

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Тернопільський національний економічний університет
Факультет комп'ютерних інформаційних технологій
Кафедра комп'ютерних наук

ШКЛЯРЕНКО Юлія Анатоліївна

**Програмна система для експериментального
дослідження тканин хірургічної рани на органах
ший/ Software for experimental research the tissues
in surgical wound on the organs of neck**

спеціальність: 8.05010301 - Програмне забезпечення систем
магістерська програма - Програмне забезпечення систем

Магістерська робота

Виконала студентка групи
ПЗСм-21
Ю. А. Шкляренко (Гордієвич)

Науковий керівник:
к.т.н., старший викладач
ВОЙТЮК І.Ф.

Магістерську роботу допущено
до захисту:

" ___ " _____ 20__ р.

Завідувач кафедри
_____ **А. В. Пукас**

ТЕРНОПІЛЬ - 2016

ВСТУП

Актуальність теми. В останні роки у світі та в Україні зокрема зросла кількість захворювань щитовидної залози, які потребують хірургічного втручання. Під час проведення хірургічних операцій в області шиї й операцій на щитовидній залозі постає проблема збереження цілісності та функціональності гортанних нервів, пошкодження яких веде до обмеження деяких функцій гортані та "втрати" голосу в тому числі.

Найчастіше пошкодження зазнає саме зворотній гортанний нерв (ЗГН), яке зазвичай не діагностується хірургами інтраопераційно, а підозри щодо зниження його функціональності з'являються лише в післяопераційному періоді при розвитку вираженої клінічної картини.

На сьогодні використовувані у світовій практиці пристрої не забезпечують гарантії виявлення серед тканин хірургічної рани власне ЗГН. Слід зазначити, що одним з недоліків таких пристроїв можна вважати відсутність візуалізації розміщення ЗГН на області хірургічного втручання.

Одним із способів вирішення проблеми інтраопераційної ідентифікації гортанних нервів та зменшення частоти їх травм є застосування електрофізіологічного методу, який включає в себе три складові частини: подразнення середовища хірургічної рани електричним струмом, реєстрація та збереження реакції на подразнення у вигляді сигналу та подальшого його опрацювання [2].

Проте, актуальною залишається задача створення програмної системи, побудованої на основі вище зазначеного методу, яка б використовувалась хірургом у процесі проведення хірургічної операції на щитовидній залозі в реальному часі. Використання такої системи дозволить спростити та пришвидшити процес ідентифікації гортанного нерва, і як наслідок достовірніше розпізнавати його серед

інших тканин хірургічної рани та зменшити ризик його пошкодження хірургічними інструментами під час проведення операцій в області шії.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Магістерська робота виконувалась відповідно до індивідуального плану виконання випускної роботи, затвердженого на засіданні кафедри комп'ютерних наук Тернопільського національного економічного університету.

Мета і задачі дослідження. Метою магістерської роботи є розробка математичного забезпечення та прикладної програмної системи моніторингу ЗГН в режимі реального часу у процесі хірургічної операції на щитоподібній залозі для забезпечення мінімізації ризику його пошкодження.

Для досягнення цієї мети необхідно 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;
- створити математичне забезпечення та архітектуру прикладної програмної системи моніторингу ЗГН, яка б урахувала: різномірність середовища реалізації програмних модулів; функціонування різномірних модулів як єдиної системи націленої на вискоєфективний моніторинг області хірургічного втручання в реальному часі;
- удосконалити інформаційну технологію виявлення ЗГН, яка б забезпечувала зниження ризику його пошкодження .

Об'єкт досліджень. Процеси моніторингу ЗГН на основі аналізу електрофізіологічних властивостей тканин хірургічної рани щитоподібної залози.

Предмет досліджень. 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 якого використано об'єктно-орієнтований підхід, а для його створення – 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 модулем прийняття рішень, реалізованих в різних програмних середовищах, яке 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 одержаних 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.

Особистий внесок студента. Результати дипломної роботи було досягнуто автором самостійно. Зокрема автором було проведено дослідження існуючих методів оцінювання відвідуваності сайтів та запропоновано власний удосконалений метод для нагромадження даних і їх аналізу засобами побудови теплових карт.

Апробація результатів дипломної роботи. Основні результати роботи представлено та обговорено на Всеукраїнській школі-семінарі молодих вчених і студентів «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології» АСІТ'2014 – Тернопіль. – 16-17 травня 2014 р.

Публікації. По результатам роботи опубліковано одну працю в матеріалах школи-семінару. Копія публікації наведена у додатку Б.

РОЗДІЛ 1

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

1.1. Огляд існуючих технологій для виявлення ЗГН

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 «фізичний принцип фіксації реакції подразнення» (третья 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 технічних системи інтраопераційного нейромоніторингу: NEUROSIGN та NIM[®].

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, проведемо короткий аналіз їх недоліків та переваг.

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 [Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.]. 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 [Ошибка! Источник ссылки не найден.].

- 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 [**Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.**]. 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. Даний спосіб дає змогу перевірити цілісність ЗГН, проте не завжди можна підтвердити повну функціональність голосових зв'язок [**Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.**].

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 [].

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 – випадки, коли ЗГН здавлений або розтягнений, подібної реакції не відбудеться. У 15% прооперованих пацієнтів даним способом відповіді на

подразнення ЗГН не було [Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.].

- 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 [Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.]. 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 [Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.].

- Моніторинг рухів голосових зв'язок за допомогою балона.

Тиск у балоні змінюється внаслідок скорочення м'язів і реєструється спеціальним пристроєм. Цей спосіб є мало ефективним 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 [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**]. У випадку спазму м'язів гортані, нерухомості голосових зв'язок чи при русі тільки однієї зв'язки спостерігаються помилкові результати [**Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.**].

- Використання внутрішньом'язових електродів.

Цей спосіб, запропонований Basmajian 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 [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**].

- 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) [**Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.**]. Інтраопераційне подразнення тканин хірургічної рани відбувається імпульсним електричним струмом із силою 0,5-1 мА. Зміна електричного опору на електродах реєструється комп'ютером, виводиться на екран монітора у вигляді осцилограми, яка супроводжується звуком. Цей спосіб контролю ЗГН на хірургічній рані на сьогодні вважається найбільш досконалим і достатньо чутливим, тим самим дозволяє значно зменшити ризик післяопераційних ускладнень. Суттєвим недоліком даного способу є складність його виконання 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 вказати про 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 [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**] ефективність різних способів моніторингу ЗГН коливається в межах 65-90 % і залежить від багатьох чинників: збої в роботі стимулятора та індикатора через проблеми із точним встановленням ендотрахеальної трубки. Кров на хірургічній рані та слиз, що потрапляє на електроди, теж є невід'ємною перешкодою, затримка в передачі нервових імпульсів через набряк тканин тощо. Перелічені способи виявлення ЗГН технічно складні, високовартісні та вимагають додаткового персоналу під час операції. 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 [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**]. Внаслідок цього даний спосіб є малоефективним.

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

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, шії і спинного мозку, для запобігання їх травмування [**Ошибка! Источник ссылки не найден.,Ошибка! Источник ссылки не найден.**].

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. Звуковий сигнал сприймається головними навушниками.

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, якщо нервово-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, що проводяться. 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 [**Ошибка! Источник ссылки не найден.Ошибка! Источник ссылки не найден.**].

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 він реєструє 8-канальну електроміограму. 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 роздруковувати протоколи дослідження для історії хвороби [**Ошибка! Источник ссылки не найден.Ошибка! Источник ссылки не найден.**].



Рис.1.3. Нейромонітор NIM-NEURO® 3.0.

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 [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**].

Згідно даних, опублікованих у праці [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**] виявлення ЗГН на хірургічній рані без систем контролю нервової тканини вдається у 21-36% випадках, з використанням інтраопераційного нейромоніторингу – 86-100%.

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 відсутність використання спектральних характеристик сигналу- реакції на подразнення тканин хірургічної рани.

1.2. Спосіб ідентифікації гортанних нервів

Сучасні технічні засоби, які використовують в таких операціях, унеможливають візуалізацію процесу виявлення гортанного нерва.

Розглянемо коротко особливості анатомічної будови щитоподібної залози. Щитоподібна залоза знаходиться на передній поверхні шиї, в зоні, винятково багатій важливими анатомічними утвореннями – судинами, нервами та ін. [1]. Пошкодження будь-якого органу потенційно небезпечне і може привести до серйозних післяопераційних проблем. На рис 1.1. наведено взаємне розміщення щитоподібної залози та гортанного нерва [2, 3].

Верхні гортанні нерви проходять бічною поверхнею гортані на рівні верхнього полюса часток щитоподібної залози. При операціях можливе їх пошкодження, яке призводить до швидкої "стомлюваності" голосу і може бути причиною серйозних

проблем, особливо у пацієнтів, професійно пов'язаних з голосовими навантаженнями (співаків, учителів).

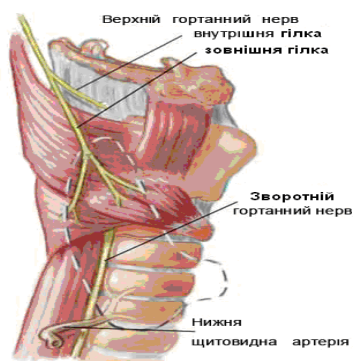


Рисунок 1.1 – Взаємне розміщення щитоподібної залози (пунктиром показаний контур частки щитоподібної залози), верхніх і нижніх гортанних нервів

Зворотні (нижні гортанні) нерви проходять біля задньої поверхні щитоподібної залози, найчастіше безпосередньо біля її капсули, та прямують з грудної клітки до голосових складок. Товщина нервів 2-5 мм, нерідко нерв проходить не одним, а декількома тонкими стовбурами. Гортанні нерви можуть проходити у різних пацієнтів по-різному [1], може варіюватися кількість і діаметр їхніх гілок, тому хірург, що оперує на щитоподібній залозі повинен бути добре поінформований про можливі анатомічні варіанти положення нервів, а також мати в своєму розпорядженні досвід їхньої ідентифікації під час операції і збереження цілісності.

Описані вище анатомічні особливості щитоподібної залози зумовлюють високу складність операцій на цьому органі. Саме тому необхідні технічні засоби, які допомагають виявити гортанні нерви і уникнути їхнього ушкодження.

