

Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет
Харківський національний університет радіоелектроніки
Вінницький національний медичний університет
ім. М. І. Пирогова
Національний технічний університет України «Київський
політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Інститут кібернетики ім. В.М. Глушкова НАН України.

**С.В. Павлов, О.Г. Аврунін, С.М. Злепко, Є.В Бодянський,
П.Ф. Колісник, О.М. Лисенко, І.А. Чайковський, В.О. Філатов**

ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ ТЕХНОЛОГІЇ В МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ, ЛІКУВАННІ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ

за редакцією
С. В. ПАВЛОВА, О. Г. АВРУНІНА

Вінниця
ПП «ТД «Едельвейс і К»
2019

УДК 651.84+681.7.01+615.478.6+004.891
ББК 32.86-53_34.761
I-73

*Рекомендовано до друку Вченою радою Вінницького національного
технічного університету Міністерства освіти і науки України
(протокол № 11 від 25 квітня 2019 року)*

Рецензенти:

1. Готра Зенон Юрійович, доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри електронних приладів Національного університету «Львівська Політехніка» МОН України

2. Кіпенський Андрій Володимирович, доктор технічних наук, професор кафедри промислової і біомедичної електроніки Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут» МОН України

3. Кузовик В'ячеслав Данилович, доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри біоінформатики та аерокосмічної медицини Національного авіаційного університету МОН України

I-73 Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації:

монографія / [С. В. Павлова, О.Г. Авруніна, С.М.Злепка, Є.В.Бодяньського та ін.]; за редакцією С.Павлова, О.Авруніна. – Вінниця: ПП «ГД «Едельвейс і К», 2019. –260 с.

ISBN 978-617-7237-59-3

У монографії узагальнено результати з питань розроблення теоретичних основ та створення інтелектуальних технологій для медичної діагностики, лікування та реабілітації.

Авторами на основі теоретичних досліджень і експериментів визначено нові підходи щодо розробки біомедичних систем на основі методів моделювання біофізичних процесів та інтелектуального аналізу діагностичних даних. Створено наукові основи теорії побудови та організації інтелектуальних біотехнічних систем для діагностики, лікування та реабілітації, які полягають у формуванні основних модельних уявлень, створенні методів, інформаційно-логічної структури та алгоритмічних моделей роботи цих систем для різних галузей медицини.

Реалізовано оригінальні апаратно-програмні засоби функціональної діагностики, лікування та реабілітації в різних галузях медицини.

УДК 651.84+681.7.01+615.478.6+004.891
ББК 32.86-53_34.761

ISBN 978-617-7237-59-3

*© С.В. Павлов, О.Г. Аврунін, С.М. Злепка,
Є.В. Бодяньський, П.Ф. Колісник, О.М. Лисенко,
І.А. Чайковський, В.О. Філатов*

ЗМІСТ

ПРО АВТОРІВ	6
ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	8
ВСТУП	9
1 АНАЛІЗ СУЧАСНИХ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИХ ТЕХНОЛОГІЙ КОМП'ЮТЕРНОГО ПЛАНУВАННЯ ТА МОДЕЛЮВАННЯ В МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ, ЛІКУВАННІ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ	14
1.1 Основні принципи побудови інтелектуальних систем для комп'ютерного планування в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації	14
1.2 Аналіз методів і засобів інтроскопічної візуалізації в ринології та нейрохірургії	17
1.3 Аналіз функціональних методів дослідження носового дихання	21
1.4 Аналіз обчислювальних методів і засобів планування ринохірургічних втручань при лікуванні та реабілітації	26
1.5 Класифікація методів комп'ютерного моделювання хірургічних операцій, обґрунтування узагальненої структурної схеми і алгоритмічної моделі системи комп'ютерного планування ринохірургічних втручань	27
2 ПРИНЦИПИ РЕАЛІЗАЦІЇ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНИХ СИСТЕМ ТА ПРИЛАДІВ ДІАГНОСТУВАННЯ	34
2.1 Принципи реалізації оптико-електронної системи комплексного діагностування периферійного кровонаповнення	34
2.2 Розроблення інтелектуалізованої оптико-електронної системи комплексного діагностування стану периферійного кровообігу	39
2.3 Розроблення архітектури побудови оптико-електронної системи діагностики периферійного кровонаповнення	46
3 РОЗРОБКА МОДЕЛЕЙ І МЕТОДІВ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛІЗУ ДАНИХ ПІД ЧАС ТЕСТУВАННЯ НОСОВОГО ДИХАННЯ В ПРОЦЕСІ ДІАГНОСТИКИ, ЛІКУВАННЯ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ	49
3.1 Основні принципи функціональних досліджень носового дихання	49
3.2 Розробка методу динамічної задньої активної риноманометрії	52
3.3 Розробка методу оцінки функціонування носового клапана	57
3.4 Розробка математичної моделі і методу обробки риноманометричних показників в динаміці	62

4 РОЗРОБКА МОДЕЛЕЙ І МЕТОДІВ ПРЕДСТАВЛЕННЯ ІНТРАСКОПІЧНИХ ДАНИХ В СИСТЕМАХ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ В ДІАГНОСТИЦІ ТА ЛІКУВАННІ	81
4.1 Постановка завдання і формування вихідних даних	81
4.2 Розробка критерію вибору методу вторинної обробки інтраскопічних даних	84
4.3 Розробка методу попередньої сегментації внутрішньочерепних структур	95
4.4 Розробка методу автоматизованої сегментації носових проходів	101
4.5 Розробка моделі представлення інтраскопічних даних в системах комп'ютерного моделювання хірургічних втручань	101
4.6 Обґрунтування структурних модулів підсистеми обробки і відображення інтраскопічних даних анатомічного картування	107
5 РЕАЛІЗАЦІЯ ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНИХ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ В ЗАДАЧАХ АНАЛІЗУ МАГНІТО- ТА ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНИХ І АУДІОЛОГІЧНИХ ДАНИХ	111
5.1 Технології аналізу магнітокардіографічних даних на основі двохвимірної візуалізації вирішення оберненої задачі магнітостатики	111
5.2 Технології аналізу магнітокардіографічних даних на основі тривимірної візуалізації вирішення оберненої задачі магнітостатики	115
5.3 Приклад використання аналізу магнітокардіографічних даних для діагностики ІХС в складних випадках за результатами доцентрового дослідження	119
5.4 Портативні електрокардіографічні програмно-апаратні комплекси та шкала для багатостороннього аналізу електрокардіограми з повною та обмеженою кількістю відведень	120
5.5 Дослідження чутливості різних електрокардіографічних відведень до ішемії міокарда методом біофізичного моделювання	123
5.6 Інформаційні технології на основі аналізу варіабельності ритму серця	126
5.7 Приклади реалізації інтелектуальних технологій обробки аудіологічних даних в створених апаратно-програмних засобах акустичної імпедансометрії та аудіометрії	131
6 РОЗРОБКА МОДЕЛІ І МЕТОДУ КОМП'ЮТЕРНОГО ПЛАНУВАННЯ В ДІАГНОСТИЦІ, ЛІКУВАННІ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ	138
6.1 Розробка аналітичної просторової моделі аеродинаміки носової порожнини	138
6.2 Побудова чисельної просторової моделі аеродинаміки носової порожнини	144
6.3 Розробка методу конфігураційного комп'ютерного планування ринохірургічних втручань	146
6.4 Приклад використання методу комп'ютерного моделювання ринохірургічного втручання при корекції викривлення носової перегородки	153
6.5 Розробка алгоритмічної моделі конфігураційного комп'ютерного планування ринохірургічних втручань	162

7 ЗМІНИ ТРОФІЧНОГО КОМПЛЕКСУ ТКАНИН ЯК ПІДГРУНТЯ ПЕРЕДАЧІ ПАТОЛОГІЇ ХРЕБТА НА ІНШІ ОРГАНИ ТА СИСТЕМИ. МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРИ ВИВЧЕННІ ВЕРТЕБРОГЕННИХ ЧИННИКІВ ТЕРАПЕВТИЧНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ ТА РЕАБІЛІТАЦІЙНИХ АСПЕКТІ	165
7.1 Трофічний комплекс тканин: визначення, будова, патологічні зміни	165
7.2 Математичне моделювання при вивченні вертеброгенних впливів на трофічний комплекс тканин та функціональний стан внутрішніх органів	173
7.2.1 Покроковий регресійний, факторний та кластерний аналіз залежності змін у внутрішніх органах від патології хребтових сегментів	173
7.2.2 Використання математичного апарату нечітких множин для оброблення біомедичної інформації	183
8 ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ ТЕХНОЛОГІЇ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ В ДІАГНОСТИЦІ, ЛІКУВАННІ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ В РІЗНИХ ГАЛУЗЯХ МЕДИЦИНИ	187
8.1 Розробка структурної схеми системи комп'ютерного планування ринохірургічних втручань	187
8.2 Інтелектуальна технологія моделювання пластичних втручань на обличчі людини	190
8.3 Інтелектуальна технологія моделювання стереотаксичних втручань на головному мозку людини	201
8.4 Моделювання хірургічних втручань при лікуванні косоокості	211
8.5 Приклади практичного застосування створених інноваційних програмно-апаратних комплексів в задачах цивільної та військової медицини	216
ВИСНОВКИ	220
ПЕРЕЛІК ДРУКОВАНИХ ПРАЦЬ, ЩО ОПУБЛІКОВАНІ ЗА РЕЗУЛЬТАТАМИ РОБОТИ	222

Про авторів:



Павлов Сергій Володимирович – проректор з наукової роботи Вінницького національного технічного університету, доктор технічних наук, професор, фахівець в області біомедичних лазерних та оптико-електронних технологій та фотоніки



Аврунін Олег Григорович – завідувач кафедри біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки, доктор технічних наук, професор, фахівець в області медичного приладобудування, розробки інформаційних технологій в медицині, методів нейровізуалізації



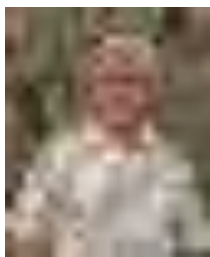
Зленко Сергій Макарович – Вінницький національний технічний університет, завідувач кафедри біомедичної інженерії, д.т.н., професор, фахівець в області проектування біотехнічних і медичних систем; розробки математичних моделей оцінювання та прогнозування стану здоров'я людини



Бодяньський Євгеній Володимирович – Харківський національний університет радіоелектроніки, професор кафедри штучного інтелекту, д.т.н., професор, фахівець в галузі обчислювального інтелекту і теорії інформації



Колісник Петро Федорович – завідувач кафедри медичної реабілітації та медико-соціальної експертизи Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова, доктор медичних наук, професор, фахівець в області клінічної вертебрології, багаторівневої медичної реабілітації



Лисенко Олександр Миколайович - завідувач кафедри конструювання електронно-обчислювальної апаратури Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», доктор технічних наук, професор, фахівець в області медичних інформаційних технологій, проектування електронних обчислювальних засобів для діагностики порушень слуху



Чайковський Ілля Анатолійович – керівник групи клінічної кібернетики відділу сенсорних пристроїв, систем та технологій безконтактної діагностики, Інституту кібернетики ім. В.М. Глушкова НАН України, доктор медицина (Німеччина), кандидат медичних наук, професор Університету Реджайна (Канада), фахівець у галузі розробки інформаційних технологій аналізу електромагнітних сигналів серця та медичної кібернетики



Філатов Валентин Олександрович - завідувач кафедри штучного інтелекту Харківського національного університету радіоелектроніки, доктор технічних наук, професор, фахівець в області інформаційних технологій і штучного інтелекту

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач;
БПД – блок перетворювачів тиску;
ДР – дросель;
ЗАРМ – задня активна риноманометрія;
КРМ – комп'ютерний риноманометр;
КМ – компресор;
КЗ – клапан зворотний;
КТ – комп'ютерна томографія;
МПР – мультипланарна реконструкція;
МРТ – магнітно-резонансна томографія;
ПАРМ – передня активна риноманометрія;
ПД – перетворювач (давач) тиску;
ПВХ – перепадно-витратна характеристика;
ПЕТ – позитронно-емісійна томографія;
РА – витратомір;
РД – рукав тиску;
СКТ – спіральна комп'ютерна томографія;
ТНДА – тестування носового дихання (варіант А);
ЕМГ – електроміографія.

