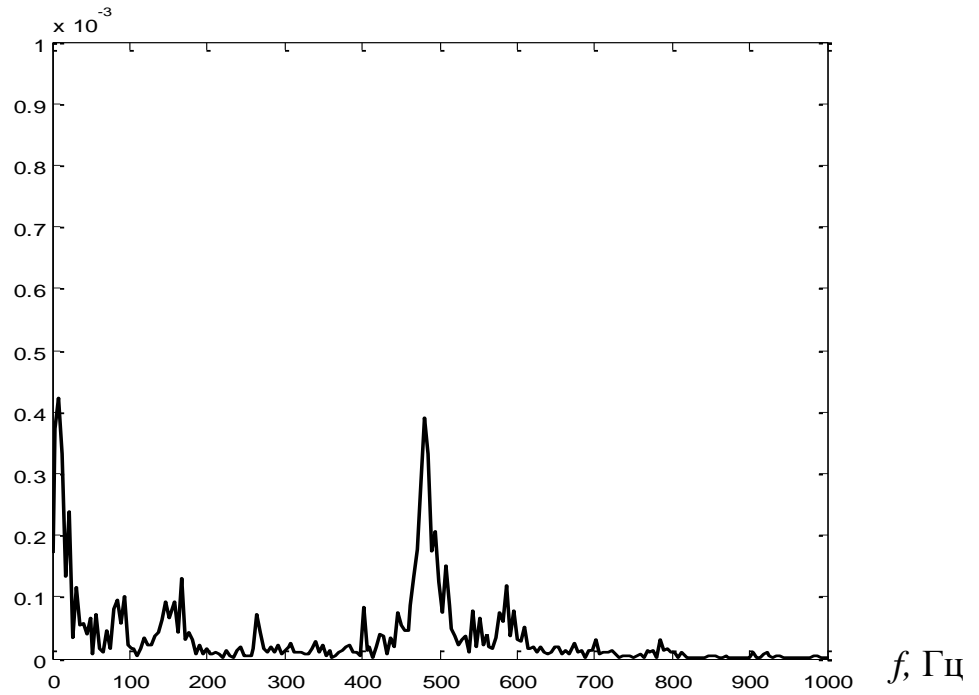


Рис. 2.19. Спектр п'ятого сегмента інформаційного сигналу  $u(t)$ , який відповідає реакції на подразнення м'язової тканини у третього пацієнта

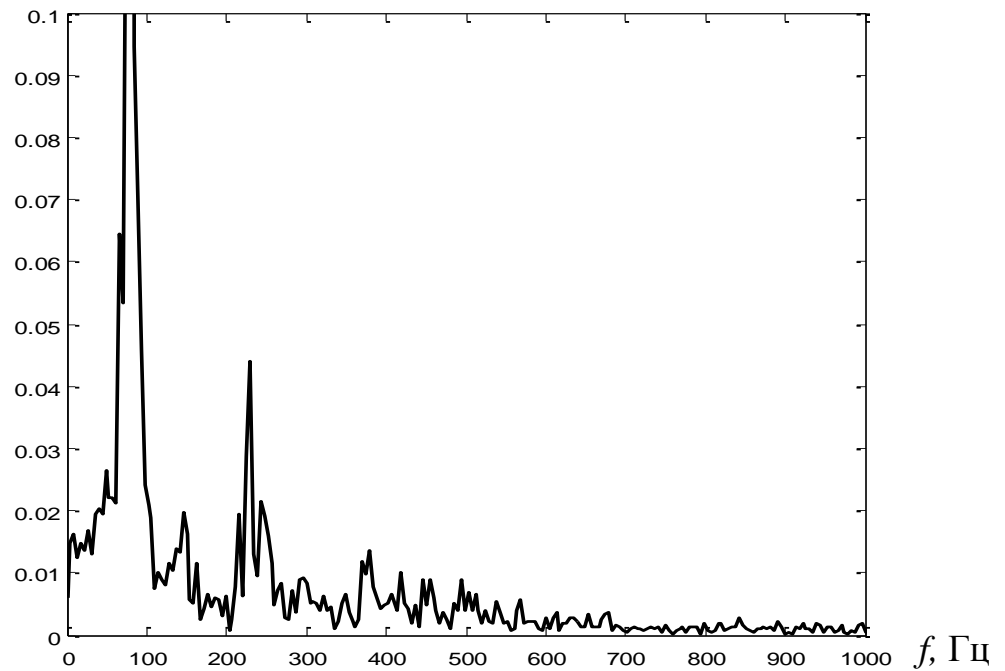


Рис. 2.20. Спектр шостого сегмента інформаційного сигналу  $u(t)$ , який відповідає реакції на подразнення ЗГН у третього пацієнта

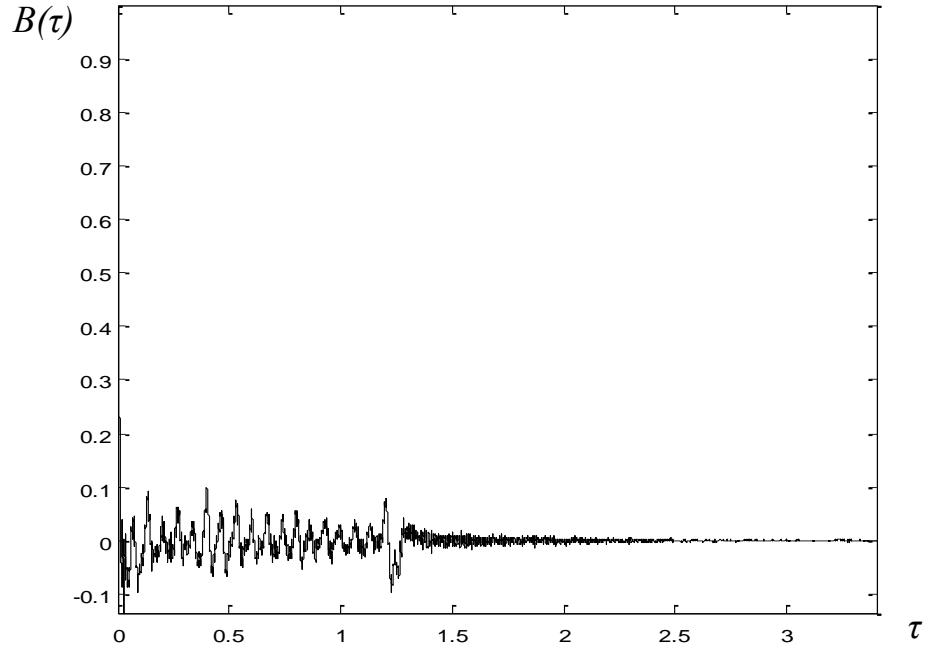


Рис. 2.21. Автокореляційна характеристика п'ятого сегменту інформаційного сигналу  $u(t)$  – реакції на подразнення м'язової тканини у третього пацієнта

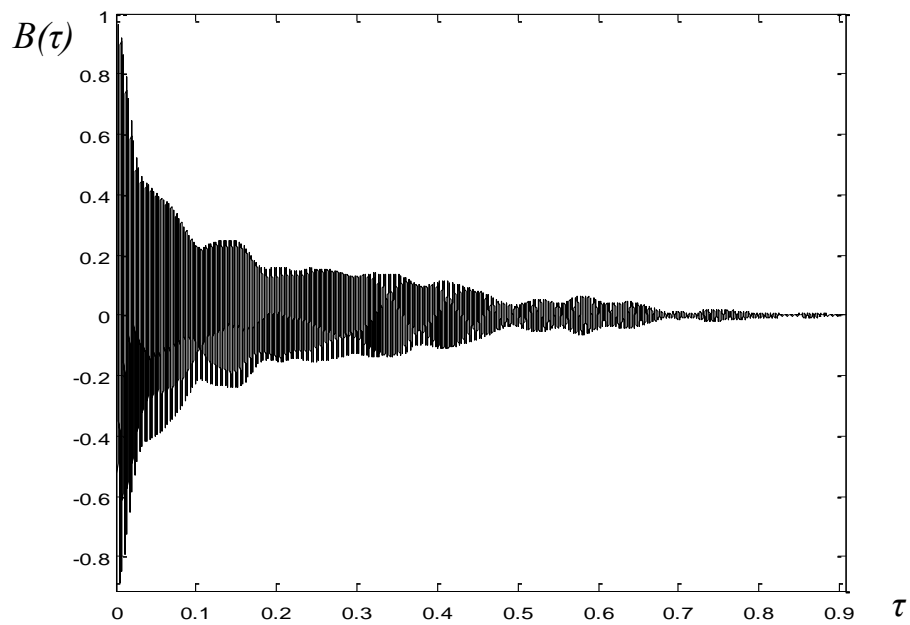


Рис.2.22. Автокореляційна характеристика шостого сегменту інформаційного сигналу  $u(t)$  – реакції на подразнення ЗГН у третього пацієнта

В процесі досліджень інформаційного сигналу для групи пацієнтів [6] встановлено: частини інформаційного сигналу  $u(t)$ , які відповідають за реакцію на подразнення ЗГН, мають однаковий вигляд АКФ, і це може слугувати змістовною ознакою для ідентифікації ЗГН; особливості гортані кожного пацієнта суттєвим чином впливають на характер АКФ.

#### 2.4. Математичне забезпечення засобів виявлення зворотного гортанного нерва в процесі операції на щитоподібній залозі

Інформаційний сигнал, отриманий способом, описаним в праці [116], містить сегменти, пов'язані із проходженням повітряного потоку через гортань пацієнта під час його дихання 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. 2.23 для прикладу представлена сегментація двох інформаційних сигналів, отриманих під час подразнення тканин хірургічної рани у двох пацієнтів.

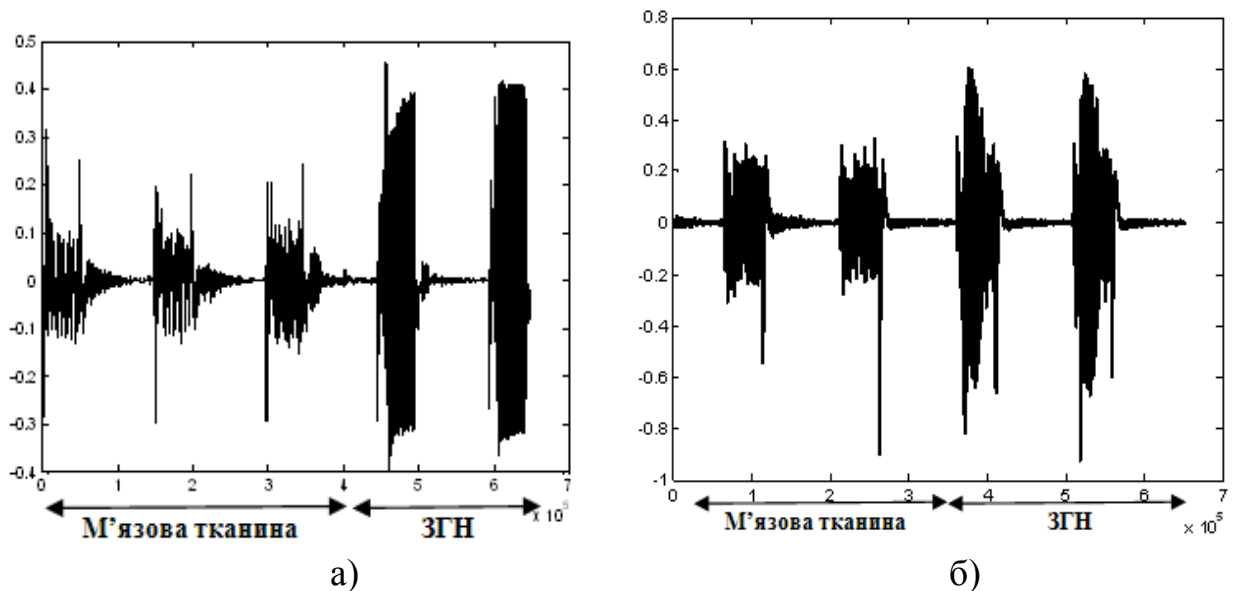


Рис. 2.23. Сегменти інформаційного сигналу – реакції на подразнення м'язової тканини та ЗГН у двох пацієнтів:

а) – 1 пацієнт; б) – 2 пацієнт.

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

Для отриманої групи пацієнтів (понад 200) число сегментів 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 (2.20) для кожного виділеного сегменту сигналу:

$$B_i(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} u_i(t) \cdot u_i(t - \tau) dt, \quad i=1, \dots, m. \quad (2.20)$$

На рис. 2.24 показано приклади виявлених АКФ для сегментів 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 двох досліджуваних пацієнтів, представлена на рис. 2.25.

Після побудови АКФ для кожного сегмента інформаційного сигналу, на наступному кроці застосовуємо перетворення Фур'є [101] і отримуємо енергетичний спектр інформаційного сигналу (2.21):

$$|\dot{G}_{u_i}(f)|^2 = \Phi[B_{u_i}(\tau)] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} B_{u_i}(\tau) \cdot \cos(2\pi f\tau) d\tau, \quad i=1..m \quad (2.21)$$

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

Як показано в праці [9], отриманий спектр інформаційного сигналу суттєвим чином залежить від особливостей гортані пацієнта незалежно від частоти струму подразнення м'язової тканини чи ЗГН 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 всерівно він зосереджений у вузькому діапазоні частот.

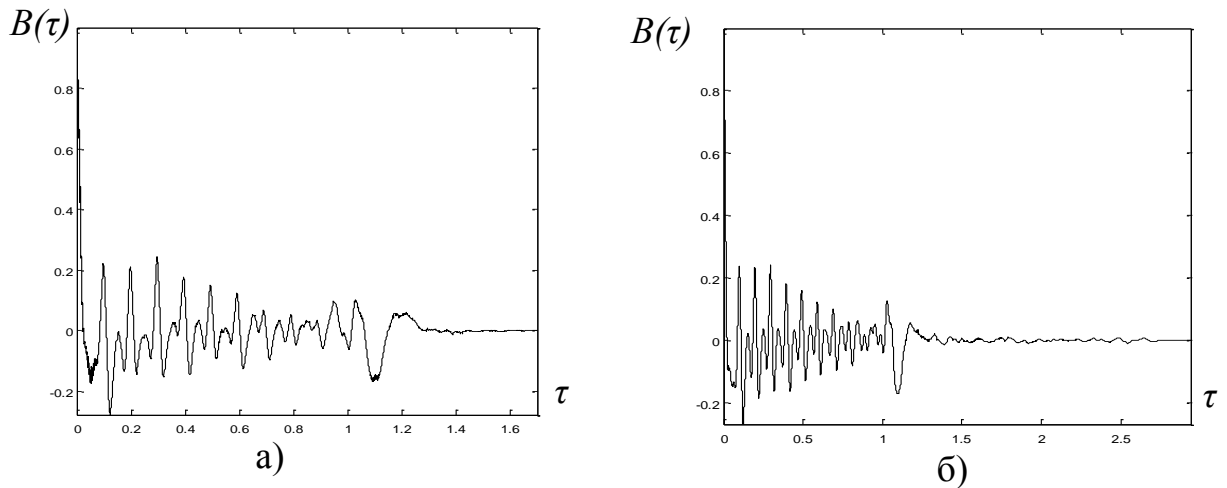


Рис. 2.24. Автокореляційна функція фрагментів інформаційних сигналів – реакції на подразнення м'язових тканин двох пацієнтів:

а) – 1 пацієнт; б) – 2 пацієнт.

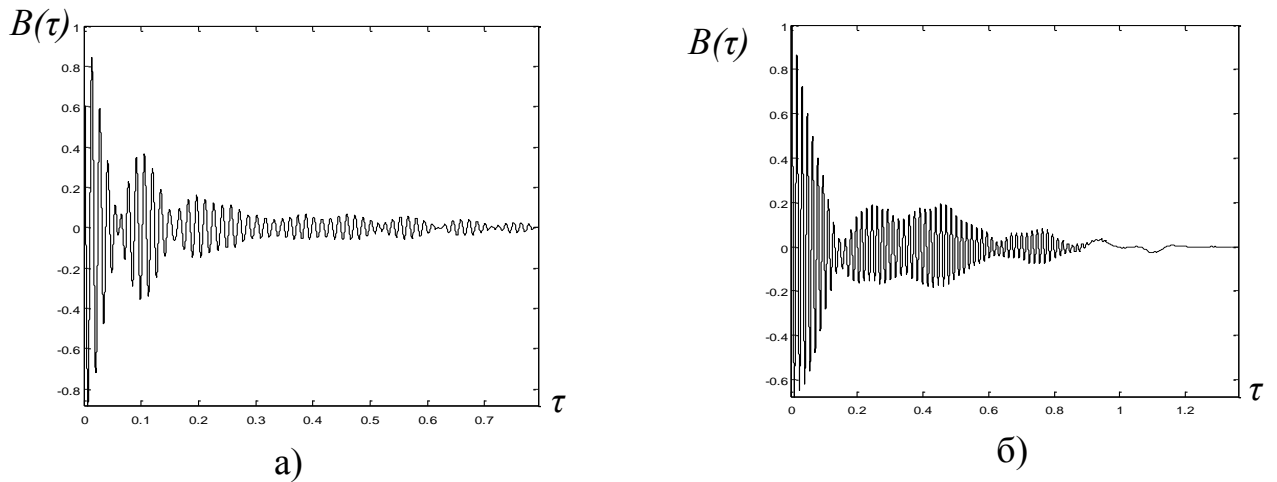


Рис. 2.25. Автокореляційна функція фрагментів інформаційних сигналів – реакції на подразнення ЗГН двох пацієнтів:

а) – 1 пацієнт; б) – 2 пацієнт.



На рис. 2.26 наведено приклади розподілу спектральної густини енергії для вище зазначених АКФ.

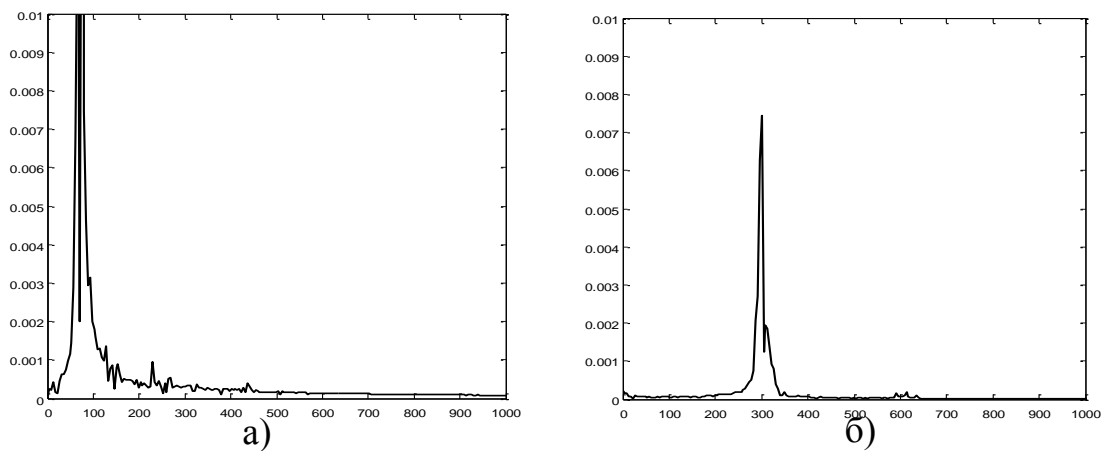


Рис. 2.26. Спектри виявлених АКФ для фрагментів інформаційних сигналів, що відповідають реакції на подразнення ЗГН для прикладу у двох пацієнтів: а) 1 пацієнт; б) 2 пацієнт.