Процес візуалізації гортанного нерва є надзвичайно складний і включає операцію його виявлення. При цьому для візуалізації нерва використовують оптичні засоби спостереження незалежно від способів виявлення.

При застосуванні електрофізіологічного способу ідентифікації гортанних нервів подразнюються тканини в хірургічній рані змінним струмом фіксованої частоти, при якій забезпечується мала провідність електричного сигналу м'язовими тканинами і висока провідність електричного сигналу гортанним нервом та м'язами,

які керують натягом голосових зв'язок, з подальшою реєстрацією скорочення голосових зв'язок на даній частоті звуковим сенсором, встановленим у дихальній трубці, з подальшим його перетворенням у електричний сигнал, а вихідний інформаційний сигнал, який характеризує наближеність до гортанного нерва, визначають за зміною амплітуди електричного струму заданої частоти.

Результат експериментів також підтвердив, що чим більша відстань від точки подразнення до гортанного нерва, тим менша амплітуда інформаційного сигналу. Це пояснюється зменшенням провідності м'язової тканини при збільшенні відстані до зворотного гортанного нерва. Оскільки живі тканини володіють лабільністю – здатністю залежно від особливостей обмінних процесів у тканинах відповідати на подразнення певною кількістю хвиль збудження (збуджуватися за одиницю часу певну кількість раз), наприклад, нервові волокна здатні відтворювати до 1000 імпульсів за секунду, посмугований м'яз – 200-250 імпульсів за секунду. У живій тканині немає вільних електронів, і тому вона не може бути уподібнена до металевих провідників, електричний струм в якому є впорядкованим рухом вільних електронів. Більшість тканин тіла людини містить значну кількість води (до 65% від ваги), тому живу тканину можна розглядати як електроліт, тобто розчин, що розкладається хімічно при проходженні по ньому струму, і, таким чином, вважати, що вона має іонну провідність. Інакше кажучи, можна вважати, що перенесення електричних зарядів в живій тканині здійснюється не вільними електронами, як у металевих провідниках, а зарядженими атомами або групами атомів - іонами [4].

Існуюче технічне та програмне забезпечення, яке дозволяє визначити область для безпечного хірургічного втручання і знизити ризик пошкодження гортанного нерва [5] потребує удосконалення програмної частини.

В основу способу ідентифікації гортанного нерва з інших тканин хірургічної рани при проведенні хірургічних операцій на щитоподібній залозі поставлено підвищення точності виявлення місцезнаходження гортанного нерва в хірургічній рані, підвищення достовірності його ідентифікації.

Поставлена задача вирішується тим, що подразнення тканин в хірургічній рані здійснюється змінним струмом фіксованої частоти, для якого забезпечується мала провідність електричного сигналу м'язовими тканинами і висока провідність електричного сигналу гортанним нервом та м'язами, які керують натягом голосових зв'язок, з подальшою реєстрацією скорочення голосових зв'язок на даній частоті звуковим сенсором, встановленим у дихальній трубці, розміщеній у гортані пацієнта, з подальшим його перетворенням у електричний сигнал, а вихідний інформаційний сигнал, який характеризує наближеність до гортанного нерва, визначають за зміною амплітуди електричного струму заданої частоти.

Ілюстрацію запропонованого способу зображено на рис. 1.2 [5].

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

У дихальну трубку – 1, що розміщена у гортані пацієнта – 2, встановлено сенсор звукових коливань – 3, розміщений над голосовими зв'язками – 4. За допомогою щупа – 5 зондують тканини у хірургічній рані – 6. Щуп – 5 з'єднаний з генератором змінного струму – 7 силою від 0,5 – 2 мА та фіксованою частотою, для якої забезпечується мала провідність електричного сигналу м'язовими тканинами і висока провідність електричного сигналу гортанним нервом на м'язи, які керують натягом голосових зв'язок.

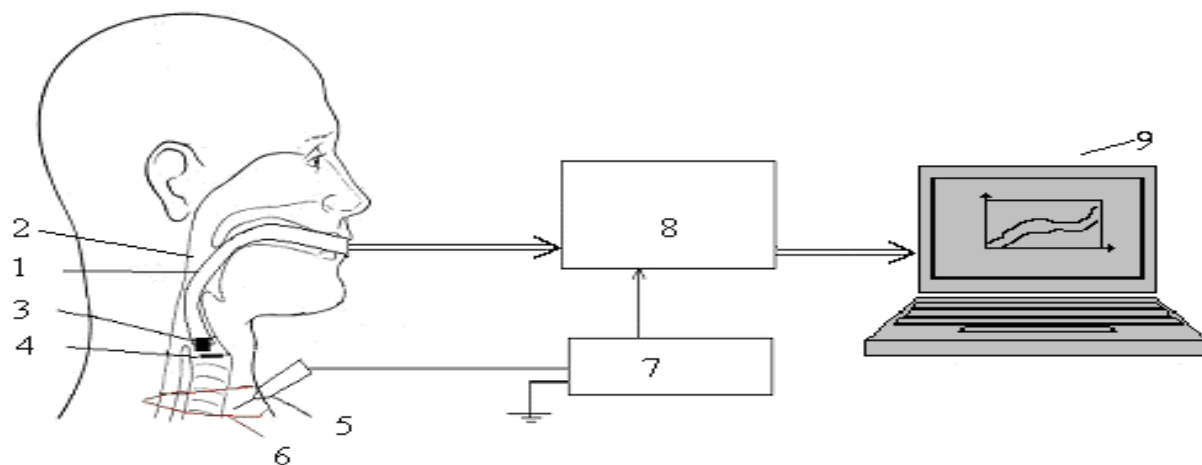


Рисунок 1.2 – Схема отримання інформаційного сигналу для ідентифікації гортанного нерва

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 гортанним нервом, амплітуда модульованого звукового сигналу буде пропорційна відстані від точки встановлення щупа до гортанного нерва на хірургічній рані. Ці коливання фіксуються звуковим сенсором – 3, перетворюються у електричний сигнал, підсилюються підсилювачем – 8 і подаються на стандартний аудіовхід звукової картки комп'ютера – 9, де проводиться опрацювання вказаного сигналу. Вихідний інформаційний сигнал характеризує наближеність розміщення щупа до гортанного нерва. Його визначають за зміною амплітуди виділеного електричного синусоїдального сигналу заданої частоти, при зменшенні відстані до нерва амплітуда сигналу збільшується.

1.3. Аналіз математичного забезпечення в задачі виявлення зворотного гортанного нерва в процесі операції на щитоподібній залозі

При застосуванні електрофізіологічного способу **[Ошибка! Источник ссылки не найден.]** виявлення ЗГН звуковий сигнал – реакція голосових зв'язок на подразнення тканин хірургічної рани щитоподібної залози змінним струмом, опрацьовується (рис.1.5) 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, а 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 ППП MatLab, описаних у праці [Ошибка! Источник ссылки не найден.].

Зважаючи на те, що отриманий звуковий сигнал містить інформацію про характер точки подразнення - м'язова тканина чи ЗГН, то на наступному етапі проводиться виділення інформативних характеристик. У відомому способі [Ошибка! Источник ссылки не найден.] 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 [].

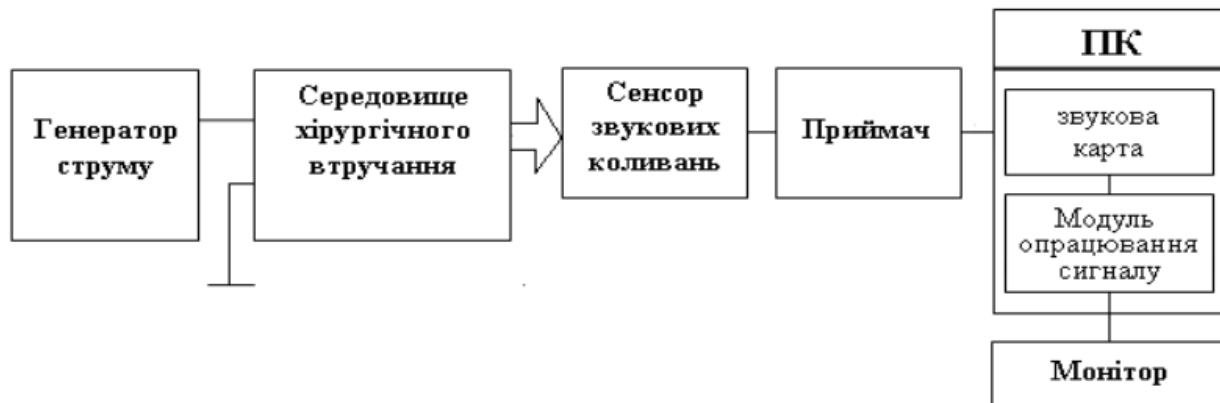


Рис.1.5. Структурна схема засобів опрацювання інформаційного сигналу []

Задача побудови області безпечного хірургічного втручання виникає при проектуванні технічних засобів, які використовують під час хірургічних операцій на щитоподібній залозі способом, описаним у праці [Ошибка! Источник ссылки не найден.], де необхідно забезпечити зниження ризику пошкодження ЗГН. Вказану

задачу автори засобів моніторингу ЗГН, описаних в праці [Ошибка! Источник ссылки не найден.] розв'язують в спосіб побудови математичної моделі розподілу максимальної амплітуди інформаційного сигналу на хірургічній рані у вигляді моделі «чорної скриньки», зображеної на рисунку 1.6.

Входами є координати області хірургічного втручання (x, y) , виходом – значення амплітуди інформаційного сигналу інтервального виду $[U_{\max}^-; U_{\min}^+]$

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

Інтервальне представлення похибки пов'язане із шумами у звуковому діапазоні частот, похибками апроксимації та похибками визначення координат (x, y) [Ошибка! Источник ссылки не найден.]. Варто зауважити, що останні не враховані як при побудові моделі так і при побудові області безпечного хірургічного втручання.