ВСТУП

Актуальність. Наукова значимість роботи полягає в розв'язанні важливий як для України, так і для всього світу, проблеми створення новітніх інтелектуальних технологій щодо функціональної діагностики, віртуального моделювання лікувального процесу та планування реабілітаційних заходів в різних галузях медицини на основі підходу, який поєднує моделювання біофізичних процесів та методи обчислювального інтелекту для сучасних інформаційних систем. Розробка фактично являє собою сучасний високотехнологічний біотехнічний комплекс, в апаратних засобах якого реалізовано інтелектуальні методи аналізу даних та підтримки прийняття рішень для підвищення достовірності функціональної діагностики, лікування та реабілітації.

Актуальність проблеми зумовлена пріоритетними світовими тенденціями розвитку науки і техніки, зокрема, напрямку «Соціальні виклики» за тематикою «Охорона здоров'я, демографічні зміни та добробут» Рамкової програми Європейського Союзу з досліджень та інновацій «Горизонт 2020» (ProgramEU "Horizon 2020 / H2020"), яка активно впроваджується протягом 2014–2020 рр.. та необхідністю використання науково-технічного та виробничого потенціалу для удосконалення і розробки інноваційних методів і засобів медичного призначення, що є стратегічно важливим завданням для галузі української біомедичної інженерії та розвитку інформаційних технологій при формуванні та підтримки діагностичних рішень.

Тому, використання науково-технічного та виробничого потенціалу для удосконалення і розробки інноваційних методів і засобів медичного призначення, є стратегічно важливим завданням для галузі української біомедичної інженерії та розвитку інформаційних технологій при формуванні та підтримки діагностичних рішень.

Сучасна медична діагностика базується на доказовому підході, який заснований на використанні високоточної апаратури і нових інформаційних технологіях для отримання достовірних кількісних даних про стан організму людини. В даний час найбільш активна еволюція спостерігається у функціональних методах діагностики, які спрямовано на реєстрацію кількісних показників фізіологічних функцій будь-якого органу, або всього організму та виявлення порушень в залежності від конкретної патології. Ця інформація особливо корисна для практикуючих лікарів-клініцистів, так як дозволяє зв'язати анатомо-морфологічні та фізіологічні параметри досліджуваного органу для уточнення картини патологічного процесу. Функціональні дослідження активно застосовуються також в спортивній медицині, при професійному відборі та профілактичних оглядах для визначення фізичних можливостей людини.

Але просте підвищення точності вимірювань фізіологічних показників не дозволяє сформувавши та обґрунтувати чітку кореляцію між суб'єктивними відчуттями пацієнта та діагностичними даними. Тому тільки сучасні інтелектуальні технології підтримки прийняття рішень дозволяють підвищити достовірність результатів діагностичних досліджень за рахунок використання спеціалізованих методів обробки даних та надання клініцисту додаткової, розширеної інформації щодо патологічного процесу.

Однак, методи та апаратні засоби функціональних досліджень і медичної візуалізації в основному удосконалювалися з акцентом на проведення виключно діагностичних процедур і, як їх логічний розвиток, в останньому десятиріччі став розвиватися напрямком комп'ютерного моделювання та планування хірургічних втручань. Проблема розробки інтелектуальних технологій моделювання хірургічних втручань з урахуванням можливостей сучасного діагностичного та хірургічного обладнання розглядалася досить відособлено, вузькоспеціалізовано, без застосування системного підходу. При цьому відсутність теоретичних основ і чітких принципів сучасних інтелектуальних технологій моделювання хірургічних втручань суттєво обмежує можливості підвищення ефективності методів оперативного лікування та ускладнює перехід хірургічних процедур до сучасних стандартів і критеріїв доказової медицини.

Складність методів планування хірургічних втручань на сучасному етапі диктується, насамперед, комплексністю діагностичних і лікувальних задач, які стоять перед фахівцем в умовах великої кількості технічних засобів і надходження різнорідної за своєю структурою інформації. При цьому особлива увага має приділятися розробці інструментальних методів функціональної діагностики, за об'єктивними даними яких реалізуються процедури планування хірургічного втручання.

Але, не зважаючи на розвиток технічних засобів в функціональній діагностиці сьогодні актуальною залишається проблема повторюваності даних під час вимірювання фізіологічних параметрів організму людини в умовах відсутності еталону. Такі методи на сучасному етапі вимагають введення чітких і наочних критеріїв, необхідних для прийняття обґрунтованих діагностичних рішень, прогнозування та визначення ефективності функціональних оперативних втручань на доказовому рівні, реалізувати які можливо тільки за рахунок застосування інтелектуальних технологій обробки та аналізу даних.

Тому, **метою роботи** є розроблення теоретичних основ та створення інтелектуальних технологій для медичної діагностики, лікування та реабілітації.

Розробка базується на багаторічному досвіді вітчизняних спеціалістів в галузі медичного приладобудування та інформаційних технологій, співробітництві із ведучими медичними центрами та закордонними інститутами, що дозволило створити біотехнічний комплекс світового рівня, в якому використовуються сучасні технічні рішення, складні біофізичні моделі, інтелектуальні технології та структурні форми для підвищення достовірності результатів діагностики та ефективності проведення хірургічного лікування.

Вітчизняних та прямих аналогів в світі запропонованому комплексу немає, а кількість вагомих закордонних публікацій підтверджує, що це перша системна розробка в галузі біомедичної інженерії щодо віртуального моделювання та комп'ютерного планування хірургічних втручань на основі інтелектуальних технологій обробки та аналізу даних.

Авторами на основі теоретичних досліджень та експериментів визначено нові підходи щодо розроблення біомедичних систем на основі методів моделювання біофізичних процесів та інтелектуального аналізу діагностичних даних.

Наукова новизна роботи складається в тому, що:

- створено наукові основи теорії побудови та організації інтелектуальних біотехнічних систем для діагностики, лікування та реабілітації, які полягають у формуванні основних модельних уявлень, створенні методів, інформаційно-логічної структури та алгоритмічних моделей роботи цих систем для різних галузей медицини.

- сформовано базові концептуальні засади інтелектуальних технологій для підтримки прийняття діагностичних рішень, віртуального моделювання лікувального процесу та планування реабілітаційних заходів на основі підходу, який поєднує моделювання біофізичних процесів та методи обчислювального інтелекту для сучасних інформаційних систем.

- запропоновано принципи конфігураційного та траєкторного віртуального моделювання лікувального процесу, підходи до підвищення достовірності функціональної діагностики на основі методів інтелектуального аналізу даних, новітні підходи щодо реабілітації на основі інформаційних технологій оброблення динаміки змін діагностичних показників.

- набула подальшого розвитку концепція побудови діагностичних засобів для тестування носового дихання, яка за рахунок застосування методу, що реалізує принцип динамічної задньої активної риноманометрії при форсованому диханні та інтелектуальних технологій обробки даних, дозволяє забезпечити об'єктивну оцінку аеродинамічного опору верхніх дихальних шляхів при максимальній фізіологічності вимірювальних процедур з урахуванням індивідуальної варіабельності;

- вперше розроблено метод комп'ютерного моделювання та конфігураційного планування ринохірургічних втручань, що заснований на комплексній аеродинамічній моделі верхніх дихальних шляхів, яка ґрунтується на об'єднанні анатомічних даних комп'ютерної томографії і функціональних результатів риноманометрії, що дозволяє на основі віртуального моделювання коригуючих хірургічних втручань за даними деформувальної варпінгової математичної моделі прогнозувати функціональні результати операції в залежності від режимів дихання та індивідуальної фізіологічної варіабельності.

- вперше розроблено концепцію формування мінімально травматичної траєкторії нейрохірургічного доступу, який базується на інтелектуальній технології побудови карти індексів ризику пошкодження анатомо-функціональних структур мозку, що дозволяє підвищити ефективність нейронавігації та знизити ризик післяопераційних ускладнень.

- удосконалено метод діагностування артеріальних патологій системи кровообігу людини, який відрізняється від існуючих тим, що за рахунок використання експертних баз знань щодо основних гемодинамічних показників дозволяє на доказовому рівні конкретизувати ступінь тяжкості захворювання та отримати прогностичні показники з урахуванням індивідуальної варіабельності;

- запропоновано метод моделювання коригуючих офтальмологічних втручань при лікуванні косокості, який заснований на тривимірній моделі очорухового апарату та введення геометричних властивостей очного яблука в офтальмологічній сферичній системі координат та дозволяє враховувати показники індивідуальної анатомічної мінливості при комп'ютерному плануванні хірургічних втручань.

- розвинуто теорію та узагальнено методи і принципи побудови засобів аудіометрії та акустичної імпедансометрії, що дозволило на основі отриманих аналітичних виразів рівнянь вимірювання і відтворення визначити шляхи підвищення їх точності, а також розширити функціональні можливості за рахунок реалізації методу ВЧ аудіометрії не лише при повітряному, а і кістковому проведенні звуків, врахування віку та статі обстежуваних при формуванні висновку про стан їх слуху, автоматизації процедури дослідження, реалізації додаткових режимів обстеження та подальшої інтеграції методів аудіометрії і акустичної імпедансометрії в одному засобі.

Практична значимість роботи полягає в тому, що:

- реалізовано розроблені інтелектуальні технології в діагностичних пристроях з розширеними функціональними можливостями, створено відповідні методичні рекомендації щодо проведення інструментальної діагностики та комп'ютерного планування хірургічних втручань, що в перспективі дозволить вирішити проблему оснащення медичних центрів високоякісним і недорогим вітчизняним обладнанням;

- розроблено методики атестації, перевірки та попередньої клінічної апробації діагностичних пристроїв, а також розроблено основні медико-технічні вимоги та практичні рекомендації для проектування біотехнічних комплексів віртуального моделювання та комп'ютерного планування хірургічних втручань в різних галузях медицини;

- розширені уявлення щодо фізіології верхніх дихальних шляхів за рахунок розроблених математичних моделей та інтелектуальних технологій обробки даних, що дозволяє отримати підтримку прийняття діагностичних рішень з урахуванням індивідуальної варіабельності;

- результати роботи впроваджено у виробництві, при створенні перспективних планів виготовлення медичної апаратури, в різних клінічних закладах України та при викладанні дисциплін в декількох ВНЗ України.

В роботі представлено спільні наукові розробки Вінницького національного технічного університету, Харківського національного університету радіоелектроніки, Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут», Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова та Інституту кібернетики ім. В.М. Глушкова НАН України.

Результати роботи впроваджено у виробництві, при створенні перспективних планів виготовлення медичної апаратури, в різних клінічних закладах цивільної та військової медицини України, КНР, Великої Британії та при викладанні дисциплін спеціальностей 163 «Біомедична інженерія» і 222 «Медицина» в декількох закладах вищої освіти України.

Робота має комплексні медико-технічні та соціально-економічні ефекти.

Кількість публікацій: 425 наукових публікацій, в т.ч. 29 монографій, 4 навчальних посібника, 242 статей (159 – в зарубіжних виданнях, які входять до наукометричної бази Scopus). Згідно бази даних Scopus загальна кількість посилань на публікації авторів, що представлені в роботі, складає 975, h-індекс (за роботою) = 16; згідно Google Scholar загальна кількість посилань – складає 1575, h-індекс (за роботою) = 25. Новизну та конкурентоспроможність технічних рішень захищено 39 патентами, з них 4 за кордоном (США, ЄС, КНР, Японія). За даною тематикою захищено 5 докторських та 32 кандидатських дисертацій, а також дисертація на ступінь доктора медицини (ФРН).