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 (2.22) основних спектральних складових:

$$E_i = \frac{1}{\pi} \int_{f_1}^{f_2} |\dot{G}_i(f)|^2 df, \quad i=1..m, \quad (2.22)$$

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 (2.23) інформаційного сигналу, тобто

$$\forall E_i \in [E^-; E^+], \quad i=1, \dots, m. \quad (2.23)$$

Для наведених у табл. 2.1 сегментів інформаційного сигналу, отриманого під час подразнення тканин хірургічної рани, використовуємо запропонований метод аналізу енергетичного спектру інформаційного сигналу. Сегментацію інформаційного сигналу здійснено з допомогою програмного модуля в MatLab. Приклади сегментації для двох пацієнтів наведено на рис. 2.23.

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 сегментів сигналу для двох пацієнтів представлено вище на рис. 2.24 - 2.25.

Виділення енергетичного спектру АКФ сегментів 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. 2.26.

Для реалізації наступного 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 табл. 2.1.

Спираючись на результати табл. 2.1, на рис. 2.27 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).

Таблиця 2.1

Інтервальні 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

Як бачимо з рис. 2.27, оцінки енергії інформаційного сигналу у випадку подразнення ЗГН суттєво перевищують оцінки енергії інформаційного сигналу, отриманого в процесі подразнення м'язової тканини; 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 максимальної амплітуди інформаційного сигналу.

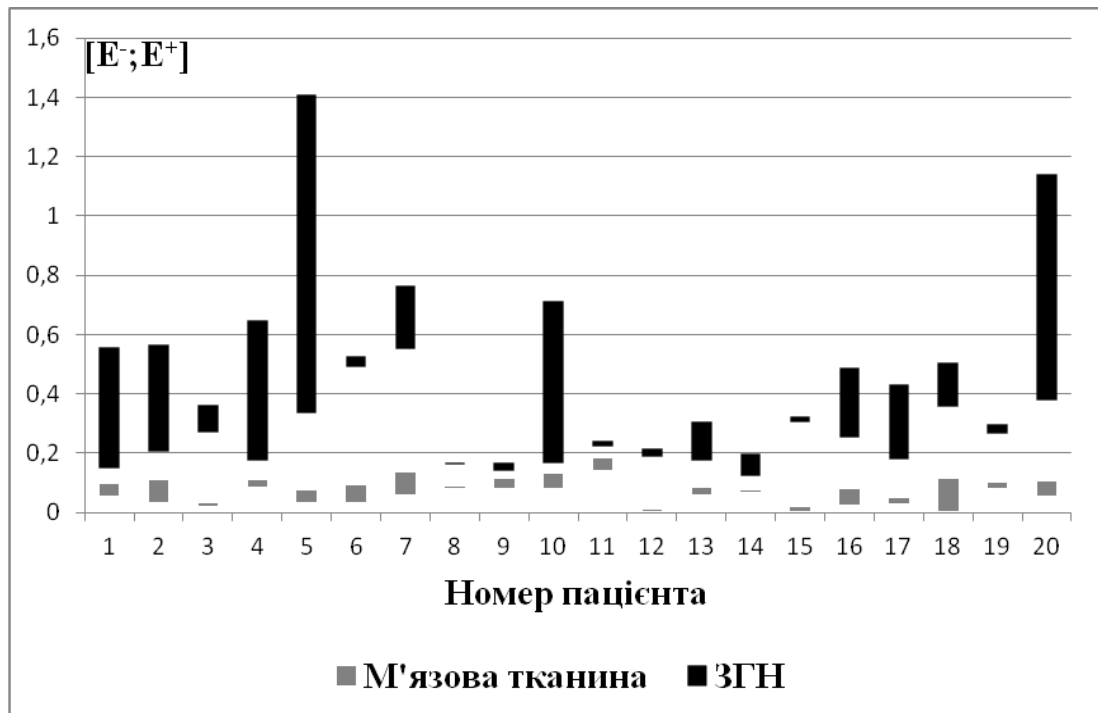


Рис. 2.27. Розподіл енергії складових спектру у вузькому діапазоні частот інформаційного сигналу – реакції на подразнення ЗГН та м'язової тканини

На рис. 2.27 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, у свою чергу, забезпечуватиме зменшення ризику пошкодження ЗГН в процесі хірургічної операції.

## ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

1. Для виявлення ЗГН доцільно використовувати метод отримання гарантованої оцінки області його розміщення на хірургічній рані, за рахунок попереднього подразнення тканин хірургічної рани змінним струмом фіксованої частоти і подальшої побудови функції розподілу реакції на подразнення у вигляді інтервальної моделі з гарантованим включенням амплітуди інформаційного сигналу.

2. Розглянуто задачу виявлення ЗГН в процесі операції на щито-подібній залозі шляхом аналізу АКФ інформаційного сигналу. Встановлено, що особливості гортані кожного пацієнта суттєво впливають на АКФ.

3. Показано, що спектральні характеристики, отриманого внаслідок подразнення тканин хірургічної рани, сигналу не дають можливості виявити розміщення та відстань від точки подразнення хірургічної рани до ЗГН.

4. За допомогою методу спектрального аналізу інформаційного сигналу існуючим способом неможливо ідентифікувати ЗГН у певної групи пацієнтів. Саме тому, при його використанні існує великий ризик пошкодження ЗГН.

5. Запропоновано новий метод для опрацювання сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани, суть якого полягає в сегментації цього ж 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.

6. 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 ЗГН, існує певний інтервал для вибору порогового значення енергії з метою однозначної ідентифікації ЗГН на хірургічній рані для усіх пацієнтів. Це забезпечуватиме менший ризик пошкодження ЗГН в процесі хірургічної операції.

### РОЗДІЛ 3

## ПРИКЛАДНА ПРОГРАМНА СИСТЕМА ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ЗВОРОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА

На сьогодні потребує вдосконалення технічне й інформаційне забезпечення, яке використовується в процесі проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі, та, відповідно, підвищення кваліфікації наявних та підготовка нових спеціалістів, які добре володіють вказаною проблематикою й забезпечують її дослідження та розвиток на основі застосування сучасних інформаційних технологій.

В цьому розділі описано спосіб підвищення ефективності досліджень з виявлення ЗГН при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі на основі створення інформаційної web-орієнтованої науково-навчальної системи для накопичення та подальшого опрацювання інформаційних сигналів – реакції на подразнення тканин хірургічної рани змінним електричним струмом.

Принцип роботи створеної системи базується на опрацюванні інформаційного сигналу, отриманого в процесі подразнення тканин хірургічної рани [118]. Схема отримання сигналу описана у праці [116].

Дослідження системи виявлення ЗГН показали, що для ефективного її використання при вивченні фізіологічних особливостей деяких тканин області шиї та ідентифікації ЗГН під час операцій на щитоподібній залозі потребують удосконалення засоби опрацювання отриманого сигналу при застосуванні електрофізіологічної діагностики.

Головним завданням прикладної програмної системи, яка призначена для використання її в реальному часі під час проведення операції на щитоподібній залозі, є попередити лікаря про наявність ЗГН в точці подразнення.

### **3.1. Аналіз вимог до прикладної програмної системи моніторингу зворотного гортанного нерва**

Вимоги до будь-якої прикладної програмної системи, яку буде розроблено для певних цілей, за характером поділяються на функціональні (вимоги до поведінки системи) та нефункціональні (вимоги до характеру поведінки системи).

Спочатку сформулюємо функціональні вимоги до прикладної програмної системи моніторингу ЗГН:

1. Зчитування сигналу зі звукового способом та технічними засобами, описаними в праці [116].
2. Запис сигналу до медіа-файлу – забезпечення можливості запису файлів у форматі wav в папку з прізвищем пацієнта, та запис в базу даних в запис пацієнта шляху папки збереження файлів.
3. Фільтрація дискретизованого сигналу на частоті подразнення змінним електричним струмом.
4. Сегментація отриманого інформаційного сигналу.
5. Визначення інформативних ознак:
  - а. отримання АКФ інформаційного сигналу;
  - б. побудова енергетичного спектру інформаційного сигналу;
  - в. визначення рівня енергії в заданому діапазоні частот.
6. Порівняння енергії з пороговим інтервалом.
7. Повідомлення про тип тканини в точці подразнення на хірургічній рані.

Тепер сформулюємо обов'язкові нефункціональні вимоги до програмного продукту:

- Зручний графічний інтерфейс з палітрою кольорів в спокійних нейтральних тонах. Інтерфейс не повинен містити зайвих елементів, які могли б відволікати увагу користувача. Інтерфейс повинен бути інтуїтивно зрозумілим та простим для користувачів.

- Вихідні дані системи повинні залежати лише від сукупності вхідних даних, тобто вона повинна бути ізольована від зовнішніх впливів і результат повинен бути вірний за будь-яких умов.

- Захищеність від несанкціонованого доступу – не критична і не є необхідною, оскільки дана програма лише здійснює математичні обрахунки, виводить результати (в тестовому і графічному форматі), а не зберігає приватну інформацію.

- Програмна надійність – програма повинна бути стійкою до різноманітних дій користувача. Користувач ніяким чином не повинен призвести до краху системи, погіршення роботи або ж до некоректного виконання його основних задач. Потрібно передбачити якомога більшу кількість виключних ситуацій, що може виконати користувач, і які можуть призвести до некоректної її роботи і, при їх виникненні, виконати відповідні дії задля зберігання стабільної і адекватної, а головне коректної роботи системи.

- Швидкість відгуку для опрацювання сигналу в режимі реального часу 0,5 секунди. Система повинна миттєво та точно реагувати на дії користувача під час проведення операції.

- Вихідні дані програмної системи мають бути структуровані у відповідності з вхідними даними.

- Гнучкість – розроблена архітектура повинна надавати можливість легко розширювати інформативні ознаки, які використовуються для ідентифікації ЗГН.

### **3.2. Архітектура та конструювання програмного комплексу для встановлення класифікаційних ознак тканин хірургічної рани**

Після аналізу предметної області та вимог до програмної системи нами розроблено її структуру, яка схематично представлена на рис. 3.1. UML-діаграмою варіантів використання.



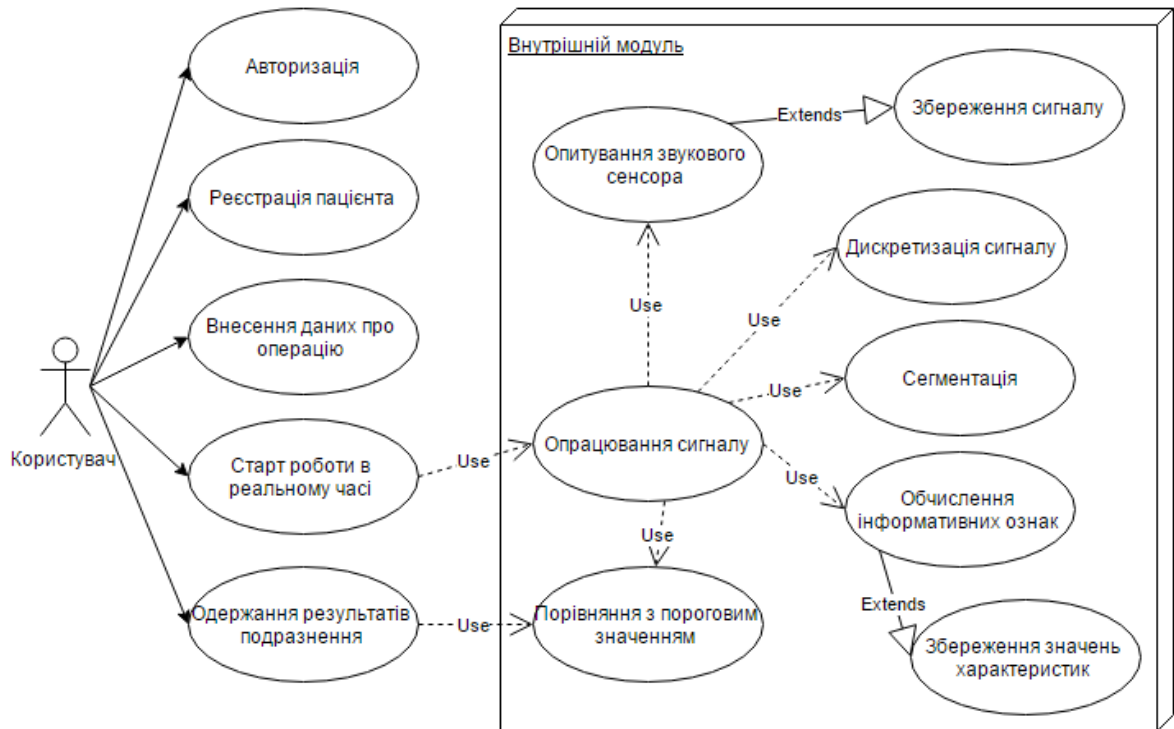


Рис. 3.1. UML діаграма варіантів використання програмної системи моніторингу ЗГН

Як бачимо з рис. 3.1, користувач системи, у ролі якого може виступати як хірург, так і особа з необмеженим доступом, має можливість після авторизації виконувати операції додавання пацієнтів, опрацьовувати сигнали в реальному часі після запуску цієї функції та отримувати результати опрацювання.

Послідовність опрацювання результуючого інформаційного сигналу [118] з метою виявлення ЗГН представимо таким алгоритмом:

- 1) сегментація інформаційного сигналу з метою виділення фрагментів сигналу, отриманих під час вдихання та видихання пацієнтом повітря;
- 2) отримання АКФ виділеного сегменту з метою зменшення впливу завад на енергетичний спектр сигналу;
- 3) отримання спектральної густини енергії інформаційного сигналу шляхом застосування перетворення Фур'є;

4) оцінка енергії сигналу в діапазоні від 50 до 450 Гц. Такий крок обґрунтовано встановленими в процесі дослідження типовими для групи пацієнтів спектральними характеристиками інформаційного сигналу.

Внутрішній модуль системи безпосередньо здійснює обробку вхідних сигналів, визначає інформативні ознаки та видає результат роботи: чи даний сигнал отриманий внаслідок подразнення ЗГН чи м'язової тканини. Після запуску користувачем системи, внутрішній модуль знаходиться в режимі опитування звукового сенсора. При надходженні сигналу в іншому потоці проводиться обробка сигналу, однак опитування звукового сенсора не припиняється.

Як видно з діаграми класів (рис. 3.2), у внутрішньому модулі головним класом є `SignalManager`. Цей клас інкапсулює в собі логіку опитування звукового сенсора, перетворення одержаного сигналу в цифровий сигнал, одержання інформативних характеристик та порівняння їх з пороговим значенням. У методі `ReadSignal()` у «вічному циклі» опитується звуковий сенсор, після одержання сигналу він конвертується у цифровий вигляд за допомогою класу `SignalConverter`. Після цього цифровий сигнал сегментується за допомогою `SegmentManager`, зокрема методу `Segmentation()`, який повертає масив сегментів. Одержані сегменти опрацьовує клас `FeaturesCalculator` до отримання значень енергії.

Подальше опрацювання проводиться, використовуючи шаблон «Observer». Коли значення енергії отримано, їх записують до тимчасового потокобезпечного масиву `Energies` у `SignalManager`. При додаванні нових значень до масиву сповіщається клас `IComparer`, який представлений класом `EnergyComparer` та є головним для `SignalManager`. Клас `EnergyComparer` «відповідальний» за читання, одержання з бази даних порогового значення, порівняння його з щойно отриманими та формування відгуку користувачу. Вся робота з базою даних проводиться лише через `SignalRepository`, який є додатковим рівнем абстракції, що робить дану архітектуру незалежною від RDBMS, яка зараз використовується. Також усі інформаційні сигнали та

отримані їх інформативні ознаки зберігаються в базі даних за допомогою SignalRepository для їх подальшого дослідження.

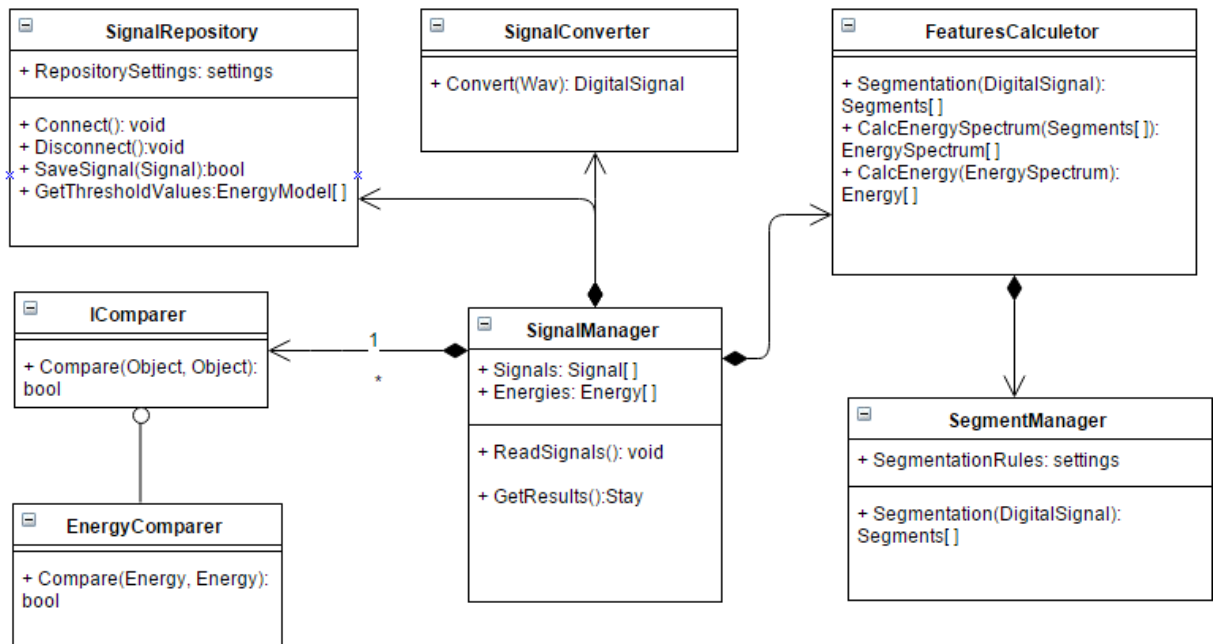


Рис. 3.2. Діаграма класів для задачі встановлення інформативних ознак середовища моніторингу

Якщо системою виявлено, що отриманий сигнал є результатом подразнення ЗГН, то для інформування користувача використовується звукове повідомлення (сигнал тривоги) та інформаційне повідомлення на екрані монітора.

### 3.3. База даних пацієнтів та результатів їх обстежень для розробки системи моніторингу зворотного гортанного нерва

Для позначення елементів середовища функціонування системи використовується поняття зовнішньої суті. Усередині системи існують процеси перетворення інформації, що породжують нові потоки даних. Потоки даних можуть надходити на вхід до інших процесів, записуватися і зчитуватися з накопичувачів даних, передаватися до зовнішньої суті (рис. 3.3).