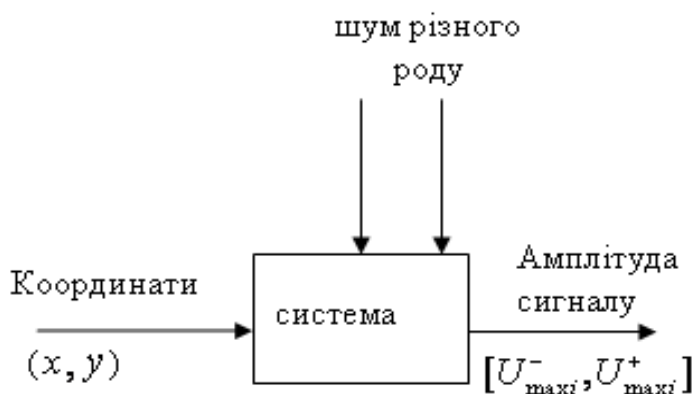


Рис.1.6. Загальна модель для області хірургічного втручання у вигляді «чорної скриньки»

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

Схему отримання експериментальних даних зображено на рис.1.7.

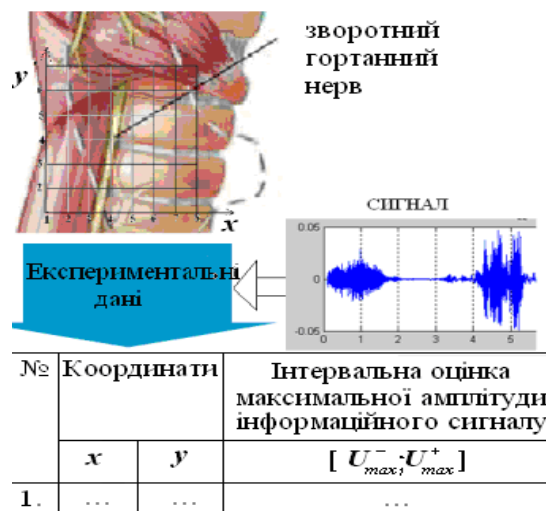


Рис. 1.7. Схема отримання експериментальних даних []

Структуру моделі залежності максимальної амплітуди отриманого сигналу від координат хірургічної рани, при такій постановці задачі, автори способу [Ошибка! Источник ссылки не найден.] розглядають у вигляді лінійно-параметричного рівняння

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

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 збільшення часу проведення операції.

Другою 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 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. У цьому випадку необхідно розглянути можливість застосування інших математичних методів більш «глибшого» опрацювання інформаційних характеристик сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани, наприклад, які ґрунтуються на спектральному аналізі інформаційного сигналу.

Важливою проблемою також є неоднорідність програмного середовища в якому повинно бути виконане 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. Питання програмного забезпечення існуючої системи вимагає окремого аналізу.

1.4. 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 [Ошибка! Источник ссылки не найден.], здійснюють за алгоритмом, наведеним на схемі рисунок 1.8. [].

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

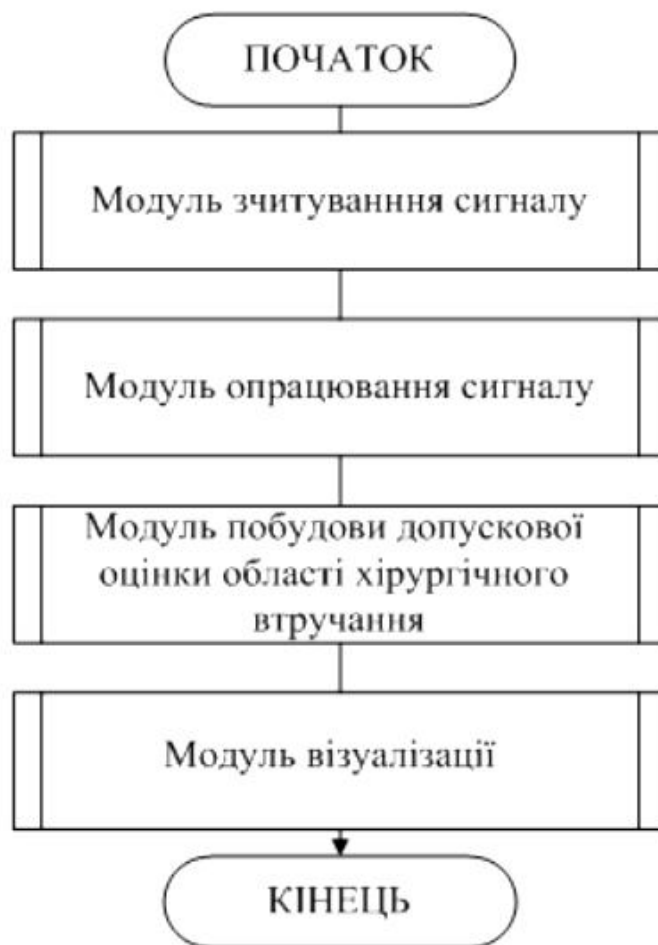


Рис.1.8. Узагальнена блок-схема алгоритму функціонування програмного забезпечення []



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

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.

Також цей спосіб опрацювання інформаційного сигналу має інший суттєвий недолік, а саме низьку чутливість. Тобто амплітуда сигналу є достатньо велика при подразненні безпосередньо гортанного нерва 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 про класифікована, як нерв, 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.

Невирішеною в існуючому програмному комплексі 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 різних середовищ для процедур опрацювання інформаційного сигналу породжує ще одну проблему застосування існуючого ПЗ. 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 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.

Різноманітна 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 вискоєфективний 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, реалізоване 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 вища за вартістю, 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 [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**], розробка нової архітектури та всього програмно-технічного комплексу для моніторингу в реальному режимі часу тканин хірургічної рани, з метою безпомилкового виявлення розміщення ЗГН.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1

1. Проведено дослідження існуючих технічних засобів і способів виявлення гортанного нерва. Визначено основні проблеми, які виникають перед дослідниками та лікарями при проведенні хірургічних операцій в області шиї.

2. Досліджено існуючі методи цифрового опрацювання сигналів та визначено програмні засоби для їх здійснення.

3. Проведено аналіз способу ідентифікації гортанного нерва на основі застосування електрофізіологічної діагностики під час проведення хірургічних операцій на щитоподібній залозі, визначено особливості проведення досліджень та виявлення гортанного нерва.

4. Проведення великої кількості операцій в області шиї та існування великих ризиків пошкодження гортанних нервів, що призводять до обмеження функцій дихальної системи людини, потребує удосконалення системи виявлення гортанних нервів під час проведення хірургічних операцій.

5. Зважаючи на задачу дослідження, а саме розробку засобів для збереження, опрацювання та виділення інформативної складової сигналу, отриманого при застосуванні електрофізіологічної ідентифікації гортанного нерва з тканин хірургічної рани з метою уникнення його ушкодження та особливості цифрового опрацювання сигналів, існуючі бібліотеки функцій опрацювання сигналів для розробки програмного модуля запропоновано середовище MATLAB.

РОЗДІЛ 2

МОДЕЛЮВАННЯ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

2.1. Математичне забезпечення програмної системи моніторингу зворотного гортанного нерва

2.1.1. Спектральні характеристики інформаційного сигналу в системі для виявлення зворотного гортанного нерва

Як відомо, спектр сигналу є однією із його основних характеристик. Враховуючи, що подразнення тканин хірургічної рани проводиться електричним струмом із заданою частотою, то було висловлено гіпотезу, 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.2.4.

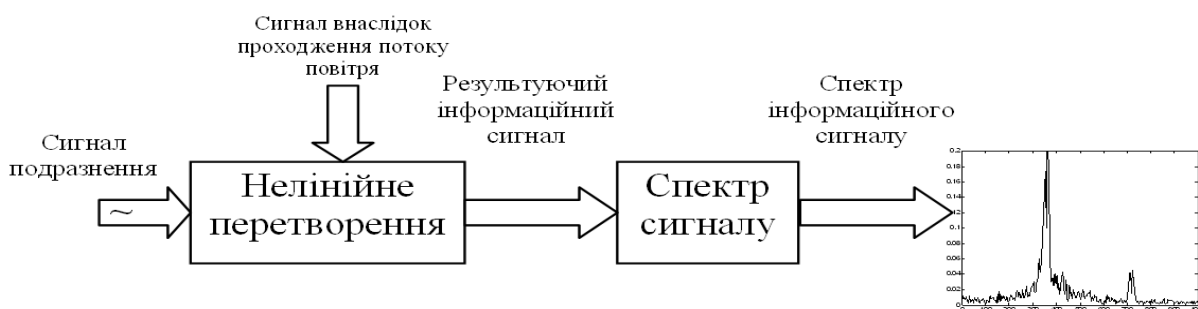
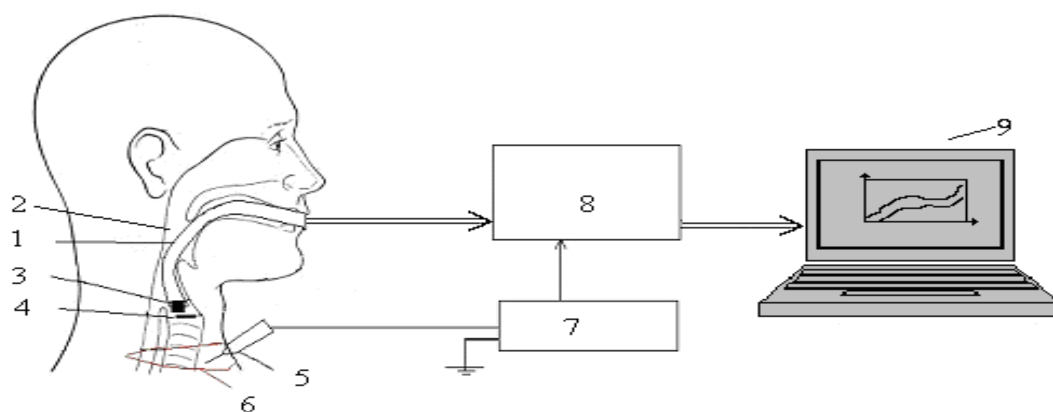


Рис.2.5. Схема отримання спектральних складових сигналу подразнення

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 є 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 [] описана природа процесів передачі електричних імпульсів через нерви з метою управління м'язовими тканинами. Зокрема і процес передачі імпульсу зворотнім гортанним нервом 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 розроблено пристрій, 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, розміщеній 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.