1. АНАЛІЗ СУЧАСНИХ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИХ ТЕХНОЛОГІЙ КОМП'ЮТЕРНОГО ПЛАНУВАННЯ ТА МОДЕЛЮВАННЯ В МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ, ЛІКУВАННІ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ

1.1. Основні принципи побудови інтелектуальних систем для комп'ютерного планування в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації

Виходячи з практичного досвіду, сучасна концепція комп'ютерного планування хірургічних втручань в різних галузях, зокрема, оториноларингології, офтальмології, нейрохірургії, пластичній та судинній хірургії, базується на запропонованих принципах траєкторного та конфігураційного віртуального моделювання хірургічних втручань (див. рис. 1.1). Принцип конфігураційного віртуального моделювання оперативних втручань заснований на дослідженні комплексної морфо-функціональної моделі анатомічної області та прогнозуванні функціональних результатів лікування за рахунок модифікації геометричних властивостей анатомічних структур. Принцип траєкторного віртуального моделювання оперативних втручань заснований на розв'язанні задачі визначення оптимального (за критерієм найменшого травматизму) хірургічного доступу до визначеної анатомічної області.

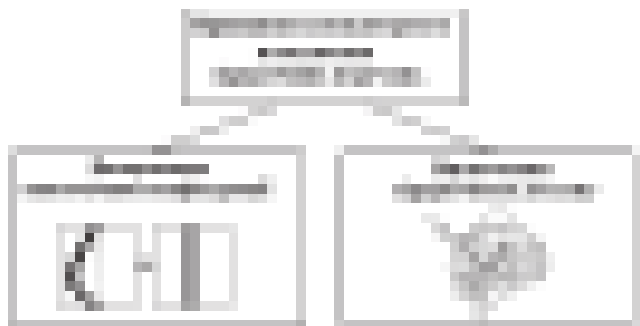


Рисунок 1.1 – Класифікація принципів комп'ютерного планування хірургічних втручань

Дані технології засновано на використанні біотехнічних комплексів комп'ютерного планування хірургічних втручань (див. рис. 1.2), до складу якого входять системи інтроскопічної діагностики, що дозволяє здійснити анатомічне картування структур, що підлягають оперативному втручанню, системи функціональної діагностики, яка дозволяє отримати дані щодо функціонування досліджуваних структур, системи комп'ютерного планування хірургічних втручань, в якій виконується формування вихідних параметрів до хірургічної апаратури на основі проведення віртуального моделювання та прогнозування анатомо-функціональних результатів оперативних втручань.

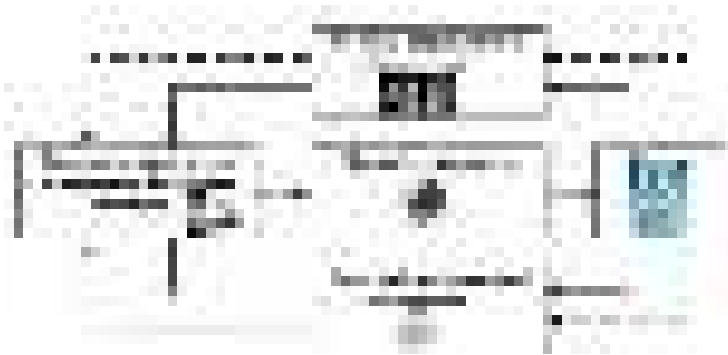


Рисунок 1.2– Біотехнічний комплекс інструментальної діагностики та комп’ютерного планування хірургічних втручань

Таким чином, доведено, що до складу системи комп’ютерного планування хірургічних втручань (див. рис. 1.3) входять модуль побудови комплексної анатомо-функціональної моделі, яка формується за даними інтроскопічного обстеження та результатами функціональної діагностики, модулі віртуального моделювання хірургічних втручань, прогнозування результатів та формування вихідних даних щодо управління хірургічною апаратурою, та модуль незалежної, наприклад, цитологічної, верифікації отриманих результатів. В модулі візуалізації та швидкого прототипування виконується відображення результатів роботи на всіх етапах функціонування системи та можливе виготовлення натурних 3D-моделей для наочного фантомного моделювання оперативних втручань. Такі біотехнічні комплекси вже реалізовано в риноларингології, отології, офтальмології, нейрохірургії, пластичній та судинній хірургії (див. рис. 1.4).



Рисунок 1.3– Система комп’ютерного планування хірургічних втручань, роботу якої проілюстровано на прикладі функціональної ринохірургії

Наукова новизна розробок в цьому напрямку складається в тому, що вперше розробляється концепція комп'ютерного планування хірургічних втручань, які базуються на вирішенні конфігураційних та траєкторних задач, що дозволяє розробляти сучасні автоматизовані біотехнічні комплекси доказової інструментальної діагностики та хірургічного лікування.

Використання сучасних інтелектуальних технологій дозволяє розробляти діагностичні пристрої з розширеними функціональними можливостями, реалізувати способи та створювати відповідні методичні рекомендації щодо інструментальної діагностики та комп'ютерного планування хірургічних втручань, що в перспективі дозволить вирішити проблему оснащення медичних центрів високоякісним і недорогим вітчизняним обладнанням, їх реалізувати. При цьому створюються методики атестації, перевірки та попередньої клінічної апробації діагностичних нових пристроїв, а також розробляються основні медико-технічні характеристики та практичні рекомендації для проектування біотехнічних комплексів комп'ютерного планування та віртуального моделювання хірургічних втручань в різних галузях медицини.



Рисунок 1.4 – Типові сучасні галузі застосування біотехнічних комплексів для комп'ютерного планування хірургічних втручань

Інтелектуальні технології при моделюванні хірургічних втручань складаються з наступних завдань:

- інтерпретації даних – процес визначення за багатоваріантним аналізом змісту даних, результати якого мають бути погодженими і коректними;
- діагностика та контроль – процес співвідношення об'єкта з деяким класом об'єктів і виявлення конкретного багатозначного стану (диференційна діагностика) або відхилення від норми (контроль) в діагностичній системі;
- підтримка прийняття рішень – сукупність процедур, що забезпечують полегшення процесу ухвалення рішення необхідною інформацією і відповідним рекомендаціями;

- планування – процес знаходження планів дій, що відносяться до об'єктів, здатних виконувати конкретні функції на основі використання моделі поведінки реальних об'єктів;

- прогнозування – процес передбачення наслідків конкретних подій або явищ на підставі аналізу наявних даних на основі використання параметричних динамічних моделей та формування прогнозів з ймовірними оцінками;

- моніторинг – процес безперервної інтерпретації даних у реальному масштабі часу і сигналізація про вихід тих або інших параметрів за допустимі межі.

- проектування – процес підготовки специфікацій на створення об'єкту із заздалегідь визначеними властивостями за чіткими структурними описами знань про об'єкт на основі стадій виведення і пояснення рішення;

- керування – функція організованої системи, що підтримує певний режим діяльності відповідно до заданих специфікацій;

- навчання – використання комп'ютерних технологій для навчання з можливістю застосування інтерактивних технологій з аналізом помилок та засобами для їх ліквідації з метою передачі знань.

1.2. Аналіз методів і засобів інтроскопічної візуалізації в ринології та нейрохірургії

Основним методом інтроскопічної діагностики внутрішньочерепних структур довгий час була рентгенографія, заснована на дослідженні внутрішньої структури черепа за допомогою рентгенівського випромінювання (див. рис 1.5.).

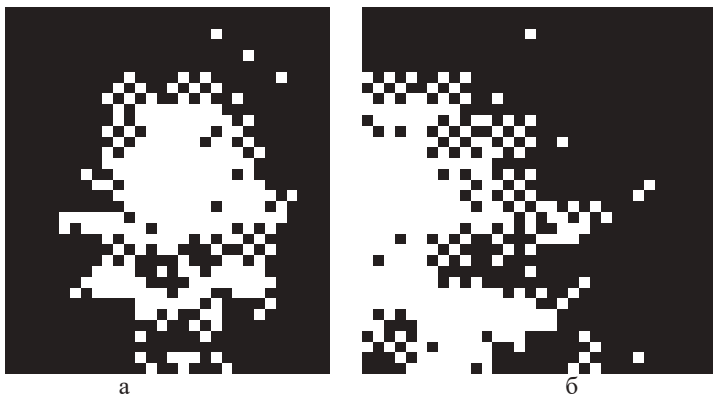


Рис. 1.5. Рентгенівське дослідження навколоносових пазух : а – фронтальна проекція, б – сагітальна проекція.

Отримання рентгенографічного зображення засновано на ослабленні рентгенівського випромінювання при його проходженні через різні тканини, призводить до відображення інтегральної характеристики щільності

досліджуваних структур на рентгеночутливій плівці або матриці детекторів. Метод має високу роздільну здатність за координатами – близько 20 пар лін/мм для плівки і близько 4 пар лін/мм для цифрових рентенографічних систем. Однак накладення тіней від об'єктів, що знаходяться на шляху проходження променя ускладнює діагностику слабкоконтрастних об'єктів.

При діагностиці захворювань придаткових пазух носа застосовують фронтальні і сагітальну проекції рентгенівських знімків для визначення ступеня затемнення зображень в області придаткових пазух і чіткості їх контурів. Однак метод дозволяє судити тільки про наявність змін, притаманних певним патологічним процесам, а також цілісності кісткових утворень і не дозволяє проводити вичерпне анатомічне картування верхніх дихальних шляхів. Рентгенологічне дослідження черепа і тлумачення рентгенограм є найбільш складним розділом рентгенології і важко піддається автоматизації. Це викликано тим, що на кожен елемент результуючого зображення проектується безліч анатомічних деталей, при цьому першорядну роль відіграє правильна рентгенологічна укладання, порушення якого призводить практично до повної неможливості коректно інтерпретувати діагностичне зображення.

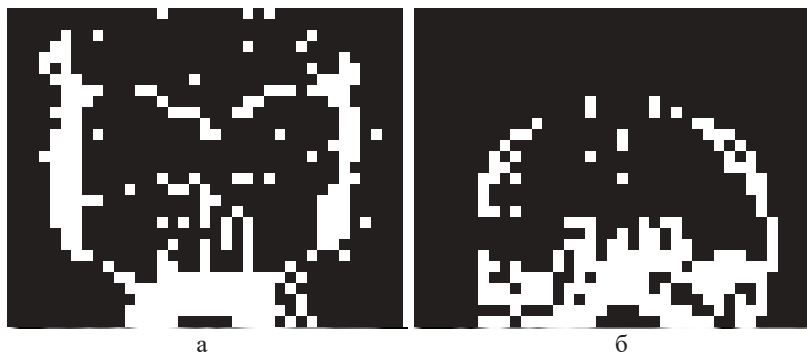


Рисунок 1.6 – Комп'ютерно-томографічне дослідження носу та навколосинових пазух : а – аксіальний томографічний зріз, б – мультипланарна реконструкція во фронтальній проекції.

Найбільш універсальним методом анатомічного картування внутрішньочерепних структур в даний час є рентгенівська комп'ютерна томографія. Метод заснований на послідовному скануванні голови вузьким пучком рентгенівських променів і формує після обчислювальної реконструкції зареєстрованих даних ізольовані пошарові зображення структур мозку з одночасною візуалізацією кісткових об'єктів, мозкової тканини, шлуночків і повітряних порожнин (див. рис. 1.6). Принципова відмінність методу рентгенівської комп'ютерної томографії від стандартної рентгенографії полягає в тому, що результуюче зображення не пов'язане безпосередньо з інтегральним поглинанням випромінювання, що пройшло через об'єкт, а є результатом вимірювань і обчислень коефіцієнтів ослаблення рентгенівського

випромінювання, що відносяться виключно до вибраного шару. Як наслідок цього, зображення томографічного зрізу має вищу контрастність через відсутність тіней і в кожному перетині можна візуалізувати тканини, що відрізняються за поглинанням. Даний метод і його розвиток – спіральна комп'ютерна томографія СКТ та мультирезова комп'ютерна томографія МСКТ дозволяють забезпечити просторову роздільну здатність в межах одного зрізу до 0,1 мм з відстанню між площинами зрізів до 0,5 мм.