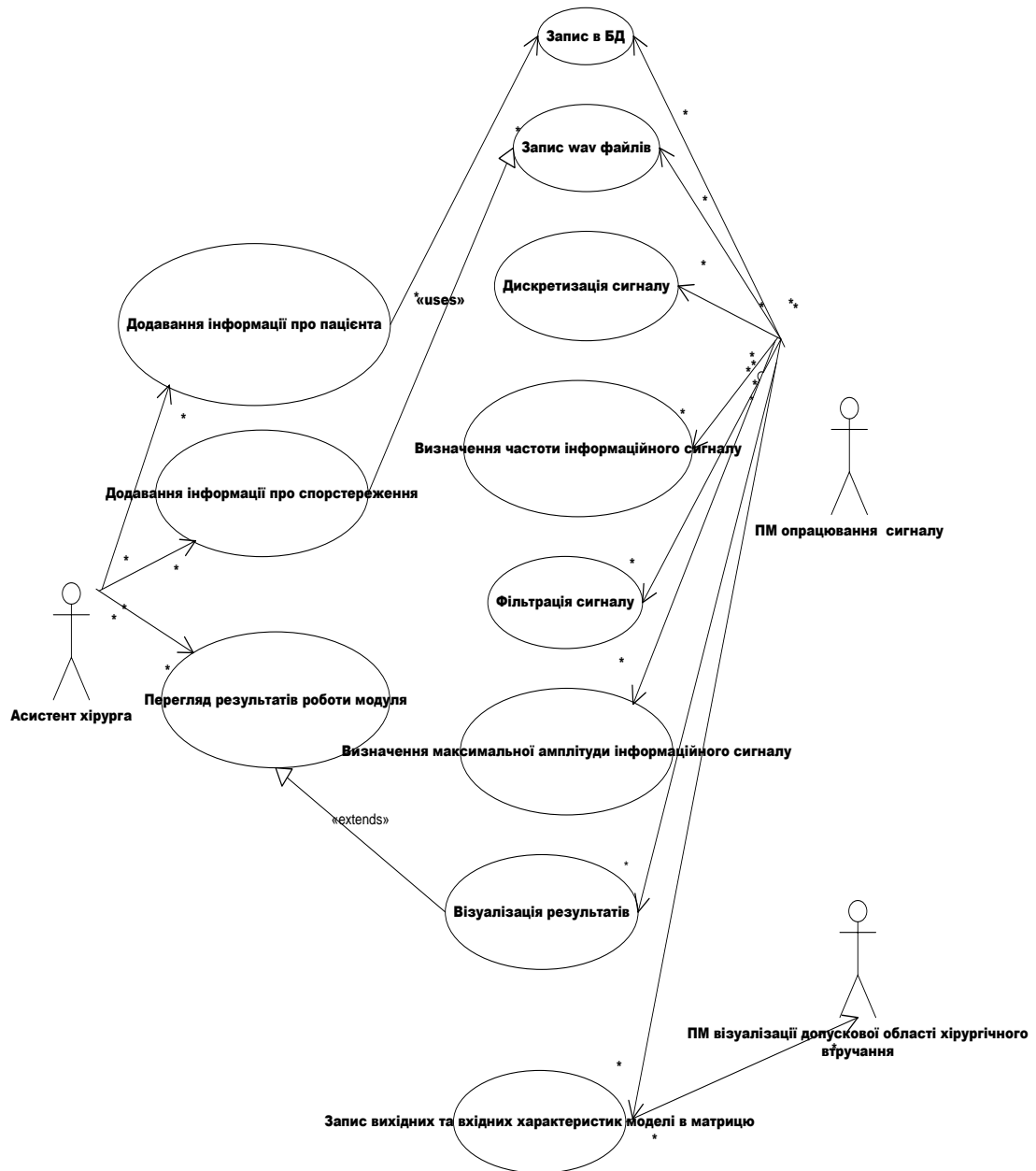


Рис. 3.3. Діаграма використання функцій операцювання інформаційного сигналу при застосуванні електрофізіологічного способу виявлення ЗГН

На приведеній нижче ілюстрації (рис. 3.4) зображена DFD діаграма програмного модуля операцювання інформаційного сигналу отриманого при застосуванні електрофізіологічного виявлення ЗГН

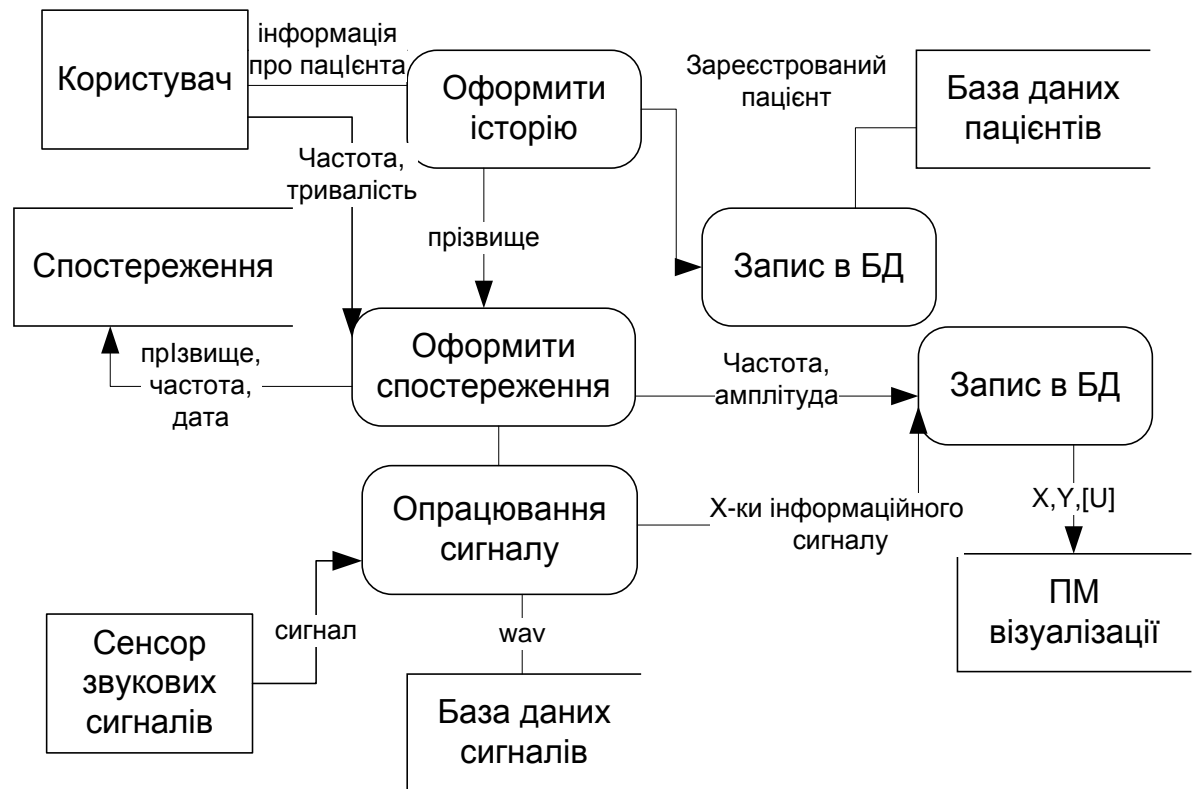


Рис.3.4 DFD модель програмної системи моніторингу ЗГН

Розробка програмного комплексу передбачає використання баз даних для зберігання інформації про пацієнта та проведенні спостереження.

До атрибутів пацієнта відносяться: прізвище, ім'я, по батькові, дата народження, діагноз, дата проведення операції.

До атрибутів спостереження слід віднести: прізвище пацієнта, кількість сигналів, частота подразнення, шлях збереження медіа файлів, тривалість спостережень, частота, енергія інформаційного сигналу.

У праці представлено програмний комплекс відповідно до вище описаних вхідних даних і містить форми для їх введення.

На рис. 3.5 зображена форма яка відповідає функції «Оформити історію». У відповідні поля форми заноситься інформація, яка в подальшому використовуватиметься дослідниками для встановлення закономірностей.

signals  
Додати історію    Опрацювати файли

*Історія хвороби*

Прізвище

Ім'я

Дата народження

Стать  Ж  Ч

Діагноз Дифузний токсичний

Дата

Об'єм ОВ тиреоїдектомія

Зберегти

Рис 3.5. Форма «Історія хвороби»

На рис. 3.6. представлено приклад заповненої форми, де внесені поля *Прізвище*, *Ім'я*, *Дата народження*, *Стать*, *Діагноз*, *Дата проведення операції* та *Об'єм оперативного втручання*. В подальшому, якщо виникне необхідність, дану форму можна буде доповнити полями для вводу необхідної інформації.

signals  
Додати історію    Опрацювати файли

*Історія хвороби*

Прізвище

Ім'я

Дата народження

Стать  Ж  Ч

Діагноз Дифузний токсичний

Дата

Об'єм ОВ гемітиредектомія лівобі...

Зберегти

Рис. 3.6. Заповнена форма *Історія хвороби*

Поле *Прізвище* є ключовим при опрацюванні інформації, оскільки при створенні «Історії хвороби», при натисканні на кнопку *Зберегти*, у випадку якщо введена вірна інформація, то створюється папка з прізвищем пацієнта, в яку записуватимуться файли, отримані при електрофізіологічній ідентифікації ЗГН під час проведення операції на щитоподібній залозі. Тому заповнення поля *Прізвище*, перевіряється перед збереженням інформації. У випадку, якщо поле порожнє користувач побачить застережне повідомлення, яке представлено на рис. 3.7.

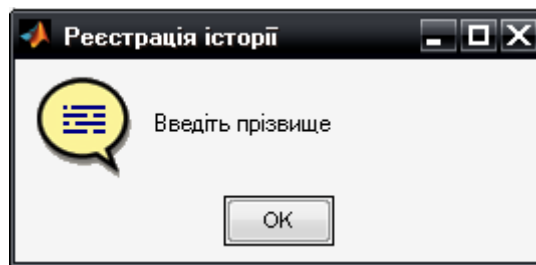


Рис. 3.7. Повідомлення про незаповнене поле *Прізвище*

Якщо у форму внесена вся необхідна інформація і вона успішно збережена, то користувач побачить повідомлення про успішне виконання операції (рис. 3.8).

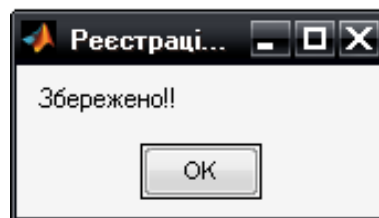


Рис. 3.8. Форма для повідомлення про успішне зберігання інформації

При виборі пункту меню *Опрацювати файл*→*Start*, як показано на рис. 3.9, з'являється форма Visualization (рис. 3.10).

У форму Visualization вноситься інформація, необхідна для початку дослідження. На ній відображається інформація про хід процесу опрацювання файлів (див. рис. 3.10).

The screenshot shows a window titled 'signals' with a menu bar containing 'Додати історію' and 'Опрацювати файли'. A 'Start' button is highlighted in the menu. The main content area is titled 'Історія хвороби' and contains the following form elements:

- Прізвище: Іванов
- Ім'я: Іван
- Дата народження: 12.03.1956
- Стать:  Ж  Ч
- Діагноз: Дифузний токсичний
- Дата: 13.03.2012
- Об'єм ОВ: тиреоїдектомія

A 'Зберегти' button is located at the bottom of the form.

Рис. 3.9. Вибір меню *Опрацювати файл*→*Start*

The screenshot shows a window titled 'Visualization' with a menu bar containing 'Додати пацієнта', 'Отримання експериментальних даних', and 'Help'. The main content area is titled 'Отримання експериментальних даних' and contains the following form elements:

- ПІП: Іванов (dropdown menu is open showing options: Іванов, Петрів, Грязева)
- Розмірність сітки: [empty field]
- Тривалість спостереження: t,c
- К-ть опрацьованих файлів: [empty field]
- Залишилось: [empty field]

'Start' and 'Stop' buttons are located below the form. Below the form is a section titled 'Візуалізація' with a large empty area and a 'Побудова' button at the bottom.

Рис. 3.10. Інтерфейс користувача для проведення досліджень тканин хірургічної рани



Із випадваючого списку, який автоматично генерується програмою на основі аналізу папок у вказаній по замовчуванню директорії, оператор вибирає прізвище пацієнта, яке визначає папку, де розмішуватимуться файли та інформація про проведені дослідження.

Після натискування кнопки *Start* на екрані в полях *Кількість опрацьованих файлів* та *Залишилось*, відображається поточна інформація для дослідника про кількість зроблених вимірювань. В той час програмна система записує wav файли в директорію з прізвищем пацієнта, опрацьовує дискретизований сигнал: на основі швидкого перетворення Фур'є визначає енергію сигналу у вузькому діапазоні частот, записує ці дані у файл, причому амплітуда та енергія інформаційного сигналу записується в інтервальному вигляді з врахуванням похибок.

Описане програмне забезпечення дозволяє опрацьовувати сигнал, отриманий при електрофізіологічній ідентифікації ЗГН. Його не складно модифікувати та модернізувати, треба лишень враховувати структуру інформаційної системи та структури даних, якими оперує дане програмне середовище.

У результаті проведених досліджень отриманих інформаційних сигналів для підвищення ефективності їх аналізу розроблено структуру web-орієнтованої системи, яка схематично представлена на рис. 3.11 UML діаграмою варіантів використання.

Як бачимо з рис. 3.11, адміністратор системи, у ролі якого може виступати як хірург, так і особа з необмеженим доступом, має можливість після авторизації виконувати операції додавання нових сигналів, їх сегментації, пошуку та аналізу.

База даних призначена для зберігання даних про пацієнтів, про сигнали, отримані в ході операцій, та про фрагментацію сигналів, із вказівкою головних характеристик фрагментів.

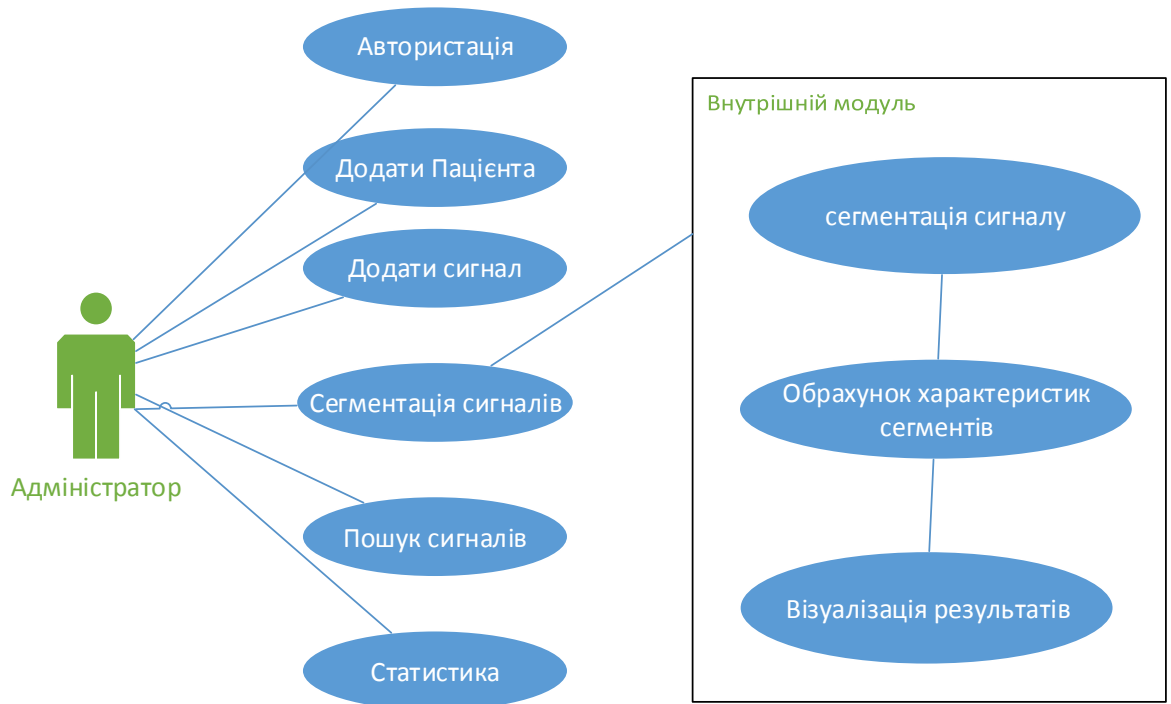


Рис. 3.11. UML діаграма варіантів використання програмної системи моніторингу ЗГН

Після проведеного аналізу предметної області, було виявлено наступні сутності: *Пацієнт*, *Сигнал* та *Фрагмент* (рис. 3.12).

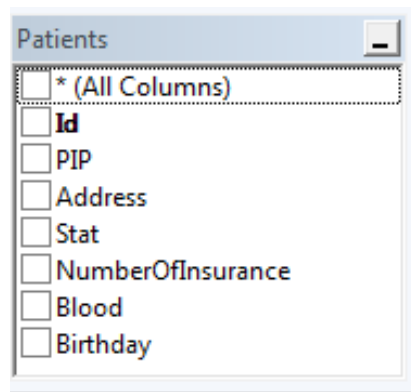


Рис. 3.12. Подання сутності *Patients* (пацієнт) на ER-діаграмі з атрибутами й унікальним ідентифікатором сутності

Унікальний ідентифікатор *Id* сутності *Patients* генерується автоматично. Сутність *Patients* має такі атрибути: *PIP* (прізвище, ім'я, по батькові пацієнта), *Address* (адреса пацієнта), *Stat* (стать пацієнта),

*NumberOfInsurance* (номер страхівки), *Blood* (група крові та резус фактор), *Birthday* (дата народження) (рис. 3.12).

Унікальний ідентифікатор *Id* сутності *Signals* генерується автоматично. Сутність *Signals* має такі атрибути: *DateOfOperation* (дата операції), *Diagnosis* (діагноз), *Note* (замітки лікаря), *IdPatient* (ідентифікатор пацієнта), *PathToMP3Signal* (шлях до файлу зі записаним сигналом) (рис. 3.13).

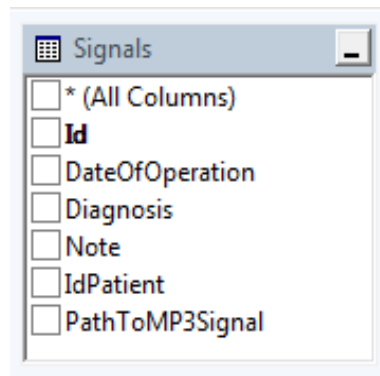


Рис. 3.13. Подання сутності *Signals* (сигнал) на ER-діаграмі з атрибутами й унікальним ідентифікатором сутності

Унікальний ідентифікатор *Id* сутності *Fragments* генерується автоматично. Сутність *Fragments* має такі атрибути: *IdSignal* (ідентифікатор сигналу, якому належить даний фрагмент), *Start* (початок даного фрагмента в сигналі), *End* (кінець даного фрагмента в сигналі), *U* (мінімальна амплітуда на фрагменті), *U<sup>+</sup>* (максимальна амплітуда на фрагменті), *E* (мінімальна енергія на фрагменті), *E<sup>+</sup>* (максимальна енергія на фрагменті) (рис.3.14).

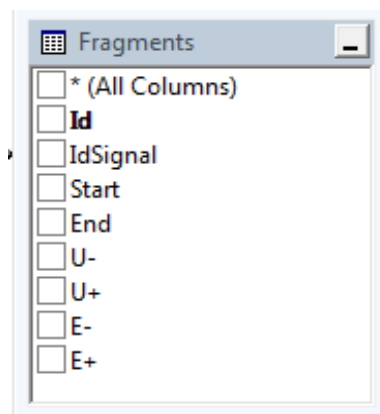


Рис. 3.14. Подання сутності *Fragments* (фрагмент) на ER-діаграмі з атрибутами й унікальним ідентифікатором сутності

На рис. 3.15 показано відношення між сутностями: *Patients*, *Signals* та *Fragments*.

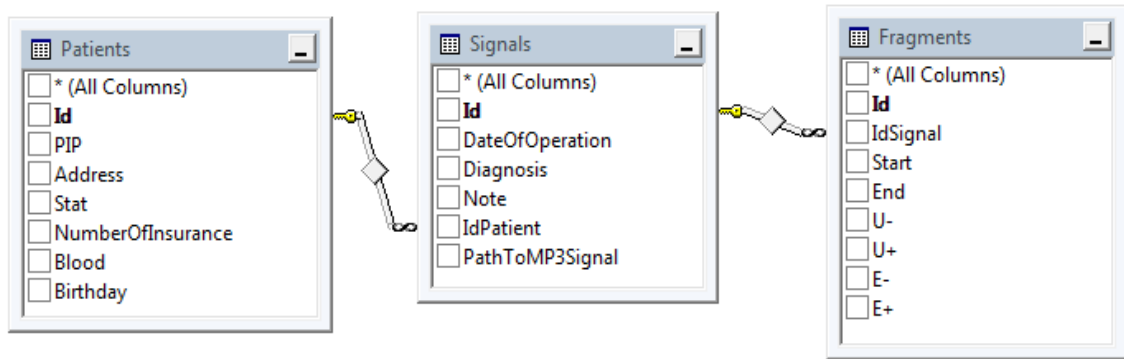


Рис. 3.15. Подання відношення між сутностями на ER-діаграмі

Реалізацію системи виконано з можливістю підтримки мережевого доступу з використанням технології .NET.