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 зворотного гортанного нерва [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**], у даному випадку відсутній смуговий фільтр для виділення в інформаційному сигналі складової сигналу подразнення.

Вихідний інформаційний сигнал, 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 проведено в середовищі Matlab за допомогою функції FFT.

В процесі досліджень 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 320Гц.

Рис. 2.7(а) ілюструє типовий для першої групи пацієнтів звуковий сигнал, отриманий внаслідок проходження потоку повітря через дихальні шляхи, сигнал - реакцію на подразнення зворотного гортанного нерва (8 секунда), а також спектр цього сигналу. Із рисунку також видно, що у спектрі виділеного сигналу не спостерігається спектральна складова сигналу подразнення на частоті 320Гц. 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 зворотного гортанного нерва відомим способом [] для цієї групи пацієнтів, адже смуговий фільтр в межах частоти сигналу подразнення зворотного гортанного нерва повністю «подавляв» інформаційний сигнал – реакцію на подразнення.

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 його спектр. Із рисунку також видно, що у спектрі

виділеного сигналу переважає спектральна складова на частоті (320Гц) подразнення ЗГН. Додаткові дослідження показали, що така ситуація є типовою для значної групи пацієнтів, що забезпечувало надійну ідентифікацію розміщення ЗГН існуючим способом [] для цієї групи пацієнтів.

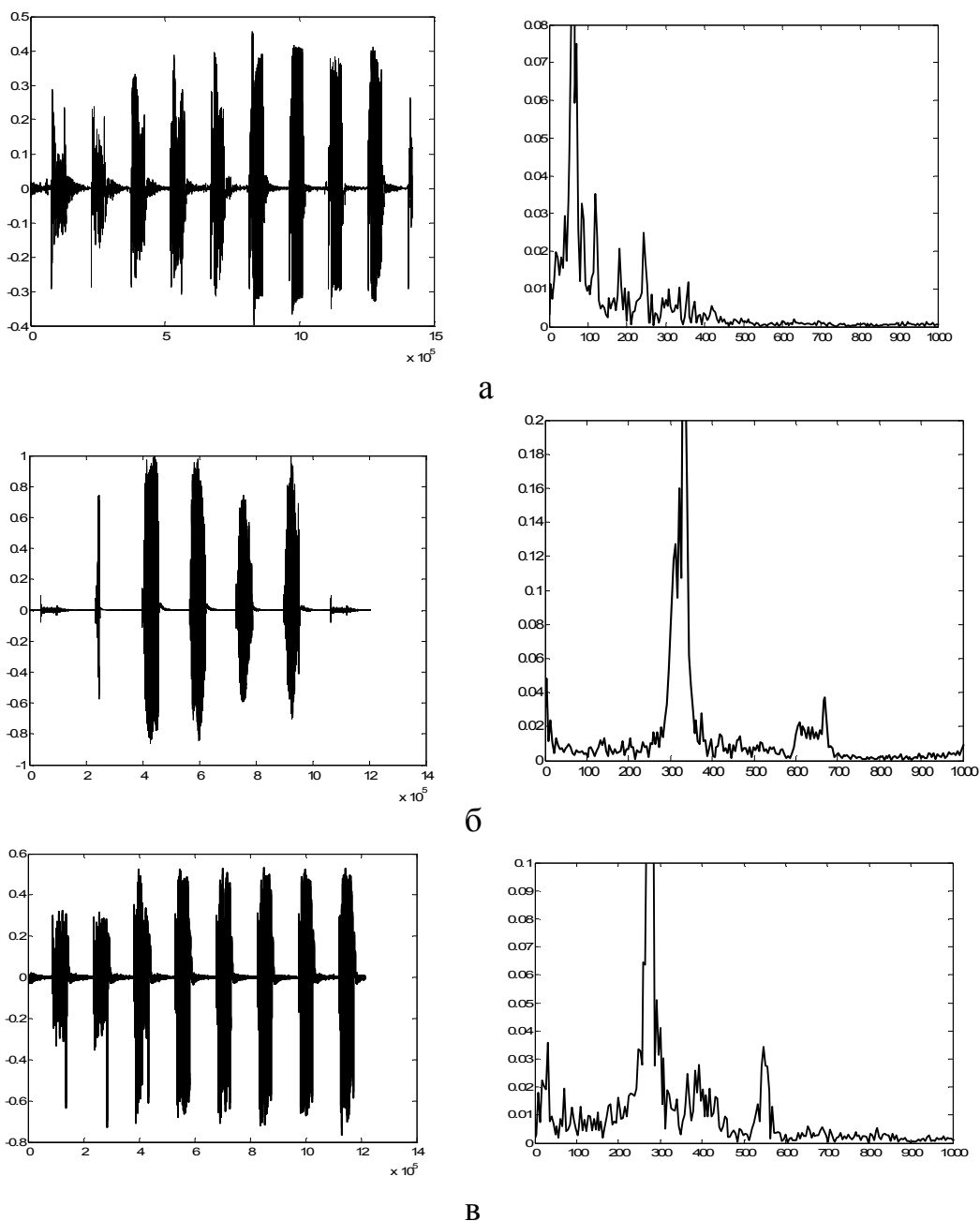


Рис.2.7. Фрагменти інформаційного сигналу та відповідні їх спектри

На кінець рис. 2.7(в) ілюструє типовий для третьої групи пацієнтів звуковий сигнал, отриманий внаслідок проходження потоку повітря через дихальні шляхи, сигнал – реакцію на подразнення зворотного гортанного нерва (4 секунда), а також спектр 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 зворотного гортанного нерва здійснювалося на частоті 320Гц. 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 зворотного гортанного нерва існуючим способом [] для цієї групи пацієнтів.

В процесі досліджень також встановлено:

- 1) чим нижча частота змінного струму для подразнення зворотнього гортанного нерва, 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 певної групи пацієнтів унеможливають виявлення цієї компоненти існуючим способом [];
- 3) при наближенні точки подразнення на хірургічній рані до зворотного гортанного нерва спостерігаються специфічні звукові коливання, які можливо розпізнати на слух, що може слугувати надійною ознакою для ідентифікації відстані до гортанного нерва.

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

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

Інформаційний сигнал, отриманий способом, описаним в праці [Ошибка! Источник ссылки не найден.], містить фрагменти, пов'язані із проходженням повітряного потоку через гортань пацієнта під час його дихання і в результаті подразнення м'язової тканини чи ЗГН. Для виділення ділянок, що відповідають реакції на подразнення м'язової тканини або ж ЗГН проводимо сегментацію інформаційного сигналу. На рис. 2.23 для прикладу представлена сегментація двох інформаційних сигналів, отриманих під час подразнення тканин хірургічної рани у двох пацієнтів.

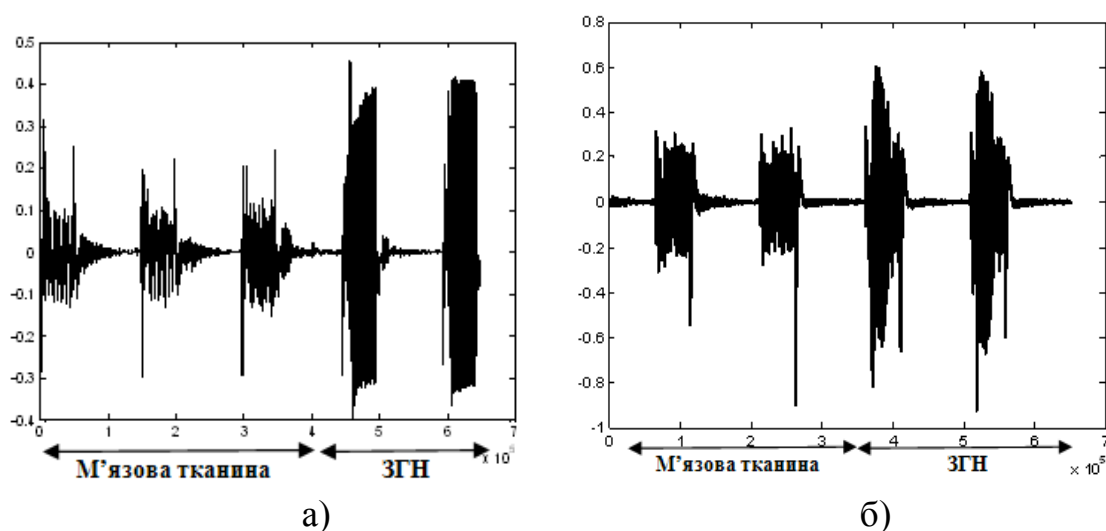


Рис. 2.23. Фрагменти інформаційного сигналу – реакції на подразнення м'язової тканини та ЗГН у двох пацієнтів: а) 1 пацієнт; б) 2 пацієнт.

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

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

Для зменшення впливу шумової компоненти інформаційного сигналу на його енергетичний спектр на наступному кроці знаходимо АКФ (2.15) для кожного виділеного фрагменту сигналу:

$$B_i(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} u_i(t)u_i(t - \tau)dt, \quad i=1, \dots, m. \quad (2.15)$$

На рис. 2.24 показано приклади виявлених АКФ для фрагментів сигналів, що відповідають реакції на подразнення м'язових тканин під час хірургічної операції у двох пацієнтів.

Вигляд АКФ фрагментів інформаційного сигналу, що відповідають реакції на подразнення ЗГН у вказаних вище 2 пацієнтів, представлена на рис.2.25.

Після побудови АКФ для кожного сегмента інформаційного сигналу, на наступному кроці застосовуємо перетворення Фур'є (1) [Ошибка! Источник ссылки не найден.] і отримуємо енергетичний спектр інформаційного сигналу:

$$|\dot{G}_{u_i}(f)|^2 = \Phi[B_{u_i}(\tau)] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} B_{u_i}(\tau) \cdot \cos(2\pi f\tau) d\tau, \quad i=1..m \quad (2.16)$$

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

Як показано в праці [], 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 $\pm 5\Gamma\zeta$) діапазоні частот. Разом з тим, енергетичний спектр інформаційного сигналу для різних пацієнтів може бути зміщений по частоті основної спектральної складової, але все рівно він зосереджений у вузькому діапазоні частот.