У ринології рентгенівська комп'ютерна томографія дозволяє візуалізувати повітроносні шляхи, кісткові структури, простори і соустя придаткових пазух носа, а також товщину слизової оболонки верхніх дихальних шляхів, стан якої є в ряді випадків важливим діагностичним критерієм.

Для планування функціональних оперативних втручань необхідно знати не тільки просторове розташування функціонально-значущих областей, а й локалізацію кровоносних судин і синусів. При візуалізації кровоносної системи використання усереднених даних зі спеціалізованих анатомічних атласів не представляється можливим через високу індивідуальну варіабельність судин. Одним з найбільш інформативних методів візуалізації судинної системи головного мозку людини є контрастна СКТ. Суть методу полягає в швидкісному спіральному скануванні головного мозку при внутрішньовенному введенні спеціальних контрастних препаратів, що дозволяють контрастувати судинне русло за рахунок створення градієнта концентрації контрастного засобу між інтраваскулярним і екстрацелюлярним просторами. Однак метод ускладнює процес діагностики і може використовуватися тільки при показаннях про аномальне розташування судин.

Ще одним методом інтраскопічної візуалізації є магнітно-резонансна томографія. Даний метод, що відноситься більше до структурно-функціонального картування, заснований на властивості ядер водню - протонів, що входять до складу молекул води, ліпідів і білків тканин, змінювати свої властивості в постійному магнітному полі високої напруженості (див. рис. 1.7). Характер інтенсивності сигналу в магнітно-резонансній томографії визначається, головним чином, 4-ма параметрами: протонної щільністю (кількістю ядер водню в досліджуваній тканині); часом спин-гратчастої релаксації (T1); часом спин-спінової релаксації (T2); рухом або дифузійною досліджуваних структур. Різні імпульсні послідовності визначають внесок того чи іншого параметра в інтенсивність зображення досліджуваних структур для отримання оптимального контрасту між нормальними і зміненими тканинами. Просторова роздільна здатність магнітно-резонансних зображень збільшується з ростом індукції магнітного поля томографа і для низькопольних томографів (з індукцією близько 0,1 Тл) становить близько 3 мм. Застосування зверхвисокопольних (більше 1,5 Тл) томографів з лінійним розміром вокселю 1 мм досить обмежено через їх високу вартість і труднощі просторового доступу до операційного поля при інтраопераційній візуалізації.



Рисунок 1.7 – Магніторезонансне томографічне дослідження носу та навколоносових пазух : а – аксіальний томографічний зріз, б – фронтальний томографічний зріз.

Метод МРТ в порівнянні з КТ відрізняється більш високою природною контрастністю зображення м'яких тканин, що виводиться і дозволяє з більшою чутливістю диференціювати новоутворення придаткових пазух носа і реактивний набряк слизової оболонки, що є важливим при визначенні точних розмірів пухлини і її поширеності. Також важливою перевагою методу є відсутність променевого навантаження та отримання довільно-орієнтованих томографічних зрізів. Однак візуалізація кісткових структур за допомогою магнітно-резонансної томографії скрутна, так як через відсутність достатньої кількості рухомих протонів від компактної речовини кістки надходить дуже слабкий МР-сигнал, що робить скрутним хірургічну навігацію по кістковим орієнтирів. Тому метод МРТ досить рідко застосовується як засіб інтраскопічного картування в функціональній ринохірургії.

Також досить обмежено в ринології та нейрохірургії застосовується метод транскраніального ультразвукового сканування. Наприклад, для діагностики параназальних синуситів (див. рис. 1.8) застосовуються ультразвукові сканери типу Sinuscope (ATMOS Medical System Gmb, Німеччина) для дослідження придаткових пазух носа в А-режимі при глибині сканування до 8 мм. При наявності рідини в пазухах (основної ознаки синуситів) відбитий ехо-сигнал буде відбиватися не тільки від передньої кісткової стінки в нормі (див. рис. 1.8, а), а й від вмісту пазух та задньої стінки (див. рис. 1.8, б), що є об'єктивним діагностичним критерієм патологічних процесів.

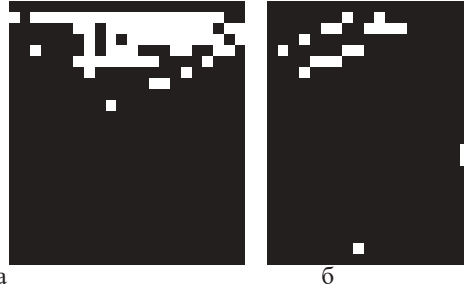


Рисунок 1.8 – Ультразвукові синусограми лобних пазух: а – в нормі, без візуалізації задньої стінки пазухи, б – при ексудативному процесі з візуалізацією вмісту пазухи та її задньої стінки пазухи

1.3 Аналіз функціональних методів дослідження носового дихання

Носове дихання – це дуже важливий фізіологічний процес, порушення якого може призводити до розвитку різних супутніх захворювань. Тому в ринології традиційно намагалися об'єктивно оцінити аеродинамічний носовий опір відповідно, або його зворотну величину – повітряну провідність носа. До найпростіших способів визначення прохідності носа відносяться: проби Воячека, Глятцеля та Коля. Але, ці способи є якісними, мають велику похибку і не відповідають стандартам сучасної доказової медицини, які базуються на статистичному аналізі вимірюваних діагностичних даних з використанням об'єктивних кількісних критеріїв.

Найбільш відомим методи діагностування дихальної функції носу на сучасному етапі є метод риноманометрії – визначення перепаду тиску та відповідної витрати повітря через носову порожнину в процесі дихання. Відповідний показник аеродинамічного носового опору при диханні виражають як співвідношення значень перепаду тиску до відповідної витрати повітря через носову порожнину та визначають в одиницях [кПа/(л/с)].

Принцип риноманометрії (можливість вимірювання перепаду тисків в носовій порожнині і ротоглотці) заснований на законі Паскаля – властивості текучого середовища (рідини або повітря) передавати зовнішній тиск всім розташованим всередині неї частинкам без зміни, і рівнянні нерозривності потоку нестискуваного текучого середовища, з якого випливає, що витрата середовища через кожне (i -й) перетин каналу є постійною величиною

$$Q = v_1 \cdot S_1 = v_2 \cdot S_2 = v_i \cdot S_i = \text{const}, \text{ м}^3 / \text{с}, \quad (1.1)$$

де v_i – швидкості потоку повітря, м / с,

S – площі перерізів, м².

За принципом розміщення вимірювальних перетворювачів (точок вимірювання тиску) риноманометрію класифікують на передню і задню. Передня активна (при природному диханні пацієнта) риноманометрія (ПАРМ) полягає в тому (див. рисунок 1.9, а), що в одну з ніздів вставляють трубку з перетворювачем тиску і герметичним obturatorом, в зв'язку з чим, ця половина носової порожнини не бере участі в диханні. Перепад тиску при цьому визначають як різницю виміряних тисків на виході з іншої половини носа (на рівні хоан) і в просторі під маскою. Одночасно проводиться вимір минаючої витрати повітря і розрахунок показника (коефіцієнта) аеродинамічного носового опору. Потім вимірювання повторюють для протилежної половини носа. До недоліків цього методу відносять виникаючу похибку обчислення коефіцієнта загального повітряного носового опору, через почергове блокування половин носа, яке спричиняється вазомоторною реакцією, що приводить до рефлекторної зміни поперечних розмірів досліджуваного носового ходу, а також змінами в муковаскулярній системі носа в інтервалах між право- і лівобічними дослідженнями. Для уточнення величини інтегрального носового опору навіть пропонується введення поправкових коефіцієнтів при представленні носової порожнини двома паралельними повітряними каналами і розрахунку еквівалентного аеродинамічного носового опору.

Метод задньої активної риноманометрії (ЗАРМ) передбачає визначення перепаду тиску в носоглотці (див. рисунок 1.9, б) за допомогою розміщеної в роті (при щільно стислих губах) вимірювальної трубки; при цьому дистальна частина трубки не повинна викликати блювотного рефлексу. Тому для проведення ЗАРМ від пацієнта може знадобитися звикання до виконання дихальних маневрів шляхом тренування та відсутність високого блювотного рефлексу.

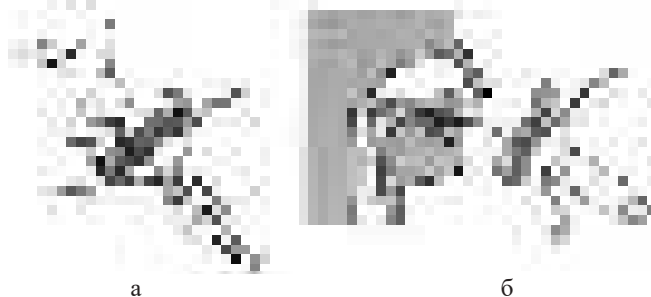


Рисунок 1.9 –Схеми розміщення перетворювачів тиску p при передній (а) і задній (б) активній риноманометрії (Q – витрата повітря)

Таким чином, при методі ЗАРМ відбувається вимір сумарної витрати повітря при диханні носом через обидва носових каналу і перепаду тисків Δp між атмосферним p_2 (в підмасковому просторі) і в носоглотці (дистальний кінець вимірювальної трубки перетворювача тиску p_1 вводиться через порожнину рота) у відповідності з виразом

$$\Delta p = p_1 - p_2. \quad (1.2)$$

Незалежно від розташування точок вимірювання тиску і методик вимірювань, при риноманометрії передбачається аналіз двох показників – перепаду тиску і об'ємної витрати повітря через носову порожнину.

На рис. 1.10,а наведено діаграму одного дихального циклу, отриманого в результаті динамічної ЗАРМ. У циклі вдиху, який фіксується ненульовим значенням датчика тиску p_1 , встановленого в витратомірі на основі сопла Вентури, сигнали тиску датчиків p_1, p_2 і p_3 фіксують розрядження, досягають максимального значення, а при затримці дихання сигнали всіх датчиків дорівнюють нулю. Цикл видиху фіксується по ненульовим показаннями датчика тиску p_4 .

Для визначення величини аеродинамічного носового опору будується графік, по осі абсцис якого відкладаються значення витрати повітря Q , а по осі ординат значення перепаду тисків Δp на носовій порожнині (рис. 1.11). Вихідні дані в нормі (1) і при порушенні носового дихання (2) зображені на малюнку 1.11. У нормі величина аеродинамічного носового опору при ЗАРМ знаходиться в межах $0,3-1,5 \text{ кПа} \times \text{с} / \text{л}$.

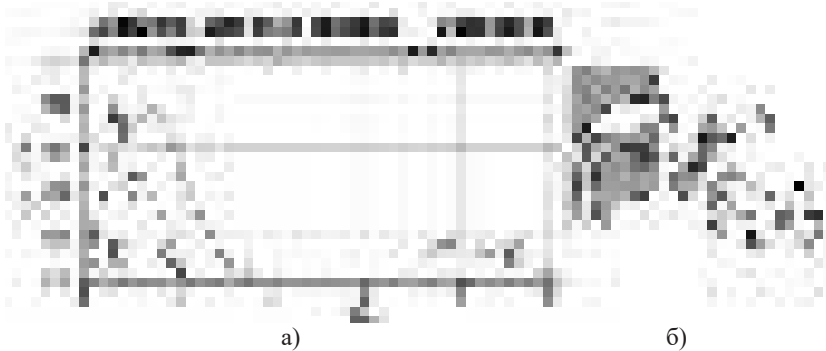


Рисунок 1.10 – Діаграма дихальних циклів за даними динамічної ЗАРМ (а) і ілюстрація розміщення перетворювачів тиску (б)

Величина аеродинамічного носового опору досить варіабельна і залежить, наприклад, від носового циклу – фізіологічного поперемінного звуження/розширення носових ходів за рахунок зміни обсягу слизової оболонки носових раковин, що призводить до труднощів досягнення повторюваності результатів при обстеженні одного і того ж пацієнта з інтервалом в декілька десятків хвилин, і знижує діагностичну достовірність риноманометрії.