Розроблена інформаційна система призначена для управління потоком сигналів, отриманих в результаті проведення операцій на щитоподібній залозі та подальшого їх дослідження (визначення характеристик, класифікація, сортування). Дана система призначена для роботи як в мережі Intranet, так і мережі Internet.

Система надає можливість лікарям легко знайти інформацію про інформаційні сигнали, отримані при оперуванні конкретного пацієнта та переглянути його характеристики. Лікар після проведення операції та запису нового сигналу має можливість додати його до бази даних інформаційних сигналів. Система надає можливість проводити сегментацію сигналів та визначати основні характеристики на сегментах.

Головне меню системи розміщене зверху, під назвою сайту та включає в себе наступні пункти: *Номе*, *Пошук сигналів*, *Додати пацієнта*, *Додати сигнал*, *Статистика*.

На рис. 3.16 зображено головну сторінку програмної системи, на якій можна переглянути коротку інформацію про пацієнтів, а саме *Прізвище*, *Ім'я*, *Діагноз* та *Дати* отримання сигналів під час оперування пацієнта.

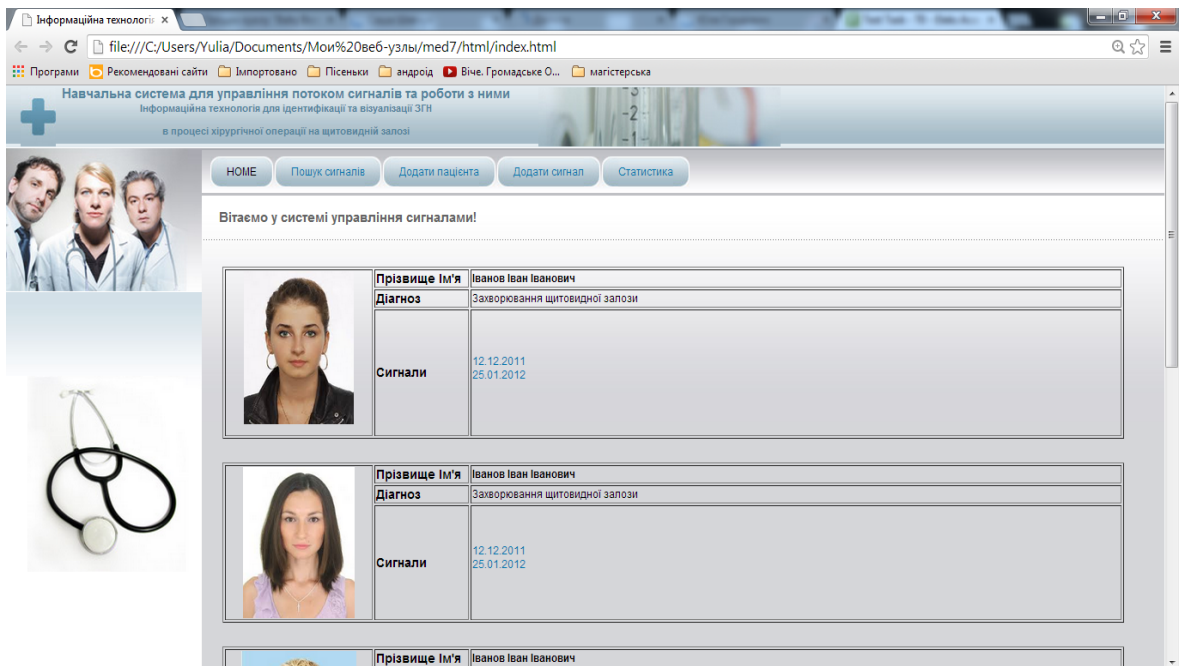


Рис. 3.16. Головна сторінка програмної системи опрацювання інформаційних сигналів – реакції на подразнення тканин хірургічної рани

Після вибору «Пошук сигналів» користувач бачить сторінку, що зображена на рис. 3.17.

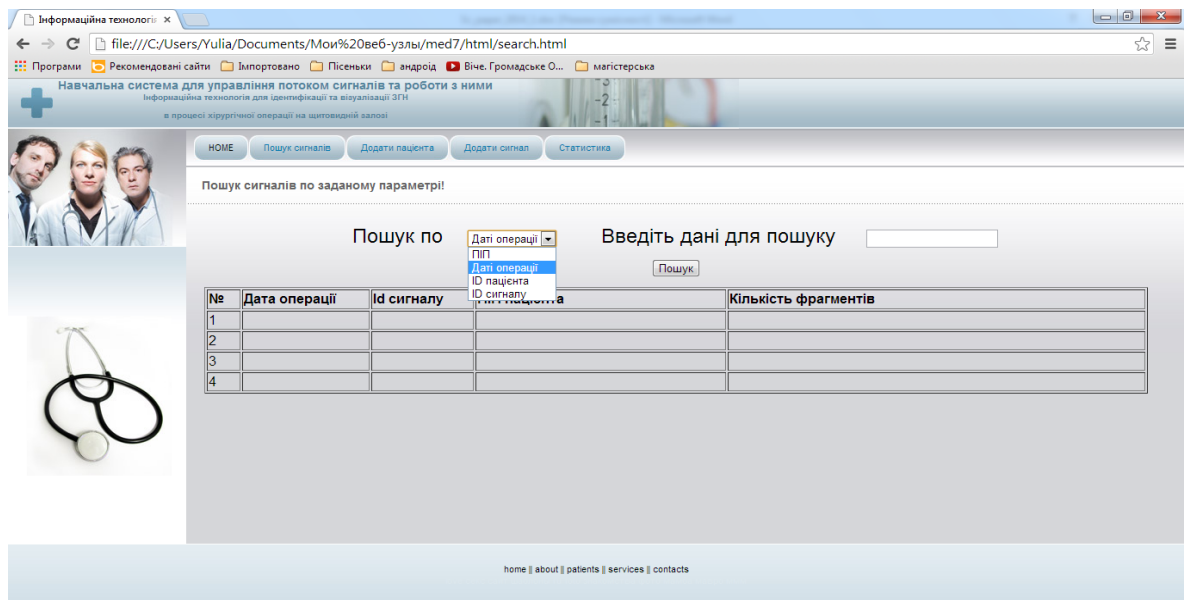


Рис. 3.17. Вікно «Пошук сигналів»

Система дозволяє здійснювати пошук сигналів за *Прізвищем* пацієнта, *Датою* операції. Користувач повинен обрати критерій пошуку та ввести дані

для пошуку. Результати будуть представлені у таблиці. Для перегляду детальнішої інформації необхідно натиснути на відповідний запис.

На рис. 3.18 зображено вікно користувача для введення інформації про сигнал.

Рис. 3.18. Форма для додавання нового сигналу до програмної системи опрацювання інформаційних сигналів

При виборі в головному меню пункту «Статистика» (рис. 3.19), система надає можливість користувачу переглядати статистичні дані за певний термін.

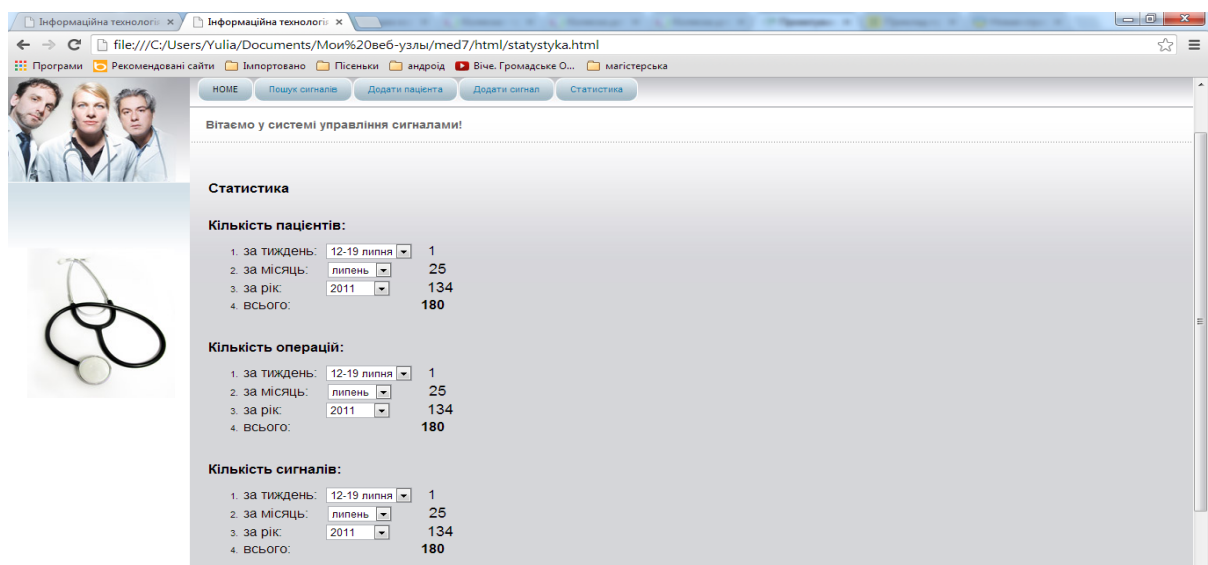


Рис. 3.19. Перегляд статистики

### 3.4. Особливості організації програмних модулів та розробки програмного коду прикладної програмної системи

Архітектуру прикладної програмної системи було розроблено виходячи з функцій користувача (рис. 3.20).

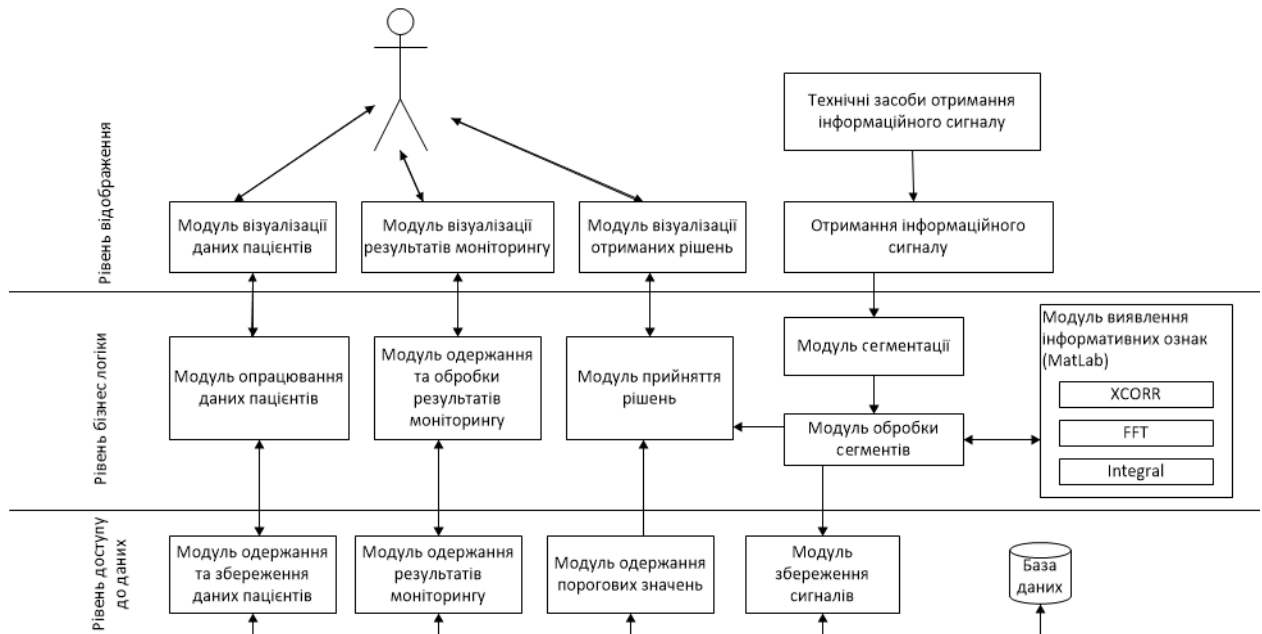


Рис. 3.20. Архітектура прикладної програмної системи моніторингу ЗГН

Для реалізації програмного продукту запропоновано архітектуру, яка концептуально розділяє модулі системи на три рівні: рівень відображення, рівень бізнес логіки та рівень доступу до даних. Кожен з цих рівні працює незалежно один від одного, тобто зміна певного модуля, то ніяк не вплине на роботу всієї системи. Запропонована архітектура також передбачає об'єднання модулів, які працюють в різнорідних середовищах. Зокрема, модуль виявлення інформативних ознак є модулем написаним та скомпільованим у середовищі MatLab.

Рівень відображення є найвищим рівнем. Тут представлені модулі, які мають зовнішні відкриті інтерфейси, ті, з якими безпосередньо працює користувач та зовнішні системи. На цьому рівні представлені наступні модулі:

– Модуль отримання інформаційного сигналу – призначений для отримання сигналів з технічних засобів, зокрема звукового сигналу, отриманого внаслідок подразнення тканин хірургічної рани пацієнта в ході проведення хірургічної операції на органах шиї.

– Модуль візуалізації даних пацієнта – цей модуль надає можливість користувачу вносити, редагувати та переглядати дані пацієнтів та загальну інформацію про операції.

– Модуль візуалізації результатів моніторингу – надає можливість повторно переглядати результати моніторингів, при цьому є можливість переглянути проміжні етапи, а не тільки кінцевий результат.

– Модуль візуалізації отриманих рішень – працює у режимі реального часу, повідомляє користувача про результат обробки одного сегмента.

На рівні бізнес-логіки проводяться вся обробка даних, від фільтрування даних користувачів до визначення інформативних характеристик та прийняття рішення про відповідність точки подразнення м'язовій тканині або ЗГН.

До рівня бізнес-логіки також належить модуль сегментації, який виділяє інформативні частини з вхідного звукового сигналу та передає їх для подальшої обробки в модулі обробки сегментів.

На цьому рівні знаходиться модуль обробки сегментів, який використовує модулі, написані у середовищі MatLab. Задача інтеграції C# (.NET) модулів з модулями MatLab вирішується за допомогою внутрішнього модуля, який забезпечує коректний виклик MatLab-функцій.

MatLab будує досить специфічні dll. Їх специфіка полягає в тому, що крім власне файлу загальнодоступної бібліотеки (.dll), будівник бібліотек створює ще й файл формату .ctf. Цей файл містить стислий архів m-файлів, що є набором функцій користувача, а також функції MatLab, які викликаються додатками користувача, тобто середовище MatLab. Цей момент необхідно враховувати при збірці проекту NET.



Після визначення інформативних характеристик, управління переходить до основного функціонального модуля системи – модуля прийняття рішень. У цьому модулі проводиться порівняння отриманих в попередньому модулі даних з пороговими значеннями. Порогові значення отримуються на основі аналізу бази даних, що відбувається на рівні доступу до даних. Отримавши дані та порівнявши їх, у модулі формується рішення, м'язова це тканина чи ЗГН, це рішення далі передається у модуль візуалізації отриманих результатів та стає доступним для користувача.

На цьому етапі також відбувається отримання даних про попередні операції. Ці дії виконуються в модулі одержання та обробки результатів моніторингу. Дані про попередні моніторинги отримуються з бази даних через модуль рівня доступу до даних – модуль одержання результатів моніторингу.

Модуль опрацювання даних пацієнта на рівні бізнес логіки проводить валідацію введених даних про пацієнта, зокрема перевіряє унікальність записів для кожного пацієнта та коректність введення. Якщо валідація пройшла успішно, управління отримує модуль одержання та збереження даних пацієнтів з рівня доступу до даних.

На нижньому рівні знаходиться рівень доступу до даних, який безпосередньо відповідає за всі дії, пов'язані з базою даних. Тут реалізовані операції CRUD зі всіма сутностями.

Рівень доступу до даних використовує певний рівень абстракції, що дає можливість замінити систему управління базами даних без внесення змін в роботу системи. Це досягнуто за допомогою використання патерну проектування “репозиторій”.

Лістинг основної частини програмного коду системи моніторингу ЗГН наведено у додатку Б.

### ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3

1. Визначено основні вимоги до програмного комплексу опрацювання інформаційних сигналів, отриманих при застосуванні електрофізіологічного методу ідентифікації ЗГН.

2. Запропоновано та обґрунтовано архітектуру прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яка відрізняється від інших систем інтегрованим використанням модулів читання, сегментації, виявлення інформативних ознак сигналу – реакції на подразнення ЗГН та модуля прийняття рішень, реалізованих у різних програмних середовищах, що у сукупності забезпечить використання прикладної програмної системи в режимі реального часу.

3. Для кожного модуля архітектури прикладної програмної системи моніторингу ЗГН розроблено діаграми класів, які відображають зв'язки між об'єктами.

4. Створено прикладну програмну систему моніторингу ЗГН, яка враховує: різноманітність середовища реалізації програмних модулів; неоднакову складність задач, які функціонально виконують різні модулі програмного забезпечення; різні вимоги до часу виконання кожної задачі в програмно-технічному комплексі і забезпечує функціонування різноманітних модулів як єдиної системи, націленої на високоефективний моніторинг області хірургічного втручання в реальному часі.

5. Розроблено базу даних пацієнтів, яка призначена для управління потоком інформаційних сигналів, отриманих в результаті проведення операцій на щитоподібній залозі, для подальшого їх дослідження (визначення інформативних характеристик, класифікація, сортування) та розробки прикладної програмної системи моніторингу ЗГН.

## РОЗДІЛ 4

### ПРАКТИЧНЕ ЗАСТОСУВАННЯ ПРИКЛАДНОЇ ПРОГРАМНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ МОНІТОРИНГУ ЗВОТНОГО ГОРТАННОГО НЕРВА ПІД ЧАС ОПЕРАЦІЇ

Особливості анатомічної будови щитоподібної залози обумовлюють складність хірургічних операцій на цьому органі [30, 33, 34, 65, 66].

Проведений у першому розділі ґрунтовний аналіз відомих нам сучасних технічних засобів, які використовуються в процесі проведення таких операцій, показав, що з їх допомогою неможливо візуалізувати процес виявлення ЗГН. Їх використання також передбачає проведення анестезії пацієнта до третьої зони, де існує високий ризик переходу його до клінічної смерті.

На основі розробленого у другому розділі математичного забезпечення для системи виявлення ЗГН нами створено програмне забезпечення для технічних засобів опрацювання інформаційного сигналу, отриманого в процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі. Структура математичного та програмного комплексу, яка описана в третьому розділі, ґрунтується на основі відомого способу виявлення ЗГН з поміж м'язових тканин на хірургічній рані [116].

Тому слід розглянути особливості технологій, які дозволять реалізувати опрацювання отриманого сигналу при застосуванні електрофізіологічної ідентифікації ЗГН.

Спираючись на дослідження у працях [100, 101], розглянемо основні припущення та методи, на яких ґрунтується технологія опрацювання інформаційного сигналу в задачі ідентифікації ЗГН з тканин хірургічної рани.

Згідно з визначень, інформаційна технологія — це сукупність методів, виробничих процесів та програмно-технічних засобів, об'єднаних у технологічний ланцюжок, що забезпечує виконання інформаційних процесів

з метою підвищення їхньої надійності та оперативності і зниження трудомісткості ходу використання інформаційного ресурсу.

На основі даного визначення структура інформаційної технології для виявлення і візуалізації ЗГН в процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі включає комплекс апаратних та програмних засобів, а також методів отримання, обробки, зберігання та використання інформації.