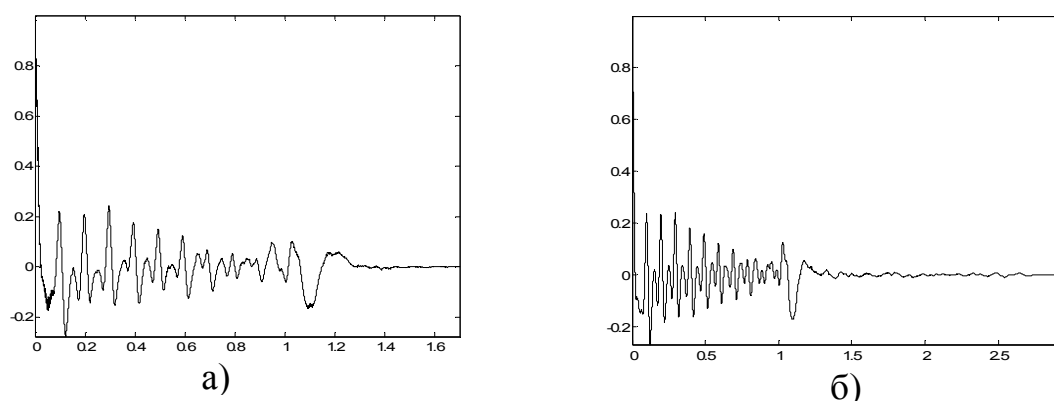


Рис. 2.24. Автокореляційна функція фрагментів інформаційних сигналів – реакції на подразнення м'язових тканин двох пацієнтів: а) 1 пацієнт; б) 2 пацієнт.

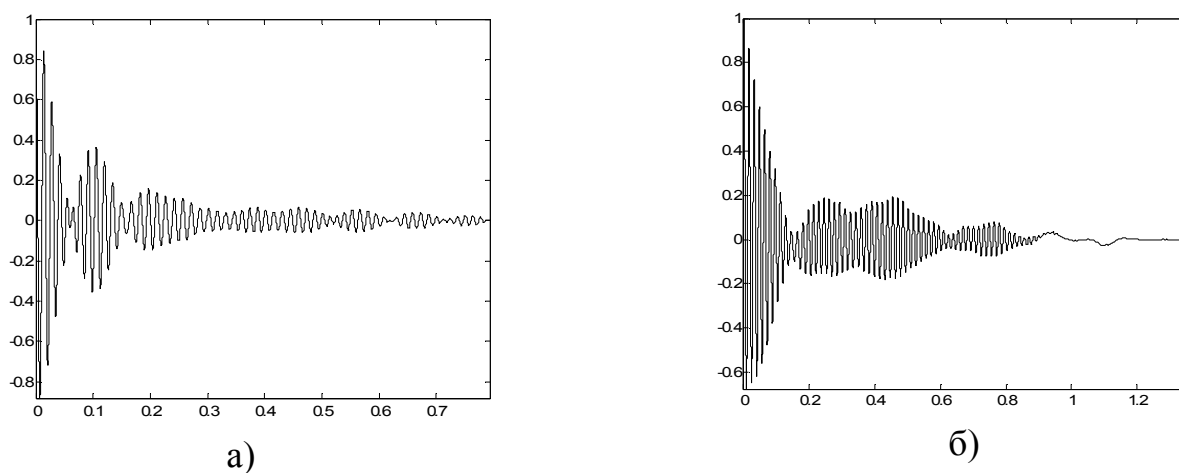


Рис.2.25. Автокореляційна функція фрагментів інформаційних сигналів – реакції на подразнення ЗГН двох пацієнтів: а) 1 пацієнт; б) 2 пацієнт.

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

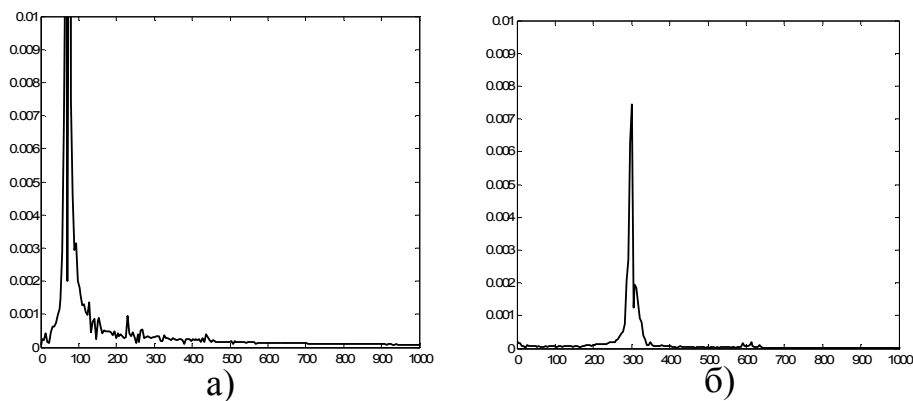


Рис.2.26. Спектри виявлених АКФ для фрагментів інформаційних сигналів, що відповідають реакції на подразнення ЗГН для прикладу у двох пацієнтів: а) 1 пацієнт; б) 2 пацієнт.

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 (2.17) основних спектральних складових:

$$E_i = \frac{1}{\pi} \int_{f_1}^{f_2} |\dot{G}_i(f)|^2 df, \quad i = 1..m, \quad (2.17)$$

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 (2.18) інформаційного сигналу, тобто:

$$\forall E_i \in [E^-; E^+], \quad i = 1, \dots, m \quad (2.18)$$

Для наведених у табл. 2.1 фрагментів інформаційного сигналу, отриманого під час подразнення тканин хірургічної рани, використовуємо запропонований метод аналізу енергетичного спектру інформаційного сигналу. Сегментацію

інформаційного сигналу здійснено з допомогою звукового редактора Audacity. Приклади сегментації для двох пацієнтів наведено на рис. 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 фрагментів сигналу для двох пацієнтів представлено на рис. 2.24 і 2.25.

Виділення енергетичного спектру АКФ фрагментів інформаційного сигналу проведено в середовищі MATLAB за допомогою функції FFT. Спектри виявлених АКФ для фрагментів інформаційних сигналів, що відповідають реакції на подразнення ЗГН для прикладу у двох пацієнтів, показано вище на рис. 2.26.

Для реалізації останнього кроку розроблено програмний модуль в середовищі MATLAB із застосуванням функції INTEGRAL. Зазначений модуль використано для отримання інтервальних оцінок енергії інформаційного сигналу, які характеризують тип тканини пацієнта на хірургічній рані. Інтервальні оцінки енергії $[E^-; E^+]$ інформаційного сигналу у вибраному діапазоні частот для фрагменту вибірки пацієнтів подано у табл. 2.1.

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 |

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).

Як бачимо, оцінки енергії інформаційного сигналу у випадку подразнення ЗГН суттєво перевищують оцінки енергії інформаційного сигналу, отриманого в процесі подразнення м'язової тканини. Як бачимо з рис. 2.27, інтервальні оцінки цієї енергії для кожного пацієнта різні, але отримані інтервали між собою не перетинаються в межах одного пацієнта, на відміну від того, як це було при виборі за інформативний параметр максимальну амплітуду інформаційного сигналу.

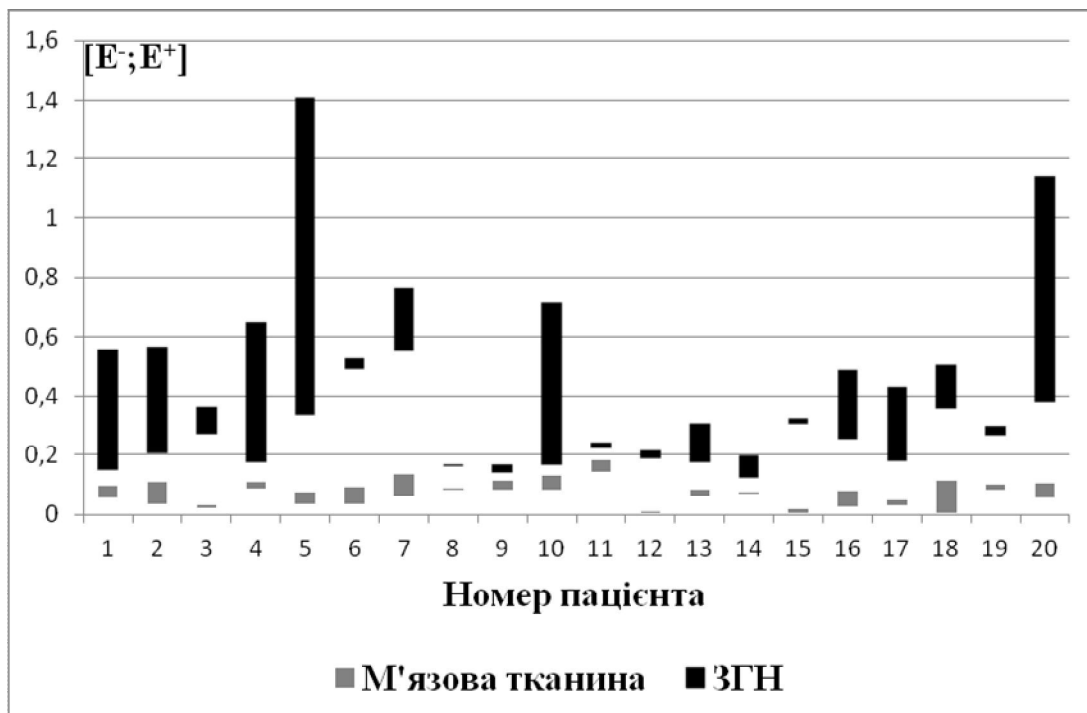


Рис. 2.27. Розподіл енергії складових спектру у вузькому діапазоні частот інформаційного сигналу – реакції на подразнення ЗГН та м'язової тканини

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 своєю чергою забезпечуватиме менший ризик пошкодження ЗГН в процесі хірургічної операції.