Рисунок 1.11 – Залежність перепаду тиску на носовій порожнині від витрати повітря, що пропускається за даними ЗАРМ (результати при умовній нормі (1) і при порушенні носового дихання (2))

Тому актуальною є задача забезпечення повторюваності результатів риноманометричної діагностики. Тому перспективним (володіє меншою варіабельністю) пропонується метод динамічної ЗАРМ при форсованому диханні, який дозволяє максимально враховувати компенсаторні можливості організму людини, пов'язані з тим, що необхідну витрату повітря можна отримати шляхом короткочасного створення більшого перепаду тиску на носових проходах за рахунок напруги дихальних м'язів діафрагми або досягнення однакових показників аеродинамічного опору носових проходів (механічної потужності дихання) при різних значеннях перепаду тиску і витрати повітря. Важливим риноманометричним показником в даному методі є витрата повітря Q . Його значення оцінюються на основі фізіологічної норми з урахуванням захворювань легень, вікових, гендерних та фізіологічних особливостей, а також режиму дихання: спокійного (близько 0,3 л/с), інтенсивного (близько 1 л/с), або форсованого (2 л/с і більше). Аналіз риноманометричних даних при цьому повинен обов'язково враховувати коефіцієнт ефективності носового дихання в порівнянні з ротовим, згідно з формулою

$$k_E = \frac{Q_H}{Q_P}, \quad (1.3)$$

де Q_H – форсована витрата повітря при диханні носом;

Q_P – форсована витрата повітря при диханні ротом.

Причому в нормі цей коефіцієнт повинен знаходитися в межах 0,4-0,6. Підвищення цього показника призводить до синдрому «порожнього носа», а зниження – до недостатньої повітряної провідності носової порожнини.

Сьогодні, більшість приладів для дослідження дихальної функції носової порожнини засновано на методі передньої активної риноманометрії (ПАРМ) з проведенням вимірювань окремо при диханні через кожний носовий прохід, що не дозволяє пацієнту реалізувати адекватно-фізіологічний режим дихання під час обстеження.

Найбільш відомими риноманометрами, що знаходяться у серійному виробництві, є ATMOS200 і ATMOS300 (ATMOS Medical system GMB, Німеччина) та їх аналоги: риноманометр Rhinoscreen і комп'ютерна риноманометрична система MasterScope Rhino (Erich Jaeger, Німеччина), RhinoStream (Heinemann Medizintechnik ФРН) та Ринолан (Міцар, РФ). У всіх цих риноманометрах застосовується метод передньої активної риноманометрії ПАРМ, який вважається найменш дискомфортним для пацієнта за думкою розробників. Але відсутність фізіологічного дихання при послідовних вимірюваннях аеродинамічних опорів кожного носового проходу і, як наслідок, процеси рефлекторної зміни об'єму слизової оболонки верхніх дихальних шляхів, суттєво зменшують достовірність діагностування, тому перспективними слід визначати методи задньої активної риноманометрії (ЗАРМ).

Не зважаючи на розвиток технічних засобів для тестування носового дихання, в риноманометрії сьогодні актуальною залишається проблема повторюваності даних під час вимірювання фізіологічних параметрів організму людини в умовах відсутності еталону. При цьому, методи функціональної діагностики порушень носового дихання на сучасному етапі вимагають введення чітких і наочних критеріїв, необхідних для прийняття обґрунтованих діагностичних рішень, прогнозування та визначення ефективності функціональних оперативних втручань на доказовому рівні.

Тому, для дослідження та уточнення параметрів функції носового дихання при плануванні ринохірургічних втручань є доцільною розробка риноманометра, який забезпечував би за рахунок оригінальної методики тестування та інтелектуального аналізу даних щодо аеродинамічного опору носових проходів, максимальну фізіологічності процедури обстеження з урахуванням індивідуальних фізичних можливостей пацієнта.

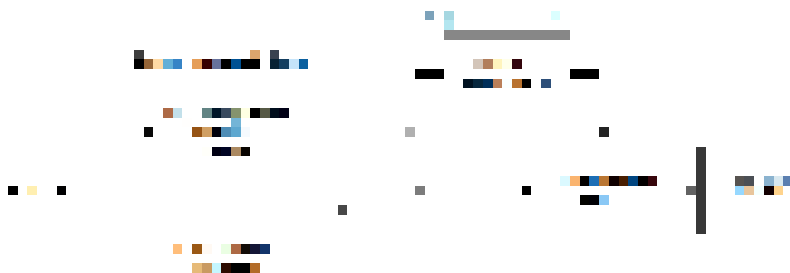


Рисунок 1.12 – Структурна схема риноманометрії КРМ типу ТНДА-ПВХ

Такий пристрій згідно наведеної на рис. 1.12 структурної схемимістить вимірювальний блок з перетворювачами тиску і витрати повітря, сигнали яких передаються в інформаційний блок, де виконується оцифрування вихідних сигналів датчиків за допомогою аналого-цифрового перетворювача АЦП і

передавання їх через інтерфейсний модуль до ПЕОМ. Керуючий мікроконтролер формує відповідно до обраного режиму необхідні стробуючі імпульси. На ПЕОМ за допомогою програмного забезпечення виконується високорівнева обробка сигналів, візуалізація, аналіз і протоколювання результатів обстеження.

1.4. Аналіз обчислювальних методів і засобів планування нейрохірургічних втручань при лікуванні та реабілітації

Як видно зі структурних схем, що представлено на рис. 1.2 та 1.3, система хірургічного планування є головним координуючим блоком сучасних комплексів для малоінвазивної хірургії. Поняття планування хірургічних операцій в алгоритмічному сенсі з'явилося менше 20 років тому в зв'язку з широким впровадженням обчислювальних технологій в медичну техніку. Перші публікації, в яких автори розглядали саме алгоритмічний підхід при хірургічному плануванні, датуються початком 90-х років ХХ століття. Приблизно в цей же час сформувалася сучасна концепція доказової медицини, заснована на аналізі кількісних, статистично значущих показників (достовірних фактів), що отримуються в результаті застосування об'єктивних інструментальних методів діагностики і лікування. Для реалізації комп'ютерного планування хірургічних втручань необхідний чітко формалізований алгоритм, що заснований на обчислювальних процедурах та передбачає досягнення мети втручання з точних вихідних даних і початкових умов при наявності чітких кількісних критеріїв ефективності. Спочатку основною областю хірургії, де використовувалося обчислювальне планування, що проводиться за чіткими алгоритмами, була стереотаксична нейрохірургія. Стереотаксичне планування, яке виконується фахівцями вручну, передбачало комплекс спеціалізованих розрахунків, спрямованих на визначення просторової локалізації зони оперативного втручання, узгодження координатних систем мозку та стереотаксичного апарату, визначення розташування центру трепанації, формування параметрів наведення хірургічного інструменту і оцінку результатів оперативного втручання.

В даний час відомо досить багато методів для розробки автоматизованих систем підтримки прийняття рішень в медицині, що застосовуються, в основному, для постановки попереднього діагнозу. При цьому процес діагностики (встановлення факту того чи іншого захворювання або патологічного стану) проводиться на основі статистичної обробки та математичного аналізу наявних значень відомих параметрів і може бути формалізований у вигляді алгоритмів і відповідного програмного забезпечення. У той же час необхідний чіткий алгоритмічний підхід до планування операцій як до детермінованої послідовності дій по обраним чисельним критеріями, а не підміни цих понять евристичним вибором діагностичних процедур і узагальненої лікувальної тактики. Наприклад, введення численних (задаються в балах) критеріїв оцінки кровонаповнення пухлини за даними комп'ютерної томографії та чітка алгоритмізація вибору лікувальних процедур

використовуються авторами в роботі для вибору допоміжного хірургічного прийому при видаленні пухлини.

1.5. Класифікація методів комп'ютерного моделювання хірургічних операцій, обґрунтування узагальненої структурної схеми і алгоритмічної моделі системи комп'ютерного планування ринохірургічних втручань

Виходячи з розглянутих вище типів вирішуваних завдань, на сучасному етапі методи комп'ютерного планування хірургічних втручань можна розділити на дві групи - траекторні і конфігураційні:

- до траекторних відносяться методи концентрації випромінювання для планування променевої терапії, сформовані і досить добре опрацьовані за останні 20 років, і методи наведення – планування оперативного доступу, засновані на визначенні оптимальної (наприклад, за критерієм мінімальної інвазивності) траекторії хірургічного інструменту до зони оперативного втручання. Основною областю застосування цих методів є стереотаксична нейрохірургія, що забезпечує малотравматичний доступ до внутрішньомозкових структур;

- до конфігураційних відносяться методи формування необхідної анатомічної конфігурації оперованого органу по заданих функціональних анатомо-фізіологічних показниках. Дані методи широко застосовуються в оториноларингології, наприклад при функціональній ринопластиці і втручаннях на структурах внутрішнього вуха.

Виходячи з кола вирішуваних завдань, узагальнена функціонально-структурна схема сучасного комплексу для малоінвазивної ринохірургії, що відображає взаємодію технічних засобів, зовходять до нього (див. рис. 1.13), включає в себе наступні укрупнені функціонально-структурні модулі:

- систему інтраскопічної діагностики, що повідомляє дані анатомічного картування досліджуваної області;

- систему функціональної діагностики, що забезпечує отримання функціональної інформації про досліджувані структури;

- систему управління хірургічним інструментом, що включає навігаційну і силову частини, які повинні в сукупності забезпечити лікувальний вплив на оперовані структури;

- систему комп'ютерного хірургічного планування, що виконує завдання координації взаємодії перерахованих вище систем і здійснює функції стратегічного рівня для комплексу в цілому.



Рисунок 1.13 – Узагальнена функціонально-структурна схема комплексу для малоінвазивної ринохірургії

Дані $D_n^{(1)}$ передопераційного інтраскопічного картування і сигнали $S_i^{(1)}$ функціональної діагностики у відповідних системах перетворюються в діагностичні параметри $R_n^{(1)}$ і $P_i^{(1)}$ (рис. 1.13), що передаються в систему комп'ютерного хірургічного планування для подальшої обробки за заданим алгоритмом, який визначається кінцевою (медичною) метою впливу, яка теоретично може бути формалізована у вигляді цільової функції виду

$$F_K = \min \left(\sum_{i=1}^I a_i f_i \left(P_i^{(1)}(R_n^{(1)}), P_i^{(2)}(R_n^{(2)}) \right) \right), \quad (1.4)$$

при виконанні умов

$$P_i^{(\Phi_{\min})} \leq P_i^{(*)} \leq P_i^{(\Phi_{\max})}; \quad (1.5)$$

$$R_n^{(A_{\min})} \leq R_n^{(*)} \leq R_n^{(A_{\max})}, \quad (1.6)$$

де $P_i^{(\Phi_{\min})}$, $P_i^{(\Phi_{\max})}$, $R_n^{(A_{\min})}$ і $R_n^{(A_{\max})}$ – мінімально і максимально можливі значення фізіологічних і анатомічних показників, відповідно,

f_i - функції, що показують залежності функціональних $P_i^{(1)}$ і $P_i^{(2)}$ показників від структурно-анатомічних $R_n^{(1)}$ і $R_n^{(2)}$, та їх передопераційних і прогнозованих співвідношень, причому верхній індекс (1) позначає величину показника в передопераційному періоді, індекс (2) - при прогнозуванні,

F_T - функція, що показує ступінь інвазивності траєкторії хірургічного доступу,

a_i - вагові коефіцієнти, для яких має виконуватися умова нормування.