Припустимо, що в процесі хірургічної операції з використанням способу, описаного патентом [116], 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 [111] 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 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 він вимагає встановлення порогового значення енергії інформаційного сигналу для класифікації типу тканини хірургічної рани. У працях [83, 112] також наведено підхід до встановлення порогового значення енергії інформаційного сигналу, спільного для групи пацієнтів, що уможливорює 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.

#### 4.1. Інформаційна технологія виявлення зворотного гортанного нерва

Наведені основні етапи дають можливість перейти до побудови інформаційної технології ідентифікації ЗГН. Також, спираючись на дослідження, наведені в працях [83, 111], щодо застосування методів виконання наведених етапів, інформаційну технологію ідентифікації ЗГН представимо у вигляді схеми на рис. 4.1.

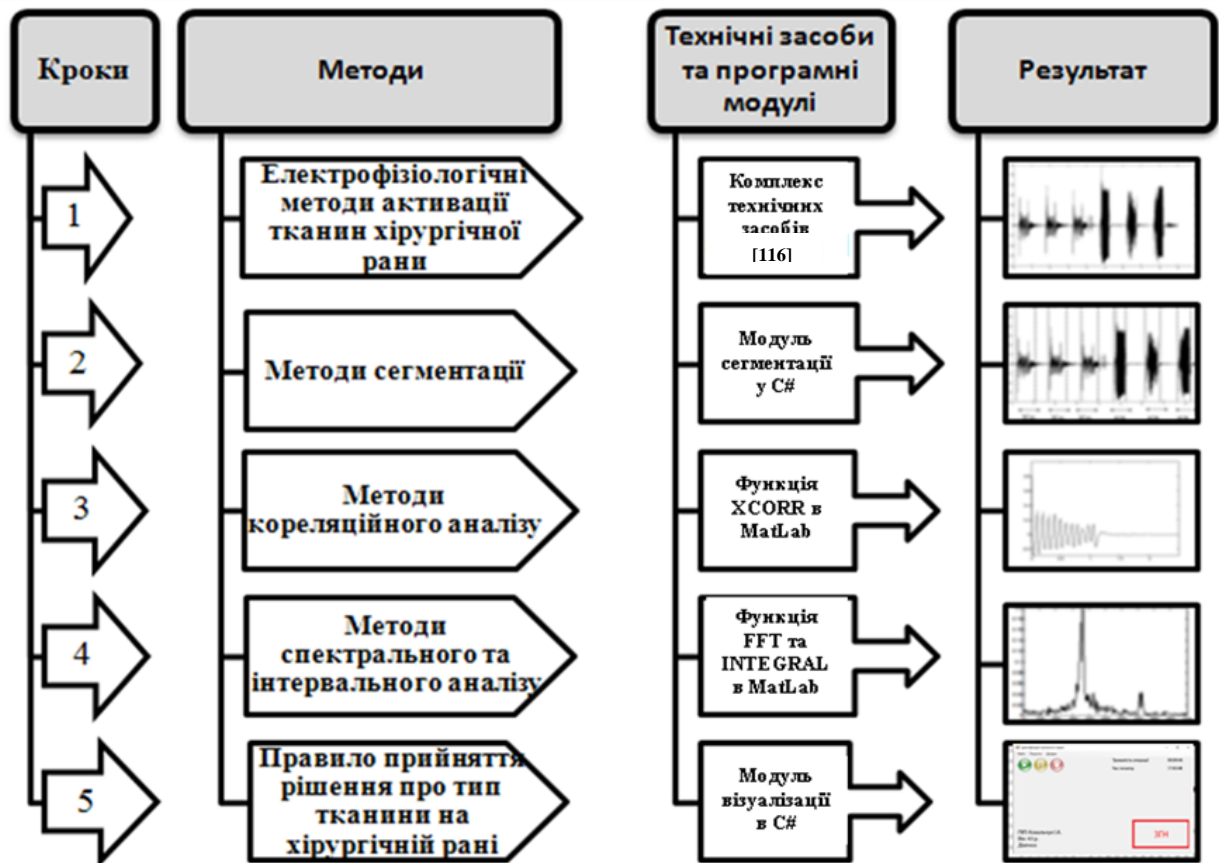


Рис. 4.1. Схема інформаційної технології опрацювання інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани.

Ідентифікацію тканин хірургічної рани внаслідок хірургічного втручання на щитоподібній залозі із застосуванням представленої на рис. 4.1 інформаційної технології здійснюємо поетапно:

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

На даному етапі використовуємо технічні засоби (патент [116]) 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 [116].

*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 її точках. В цьому випадку етап сегментації виконувати не потрібно.

*Крок 3. Отримання АКФ для сегментів інформаційного сигналу.*

Дослідження, описані у підрозділі 2.3, показують, що знаходження АКФ виділеного сегмента на цьому етапі зменшує вплив шумової компоненти інформаційного сигналу на його енергетичний спектр. Як відомо з [101], АКФ сигналу обчислюють за такою формулою:

$$B_i(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} u_i(t)u_i(t - \tau)dt, \quad i=1, \dots, m, \quad (4.1)$$

де  $m$  – кількість сегментів інформаційного сигналу (число  $m$  може бути різним на вибірці пацієнтів [111]), а  $u_i(t)$  –  $i$ -тий сегмент інформаційного сигналу.

*Крок 4. Визначення енергії сегментів інформаційного сигналу.*

На даному етапі, застосовуючи перетворення Фур'є [101] до побудованих АКФ (4.1), отримуємо енергетичні спектри сегментів інформаційного сигналу:

$$|\dot{G}_{u_i}(f)|^2 = \Phi[B_{u_i}(\tau)] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} B_{u_i}(\tau) \cdot \cos(2\pi f\tau) d\tau, \quad i=1, \dots, m, \quad (4.2)$$

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

Як показано в праці [9], 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 [112] також показали, що максимальна енергія інформаційного сигналу зосереджена у вузькому діапазоні частот, ширина якого складає  $\pm 5 \Gamma\text{ц}$ . 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 ( $\pm 5 \Gamma\text{ц}$ ), де сконцентрована енергія основних спектральних складових [83, 101, 111]:

$$E_i = \frac{1}{\pi} \int_{2\pi f_1}^{2\pi f_2} |\dot{G}_i(2\pi f)|^2 d(2\pi f), \quad i=1, \dots, m, \quad (4.3)$$

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:

$$\forall E_i \in [E^-; E^+], \quad i = 1, \dots, m \quad (4.4)$$

*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 [83], 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 збільшені вибірки пацієнтів інтервал  $[E_n^-; E_n^+]$  стабілізується.

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 [31]  $[E_m^-; E_m^+] < E_n^-$ , 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 [83], 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:

$$[E_n^-; E_n^+] = [\max_{j=1, \dots, N} \{E_{mj}^+\}; \min_{j=1, \dots, N} \{E_{згнj}^-\}], \quad (4.5)$$

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.

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

Розглянемо приклад отримання інтервальної оцінки порогових значень енергії для наявних реальних даних з праці [83]. Інтервальні оцінки енергії інформаційного сигналу за даними праці [83] представимо в нормованому вигляді в табл. 4.1. З метою компактності представлення результатів, в табл. 4.1 наведена тільки частина даних із вибірки з понад 200 пацієнтів.

Спираючись на дані табл. 4.1, наведемо їх графічну інтерпретацію на рис. 4.2. Як бачимо з рис. 4.2, 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 (4.5). В результаті отримаємо:  $[E_n^-; E_n^+] = [\max_{j=1, \dots, 20} \{E_{mj}^+\}; \min_{j=1, \dots, 20} \{E_{згнj}^-\}] = [0,092; 0,096]$ .

Таблиця 4.1

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
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



Рис. 4.2. Відображення інтервальних оцінок енергії для вибору інтервалу порогових значень на експериментальній вибірці пацієнтів

Графічну ілюстрацію для вибору оцінки інтервалу порогових значень енергії  $[E_n^-; E_n^+]$  інформаційного сигналу подано на рис. 4.3.

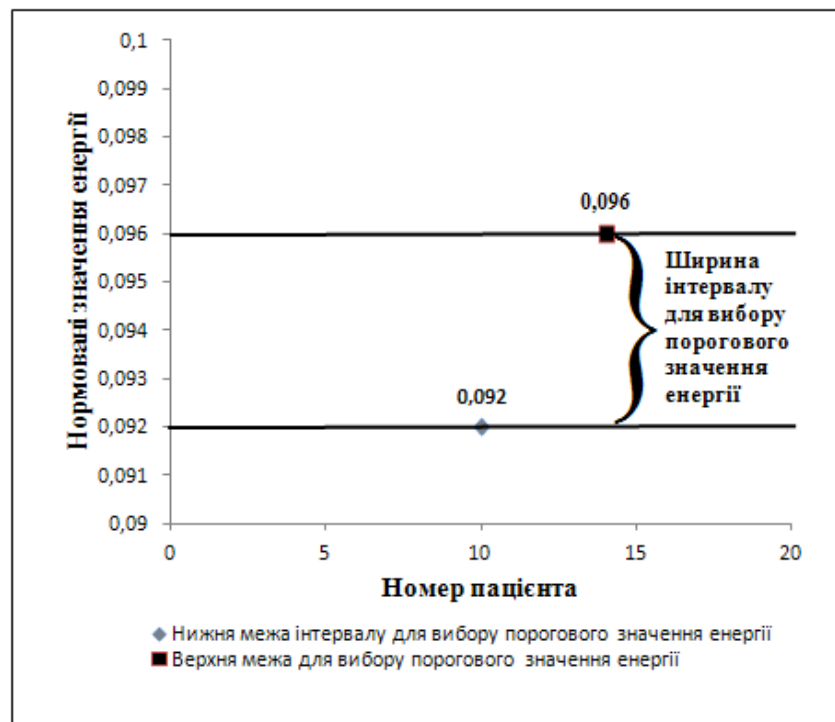


Рис. 4.3. Інтервал для вибору порогових значень енергії

Додаткове налаштування порогу можна провести на основі додаткової вибірки даних під час проведення хірургічних операцій, оскільки при збільшені вибірки пацієнтів ширина інтервалу порогових значень енергії може зменшуватися.

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

#### **4.2. Особливості реалізації прикладної програмної системи для виявлення зворотного гортанного нерва**

Для реалізації програмної системи нами було використано мову програмування C# та фреймворк .NET із підключенням модулів обробки сигналів MATLAB. Перед початком операції лікар запускає програму для виявлення ЗГН. Після запуску програми лікар повинен вибрати пацієнта. Вікно вибору пацієнта представлено на рис. 4.4.

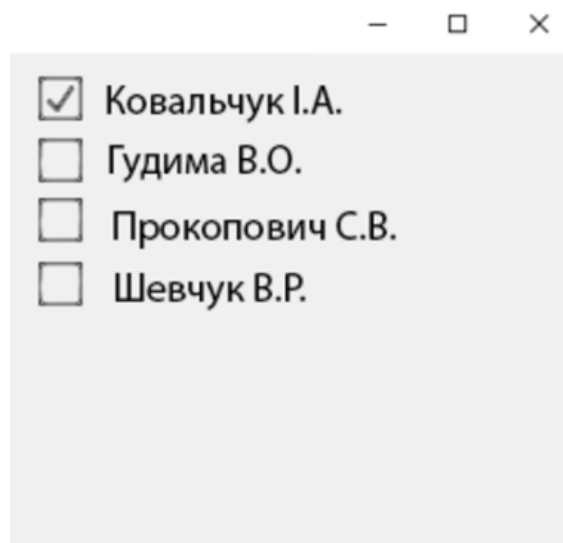


Рис. 4.4. Вікно для вибору пацієнта

Якщо потрібного пацієнта у списку немає, то лікар повинен ввести дані пацієнта до репозиторію. Для цього необхідно у головному меню вибрати пункт «Пацієнти», після чого вибрати «Додати нового пацієнта» у випадяючому списку. На наступному кроці потрібно ввести дані про пацієнта у вікно, що відкрилося (рис. 4.5.), та натиснути кнопку «Зберегти».

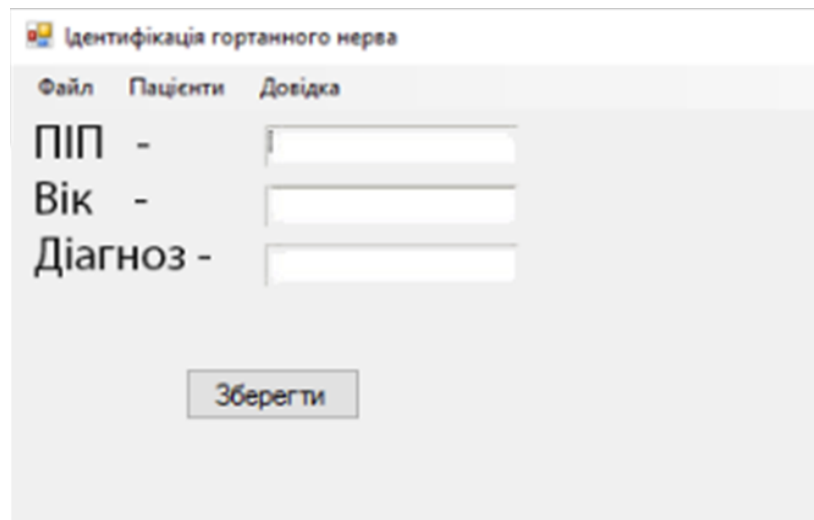


Рис. 4.5. Вікно для зберігання нового пацієнта

Після того як пацієнта вибрано та все готово до операції лікар натискає на кнопку «Старт» і починає операцію. Система в цей час перебуває в режимі прослуховування звукового сенсора, а також постійно проводить паралельну обробку одержаних сигналів.

У процесі хірургічної операції хірург, перш ніж зробити надріз, щупом, що під'єднаний до генератора змінного струму фіксованої частоти, подразнює тканини хірургічної рани вздовж лінії майбутнього надрізу. Програмна система отримує інформаційний сигнал – реакцію на подразнення тканин хірургічної рани зі звукового сенсора, з допомогою внутрішнього модуля визначає інформативні ознаки вихідного сигналу та видає покрокові результати на екран монітора. Оскільки хірурга в процесі хірургічного втручання цікавить тип тканини в точці подразнення, то результатом подразнення тканин хірургічної рани є візуальне повідомлення: «М'ЯЗОВА ТКАНИНА» або «ЗВОРОТНИЙ ГОРТАННИЙ НЕРВ». Останнє також супроводжується звуком (попередження або сигнал тривоги). Головний інтерфейс створеної прикладної програмної системи моніторингу ЗГН на хірургічній рані щитоподібної залози зображено на рис. 4.6.

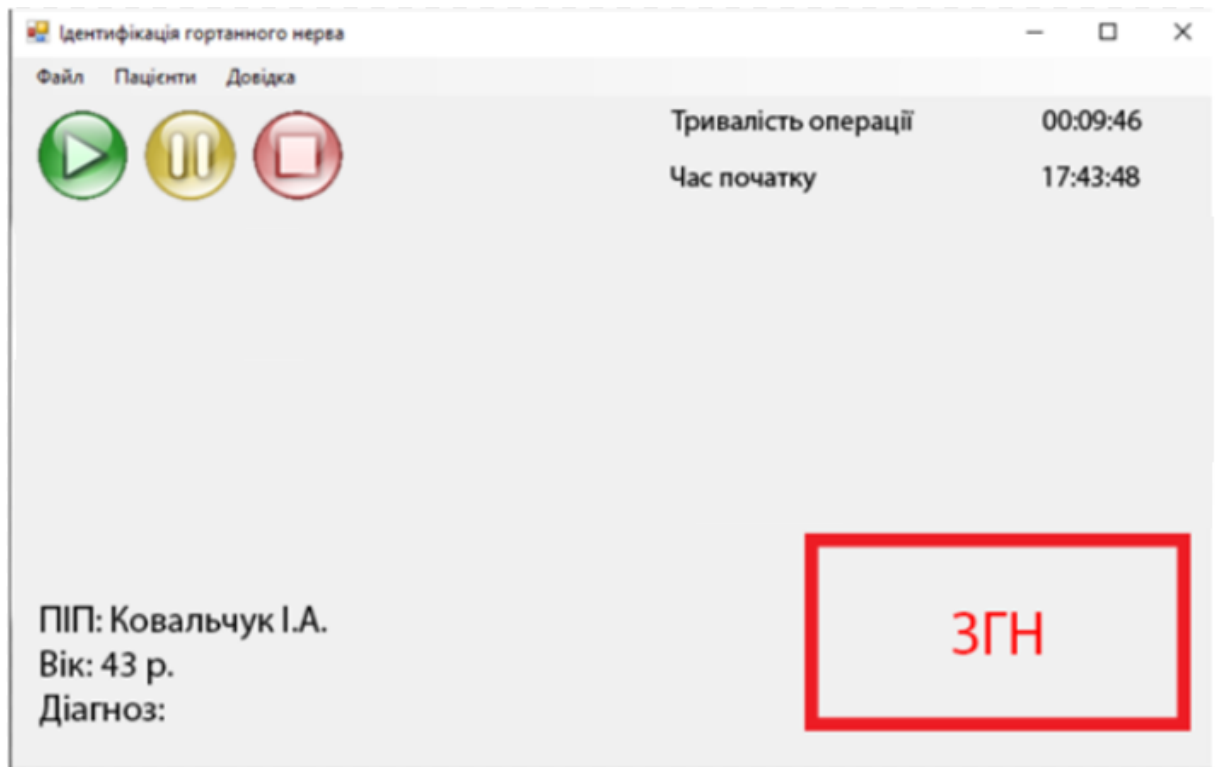


Рис. 4.6. Головне вікно прикладної програмної системи моніторингу ЗГН

Після закінчення операції хірург може переглядати результати опрацювання інформаційних сигналів, отриманих при подразненні тканин хірургічної рани. Інтерфейс програмної системи моніторингу ЗГН в режимі перегляду наведено у додатку В.

#### **4.3. Оцінка ризику пошкодження зворотного гортанного нерва із застосуванням математичної і програмної системи його виявлення**

В процесі хірургічної операції на щитоподібній 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 наведено у другому розділі. 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 (див. рис. 4.1), використовуючи методи кореляційного аналізу, виділено АКФ 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. Приклад спектру виявлених АКФ для фрагментів інформаційних сигналів, що відповідають реакції на подразнення тканин хірургічної рани показано на рисунках у другому розділі, а отримані значення енергії подано в табл. 4.2.

Таблиця 4.2

## 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

Значення енергії інформаційного сигналу, отриманого в кожній з 10 точок подразнення, представлено графічно на рис. 4.7.