2.2. Моделювання ПЗ

2.2.1. Аналіз вимог до прикладної програмної системи моніторингу зворотного гортанного нерва

Спочатку сформулюємо функціональні вимоги до програмної системи:

1. зчитування сигналу зі звукового сенсора;
2. запис сигналу до медіа-файлу;
3. фільтрація дискретизованого сигналу;
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 не функціональні 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.

- Система повинна коректно працювати і 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

- Програмна надійність – програма повинна бути стійкою до різноманітних дій користувача.

- 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.

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

2.2.2. Архітектура та конструювання програмного комплексу для встановлення класифікаційних ознак тканин хірургічної рани

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

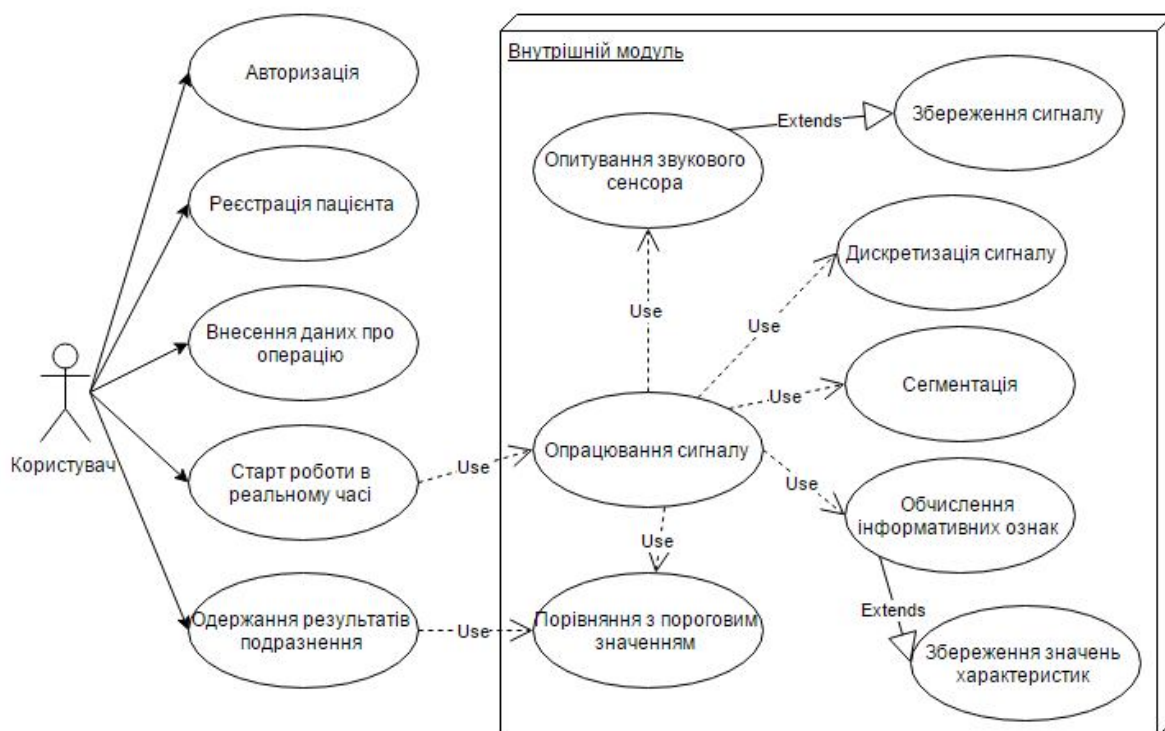


Рис. 3.1. UML діаграма варіантів використання

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 [] з метою виявлення ЗГН представлено 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 спектральними характеристиками інформаційного сигналу типовими для групи пацієнтів.

Внутрішній модуль системи безпосередньо здійснює обробку вхідних сигналів, визначає інформативні ознаки та видає результат роботи: чи даний сигнал отриманий внаслідок подразнення гортанного нерва 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 дістає з бази даних порогових значень, порівняння їх 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.

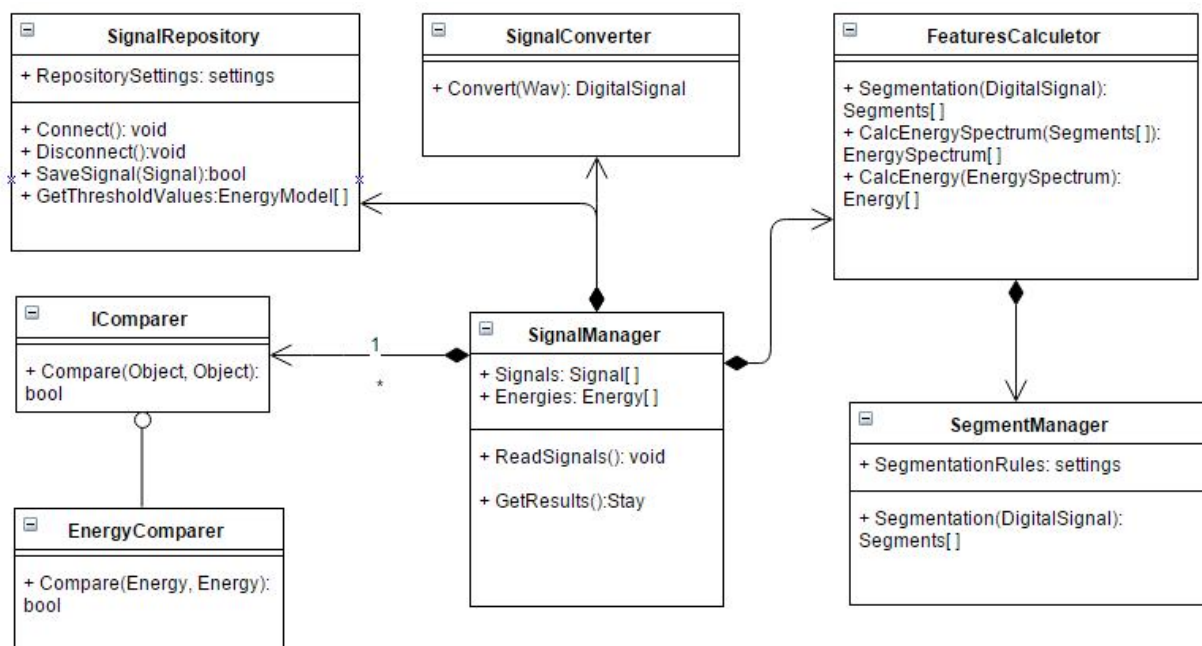


Рис.3.2. Діаграма класів

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.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

1. Встановлено, що існуюче математичне забезпечення системи виявлення зворотного гортанного нерва не дають можливість знайти область гарантованого безпечного хірургічного втручання.

2. В процесі досліджень проаналізовано відомий спосіб ідентифікації ЗГН на хірургічній рані за максимальним значенням амплітуди інформаційного сигналу.

3. Вперше створено метод отримання гарантованої оцінки області розміщення зворотного гортанного нерва на хірургічній рані, за рахунок попереднього збудження тканин хірургічної рани змінним струмом фіксованої частоти і подальшої побудови функції розподілу реакції на збудження у вигляді інтервальної моделі з гарантованим включенням амплітуди інформаційного сигналу реакції на збудження.

4. Вперше розглянуто задачу ідентифікації зворотного гортанного нерва в процесі операції на щитоподібній залозі шляхом аналізу автокореляційної функції сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани.

5. Вперше показано, що спектральні характеристики інформаційного сигналу не дають можливості виявити розміщення та відстань від точки подразнення хірургічної рани до гортанного нерва.

6. Проаналізовано метод спектрального аналізу інформаційного сигналу і встановлено, що існуючим способом неможливо ідентифікувати ЗГН у певної групи пацієнтів. Отже, існує великий ризик пошкодження ЗГН.

7. Вперше запропоновано новий метод для опрацювання інформаційного сигналу під час подразнення тканин хірургічної рани. Суть запропонованого методу полягає в сегментації отриманого інформаційного сигналу, встановленні АКФ кожного фрагмента і на цій основі визначення інтервальної оцінки енергії усього інформаційного сигналу у вибраному діапазоні частот. Запропонований метод усуває недоліки попередніх підходів до опрацювання інформаційного сигналу. Для тестової групи пацієнтів встановлено, що між інтервальними оцінками енергії у

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

+ по архітектурі

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

2. Запропоновано та обґрунтовано програмну систему для ідентифікації ЗГН під час хірургічного втручання на щитоподібній залозі в режимі реального часу, що значно зменшує ризик його пошкодження в порівнянні з відомими підходами.

3. Розроблена програмна система призначена для опрацювання потоку інформаційних сигналів, отриманих в результаті подразнення тканини хірургічної рани.

4. Програмна система надає можливість візуалізації на моніторі результати опрацювання отриманого інформаційного сигналу у вигляді повідомлення про тип тканини в точці подразнення хірургічної рани.

5. Проведено апробацію програмної системи для виявлення типу тканини хірургічної рани в процесі хірургічних операцій і підтверджено її функціональну придатність.