Визначення області допустимих значень функції (1.4), а також вагових коефіцієнтів a_i , в загальному випадку не є тривіальним завданням і може бути предметом подальшого розгляду. Причому фізіологічні і анатомічні показники відіграють роль обмежень для функції (1.4) відповідно до формул (1.5) і (1.6).

Управляючий (вихідний) вплив системи формується як функція вхідних діагностичних показників

$$U = f(P_i^{(1)}, R_n^{(1)}); \text{ при } i = 1, 2, \dots, I; n = 1, 2, \dots, N$$

і передається в систему управління хірургічним інструментом, в якій виконується перетворення вхідних керуючих параметрів U в механічні дії

$$V = f(U).$$

Розглянемо тепер кількісні показники ефективності оперативних втручань, на яких базуються критерії сучасної доказової медицини. На рис. 1.13 пунктирними лініями показано післяопераційне отримання результуючих функціональних і структурно-анатомічних показників з верхнім індексом (3), а саме $S_i^{(3)} \rightarrow P_i^{(3)}$ та $D_n^{(3)} \rightarrow R_n^{(3)}$, для порівняння з вихідними (передопераційними) значеннями $P_i^{(1)}$ і $R_n^{(1)}$ та показниками комп'ютерного планування $P_i^{(2)}$ і $R_n^{(2)}$ для доказового визначення ефективності проведеного лікування і процедури його комп'ютерного планування.

З огляду на гуманно-етичну сторону медичних технологій, принцип формування рівня ефективності проведених лікувально-діагностичних заходів повинен ґрунтуватися на побудові структури підсумкової ефективності, що складається з двох інтегральних компонент:

- функціональної (Ф), яка являє собою сукупність функціональних параметрів, що характеризують результати лікування;
- економічної (Е), якою характеризується економічна ефективність від проведеного лікування з точки зору макроекономічних показників.

При цьому з етичних міркувань обчислювати відношення даних показників є некоректним.

Функціональна компонента ефективності визначається як

$$\Phi = \sum_{i=1}^I \psi_i \cdot f(\Phi_i^{(3)}, \Phi_i^{(1)}), \quad (1.7)$$

де $\Phi_i^{(1)}$ та $\Phi_i^{(3)}$ – параметри функціональної діагностики до і після лікування, відповідно,

ψ_i – коефіцієнт при i -му показнику,

причому для кожного i -го показника можна визначити його відносне змінення в результаті лікування

$$\delta_{\Phi_i}^{(I)} = \frac{|\Phi_i^{(1)} - \Phi_i^{(3)}|}{\max(\Phi_i^{(1)}, \Phi_i^{(3)})} \cdot 100\%, \quad (1.8)$$

або визначити відносні помилки прогнозування окремо за кожним досліджуваним (i -м) показником

$$\delta_{\Phi_i}^{(II)} = \frac{|\Phi_i^{(2)} - \Phi_i^{(3)}|}{\max(\Phi_i^{(2)}, \Phi_i^{(3)})} \cdot 100\%, \quad (1.9)$$

де $\Phi_i^{(2)}$ и $\Phi_i^{(3)}$ – величина прогнозованого i -го функціонального показника, $\Phi_i^{(3)}$ – величина прогнозованого i -го функціонального показника після проведеного лікування.

Економічний ефект методу, в загальному випадку, складається з показника безпосередньої економічної ефективності E_{Π} , що характеризує здешевлення запропонованого методу в порівнянні з відомими, найближчого економічного ефекту $E_{\text{Б}}$, що враховує зниження витрат на перебування хворого в стаціонарі і оплати лікарняних листів, віддаленого економічного ефекту $E_{\text{О}}$, що розраховується за кількістю рецидивів захворювання і витрат на можливу інвалідність, і виробничого економічного ефекту E_{Π} , пов'язаного з усуненням виробничих втрат через хворобу працівника і розраховується виходячи з рівня його заробітної плати

$$E = E_{\Pi} + E_{\text{Б}} + E_{\text{О}} + E_{\Pi}. \quad (1.10)$$

Згідно з результатами оцінки економічної ефективності впровадження ендоскопічної хірургічної установки, економічний ефект, який досягається за рахунок усунення виробничих втрат, на порядок перевищує за величиною інші економічні показники і визначається за формулою

$$E_{\Pi} = k \cdot \Delta n \cdot C, \quad (1.11)$$

де k – коефіцієнт, що враховує рівень заробітної плати по відношенню до виробленого продукту (в даний час в Україні рівень заробітної плати працівника виробничої сфери становить не більше 5% від виробленого їм промислового продукту та дорівнює 20),

Δn – кількість зекономлених днів перебування в стаціонарі через підвищення ефективності діагностичних або лікувальних заходів,

C – середня заробітна плата за день (приймається 150 грн).

Такий підхід дозволяє, в першому наближенні, оцінювати загальний економічний ефект (1.10) від впровадження нових діагностичних і лікувальних методів за формулою (1.11)

$$E \approx E_{\Pi} = k \cdot \Delta n \cdot C. \quad (1.12)$$

Згідно задач, що розв'язуються, на рис. 1.14 представлена узагальнена структурна схема системи комп'ютерного планування функціональних ринохірургічних втручань, до складу якої входять підсистеми реєстрації та зберігання вихідних діагностичних даних, підсистема обробки та аналізу даних, підсистема формування параметрів хірургічного впливу, а також підсистема візуалізації.

Система комп'ютерного планування ринохірургічних втручань повинна виконувати дії, спрямовані на отримання даних анатомічних і функціональних обстежень, аналіз результатів комплексного анатомо-функціонального картування, формування плану проведення оперативного втручання, прогнозування функціональних результатів, незалежну верифікацію і оцінку ефективності проведеного втручання.

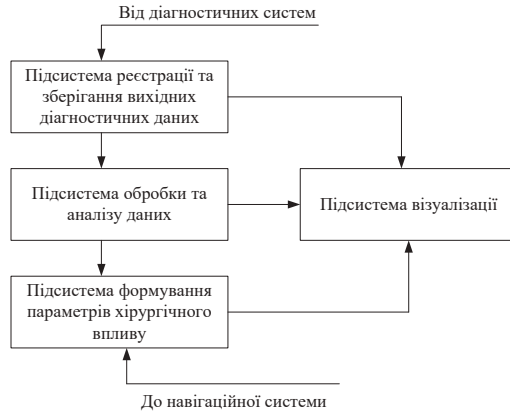


Рисунок 1.14 – Узагальнена структурна схема системи комп'ютерного планування хірургічних втручань

У відповідності з медичною метою проведеного оперативного втручання робота системи комп'ютерного планування ринохірургічних втручань здійснюється за узагальненою алгоритмічною моделлю, що розглядається нижче. Вибір алгоритмічної моделі для опису функціонування системи викликаний складністю формального математичного уявлення процедур параметризації і оптимізації цільової функції, а також необхідністю забезпечення при роботі системи таких властивостей, як детермінованість, визначеність і результативність при фактично роздільній (дискретній) послідовності етапів планування.

Таким чином, алгоритмічна модель процесу комп'ютерного планування ринохірургічних втручань складається з наступних етапів:

- проведення анатомічних і функціональних діагностичних обстежень для отримання вихідних даних для планування хірургічного втручання;
- аналізу даних анатомічного картування для проведення морфологічного аналізу анатомічних структур і топографо-анатомічного картування області, що оперується;
- аналізу даних функціональних обстежень, під час якого кількісно визначаються основні порушення досліджуваної фізіологічної функції;
- комплексного аналізу даних анатомо-функціонального картування для визначення ступеня взаємозв'язку між анатомічними і функціональними показниками;

- формування плану проведення оперативного втручання, тобто визначення виду і параметрів цільової функції, а так же методів досягнення необхідних параметрів;

- прогнозування функціональних результатів оперативного втручання, тобто визначення по функціонально-анатомічній моделі результуючих параметрів на основі віртуального імітаційного моделювання спланованого на попередньому етапі оперативного втручання;

- проведення контрольних післяопераційних обстежень, при яких виконується реєстрація функціонально-анатомічних даних в післяопераційному періоді, а також незалежна верифікація отриманих результатів;

- аналізу результатів оперативного втручання, пов'язаного з визначенням ефективності оперативного втручання і методу комп'ютерного хірургічного планування за задалегідь визначеними функціональними показниками і критеріями.

В результаті підрозділу можливо зробити висновки, що на підставі наведеного аналізу принципів роботи, методів і технічних засобів сучасних комплексів для малоінвазивної хірургії встановлено, що їх основним структурним компонентом є система комп'ютерного планування. Актуальність розробки методів і засобів комп'ютерного планування оперативних втручань особливо гостро проявляється у функціональній ринохірургії, заснованої на даних функціональних інструментальних обстежень у відповідності до критеріїв доказової медицини.

У ринохірургії вирішуються завдання конфігураційного планування хірургічних втручань, що спрямовані на відновлення носового дихання, які вимагають об'єктивних даних інструментальної діагностики функціонального стану верхніх дихальних шляхів. При цьому необхідно вирішити задачу формування певної анатомічної конфігурації структур носової порожнини за прогнозованими фізіологічними показниками.

В даний час актуальною є проблема повторюваності даних при вимірах фізіологічних параметрів організму людини в умовах відсутності зразка. При цьому методи функціональної діагностики вимагають введення чітких і наочних критеріїв, необхідних для прийняття обґрунтованих діагностичних рішень, прогнозування та визначення ефективності оперативних втручань на доказовому рівні. Збільшення кількості діагностичних параметрів без достатнього фізіологічного і статистичного обґрунтування, а також чіткої інтерпретації результатів обстеження тільки ускладнює прийняття діагностичних рішень. Тому актуальною є задача застосування нових методів досліджень, математичного апарату і вимірювальної техніки для уточнення параметрів фізіологічних процесів, таких, як зовнішнє дихання і проходження повітря через верхні дихальні шляхи, а також вивчення впливу певних анатомічних структур, наприклад, додаткових пазух і носового клапана на аеродинамічні процеси в носовій порожнині.

Більшість сучасних приладів для дослідження дихальної функції носової порожнини засновані на методі передньої активної риноманометрії (ПАРМ), що не дозволяє проведення обстеження пацієнта в фізіологічному режимі дихання.

Для дослідження і уточнення параметрів дихальної функції при плануванні функціональних ринохірургічних втручань доцільна розробка риноманометра, що забезпечує отримання вичерпних даних про аеродинамічний опір носових проходів при максимальній фізіологічності процедури обстеження з урахуванням індивідуальних фізичних можливостей пацієнта.

Алгоритмічна модель процесу комп'ютерного планування ринохірургічних втручань полягає: в проведенні анатомічних і функціональних обстежень та аналізі даних функціональних і інтраскопічних обстежень, під час яких визначаються кількісно основні показники дихання і проводиться топографо-анатомічне картування верхніх дихальних шляхів і комплексний аналіз даних для визначення ступеня взаємозв'язку між анатомічними і функціональними показниками; в прогнозуванні функціональних результатів і складанні плану проведення хірургічного втручання за даними віртуального моделювання оперативного прийому; у визначенні ефективності хірургічних втручань і методу комп'ютерного планування за даними контрольних післяопераційних обстежень.