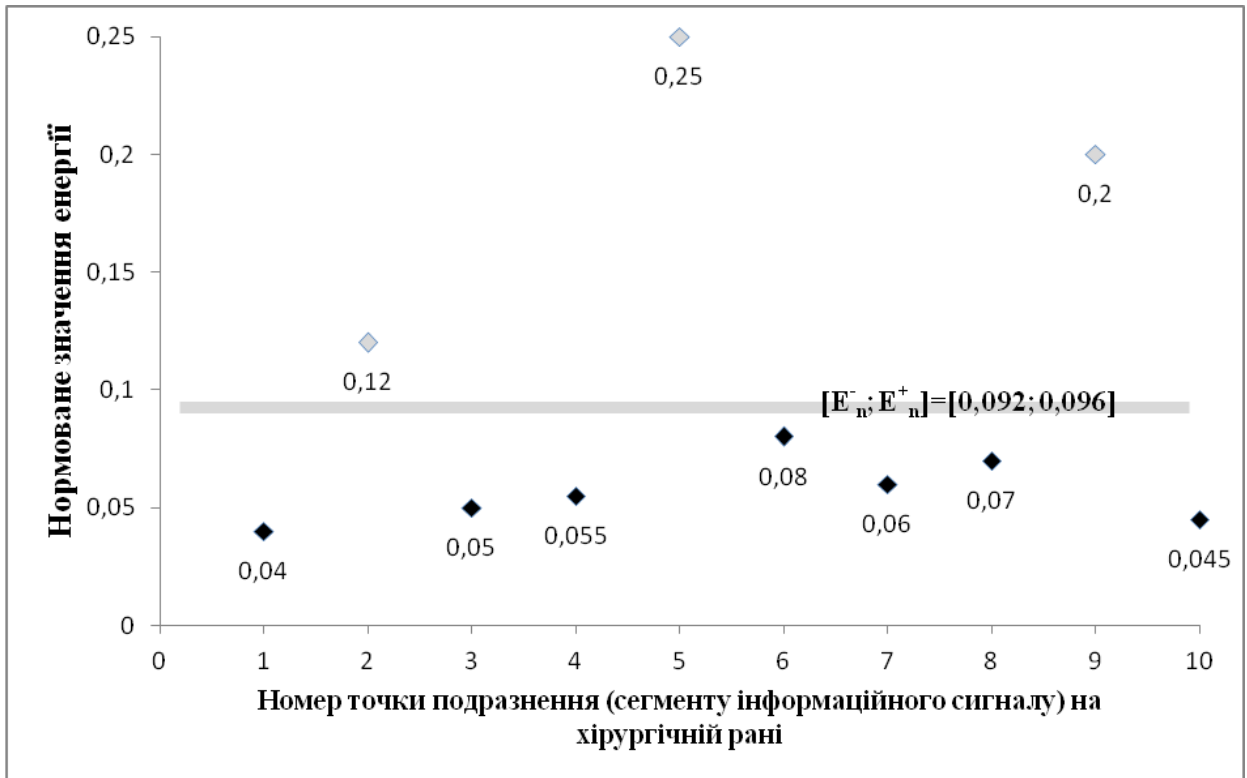


Рис. 4.7. Графічне представлення значень енергії інформаційного сигналу в десяти точках подразнення на хірургічній рані

Аналізуючи отримані результати згідно даних табл. 4.2 та графіка (рис. 4.7), 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» (4.5) 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.



Під час проведення апробації інформаційної технології для усіх точок подразнення тканин хірургічної рани цього пацієнта безпомилково прокласифіковано тип тканини хірургічної рани, що забезпечило безпомилкову ідентифікацію ЗГН в процесі хірургічної операції.

На основі першої частини програмного забезпечення системи виявлення ЗГН, що являє собою базу сигналів, отриманих під час операції, проаналізовано інформаційні сигнали на вибірці пацієнтів (понад 200) та оцінено інтервал порогових значень енергії  $[E_n^-; E_n^+]$  інформаційного сигналу, що дало змогу класифікувати точки подразнення тканин хірургічної рани за «правилом виявлення» (4.5).

Друга частина програмного забезпечення системи виявлення ЗГН, яка працює в режимі реального часу, протестована новими сигналами, отриманими під час операцій, з бази сигналів і застосована в процесі операцій у 500 пацієнтів. Під час хірургічних втручань із використанням розробленого програмного забезпечення ЗГН не було пошкоджено.

В існуючому способі [116] ідентифікації ЗГН інформативним параметром є максимальна амплітуда інформаційного сигналу  $u(t)$ , по зміні якої можна оцінити наближеність точки подразнення на хірургічній рані до ЗГН. 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. 4.8 (а)) і різко зменшується (до рівня шумів) при незначному віддаленні від нього (рис. 4.8(б)). На рис. 4.8 по осі абсцис відкладено відліки часу, а по осі ординат – нормована амплітуда інформаційного сигналу.

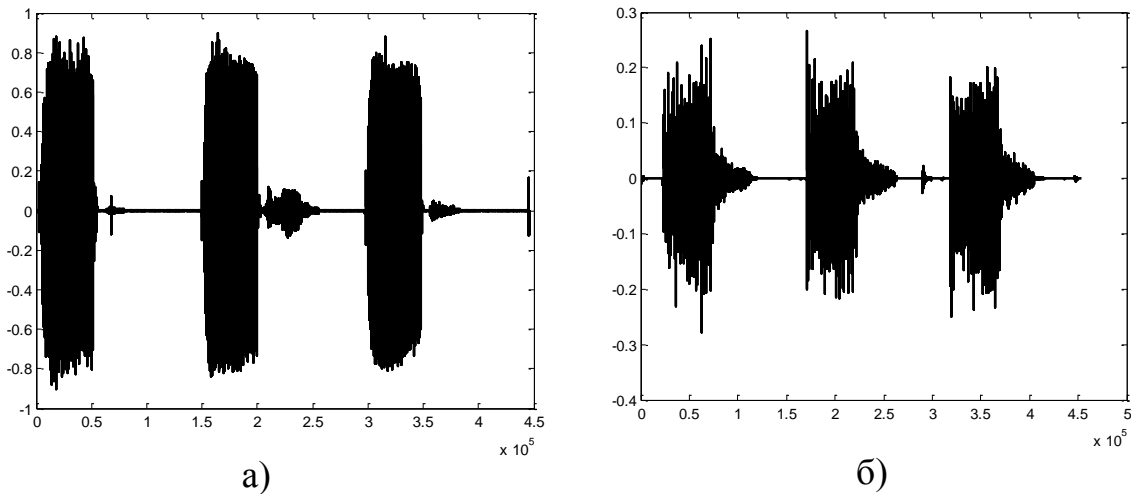


Рис. 4.8. Фрагменти інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани:

а) – ЗГН; б) – м'язової тканини.

Беручи до уваги максимальне значення амплітуди інформаційного сигналу, отриманого способом [116], було проведено дослідження вказаного інформативного параметру для значної 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 табл. 4.3.

Аналізуючи отримані результати у групи 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;

Таблиця 4.3

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

Номер пацієнта	Номер сегмента	М'язова тканина	ЗГН
1	2	3	4
1	1	0,3376	
	2	0,2782	
	3		0,3818
	4		0,411
2	1	0,3318	
	2	0,3888	
	3	0,394	
	4		0,4577
	5		0,4177
	6		0,382
	7		0,4063
3	1	0,2824	
	2	0,3914	
	3	0,3413	
	4	0,2586	
	5		0,595
	6		0,3407
	7		0,3914
4	1	0,09323	
	2	0,08365	
	3		0,9865
	4		0,9769
	5		0,747
	6		0,987
5	1	0,3046	
	2	0,2184	
	3	0,2406	
	4	0,2772	
	5	0,3376	
	6	0,2662	
	7		0,4565
	8		0,4177
	9		0,3818
6	1	0,3097	
	2	0,316	

Продовж.табл. 4.3

1	2	3	4
6	3		0,5213
	4		0,525
	5		0,5266
	6		0,5318
	7		0,5237
	8		0,5291
7	1	0,4728	
	2	0,4712	
	3		0,4752
	4		0,696
	5		0,5278
	6		0,4956
	7		0,663
8	1	0,4627	
	2	0,407	
	3	0,2962	
	4	0,5325	
	5	0,5518	
	6	0,4607	
	7		0,6737
	8		0,6007
	9		0,5197
	10		0,4494
	11		0,3972
9	1	0,3248	
	2	0,3008	
	3		0,5234
	4		0,5246
	5		0,5266
10	1	0,9821	
	2	0,9944	
	3		0,9242
	4		0,9921
	5		0,9969
11	1	0,162	
	2	0,1376	
	3		0,8714
	4		0,7607
	5		0,754

Продовж.табл. 4.3

1	2	3	4
12	1	0,09253	
	2		0,9938
	3		0,97
	4		0,7473
	5		0,9512
13	1	0,6058	
	2	0,4568	
	3	0,4073	
	4	0,6016	
	5		0,9771
	6		0,9882
	7		0,9585
14	1	0,2866	
	2	0,3186	
	3		0,4892
	4		0,4643
	5		0,4477
15	1	0,09586	
	2	0,1183	
	3	0,0881	
	4		0,2246
	5		0,02246
	6		0,2273
16	1	0,4425	
	2	0,4576	
	3	0,4275	
	4		0,444
	5		0,4521
	6		0,5743
	7		0,4851
17	1	0,07471	
	2	0,1044	
	3	0,07965	
	4	0,2399	
	5		0,3021
	6		0,3833
	7		0,332
	8		0,4636
	9		0,341

Продовж.табл. 4.3

1	2	3	4
18	1	0,3009	
	2	0,3246	
	3		0,6037
	4		0,5774
19	1	0,3927	
	2	0,3415	
	3	0,2521	
	4	0,2801	
	5		0,5951
	6		0,3405
	7		0,3925
20	1	0,1057	
	2	0,07605	
	3	0,09964	
	4	0,2291	
	5		0,915
	6		0,8963
	7		0,8932
	8		0,913

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 [116], становить близько 70% на вибірці з близько 100 пацієнтів [83].

Якщо за інформативний параметр інформаційного сигналу використати його спектр, то в процесі досліджень було встановлено, що:

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;

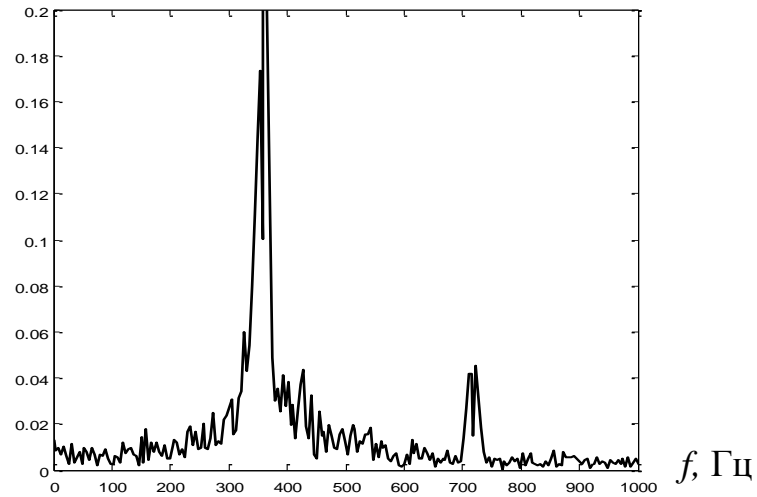
- 2) вибірку пацієнтів умовно можна поділити на три групи:
  - а) група, в яких чітко проявляються спектральні складові з максимальною амплітудою у вузькому діапазоні частот (345-350 Гц) у випадку подразнення ЗГН (рис.4.9 (а));
  - б) група, в яких більш-менш проявляються спектральні складові з максимальною амплітудою у вузькому діапазоні частот (245-250 Гц) у випадку подразнення ЗГН (рис. 4.9 (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 [83] (рис.4.9 (в)).

Пацієнтів третьої групи на даній вибірці було близько 20%.

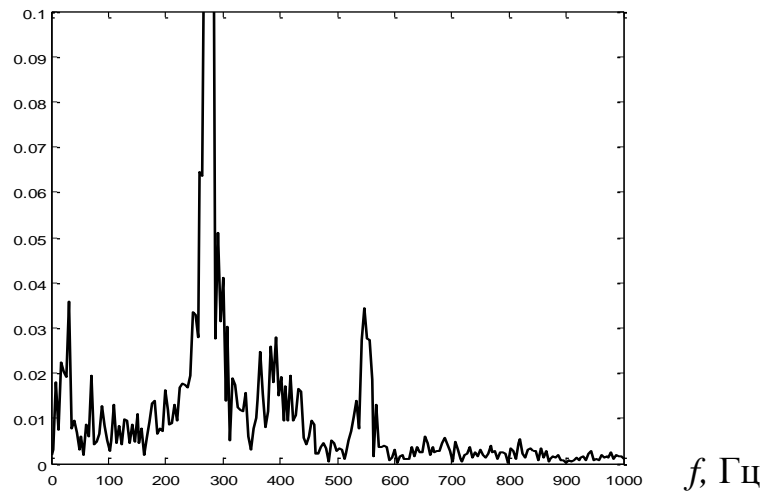
Вище зазначене показує, що описаний спосіб ідентифікації ЗГН з поміж м'язових тканин хірургічної рани з використанням спектральних характеристик інформаційного сигналу підвищує ймовірність його виявлення, але ризик пошкодження ЗГН все ж залишається високий.

Якщо за інформативну характеристику інформаційного сигналу використовувати його АКФ, то в процесі проведених досліджень встановлено, що:

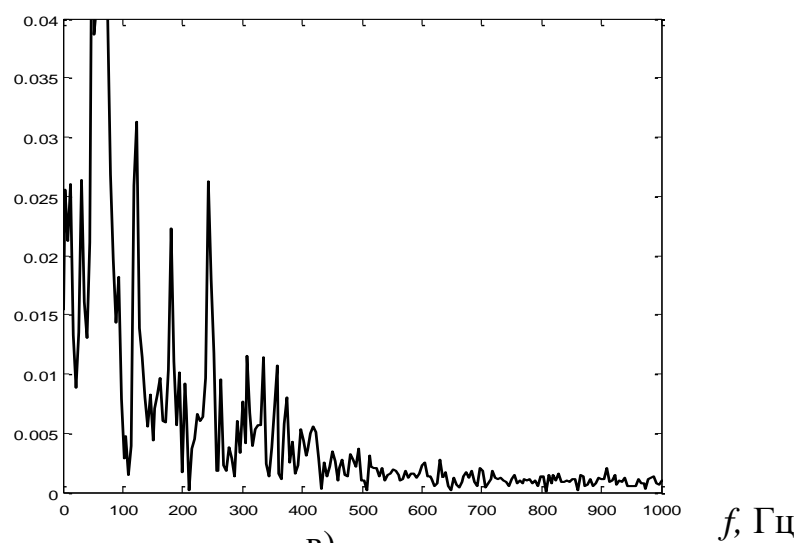
- 1) частини інформаційного сигналу  $u(t)$ , які відповідають сигналу – реакції на подразнення нерва, мають подібний вигляд АКФ, проте особливості гортані кожного пацієнта суттєвим чином впливають на вигляд автокореляційної функції інформаційного сигналу;



а)



б)



в)

Рис. 4.9. Енергетичні спектри інформаційних сигналів – реакції на подразнення ЗГН у трьох груп пацієнтів.



2) АКФ інформаційного сигналу зменшує вплив шумової компоненти на його енергетичний спектр.

У цій роботі, виходячи із вище наведених міркувань та результатів попередніх досліджень, запропоновано та апробовано інформаційну технологію виявлення ЗГН.

Для вибірки із нових 100 пацієнтів проведено аналіз виявлення ЗГН на основі відомих математичних моделей характеристик середовища хірургічного втручання (максимальної амплітуди та спектру сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани) і запропонованої нової математичної моделі та прикладної програмної системи для її реалізації. Результати порівняльного аналізу наведено у табл. 4.4.

Таблиця 4.4

Результати порівняння ефекту від застосування запропонованої та відомих математичних моделей для вибірки зі 100 пацієнтів

Математична модель сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани	Ризик пошкодження ЗГН
За максимальною амплітудою	30%
За спектром	20%
За енергією у вибраному діапазоні частот	0%

Безпомилкова класифікація тканин хірургічної рани на вибірці пацієнтів підтверджує достовірність результатів запропонованої нової математичної моделі.

Апробацію розробленої прикладної програмної системи та удосконаленої на її основі інформаційної технології для виявлення ЗГН проведено для 500 пацієнтів. В жодному випадку не виявлено пошкодження ЗГН, що підтверджено в довідці про впровадження результатів дисертаційних досліджень в в Тернопільській міській комунальній лікарні швидкої допомоги (додаток А).

## ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 4

1. Розроблений програмний комплекс інтегрований в інформаційну технології для виявлення типу тканин хірургічної рани в процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі.

2. Проведено апробацію інформаційної технології для виявлення типу тканин хірургічної рани, в складі якої інтегровано математичне та програмне забезпечення системи виявлення ЗГН, в процесі хірургічної операції на вибірці з 500 пацієнтів.

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

4. Підтверджена достовірність отриманих теоретичних результатів проведенням порівняльного аналізу застосування удосконаленої інформаційної технології для вибірки зі 100 пацієнтів у випадку використання відомих та запропонованої математичної моделі характеристик середовища хірургічного втручання у вигляді інтервальних оцінок енергії сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани.

## ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішено актуальне науково-технічне завдання створення математичного забезпечення та програмної системи, яка забезпечує високоефективний моніторинг області хірургічного втручання на щитоподібній залозі в реальному часі та безпомилкове визначення розміщення ЗГН. При цьому отримано такі наукові та практичні результати:

1. Проаналізовано технічне, математичне та програмне забезпечення засобів для виявлення ЗГН. У результаті аналізу не виявлено математичного забезпечення та програмної системи з архітектурою, які у сукупності забезпечують функціонування різнорідних модулів як єдиної системи, націленої на високоефективний моніторинг області хірургічного втручання, безпомилкове визначення розміщення ЗГН у реальному часі.

2. Вперше отримано математичні моделі характеристик середовища хірургічного втручання у вигляді інтервальних оцінок енергії сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани у встановленому діапазоні частот, які підвищують достовірність виявлення ЗГН у процесі хірургічної операції і знижують ризик його пошкодження.

3. Вперше розроблено математичне забезпечення прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яке, на відміну від існуючих, встановлює частотний діапазон та інтервальні оцінки енергії сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани і формальні правила класифікації тканин хірургічної рани, що у сукупності забезпечило безпомилкове виявлення ЗГН серед тканин хірургічної рани для експериментальної вибірки 500 пацієнтів.

4. Розроблено нову архітектуру та модулі прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яка відрізняється від інших систем інтегрованим використанням модулів читання, сегментації, виявлення інформативних ознак сигналу – реакції на подразнення ЗГН та модуля прийняття рішень, реалізованих в різних програмних середовищах, що у

сукупності забезпечує використання прикладної програмної системи в реальному часі.

5. На основі розробленого математичного та програмного забезпечення системи виявлення ЗГН удосконалено існуючу інформаційну технологію виявлення ЗГН, яка, на відміну від існуючих, ґрунтується на математичних моделях інформативних ознак та інтервальному аналізі енергетичного спектру інформаційного сигналу, забезпечує безпомилкове виявлення ЗГН в процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі в режимі реального часу.

6. Достовірність отриманих теоретичних результатів підтверджена апробацією розробленої прикладної програмної системи для виявлення ЗГН у процесі операцій на щитоподібній залозі для 500 пацієнтів, проведенням порівняльного аналізу застосування інформаційної технології для вибірки зі 100 пацієнтів у випадку використання відомих та запропонованої математичної моделі характеристик середовища хірургічного втручання у вигляді інтервальних оцінок енергії сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани.

**СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ**

1. Angelos P. Ethical and medicolegal issues in neuromonitoring during thyroid and parathyroid surgery: a review of the recent literature / P. Angelos // *Curr Opin Oncol.* – 2012. – P. 16–21.
2. Baskett PJF. The intubating laryngeal mask. Results of a multicentre trial with experience in 500 cases / Baskett PJF, Parr MJA, Nolan JP // *Anaesthesia.* – 2008. – №53. – P.1174–1179.
3. Basmajian J.V. Electromyography comes of age /J. V. Basmajian // *Science* 197. – 1972. – P.606.
4. Brimacombe J. Incendiary characteristics of the laryngeal and reinforced laryngeal mask airway / J. Brimacombe // *Anaesthesia.* – 2013. – №49(2) – P.171.
5. Dyvak M. An algorithm of receiving the interval characteristics of information signal in the task of identification the recurrent laryngeal nerve / Mykola Dyvak, Natalia Padletska, Andriy Pukas // *Joint Conference on Computational Problems of Electrical Engineering and Advanced Methods of the Theory of Electrical Engineering (CPEE-AMTEE).* – Praha-Křivoklátu, Česká republika, 2013. – P. VII-1.
6. Dyvak M. Identification the recurrent laryngeal nerve by the autocorrelation function of signal as reaction on the stimulation of tissues in surgical wound / Mykola Dyvak, Natalia Padletska, Andriy Pukas, Olexandra Kozak // *The Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics of the XII<sup>th</sup> International Conference (CADSM).* – 2013. – P. 89–92.
7. Dyvak M. Information technology for implementing the electrophysiological method of identifying the reverse laryngeal nerve during surgery on thyroid / Mykola Dyvak, Natalia Padletska, Andriy Pukas, Olexandra Kozak // *Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science. Proceedings of the XI<sup>th</sup> International Conference (TCSET).* – 2012. – P. 232.
8. Dyvak M. Interval Model for Identification of Laryngeal Nerves / Dyvak M., Kozak O., Pukas A. // *Przegląd Elektrotechniczny.* – 2010. –№1. – P.139–140.