РОЗДІЛ 3

ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ

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

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

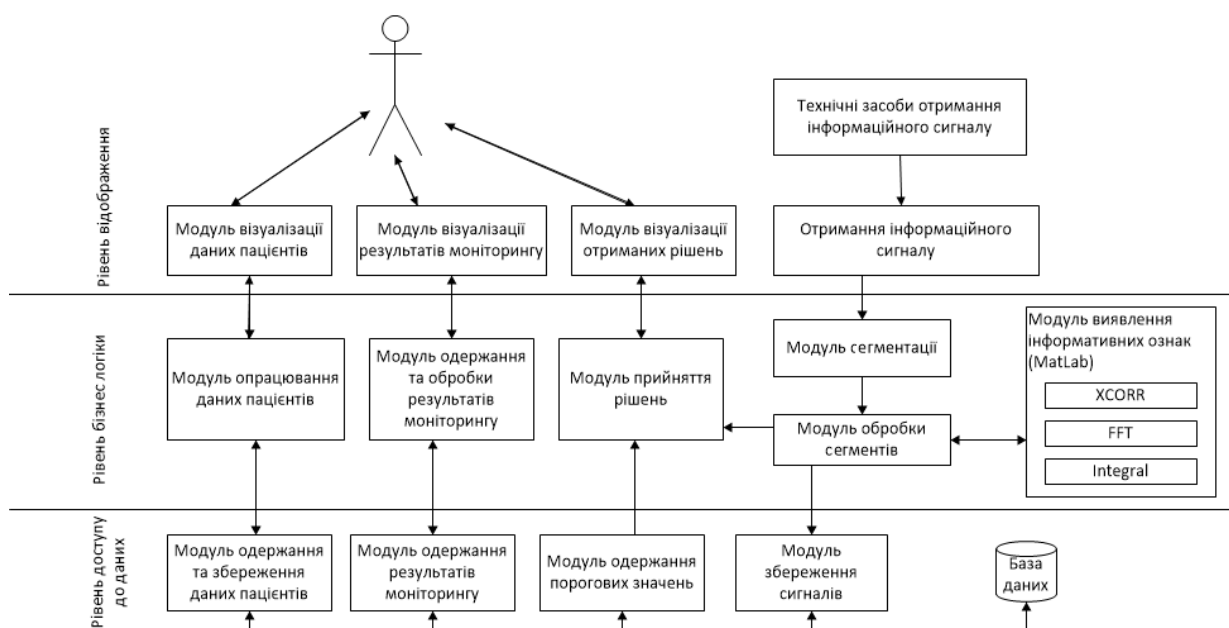


Рис.3.20. Архітектура прикладної програмної системи моніторингу зворотного гортанного нерва

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 якщо змінити певний модуль, то це ніяк не вплине на роботу 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, зокремо отримання звукового сигналу отриманого внаслідок подразнення рани пацієнта в ході проведення хірургічної операції на органах шії;

- 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 специфічно будує свої dll, як COM, так і NET, і, як наслідок, при прямому зверненні до MATLAB dll виникає повідомлення про помилку. Причина помилки полягає в тому, що при роботі MATLAB використовує свій набір класів, що забезпечують взаємодію користувачів з типами даних MATLAB. Тому перед початком виклику функції, що знаходиться в

dll, в програмному кодї C # (VB) необхідно підключити середовище MATLAB, яке надає доступ до методів і властивостей класів MATLAB.

Як уже зазначалося, MATLAB буде 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 нерв, це рішення далі передається у модуль візуалізації отриманих результатів та стає доступним для користувача.

На цьому етапі також відбувається отримання даних про попередні операції, форматування рішень для відображення для користувача. 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”.

3.2. Реалізація інтерфейсів

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

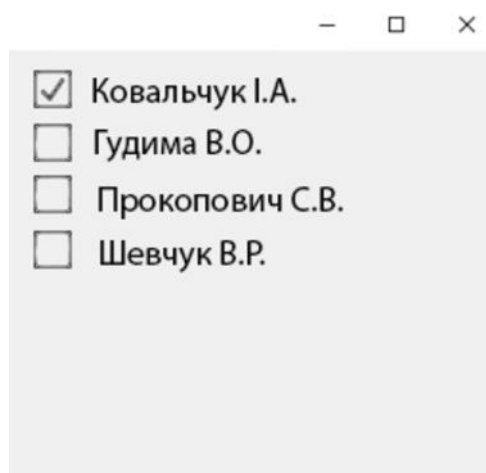


Рис. 4.4. Вікно для вибору пацієнта

Якщо потрібного пацієнта у списку немає, то лікар повинен внести 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».

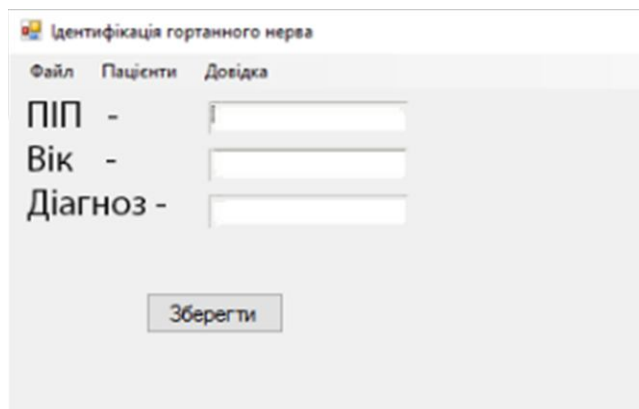


Рис.4.5. Вікно для зберігання нового пацієнта

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 опрацьовує, 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 системи зображено на рисунку 4.6.

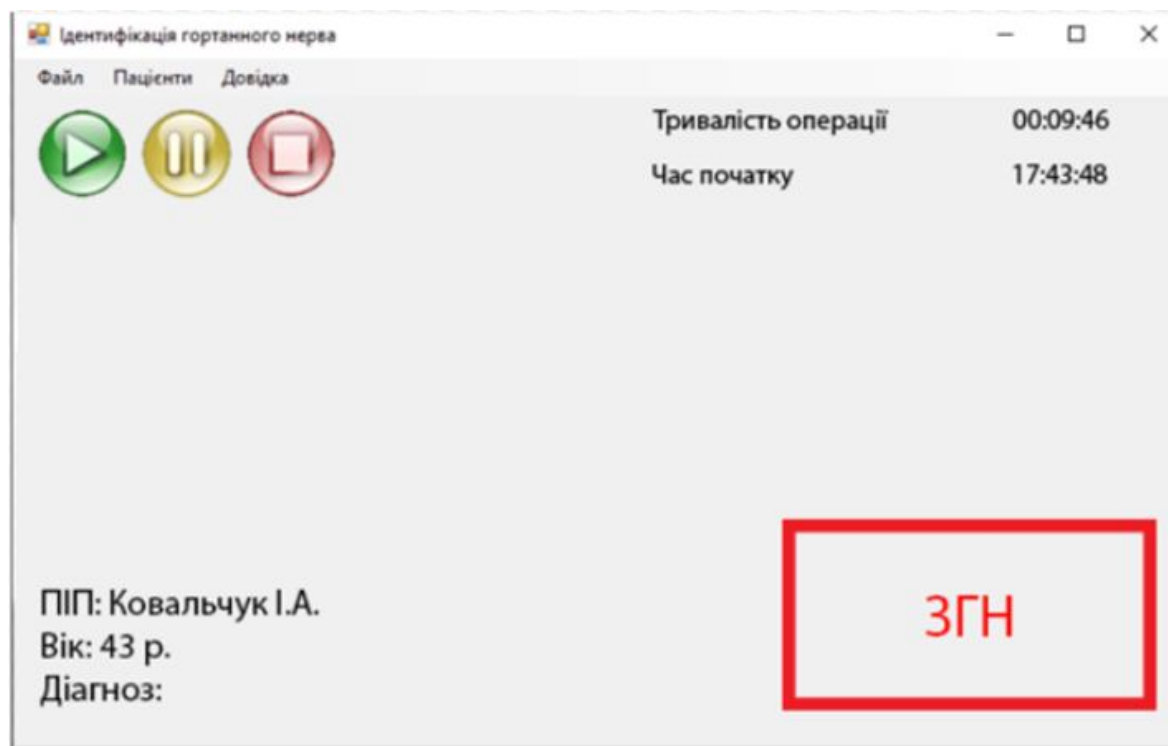


Рис. 4.6. Головне вікно системи

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 представлені на схемі (рис. 3.1). Для спрощення, зафіксували сегменти інформаційного сигналу по одному вдиханні та видиханні повітря пацієнтом. Таке спрощення забезпечує усунення етапу автоматичної сегментації.

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

На наступному етапі, використовуючи методи спектрального та інтервального аналізу, отримано енергетичні спектри інформаційних сигналів та визначено енергію у певному діапазоні частот, де сконцентровані основні спектральні складові. Виділення енергетичного спектру АКФ фрагментів інформаційного сигналу проведено в середовищі Matlab за допомогою перетворення Фур'є. Приклад спектру виявлених АКФ для фрагментів інформаційних сигналів, що відповідають реакції на подразнення тканин хірургічної рани показано на схемі (рис. 3.1), 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.

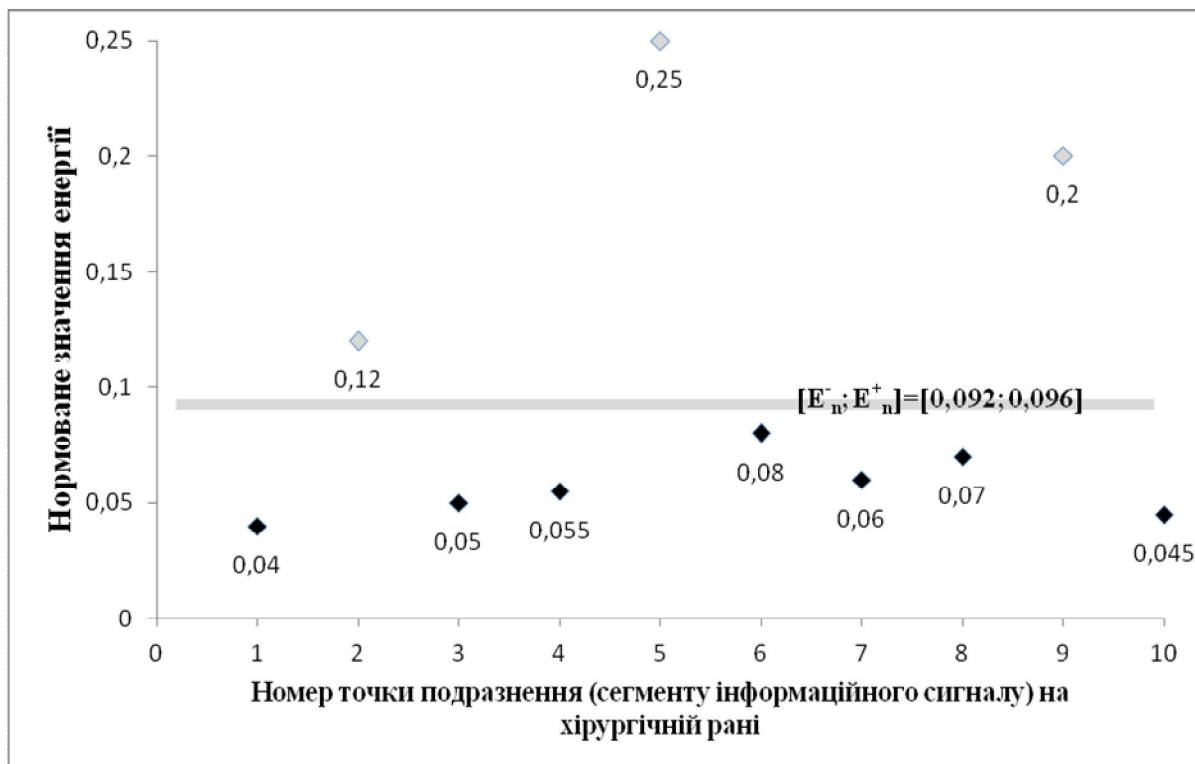


Рис. 4.7. Графічне представлення значень енергії інформаційного сигналу в десяти точках подразнення на хірургічній рані