У літературі, присвяченій застосуванню сучасної медичної інтраскопічної техніки, в основному розглядаються проблеми, пов'язані з діагностикою різних патологій, досліджуються питання комплексного застосування засобів медичної візуалізації, що дають топографо-анатомічну і функціональну інформацію про досліджуваний орган. Технічні аспекти функціонального хірургічного планування за даними проаналізованих джерел засновані, як правило, на емпіричному підході і досвіді фахівців. При цьому не проводиться доказовий аналіз ефективності самої процедури хірургічного планування, а також відсутні чіткі кількісні методики прогнозування і оцінка досягнутого функціонального лікувального ефекту. Удосконалення і розробка нових методів і засобів для інтраскопічної візуалізації і функціональної діагностики, застосування яких призводить до уточнення фізіологічних параметрів, дозволить сформулювати концепцію і теоретичні основи нових методів комп'ютерного хірургічного планування, які можуть сприяти переходу хірургії на новий рівень технологій. Тому метою роботи є вирішення науково-прикладної проблеми створення теоретичних основ і концепції інтелектуальних технологій щодо комп'ютерного планування функціональних хірургічних втручань, а також об'єктивізації і підвищенню достовірності методів функціональної діагностики носового дихання.

У відповідності з поставленою метою, в ринології, наприклад, вирішуються завдання, які спрямовані на створення теоретичних основ аеродинамічних процесів течії повітря у верхніх дихальних шляхах людини;

у функціональній нейрохірургії – формування оптимальної за критерієм найменшого травматизму траєкторії хірургічного доступу;

в офтальмології, при хірургічному лікуванні косоокості – прогнозування результатів оперативних втручань.

2. ПРИНЦИПИ РЕАЛІЗАЦІЇ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННИХ ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНИХ СИСТЕМ ТА ПРИЛАДІВ ДІАГНОСТУВАННЯ ПЕРИФЕРІЙНОГО КРОВОНАПОВНЕННЯ

2.1. Принципи реалізації оптико-електронної інтелектуалізованої системи комплексного діагностування периферійного кровонаповнення

Актуальною на сьогоднішній день стає розробка нових біомедичних інформаційно-обчислювальних засобів, що комбінують перетворення й оброблення як оптичної аналогової, так і дискретної інформації з новими показниками якості. У цьому плані особливо актуальними є завдання багатоканальної паралельного оброблення оптичних сигналів у реальному масштабі часу [106, 316].

Для вирішення вищевказаних завдань, що стосуються підвищення якості й ефективності технічних засобів перетворення, оброблення і відображення біомедичної інформації пропонується використання новітніх досягнень оптоелектроніки. Одним із шляхів вирішення цих завдань є новий напрямок - оптоелектронні логіко-часові середовища (ЛЧС), де разом з електронними методами застосовуються оптичні методи послідовної і паралельного оброблення інформації [106, 229, 240, 244, 253, 188, 316].

У перетворювальних пристроях, побудованих на оптоелектронній елементній базі, процес перетворення й оброблення інформації здійснюється оптичними методами, із поліпшеними показниками якості, що усуває корінні недоліки, наявні в електронних пристроях. Це пов'язано з тим, що в елементах з оптичним зв'язком використовуються як носії інформації фотони, що дозволяє різко збільшити добротність і розширити їх функціональні можливості.

Введемо визначення, що які визначають стратегію побудови інтелектуальної оптико-електронної інтелектуалізованої системи комплексного діагностування і ряд її ознак.

Визначення 1. Оптико-електронна інтелектуалізована система комплексного діагностування — проблемно-орієнтована експертна система з базами знань, даних та системою логічного виводу і розвитку сучасного інтерфейсу, що реєструє інформацію у вигляді відбитого розсіювального світлового потоку та виділяє певні ознаки біооб'єкту та опрацьовує виділені ознаки і визначає рішення автоматично або за участю експерта.

Визначення 2. Сукупність виділених ознак характеризують такі складові:

1. Просторові - x, y, z , де z - глибина зорової сцени.
2. Розподіл інтенсивності світлового потоку $I(r, s)$ (відповідно (2.1)).

$$I(r, s) \Big|_{(sn) < 0} = S(r, s) + \overline{RI(r, s)} \Big|_{(sn) > 0}. \quad (2.1)$$

3. Спектральна - λ (визначає процеси проходження оптичного випромінювання у залежності коефіцієнта абсолютної передачі T та дифузного відбиття R).

4. Теплова - T (розподіл теплового випромінювання в координатах x, y, z).

Визначення 3. Фрагментом зображення оптико-електронної інтелектуалізованої системи комплексного діагностування є частина зображення розмірністю $p \times m$, де $p \in \mathbb{N}$, $m \in \mathbb{M}$.

Визначення 4. Фрагмент зображення характеризується спектром зв'язності W -зображення $W_{\Sigma x, y} = \sum_v^8 \sum_{i, j}^{m_x m_y} a_{ij}^v$, де a_{ij}^v - елемент зображення фрагменту з координатами i, j та зв'язністю v . Спектр зв'язності поточного зображення $W_{\Sigma x, y}$ знаходиться в межах $0 \leq W_{\Sigma x, y} \leq W_{\Sigma 1x, y}$.

Визначення 5. Образом $F(a_{ij})$ зображення є підмножина точок a_{ij} , що приймають одиничне значення і мають міру зв'язності.

Оптико-електронна інтелектуалізована система комплексного діагностування виконує такі функції:

1. Попередню фільтрацію (усунення шумових точок і слабкозв'язаних точок зображення, а також виділення вихідного зображення із шумового).

2. Зсув зображень (одноточасний зсув усього зображення на задану відстань вліво, вправо, вгору, вниз).

3. Масштабування зображень (ущільнення та розширення зображень на заданий розмір).

4. Поворот зображення (поворот зображення на фіксовані значення на заданий розмір).

5. Виділення з множини можливих образів $F(a_{ij})$ у фрагментах $\Phi(\tau)$ найбільше близьких до еталонних зразків $F_0(a_{ij})$ по заданій множині ознак.

Розроблений спосіб око-процесорного оброблення може бути використаний як у біомедичних системах, так і в системах технічного зору для розпізнавання зорових образів (зображень) у роботах для сучасних систем пошуку, спостереження, наведення, діагностування і технологічного контролю [316].

За рахунок введення нових операцій виділення декількох загальних частин і ієрархічного додавання, тобто послідовність проведення операцій додавання виконується відповідно до побудови синтезатора-генератора ознак зображення, досягається паралельне оброблення всієї поверхні і створення нечітко виражених ознак різних типів. Розпізнавання зображень здійснюється за рахунок генерації неявно виражених ознак і впливу їх один на одного і вихідну функцію. А це в результаті дає можливість здійснювати розпізнавання зображень на якісно новому рівні з організацією бази знань, що еволюціонує. Око-процесорне виділення ознак [288] відрізняється від класичних, що реалізують конкретні раніше задані алгоритми строгих обчислень функцій розпізнавання.

Поставлена задача вирішується тим, що в способі око-процесорного розпізнавання зображень з виділенням ознак використане оптичне паралельне проектування зображень і перетворення їхніх параметрів у тривалості часових інтервалів [106, 229, 240, 244, 253, 188, 316], і паралельне накопичування (додавання) одночасно всієї інформації, що надійшла, а також паралельне виділення загальних частин для виділення ознак у вигляді фізичних розмірностей чи іншої якісної інтерпретації кількісної інформації. Незалежно від

типу інформації використовують логіко-часові функції і виділяють одночасно кілька загальних частин, які обробляють за допомогою ієрархічного додавання. Воно є визначеною послідовністю проведення операцій додавання і виконується відповідно до побудови синтезатора-генератора ознак зображення. Вхідну, перетворену в логіко-часові функції, інформацію обробляють одночасно по кількісних і якісних каналах. При цьому кількісну інформацію обробляють паралельно з одержанням результуючої суми у вигляді логіко-часової функції, а в каналах якісного оброблення, у залежності від структури кількісних каналів, синтезують (генерують) відповідні ознаки у вигляді логіко-часових функцій, які на виході кількісних каналів привласнюють кількісним результатам у вигляді оператора впливу, що являє собою деяку функціональну залежність. По закінченні оброблення інформації утворюють цільовий кодер (лічильник зміни внутрішнього стану синтезатора-генератора ознак), дію якого визначають як ключову логіко-часову функцію, що представляє конкретний результат перетворень параметрів зображення з їх розмірністю. Її вихід постійно аналізують і порівнюють з раніше відомими і записаними в пам'яті бази знань у вигляді логіко-часових функцій еталонними зразками, за допомогою яких виконують остаточне розпізнавання зображень. При неповній визначеності вихідної інформації з генеруванням неявно виражених ознак, отриманий результат після експериментальної ідентифікації записують як новий еталон і представляють як раніше невідому еталонну логіко-часову функцію для інтерактивного уточнення його змісту і значення. Далі визначають найбільш близький еталон згідно з операцією порівняння, щоб зробити висновок про тип зображення і можливі варіанти розширення таких типів бази даних за ступенем наближення отриманого результату до еталона з подальшим експериментальним (емпіричним) уточненням. Таким чином виконують еволюційний розвиток бази знань.

В основу реалізації поставлено задачу створення пристрою для розпізнавання зображень з око-процесорним виділенням ознак, у якому за рахунок введення нових блоків аналізатора, синтезатора-генератора ознак, порівняння і формування бази знань і вибору еталонів, а також нових зв'язків у блоках аналізатора і синтезатора-генератора досягається паралельне оброблення усієї вхідної інформації і створення різних систем неявно виражених ознак зображень різних типів. За допомогою формування визначеної ієрархічної структури утворюються неявно виражені ознаки відповідно до комутаційного коду ознаки, який визначають на початку процесу оброблення інформації, тобто відбувається генерування ознак і вплив їх один на одного і на вихідну функцію. А це в остаточному підсумку приводить до підвищення достовірності розпізнавання зображення.

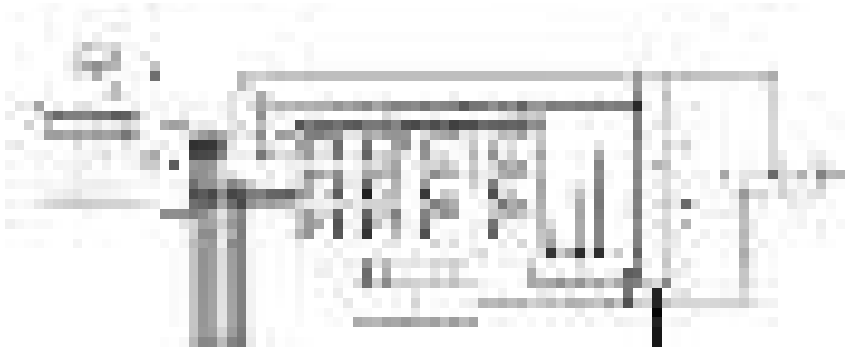


Рисунок 2.1. Оптико-електронна інтелектуалізована система комплексного діагностування з виділенням ознак

Поставлена задача в пристрої вирішується тим, що пристрій для розпізнавання зображень з око-процесорним виділенням ознак (рис 2.1) містить блок 7 проектування зображень; оптичний затвор 8; фотоелектричний перетворювач 9, виконаний у вигляді матриці розміром $M \times M$ фотоприймальних комірок 10; перетворювач параметрів зображення в тривалості часових інтервалів 11; аналізатор інформації, що надійшла, 12; блок синтезатора-генератора ознак 13, виконаний у вигляді ієрархічного з'єднання N функціонально-інтегральних синтезаторів 14, з'єднаних між собою за допомогою ліній світлової волоконно-оптичної комутації; блок перекомутації 15; формувач ключової логіко-часової функції 16; блок динамічної пам'яті еталонних логіко-часових функцій із системою формування бази еталонних знань і вибору зразків еталонів 17; схему порівняння 18, що містить M однакових блоків порівняння; аналізатор неспівпадання сигналів 19; формувач типу зображення 14 і формувач імпульсів запуску 21.