9. Dyvak M. Spectral analysis the information signal in the identification of the recurrent laryngeal nerve in thyroid surgery / Mykola Dyvak, Natalia Kasatkina, Andriy Pukas, Natalia Padletska // *Przegląd Elektrotechniczny*. – 2013. – № 6. – P. 275–277.

10. Dyvak M. Spectral analysis the information signal in the task of identification the recurrent laryngeal nerve in thyroid surgery / Mykola Dyvak, Natalia Kasatkina, Andriy Pukas, Natalia Padletska // 13<sup>th</sup> International Workshop «Computational Problems of Electrical Engineering». – Poland, 2012. – P. 55.

11. First World Congress of Neural Monitoring in Thyroid and Parathyroid Surgery, 17-19 September 2015, Krakow, Poland [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: <http://ionmworldcongress.com>.

12. Greatorex R.A. Use of the laryngeal mask airway in thyroid and parathyroid surgery as an aid in identification and preservation of the recurrent laryngeal nerves: Response from the authors / R.A. Greatorex, E.F. Shah, J.G. Allen // *Ann R Coll Surg Engl*. – 2012. – №84(2). – P. 148.

13. Hillermann CL. Laryngeal nerve identification during thyroid surgery – feasibility of a novel approach / Hillermann CL, Tarpey J, Phillips DE // *Can J Anaesth*. – 2013. – №50(2). – P.189–192.

14. Intraoperative neuromonitoring for early localization and identification of recurrent laryngeal nerve during thyroid surgery / Chiang F.Y., Lu IC, Chen HC, et al. // *Kaohsiung J Med Sci*. – 2012. – № 26(12) – P. 633–639.

15. Loch-Wilkinson T.J. Nerve stimulation in thyroid surgery: is it really useful / Loch-Wilkinson T.J., Stalberg P.L., Sidhu S.B., Sywak M.S., Wilkinson J.F., Delbridge L.W. // *ANZ J Surg*. – 2007. – № 77 (5). – P.377–380.

16. NIM nerve monitoring systems [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: – <http://www.medtronic.com/us-en/healthcare-professionals/products/ear-nose-throat/nerve-monitoring/nim-nerve-monitoring-systems.html>.

17. Not all vocal cord failure following thyroid surgery is recurrent paresis due to damage during operation. Statement of the German Interdisciplinary Study

Group on Intraoperative Neuromonitoring of Thyroid Surgery concerning recurring paresis due to intubation / Dralle H., Kruse E., Hamelmann WH., Grond S., Neumann HJ., Sekulla C., Richter C., Thomusch O., Muhlig HP., Voss J., Timmermann W.// *Chirurg.* – 2014; – №75(8). – P.810-822.

18. Padletska N. Correlation analysis of response to RLN stimulation in surgical wound / Natalia Padletska, Mykola Dyvak, Yuriy Pihovsky, Iryna Voytyuk // 15<sup>th</sup> International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE 2014) – Vrátna dolina, Slovak Republic, 2014. – P. 32.

19. Randolph GW. Electrophysiologic recurrent laryngeal nerve monitoring during thyroid and parathyroid surgery: International standards guideline statement / Randolph GW. et al. // *The Laryngoscope.* – Volume 121. – Issue Supplement S1. – 2011. – P. S1-S16.

20. Scheuller M.C. Laryngeal mask anesthesia with intraoperative laryngoscopy for identification of the recurrent laryngeal nerve during thyroidectomy / M.C. Scheuller, D. Ellison // *Laryngoscope.* – 2002. – № 112 (9). – E. 1594-7.

21. Total thyroidectomy with ultrasonic dissector for cancer: multicentric experience / Cirocchi R, Boselli C, Guarino S, Sanguinetti A, Trastulli S, Desiderio J, Santoro A, Rondelli F, Conzo G, Parmeggiani D, Noya G, De Toma G, Avenia N./ *World J Surg Oncol.* – № 10. – 2012. – P. 69-70.

22. Total thyroidectomy, without prophylactic central lymph node dissection, in the treatment of differentiated thyroid cancer Clinical retrospective study on 221 cases / Conzo G., Pasquali D, Bellastella G, Esposito K, Carella C, De Bellis A, Docimo G, Klain M, Iorio S, Napolitano S, Palazzo A, Pizza A, Sinisi AA, Zampella E, Bellastella A, Santini L. / *Endocrine.* – 2014. – № 44. – P.419–425.

23. Visualization versus neuromonitoring of recurrent laryngeal nerves during thyroidectomy: what about the costs?/ Dionigi G, Bacuzzi A, Boni L, Rausei S, Rovera F, Dionigi R/ *World J Surg.* – 2012. – № 36. – P.748–754.

24. Wai-fan Chan Surgical Management of Thyroid Nodules./V 06, *Medical Bulletin.* – 2007. –vol 12. –№5. – P. 9-12.

25. Абрамович Г. М. Аппаратный метод контроля за функцией возвратного нерва при операции на щитовидной железе под эндотрахеальным наркозом / Г. М. Абрамович // Сборник работ по рационализации. Иркутск, 1971. – Вып. IV. – С. 5-8.

26. Агеев И. С. Онкоэндокринологический подход к раннему раку щитовидной железы в условиях зобной эндемии / И. С. Агеев, В. П. Демидов // Актуальные вопросы диагностики и лечения злокачественных опухолей головы и шеи. М., 1991. – С. 103–106.

27. Агеев И. С. Тактика хирургического лечения узловатых образований щитовидной железы в эндемичной по зобу области / И. С. Агеев, А. У. Минкин, В. И. Копылов // Вестник хирургии 1985. – № 5. – С. 25–127.

28. Акимова Р.Н. К патогенезу парезов и параличей возвратного нерва при струмэктомиях / Р. Н. Акимова // Кн. «Зобная болезнь». Киев, 1956. – С. 221–223.

29. Акимова Р. Н. Отношение левого возвратного нерва к боталлову протоку / Р. Н. Акимова // Кн. "Вопросы морфологии". Львов, 1959. – № 1. – С. 84–89.

30. Акимова Р. Н. Хирургическая анатомия возвратного нерва: дисс. канд. мед. наук / Р. Н. Акимова. Львов, 1952. – 163 с.

31. Алефельд Г., Херцбергер Ю. Введение в интервальные вычисления: Пер. с англ. / Г. Алефельд, Ю. Херцбергер. — М.: Мир, 1987. – 360 с.

32. Ананикян П.П. Профилактика осложнений при оперативном лечении пациентов с заболеваниями щитовидной железы / П.П. Ананикян, Р.А. Арутюнян, С.М. Нанян // Вестник хирургии, 1991. – №9. – С. 68-69.

33. Анатомия человека. В двух томах. Т.2 / Авт.: М. Р. Сапин, В. Я. Бочаров, Д. Б. Никитюк и др. / под ред. М. Р. Сапина. — Изд. 5-е, перераб. и доп. — М.: Медицина, 2001.— 640 с.

34. Анатомия человека: учеб. / под ред. Л.Л. Колесникова, С. С. Михайлова. М.: ГЭОТАР-МЕД, 2004. – 816 с.



35. Анри Ж.Ф. Прикладная эмбриология нижнего гортанного нерва / Ж. Ф. Анри, Ф. Себаг // Материалы 11 (13) симпозиума по хирургической эндокринологии. СПб., 2003. – С. 13–16.

36. Аристархов В. Г. Хирургическое лечение диффузного токсического зоба в свете профилактики послеоперационного гипотиреоза / Материалы XI Рос. симп. с межд. участием по хирург, эндокринолог. СПб., 2003. – С. 16–23.

37. Афонский А. А. Цифровые анализаторы спектра, сигналов и логики / Афонский А. А., Дьяконов В. П. – М.: СОЛОН-Пресс, 2009. – 248 с.

38. Бакан Г. М. Аппроксимация пересечения четкого и нечеткого множеств в методе размытых эллипсоидов / Бакан Г. М., Кузусуль Н. Н. // Кибернетика и вычислительная техника, 1995. – Вып. 105. – С. 18–27.

39. Бахвалов Н.С. Численные методы / Бахвалов Н. С., Жидков Н. П., Кобельков Г. М. // М.: Наука, 1987. – 589 с.

40. Богатырев О. П. Хирургия органов эндокринной системы / О.П. Богатырев // Пермь, 2002. – С. 72–76.

41. Бойкова Н. Э. Изменение голосового аппарата при патологии щитовидной железы / Н.Э. Бойкова // Новости оториноларингологии и логопатологии, 2001. – №1. – С. 24–26.

42. Бондаренко В. О. Комплексная экспресс-диагностика и тактика хирургического лечения заболеваний щитовидной железы: дис. . докт. мед. наук / В.О. Бондаренко. Москва, 1993. – 297 с.

43. Бондаренко В. О. Методика хирургического лечения диффузного токсического зоба / В. О. Бондаренко // Хирургия. 2001. – №6. – С. 4–7.

44. Бондаренко В. О. Профилактика повреждения гортанного нерва при операциях на щитовидной железе / В. О. Бондаренко, А. С. Ермолов, Р. Б. Магомедов // Хирургия. – 2011. – №1. – С. 63-66.

45. Бондаренко Н. А. Опыт применения комбинированного эндотрахеального наркоза при операциях на щитовидной железе /

Н. А. Бондаренко // Хирургия щитовидной железы: тематический сборник. Саратов, 1976. – С. 102–103.

46. Бочков А. Ф. Оценивание параметров модели для объектов с интервальной неопределенностью в выходных параметрах / А. Ф. Бочков, М. В. Милевский. – Москва, 1988. – 23 с.

47. Бочков А. Ф. Интервальный анализ как альтернатива регрессионному анализу / А. Ф. Бочков, А. П. Воцинин, Г. Р. Сотиров // Заводская лаборатория. – 1990. – №7. – С. 76–81.

48. Брейдо И. С. Хирургическое лечение заболеваний щитовидной железы / И. С. Брейдо // Медицина, 1979. – 238 с.

49. Валдина Е.А. Заболевания щитовидной железы: Хирургические аспекты / Е.А. Валдина. – Москва, 2009. – 223 с.

50. Ватолин А. А. О задачах линейного программирования с интервальными коэффициентами // Журн. вычисл. математики и матем. физики. – 1984. – Т. 24. – С. 1629-1637.

51. Ветшев П. С. О показаниях к хирургическому лечению диффузного токсического зоба / Ветшев П. С., Балаболкин М. И., Петунина Н. А., Трухина Л. В. // Хирургия. 2000. – №8. – С. 4–7.

52. Вигерс К. Разработка требований к программному обеспечению. Пер. с англ. / К. Вигерс. – М. : Издательско-торговый дом «Русская Редакция», 2004. – 576 с.

53. Волосов В. В. Алгоритмы эллипсоидального оценивания матрицы параметров линейного дискретного динамического объекта управления / В. В. Волосов, С. А. Храмов, Е. А. Одинцова // Проблемы управления и информатики. – 1995. – № 1. – С. 63–77.

54. Волочій Б.Ю. Передавання сигналів у інформаційних системах. Частина 1: Навчальний посібник. – Львів: Видавництво Львівської політехніки, 2005. – 196 с.

55. Воцинин А. П. Интервальный анализ: развитие и перспективы /

А. П. Вошинин // Заводская лаборатория. – 2002. – №1. – С. 118–126.

56. Вошинин А. П. Планирование оптимального насыщенного эксперимента в задачах построения интервальных моделей / А. П. Вошинин, М. П. Дывак // Заводская лаборатория. – 1993. – №1. – С.56–59.

57. Вошинин А. П. Решение задач оптимизации по интервальным оценкам критерия / А. П. Вошинин // Заводская лаборатория. – 1987. – №7. – С. 68–71.

58. Гагаркин Г.Н. Повреждение возвратного нерва во время выполнения операции на щитовидной железе / Гагаркин Г. Н., Ужва В. П., Гагаркин И. Г. // Клиническая хирургия, 1991. – №12. – С. 47–48.

59. Гнеденко Б. В. Курс теории вероятностей. – М.: Физматгиз, 1988 – 446 с.

60. Гордієвич Ю. А. Інтерфейс програмної системи для експериментального дослідження тканин хірургічної рани на органах шії / Гордієвич Ю. А., Падлецька Н. І., Пукас А. В., Войтюк І. Ф. // Сучасні комп'ютерні інформаційні технології (АСІТ'2016). – Тернопіль: ТНЕУ, 2016. – С. 116–118.

61. Грановский В. Г. Методы обработки экспериментальных данных при измерениях / В. Г. Грановский, Т. Н. Сирая. – Ленинград: Энергоатомиздат, 1990.

62. Гроп Д. Методы идентификации систем / Д. Гроп – М.: Мир, 1979. – 302 с.

63. Захарова Г. Н. Выбор обезболивания при операциях по поводу зоба / Г. Н. Захарова // Вестник хирургии им. И. И. Грекова. 1986. – № 2. – С. 104–108.

64. Зернов Д. Руководство по описательной анатомии человека / Д. Зернов. М. – Л.: Медгиз, 1939. – 463 с.

65. Золотко Ю. Л. Атлас топографической анатомии человека. Часть I. Голова и шея / Л. Ю. Золотко. Москва: Медицина, 1964. – 214 с.

66. Иванов Г. Ф. Основы нормальной анатомии человека: в 2 т. / Г. Ф. Иванов. – М.: Медгиз, 1949. – Т.2. – С. 80–137.
67. Иванченко Г.Ф. Принципы ранней диагностики и лечения периферических парезов гортани после операций на щитовидной железе / Г.Ф. Иванченко, Л.С. Князева // Российская оториноларингология, 2003. – № 4. – С. 61-63.
68. Индивидуальная анатомическая изменчивость органов, систем и форма тела человека / Д.Б. Беков и др. – Киев: Здоровья, 1988. – 223 с.
69. История хирургии щитовидной и паращитовидной желез / Слоу Л. М. и др. // Материалы 11 (13) симпозиума по хирургической эндокринологии. СПб., 2003. – С. 150-168.
70. Дивак М. Багатокритеріальний підхід структурної ідентифікації інтервальних моделей статичних систем / Дивак М., Манжула В. // Міжнародний науково-технічний журнал «Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія», – 2005. – №2. – С. 37–44.
71. Дивак М. П. Властивості інтервальних моделей при інтервальній формі їх параметрів / М. П. Дивак // Сб. науч. тр. международного науч.-учеб. центра информ. технологий и систем, науч. совет НАН Украины по пробл. “Кибернетика”. Моделирование и управление состоянием эколого-экономических систем региона. – К., 2001. – С.58–63.
72. Дивак М. П. Допустиме оцінювання множини параметрів статичної системи в класі багатомірних еліпсоїдів // Комп'ютинг. – 2002. – Том 1. - №1. – С. 108–114.
73. Дивак М. П. Задачі математичного моделювання статичних систем із інтервальними даними / М. П. Дивак. – Тернопіль : Видавництво ТНЕУ «Економічна думка», 2011. – 216 с.
74. Дивак М. П. Застосування методів допускового еліпсоїдного оцінювання параметрів інтервальних моделей для задачі візуалізації гортанного нерва / Дивак М. П., Козак О. Л., Пукас А. В. // Вісник

НУ “Львівська політехніка”. Радіоелектроніка та телекомунікації. – 2010. – № 680. – С. 196–206.

75. Дивак М. П. Допускове оцінювання параметрів статичних систем еліпсоїдними множинами методами аналізу інтервальних даних / Дивак М. П., Козак О. Л. // Мат. проблемно-наукової міжгалузевої конференції «Інформац. проблеми комп. систем, юриспруденції, економіки та моделювання» – Бучач, 2008. – №4. Т.1. – С. 128–131.

76. Дивак М. П. Еліпсоїдне оцінювання допусків параметрів радіоелектронних кіл / М. П. Дивак, О. Л. Козак // Реєстрація, зберігання і обробка даних. – 2009. – Т. 11. – № 1. – С.93–104.

77. Дивак М. П. Метод ітераційного формування еліпсоїдної оцінки області допусків параметрів моделі / М. П. Дивак, О. Л. Козак // Матеріали проблемно-наукової міжгалузевої конференції «Інформац. проблеми комп. систем, юриспруденції, економіки та моделювання» .– Бучач, 2009. – Т.1. – №5. – С. 229–232.

78. Дивак М. П. Метод допускового оцінювання параметрів інтервальних моделей статичних систем / М. П. Дивак, О. Л. Козак // Відбір та обробка інформації. – Львів, 2007. – Вип. 26 (102). – С. 18–26.

79. Дивак М. П., Метод формування допускової еліпсоїдної оцінки параметрів інтервальних моделей на основі виділення із інтервальної системи лінійних алгебраїчних рівнянь основних активних обмежень / М. П. Дивак, О. Л. Козак // Реєстрація, зберігання і обробка даних. – 2009. – Т. 11, № 2. – С. 25–36.

80. Дивак М. П. Особливості програмної реалізації допускового оцінювання множини параметрів інтервальних моделей з виділенням насиченого блоку ІСЛАР / М. П. Дивак, О. Л. Козак // Вісник Хмельницького національного університету – 2007. – Т. 1. – №3 ’ – С.140–146.

81. Дивак М. П. Оцінювання допусків параметрів статичних систем еліпсоїдними множинами на основі аналізу інтервальних даних /

М. П. Дивак, О. Л. Козак // Екон.-мат. моделювання соц.-екон. систем. — 2008. — Вип. 13. — С. 67–78.

82. Дивак М. П. Методи, засоби та інтервальна модель для задачі візуалізації зворотного гортанного нерва в процесі хірургічної операції на щитовидній залозі / М. П. Дивак, В. І. Манжула, Н. І. Падлецька // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2011. – № 2(22). – С. 102–109.

83. 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. – Вип. 6. – С. 69–80.

84. Дивак М. П. Модель електропровідності тканин хірургічної рани під час операції на щитоподібній залозі у вигляді замісної електричної схеми / Дивак М. П., Падлецька Н. І., Дивак А. М., Ковальська Л. Й. // Сучасні комп'ютерні інформаційні технології (АСІТ'2015). – Тернопіль: ТНЕУ, 2015. – С. 18–20.

85. Дивак М. П. Інтервальна модель для візуалізації зворотного гортанного нерва в процесі хірургічної операції на щитовидній залозі / Дивак М. П., Манжула В. І., Падлецька Н. І. // Матеріали I Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології». – Тернопіль : Економічна думка, 2011. – С. 10–11.

86. Дивак М. П. Застосування методів гарантованого інтервального оцінювання параметрів макромоделей статичних систем для задачі візуалізації зворотного гортанного нерва / М. П. Дивак, В. І. Манжула, Н. І. Падлецька // Матеріали міжнародної проблемно-наукової міжгалузевої конференції «Інформаційні проблеми комп'ютерних систем, юриспруденції, енергетики, економіки, моделювання та управління» (ПНМК-2011). – Бучач, 2011. – С. 340–343.

87. Дорошенко Т.А. Хирургическое лечение заболеваний щитовидной

железы // Вопросы клинической медицины / Сборн. статей к 105-лет. Примор. ГКБ. Владивосток, 1999. – С. 136–137.

88. Дьяконов В. П. MATLAB 6.5 SP1/7.0 + Simulink 5/6. Обработка сигналов и проектирование фильтров / В. П. Дьяконов – М.: СОЛОН-Пресс, 2005. – 676 с.