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 даного 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 (близько 100) 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 [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**] ідентифікації ЗГН інформативним параметром є максимальна амплітуда інформаційного сигналу $u(t)$, по зміні якої можна оцінити наближеність точки подразнення на хірургічній рані до гортанного нерва. При подразненні області хірургічної рани, що включає ЗГН, відбувається скорочення м'язів, які розтягують голосові зв'язки, якщо ж подразнення зроблено на м'язовій тканині хірургічної рани, то реакція на подразнення буде незначною. При цьому амплітуда отриманого інформаційного сигналу є достатньо велика при подразненні безпосередньо гортанного нерва (рис. 4.8,а) і різко зменшується (до рівня шумів) при незначному віддалені від нього (рис.4.8,б). На рис. 4.7 по осі абсцис відкладено відліки часу, а по осі ординат – нормована амплітуда інформаційного сигналу.

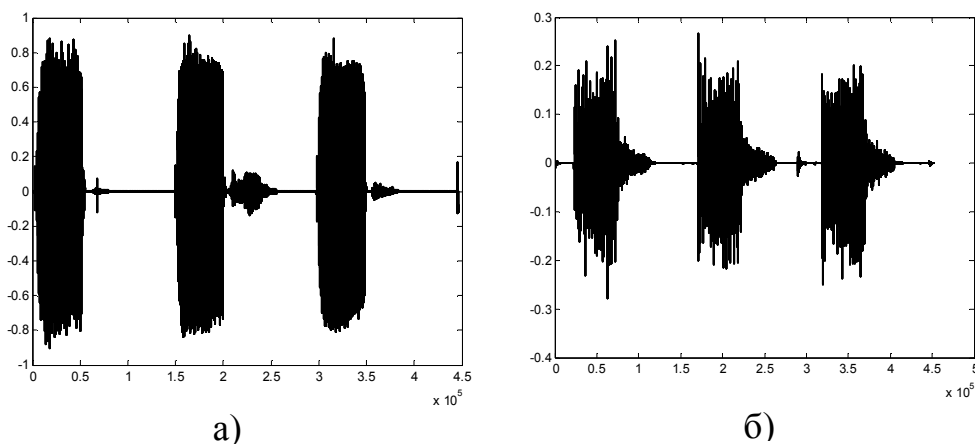


Рис. 4.8. Фрагменти інформаційного сигналу – реакції на подразнення тканин хірургічної рани: а) ЗГН; б) м'язової тканини.

Беручи до уваги максимальне значення амплітуди інформаційного сигналу, отриманого вище зазначеним способом, 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;

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

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

| Номер пацієнта | Номер фрагмента | М'язова тканина | ЗГН | Номер пацієнта | Номер фрагмента | М'язова тканина | ЗГН |
|----------------|-----------------|-----------------|-----|----------------|-----------------|-----------------|-----|
|----------------|-----------------|-----------------|-----|----------------|-----------------|-----------------|-----|

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

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

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

У процесі досліджень встановлено:

1) особливості гортані кожного пацієнта суттєвим чином впливають на складність виявлення спектральної компоненти з частотою струму подразнення у спектрі результуючого інформаційного сигналу $u(t)$, що обумовлено наявними нелінійними перетвореннями;

2) вибірку пацієнтів умовно можна поділити на три групи:

а) – група, в яких чітко проявляються спектральні складові з максимальною амплітудою у вузькому діапазоні частот (345-350 Гц) у випадку подразнення ЗГН (рис.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);

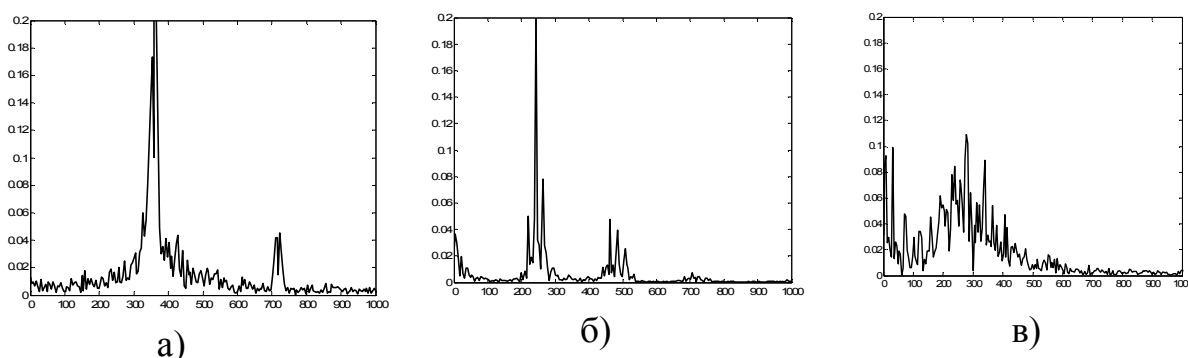


Рис. 4.9. Енергетичні спектри інформаційних сигналів – реакції на подразнення ЗГН у трьох груп пацієнтів.

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 [] (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 підвищує ймовірність його виявлення, але ризик пошкодження ЗГН все ж залишається високий.

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

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

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

У даній праці, 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

| | |
|---|-----------------------|
| 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 близько 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.

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 встановлено, відсутність 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. На вибірці пацієнтів близько 500 осіб із застосуванням запропонованої моделі характеристик середовища хірургічного втручання підтверджено зниження ризику пошкодження ЗГН.

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 вибірки пацієнтів з близько 500 осіб.

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, яке у сукупності забезпечує використання прикладної програмної системи в режимі реального часу.

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 близько 500 пацієнтів, проведенням порівняльного аналізу застосування інформаційної технології у випадку застосування 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. С.Малік Microsoft ADO.NET 2.0 для професіоналів / Малік Сахіл – М. : Вільямс, 2006. – 560 с.
2. J.Skeet C# In Depth, Second Edition / Skeet John, 2010. – 168с.
3. Optimizing with Content Zones [Електронний ресурс] / M.Martinez – режим доступу: <http://www.seo-theory.com/>
4. Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу. Затверджено МОН України, наказ N 528 від 27.12.2001.
5. Горев, А. Эффективная работа с СУБД [Текст] / А. Горев, С. Макашарипов, Р. Ахаян. - СПб. : Питер Ком, 2006. - 704 с.
6. Интернет-статистика для владельца сайта [Електронний ресурс] / А.Тутубалин – режим доступу: <http://www.ashmanov.com>
7. Рамазин, Д. Как сделать свою страницу в Интернете [Текст, електронний ресурс] / Д.В. Рамазин. - М.: Айрис-Пресс, 2005. - 288 с.
8. Павлів А.Є. Метод нагромадження та аналізу даних про відвідуваність засобами побудови теплової карти огляду фрагментів веб-сторінки / Шпінталь М.Я., Павлів А.Є. // Матеріали IV Всеукраїнської школи-семінару молодих вчених і студентів «Сучасні комп'ютерні інформаційні технології», АСІТ'2014 – Тернопіль: ТНЕУ. – 2014. – с. 181-182.
9. Общие аспекты продвижения сайта в Интернете [Електронний ресурс] / М.Козлов – режим доступу: <http://www.ashmanov.com>
10. Безуглов И.Г. Основы научного исследования: учебное пособие для аспирантов и студентов-дипломников. / Безуглов И.Г., Лебединский Б.Б., Безуглов А.И. -М.: Академический Проект, 2008.
11. Ашманов И. Оптимизация и продвижение сайтов в поисковых системах / И. Ашманов, А. Иванов. - СПб. : Питер, 2011. - 464 с.

12. Яремко З. М. Охорона праці : навч. Посібник / З. М. Яремко, С. В. Тимошук, О. І. Третяк, Р. М. Ковтун / за ред. проф. З. М. Яремка. – Львів: Видавничий центр ЛНУ імені Івана Франка, 2010. – 374с.
13. Севостьянов И.О. Поисковая оптимизация. Практическое руководство по продвижению сайта в Интернете. - СПб.: «Питер», 2010. - 240 с.
14. Правила пожежної безпеки в Україні. – К.: УНДЦЗ, 2013. – 95с.
15. Колисниченко Д. Поисковые системы и продвижение сайтов в Интернете / Д.Н. Колисниченко. - К.: Діалектика, 2007. - 272 с.
16. Евдокимов Н. В., Лебединский И.В. Раскрутка веб-сайта: практическое руководство по SEO 3.0. / Н.В. Евдокимов, И.В. Лебединский - М.: «Вильямс», 2011. — 288 с.
17. Яковлев А.А. Раскрутка и продвижение сайтов: основы, секреты, трюки / А.А. Яковлев - СПб.: БХВ-Петербург, 2007. — 336 с.
18. Гудлиф П. Ремесло программиста. Практика написания хорошего кода. Пер. с англ. [Текст] / П. Гудлиф. - СПб. : Символ-Плюс, 2009. - 704 с.
19. ДСН 3.3.6.037-99. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвук та інфразвук.
20. Раскрутка. Секреты эффективного продвижения сайтов. / [Бабаев А., Евдокимов Н., Боде М., Костин Е., Штарев А.] - СПб.: Питер, 2013. - 272 с.
21. Буч Г. Язык UML: руководство пользователя. Пер. с англ. [Текст] / Г. Буч, Д. Рамбо, А. Джекобсон. - М.: ДМК, 2000. - 457 с.