89. Калман Р. Идентификация систем с шумами / Р. Калман // Успехи матем. Наук, 1985 – Вып. 4. – С. 27–41.

90. Калмыков С. А. Методы интервального анализа / С. А. Калмыков, Ю. И. Шокин, З. Х. Юлдашев. – Новосибирск : Наука, 1986. – 222 с.

91. Катц Б. Нерв, мышца и синапс / Перевод с английского Ю. И. Лашкевича под редакцией и с предисловием д-ра мед. наук В. С. Гурфинкеля. – М.: «Мир», 1968. – 220 с.

92. Козак О. Л. Ідентифікація параметрів інтервальних моделей статичних систем методами еліпсоїдного допускового оцінювання: дис. канд.: 01.05.02 / Козак Олександра Леонідівна – Тернопіль, 2010. – 158 с.

93. Козак О. Л. Застосування методів допускового еліпсоїдного оцінювання параметрів інтервальних моделей для задачі візуалізації гортанного нерва / Козак О. Л., Дивак М. П., Пукас А. В. – Вісник Національного університету “Львівська політехніка“. Радіоелектроніка та телекомунікації, 2010. – С.195–206 с.

94. Козак О. Л. Опрацювання інформаційного сигналу при застосуванні електро-фізіологічного методу ідентифікації гортанного нерва / О. Л. Козак // Сучасні проблеми і досягнення в галузі радіотехніки, телекомунікацій та інформаційних технологій: Тези доповідей VI Міжнародної науково-практичної конференції – Запоріжжя: ЗНТУ. – 2012. – С. 220–222.

95. Кирасирова Е. А. Тактика обследования и лечения больных с парезом или параличом гортани различной этиологии / Е. А. Кирасирова, Р. Ф. Мамедов, Н. В. Лафуткина та ін. // РМЖ «Оториноларингология». – 2013. – №11. – С. 564.

96. Крепич С.Я. Порівняння часової складності реалізації процедур випадкового пошуку в задачі синтезу фільтра та допусків на параметри його елементів / С. Я. Крепич, М. П. Дивак // Міжнародний науково-технічний журнал «Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія». – 2015. – №2. – С.47–57.

97. Ларін О. С. Електронейромоніторинг і хірургічна тактика за інвазії диференційованого раку щитоподібної залози до поворотного гортанного нерва / О. С. Ларін, С. М. Черенько // Клін. ендокринологія та ендокринна хірургія. – 2008. – № 1 (22). – С. 14 – 20.

98. Ларін О. С. Хірургічне лікування раку щитоподібної залози із урахуванням його клініко-морфологічних і прогностичних чинників : Дис. д-ра наук: 14.01.03 – 2009.

99. Линник Ю. В. Метод наименьших квадратов и основы теории обработки наблюдений / Ю. В. Линник. – М.: Физ. мат. изд., 1962. – 187 с.

100. Макс Ж. Методы и техника обработки сигналов при физических измерениях / Макс Ж. – Т.1. – М. : «Мир», 1983. – 312 с.

101. Мандзій Б. А. Основи теорії сигналів: Підручник / Б. А. Мандзій, Р. І. Желяк. – Львів: Видавничий дім «Ініціатива», 2008. – С. 37–40.

102. Манжула В.І. Синтез генетичного алгоритму для задач структурної ідентифікації інтервальних моделей статичних систем // Науково-технічний журнал “Вісник Хмельницького національного університету” – 2007. – №1. – С. 160–165.

103. Мартынов Н. Н. Matlab 5.x. Вычисления, визуализация, программирование / Мартынов Н. Н., Иванов А. П. – М.: Кудиц-образ, 2000. – 336 с.

104. Назин С. А. Параметрическое оценивание методом эллипсоидов в линейных многомерных системах с неопределенным описанием модели / Назин С. А., Поляк Б. Т. // Автоматика и телемеханика. – 2007. – №6 – С. 67–80.



105. Новинки медичинського обладнання – монітор «Нейросайн 400/800» [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <http://subscribe.ru/archive/science.health.newmed/200412/05130631.html>.

106. Новое в хирургии щитовидной железы [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.gutaclinic.ru>.

107. Овсеевич А.И. Аппроксимация пересечения эллипсоидов в задачах гарантированного оценивания / Овсеевич А. И., Решетняк Ю. Н. // Изв. АН СССР. Техн. Кибернетика, 1988. – №4. – С. 182–189.

108. Особенности анатомического строения щитовидной железы применительно к проведению операций [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.thyroidcancer.ru/patients/articles/oper/anatom/index.htm>.

109. Падлецька Н. І. Архітектура прикладної програмної системи моніторингу зворотного гортанного нерва на хірургічній рані / Падлецька Н. І., Ковальська Л. Й., Дивак М. П., Гордієвич Ю. А. // Сучасні комп'ютерні інформаційні технології (АСІТ'2016): Матеріали VI Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів. – Тернопіль: ТНЕУ, 2016. – С. 141–143.

110. Падлецька Н. Застосування методу ковзного середнього під час обробки інформаційного сигналу в задачі ідентифікації зворотного гортанного нерва на хірургічній рані / Падлецька Н. І., Дивак М. П. // Сучасні комп'ютерні інформаційні технології: Матеріали IV Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів. – Тернопіль : ТНЕУ, 2014. – С. 32–34.

111. Падлецька Н. І. Інформаційна технологія для ідентифікації зворотного гортанного нерва під час хірургічної операції на щитовидній залозі / Н. І. Падлецька, М. П. Дивак // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2015. – №1(50). – С.151–157.

112. Падлецька Н. І. Інтервальний аналіз енергетичного спектру інформаційного сигналу в задачі ідентифікації зворотного гортанного нерва /

Падлецька Н. І., Дивак М. П. // Сучасні комп'ютерні інформаційні технології: Матеріали III Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів (АСІТ'2013). – Тернопіль: Економічна думка, 2013. – С. 46–47.

113. Падлецька Н. І. Програмна система для дослідження процесів ідентифікації зворотного гортанного нерва / Н. І. Падлецька, М. П. Дивак, А. В. Пукас, Ю. А. Гордієвич, С. П. Вальчишин // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2015. – №3. – С.131–138.

114. Пакеты прикладных программ: математическое моделирование // АН СССР. – М.: Наука, 1989. – 128 с.

115. Паламарчук В.А. Эффективность экстрафасциальных тиреоидэктомий с последовательной идентификацией и презервацией возвратных нервов и параситовидных желез в хирургическом лечении заболеваний щитовидной железы / В. А. Паламарчук, А. С. Ларин, С. М. Черенько. // Збірник наукових праць співробітників КМАПО ім.П.Л.Шупика. – 2001. – №10. – С. 1001–1005.

116. 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.

117. 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. – Москва, 2006.– 386 с.

118. Пукас А. В. Науково-навчальна web-орієнтована система для дослідження та ідентифікації зворотних гортанних нервів / Пукас А. В., Гордієвич Ю. А., Ленчик І. Ю. // Сучасні комп'ютерні інформаційні технології. – Тернопіль: ТНЕУ, 2014. – С. 150–152.

119. Розновський Я.Р. Ідентифікація гортанних нервів серед тканин операційної рани / Розновський Я. Р. // Науковий вісник міжнародного гуманітарного університету. – 2014. – №6. – С.34–38.

120. Романчишен А. Ф. Детали техники, снижающие частоту специфических осложнений при операциях на щитовидной железе / А. Ф. Романчишен // Современные аспекты хирургической эндокринологии. – 2010. – С. 370–373.

121. Романчишен А. Ф. Пути к безопасному хирургическому лечению пациентов с заболеваниями щитовидной железы / А. Ф. Романчишен // Вестник хирургии. – 2013. – Т. 257. – № 3. – С. 20–22.

122. Румянцев П.О. Интраоперационный нейромониторинг в тиреоидной хирургии / Румянцев П. О. // Эндокринная хірургія. – 2013. – №3. – С.32–40.

123. Сергиенко А. Б. Цифровая обработка сигналов / А.Б.Сергиенко // СПб.: Питер. – 2002. – 608 с.

124. Скрипниченко Д. Ф. Хирургическое лечение токсического зоба / Скрипниченко Д. Ф., Кривицкий Д. И. // “Здоров’я”. – 1976. – 165 с.

125. Справочник по типовым программам моделирования / А. Г. Ивахненко, Ю. В. Коппа, В. С. Степашко и др. // Под ред. А. Г. Ивахненко. – К.: Техника. – 1980. – 150 с.

126. Стахів П. Г. Синтез радіо-електронних кіл при заданих обмеженнях на вихідні характеристики та за умов заданих допусків на параметри елементів / П. Г. Стахів, М. П. Дивак, С. Я. Крепич // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2014. – №3(48). – С. 39–47.

127. Український науково-практичний центр ендокринної хірургії, трансплантації ендокринних органів і тканин. [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.endosurg.com.ua/ua/healthcare/treatment>.

128. Харкевич А. А. Спектры и анализ / А. А. Харкевич. – М.: Физматгиз. – 1963. – 467 с.

129. Хирургические нейромониторы серии «НЕЙРОСАЙН» [Електронний ресурс]. – Режим доступу до ресурсу: <http://medprom.ru/medprom/68507>.

130. Черенько М.П. Осложнения при операциях на щитовидной железе / М.П.Черенько. – К.: Здоров’я. –1977. – 109 с.

131. Черенко С. М. Рак щитоподібної залози: уроки останніх десятиріч [Електронний ресурс] / С. М. Черенко. – 2015. – Режим доступу до ресурсу: <http://health-ua.com/article/1486.html>.

132. Черенко С. М. Шляхи попередження специфічних ускладнень у хірургії щитоподібної та прищитоподібних залоз / С. М. Черенко // Клінічна ендокринологія та ендокринна хірургія. – 2006. – № 4(17). – С.5–7.

133. Шарая И. А. О максимальной внутренней оценке множеств решений интервальных линейных систем / И. А. Шарая // Вычислительные технологии. – 1998. – Т. 3 – № 2. – С. 55–66.

134. Шарый С. П. Внешнее оценивание обобщенных множеств решений интервальных линейных систем / С. П. Шарый // Вычислительные Технологии. – 1999. – Т. 4, №4. – С. 82–110.

135. Шарый С. П. Интервальные алгебраические задачи и их численное решение: дисс. докт. физ.–мат. наук / Шарый С. П. – Новосибирск, 2000. – 322 с.

136. Шарый С. П. Новый подход к анализу статических систем с интервальной определённостью в данных / С. П. Шарый // Вычислительные Технологии. – 1997. – Т. 2. – №1. – С. 84–102.

137. Шідловський В. О. Спосіб ідентифікації гортанних нервів при операціях на щитоподібній і прищитоподібних залозах / В. О. Шідловський [та ін.] // Львів. мед. часопис. – 2010. – Т. 16, № 4. – С. 112–114.

138. Шідловський В. О. Функціональні розлади гортані в хірургії щитоподібної залози / В. О. Шідловський, О. В. Шідловський, О. Р. Сельський // Український журнал хірургії. – 2009. – №1 – С. 148–151.

139. Шокин Ю. И. Интервальный анализ / Ю. И. Шокин. – Новосибирск: Наука, 1981. – 116 с.

140. Яковлев А. Г. Интервальные вычисления – предмет исследований и полезный инструмент / А. Г. Яковлев // Интервальные вычисления. – 1991. – №1. – С. 10–26.

## **ДОДАТОК А**

**Акти використання та впровадженнь результатів  
дисертаційного дослідження**

«ЗАТВЕРДЖУЮ»  
 Перший проректор  
 Тернопільського національного  
 економічного університету  
 к.ф.м.н., доцент Шинкарик М.І.

«12» \_\_\_\_\_ 2016 р.

### АКТ

про впровадження в навчальний процес Тернопільського національного  
 економічного університету результатів дисертаційної роботи  
 Падлецької Наталії Ігорівни  
**«Математичне та програмне забезпечення системи виявлення  
 зворотного гортанного нерва»**

Даний акт складений про те, що результати дисертаційної роботи здобувача кафедри комп'ютерних наук Падлецької Наталії Ігорівни на тему: «Математичне та програмне забезпечення системи виявлення зворотного гортанного нерва» використані в навчальному процесі факультету комп'ютерних інформаційних технологій Тернопільського національного економічного університету для студентів спеціальностей «Інженерія програмного забезпечення» та «Програмне забезпечення систем».

При викладанні дисциплін «Архітектура та проектування програмного забезпечення», «Конструювання програмного забезпечення» та «Аналіз вимог до програмного забезпечення» розглядаються методи побудови архітектури прикладної програмної системи та засоби її розробки у випадку реалізації програмних модулів, створених в різномірних середовищах.

Декан факультету комп'ютерних  
 інформаційних технологій,  
 д.т.н., професор



М.П.Дивак

В.о. завідувача кафедри  
 комп'ютерних наук,  
 к.т.н., доцент



А.В.Пукас

К.т.н., доцент кафедри  
 комп'ютерних наук



М.Я.Шпінталь



«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор з наукової роботи  
Тернопільського національного  
економічного університету  
д.е.н., проф. Задорожний З.-М. В.

«12» січня 2016 р.

АКТ

про використання результатів кандидатської роботи  
Падлецької Наталії Ігорівни  
«Математичне та програмне забезпечення  
системи виявлення зворотного гортанного нерва»

Комісія у складі: голови – декана факультету комп'ютерних інформаційних технологій, керівника науково-дослідної роботи, д.т.н., проф. Дивака М.П. та членів: завідувача відділом організації науково-дослідних робіт та маркетингу Письменного В.І., начальника відділу прогнозування і маркетингу Кушніра О.Р. склали цей акт про те, що дослідження та результати дисертаційної роботи Падлецької Н.І. використані під час виконання науково-дослідних робіт на кафедрі комп'ютерних наук факультету комп'ютерних інформаційних технологій з безпосередньою участю автора, а саме:

– держбюджетного прикладного дослідження на тему: «Інформаційна технологія для ідентифікації і візуалізації зворотного гортанного нерва в процесі хірургічної операції на щитовидній залозі» (державний реєстраційний номер 0112U000078), у якій автором отримано моделі інформативних ознак, що є результатом подразнення тканин хірургічної рани в області розміщення щитоподібної залози змінним струмом, які підвищують достовірність виявлення зворотного гортанного нерва в процесі хірургічної операції і знижують ризик його пошкодження;

– держбюджетного прикладного дослідження на тему: «Теорія побудови та методи реалізації в реальному часі міждисциплінарних математичних моделей зміни стану складних об'єктів» (державний реєстраційний номер 0114U000569), у якій автором розроблено математичне забезпечення прикладної програмної системи моніторингу зворотного гортанного нерва, яке, на відміну від існуючих, встановлює частотний діапазон та інтервальні оцінки енергії інформаційного сигналу, і, тим самим, забезпечує основну вимогу безпомилкового виявлення зворотного гортанного нерва;

– кафедральної науково-дослідної роботи на тему: «Макромодельовання складних систем та процесів в умовах структурної невизначеності на основі неточних даних» (державний реєстраційний номер 0111U010356), у якій автором:

- 1) розроблено архітектуру прикладної програмної системи моніторингу зворотного гортанного нерва;
- 2) удосконалено інформаційну технологію виявлення зворотного гортанного нерва.

**Голова комісії**

декан факультету комп'ютерних  
інформаційних технологій,  
керівник НДР, д.т.н., проф.

М.П.Дивак

**Члени комісії:**

Зав.відділом науково-дослідних  
робіт та маркетингу НДІ ІРД

В.І.Письменний

Начальник відділу прогнозування  
і маркетингу

О.Р.Кушнір

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Головний лікар Тернопільської  
міської комунальної лікарні швидкоїГригорівський Я.Ф.  
2016 р.

про впровадження результатів дисертаційної роботи  
Надлецької Наталії Ігорівни  
**«Математичне та програмне забезпечення системи виявлення зворотного  
гортанного нерва»**

У процесі проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі використано результати дисертаційної роботи здобувача кафедри комп'ютерних наук Тернопільського національного економічного університету Надлецької Наталії Ігорівни, а саме:

– прикладне програмне забезпечення системи моніторингу зворотного гортанного нерва, яке відрізняється від інших систем інтегрованим використанням модулів читання, сегментації, виявлення інформативних ознак сигналу – реакції на подразнення зворотного гортанного нерва та модулем прийняття рішень, реалізованих в різних програмних середовищах, яке у сукупності забезпечує використання прикладної програмної системи в режимі реального часу;

– інформаційну технологію виявлення зворотного гортанного нерва, яка, на відміну від існуючих, ґрунтується на математичних моделях інформативних ознак та інтервальному аналізі енергетичного спектру інформаційного сигналу.

Під час використання удосконаленої інформаційної технології та розробленого прикладного програмного забезпечення системи виявлення зворотного гортанного нерва не виявлено жодного випадку його пошкодження під час хірургічної операції.

Відповідальний за впровадження  
д.мед.н., професор кафедри загальної та  
оперативної хірургії з  
топографічною анатомією  
Тернопільського державного медичного  
університету ім. І.Я. Горбачевського

В.О.Щегольовський



## ДОДАТОК Б

## Лістинг програмного коду

```

using System;
using System.Collections.Generic;
using System.Configuration;
using System.Diagnostics;
using System.IO;
using System.Linq;
using System.Reflection.Emit;
using System.Text;
using System.Threading.Tasks;
using MApp;

namespace RecurrentLaryngealNerve
{
    class DataProvider
    {
        public static Double[]
GetEnergyValues(AudioSegment segment)
        {
            MatLabExecuter<Double[]> executer = new
MatLabExecuter<Double[]>();

            InvokeResult<Double[]> result =
executer.ExecuteFunction(Path.Combine(Settings.Ma
inPath, "GetInformetionalCharacteristics"),
            segment.GetParameters());

            if (result.Exception != null)
            {
                throw result.Exception;
            }
            return result.Value;
        }
    }

    public class AudioSegment
    {
        public String SegmentId { get; set; }
        public DateTime BeginDateTime { get; set; }
        public DateTime EndDateTime { get; set; }
        public Stream Segment { get; set; }
        public Byte[] SegmentDigits { get; set; }

        public Object GetParameters()
        {
            return
ParameterBuilder.GetParameters(SegmentId,
Segment, SegmentDigits);
        }
    }

    public class InvokeResult<T>
    {
        public T Value { get; set; }
        public Exception Exception { get; set; }
    }

    public class MatLabExecuter<T>:IDisposable
    {
        private MApp.MApp matlab;
        private Stopwatch stopwatch;

        public MatLabExecuter()
        {
            log.AppendText("Creating MATLAB
objectn");
            matlab = new MApp.MApp();
            log.AppendText("MATLAB object
createdn");
            log.AppendText("Creating Stopwatch
objectn");
            stopwatch = new Stopwatch();
            log.AppendText("Stopwatch object
createdn");

            log.AppendText("Changing MATLAB
working dir to C://MatLab/StudioMatlab");
            matlab_Command("cd
C://MatLab/StudioMatlab");
            matlab_Command("pwd");
        }

        public InvokeResult<T>
ExecuteFunction(String functionPath, Object
parameters)
        {
            InvokeResult<T> result = new
InvokeResult<T>();
            stopwatch.Start();
            if (File.Exists(functionPath))
            {
                String ans = matlab.Execute(functionPath);
                stopwatch.Stop();
                matlabLog.AppendText(">> " +
functionPath + " [" +
stopwatch.ElapsedMilliseconds.ToString() + " ]n");
                stopwatch.Reset();
                matlabLog.AppendText(ans);

                result.Exception = matlab.Exeptions;
                if (result.Exception == null)
                {
                    result.Value =
MatLabResultParser.ParseObject(typeof (T), ans);
                }
            }
            return result;
        }

        public void Dispose()
        {
            stopwatch.Dispose();
            matlab.Clear();
            matlab.Dispose();
        }
    }
}

```

## ДОДАТОК В

### Графічний інтерфейс користувача

Повідомлення на екрані монітора для хірурга під час перегляду операції.