Спосіб для розпізнавання зображень з око-процесорним виділенням ознак здійснюється за допомогою способу паралельного додавання на основі виділення загальної частини для всіх сигналів, що надійшли, незалежно від їхніх типів. Спочатку всі сигнали піддаються попередній обробці 1, під час якої їх перетворюють у логіко-часові функції і виділяють одночасно кілька загальних частин, що характеризують ознаки розпізнаваного зображення у вигляді фізичних розмірностей чи іншої якісної інтерпретації кількісної інформації. Потім відбувається аналіз якісних характеристик сигналів 2, за допомогою якого здійснюється розділ вхідної інформації на два типи каналів: якісний 3 і кількісний 4, оброблення даних по них здійснюється паралельно. Кількісну інформацію обробляють 3 паралельно з одержанням результуючої суми у вигляді логіко-часової функції, а в каналах якісного оброблення 4 синтезують (генерують) відповідні ознаки у вигляді логіко-часових функцій, що на виході кількісних каналів привласнюються кількісним результатам у вигляді оператора впливу, що являє собою деяку функціональну залежність. Операція синтезування ознак містить у собі ієрархічне додавання, тобто здійснюється оброблення інформації за

допомогою визначеної кількості однакових операцій (паралельного додавання), відповідно до деякої ієрархічної структури. Після формування оператора впливу формують кодери 5, що повністю описують зображення. Потім здійснюється формування цільового кодера 5 (лічильника зміни внутрішнього стану синтезатора-генератора ознак), що визначається за допомогою оператора впливу кодерів-ознак один на одного. Його дію визначають як ключову логіко-часову функцію, що являє конкретний результат перетворень параметрів зображення з їх розмірністю. Її вихід аналізують і порівнюють з раніше відомими і записаними пам'яті бази знань у вигляді логіко-часових функцій еталонними зразками. З їхньою допомогою виконують кінцеве розпізнавання зображень 6. При неповній визначеності вихідної інформації з генерування неявно виражених ознак 4, отриманий результат після експериментальної ідентифікації записують як новий еталон 6 і представляють як раніше невідому еталонну логіко-часову функцію для інтерактивного уточнення його змісту і значення. Потім визначають найбільш близький еталон згідно з операцією порівняння 6, щоб зробити висновок про тип зображення і можливі варіанти розширення даних типів бази даних по ступені наближення отриманого результату до еталона з подальшим експериментальним (емпіричним) уточненням. У такий спосіб виконують еволюційний розвиток бази знань.

Даний спосіб дозволяє за мінімальну кількість тактів накопичити суму результатів усіх дій, яка розглядається як базова ознака зображення. Такий процес пропонується описати формулою [288].

$$F = \sum_{i=1}^n a_i \prod_{j=1}^m p_j, \quad (2.2)$$

де n – кількість входів; a_i – інформація на i -ому вході; $\prod_{j=1}^m$ – оператор впливу ознак на вихідну функцію і один на одного; m – кількість синтезованих ознак; p_j – змінна, що характеризує фізичний зміст ознаки зображення

Формула (3.1) описує не тільки процес оброблення зорової інформації, але і враховує вплив кожної синтезованої ознаки на функцію на виході. Для досягнення цього результату авторами був уведений принципово новий оператор впливу для кодування вихідних результатів цільовим кодером, що вносить ознаку в опис зображення. Такий оператор являє собою функцію на визначеному часовому інтервалі, яка характеризує деяку синтезовану ознаку зображення протягом кількісної величини інтервалу. Результуюча логіко-часова функція здобуває якісну залежність від згаданої функції, зберігаючи кількісну характеристику зображення, наприклад фізичну розмірність. По закінченні визначеного часового проміжку логіко-часова функція здобуває нульове значення.

Вплив ознаки на вихідну функцію може представляти більш складну функцію, що діє на визначеному оператором впливу проміжку часу й утворить вихідну логіко-часову функцію складної конфігурації, де ознаки p_j діють на різних рівнях суперпозиції й утворюють аналог "ключа-відмички" до розпізнавання образів. Таким чином, дії оператора впливу на вихідну функцію і значення змінних p_j можуть у звичайному вигляді представляти як фізичні розмірності

кількісних величин, так і ознаки параметрів, що не існують фізично, чи навіть усереднені інтегровані їхні комбінації. Метод дає можливість функціонально інтегрувати довільну кількість різних логіко-часових величин, тобто синтезувати на виході функціонально-інтегральну ознаку F_n . Після оброблення інформації на виході одержують сукупність неявно виражених ознак, здатних докладно і достовірно описувати аналізоване зображення. Ці дії пропонується виразити за допомогою формули [128]

$$F_n = \int_m F_j = \int_m \left(\sum_{i=1}^n a_i \prod_{j=1}^m p_j \right), \quad (2.3)$$

де F_n – приведена інтегрована кількісно-якісна логіко-часова функція;

\int_m – оператор узагальненого інтегрування отриманого кількісного

результату паралельних вхідних змінних з ознаками фізичних розмірностей і виділених неявно виражених ознак.

Запропонований оператор не являє собою дії інтегрування в традиційному розумінні. Він показує, як здійснюється взаємодія окремо синтезованих ознак одна на одну. У результаті виходить деяка функція на інтервалі $t_i \leq T \leq t_{i+1}$, як це визначено при описі формального аналога операцій над логіко-часовою функцією [316].

Запропонований спосіб дозволяє підвищити точність розпізнавання зорових об'єктів за рахунок оброблення всієї інформації, що надійшла одночасно, і при цьому формувати системи різних видів ознак зображень, а також відзначається вплив кожної синтезованої ознаки на вихідну інформацію.

2.2. Розроблення інтелектуалізованої оптико-електронної системи комплексного діагностування стану периферійного кровообігу

Реалізація інтелектуалізованої біомедичної оптико-електронної системи комплексного діагностування стану серцево-судинної системи людини відноситься до області біомедичної діагностичної техніки і може бути використана для створення приладу індивідуального користування з можливістю постійного контролю і, в разі необхідності, індикації, а також стимуляції життєдіяльності організму людини в умовах впливу внутрішніх та зовнішніх факторів [288, 316].

В основу реалізації поставлено задачу створення інтелектуалізованої біомедичної оптико-електронної системи комплексного діагностування стану серцево-судинної системи людини (біопроекторний таймер-перетворювач - БТП) з безпосереднім управлінням через екран, в якому за рахунок введення нових елементів та зв'язків між ними і організацією двошарового багатофункціонального керування екрана забезпечується адаптивний постійно-діючий контроль для підтримання життєдіяльності організму людини.

Вирішення даної задачі досягається за рахунок того, що в пристрій, який містить блок запуску, блок корекції, блок управління індикацією часу, блок

визначення температури, та оптоелектронний індикатор введені набір біомедичних датчиків з лініями зв'язку, блок реєстрації медичних показників, блок оброблення медичної інформації, центральний керуючий пристрій, таймерний вузол, інтерфейс з зовнішніми пристроями, операційний запам'ятовуючий пристрій, другий шар багатофункціонального операційного екрана, звукова схема, блок задання режимів, де блок реєстрації медичних показників містить відповідні блоки інтерфейсів, блоки підсилювачів та фільтруючі блоки по одному на кожний канал, при цьому блок оброблення медичної інформації складається з аналогового комутатора, аналого-цифрового перетворювача, блоку реєстрів загального призначення, арифметико-логічного пристрою, а операційний запам'ятовуючий пристрій представляє собою єдину структуру, яка адресно розділена на ряд незалежних частин - операційний запам'ятовуючий пристрій даних, операційний запам'ятовуючий пристрій таймера, операційний запам'ятовуючий пристрій програм, базу даних, базу знань [288, 316].

За рахунок введення в пристрій блоку оптоелектронних датчиків для зняття біомедичних показників, які оцінюють гемодинаміку серцево-судинної системи, аналізують кровонаповнення периферійних судин, і розширюються функціональні можливості приладу, а також за рахунок постійного моніторингу оцінки гемодинамічних показників пацієнта можливо більш достовірніше проводити оцінку стану периферійного кровонаповнення, порушень мікроциркуляції в уражених хребетно-рухомих сегментах. З технічної точки зору шляхом введення оптоелектронних датчиків досягається можливість знімати гемодинамічні показники з усіх ділянок тіла, що також дозволяє більш точно проводити діагностику стану периферичних судин.

На рис. 2.2 подано загальну структурну схему приладу. Біопродесорний таймер містить блок запуску (БЗ) 1, блок корекції (БК) 2, блок управління індикацією часу (БУІЧ) 3, блок визначення температури (БВТ) 4, та оптоелектронний індикатор (ОІ) 5, який представляє собою нижній шар багатофункціонального операційного оптоелектронного екрана, набір датчиків 6, що складається з n датчиків, серед яких 6.1 - датчик для визначення ступеню насичення крові киснем, для цього використовується безпосередньо оптоелектронний індикатор 5, 6.2 - датчик для заміру артеріального тиску, 6.3 - датчик для зняття коефіцієнта асиметрії К для визначення судинних порушень в уражених хребетно-рухомих сегментах та n-3 інших датчики для зняття необхідної медичної інформації, з використанням ЛЗ 7.1...7.n, які в разі необхідності (досить часті захворювання, при яких необхідний постійний контроль стану організму) вмонтовані в спеціальний одяг, що досягається за рахунок використання в їх якості волоконно-оптичних ліній зв'язку (ВОЛЗ), блок реєстрації медичних параметрів (БРМП) 8, блок оброблення медичної інформації (БОМІ) 9, центральний керуючий пристрій (ЦКП) 10, таймерний вузол (ТВ) 11, інтерфейс з зовнішніми пристроями 12, операційний запам'ятовуючий пристрій (ОЗП) 13, напівпрозорий кристалічний індикатор 14, який представляє собою другий шар багатофункціонального операційного оптоелектронного екрана (ОЕ), звукову схему 15, блок задання режимів (БЗР)

16, де БРМП 8 містить відповідні блоки інтерфейсів (БІ) 17.1...17.n для сприйняття біомедичних даних, блоки підсилювачів (БП) 18.1...18.n і фільтруючі блоки (ФБ) 19.1..19.n по одному на кожний канал, (БОМІ) 9 складається з аналогового комутатора (АК) 20, аналого-цифрового перетворювача (АЦП) 21, блоку реєстрів загального призначення (БР) 22, арифметико-логічного пристрою (АЛП) 23, інтерфейс 12 слугує для зв'язку з зовнішніми пристроями (ЕОМ, принтер), операційний запам'ятовуючий пристрій 13 представляє собою єдину структуру, яка адресно розділена на ряд незалежних частин - ОЗП даних (ОЗПД), ОЗП таймера (ОЗПТ), ОЗП програм (ОЗПП), базу даних (БД), базу знань, оптоелектронний індикатор 5 та напівпрозорий кристалічний індикатор 14 представляють собою в сукупності багатофункціональний операційний оптоелектронний екран (ОЕ), який виконує функції приймача інформації та дисплея (рис. 2.3).

Прилад працює таким чином. Постійно діючий контроль за станом організму здійснюється в часі, що досягається за рахунок наявності в БПТ системи відліку часу та біопроекторної частини, яка здійснює зняття, прийом, оброблення і відображення даних.

Блок запуску 1 виробляє тактові імпульси і управляючі імпульси, які надходять до БК 2, БВТ 4, ТЧ 11, по яким відбувається відлік, корекція, відображення та фіксація часової інформації. За допомогою БК 2 здійснюється управління корекцією часової інформації, яку можна здійснювати механічно та від радіомережі [7]. БУІЧ 3 керує відображенням часової інформації та формуванням сигналів, по яким відбувається активізація елементів нижнього шару 5 ОЕ, а також передачею управляючих сигналів з БК 2.



Рисунок 2.2. Структурна схема БПТ

Інформація про стан організму людини знімається за допомогою датчиків 6.1...6.n і надходить по ЛЗ 7.1...7.n через відповідний роз'єм до блоків

підсилювачів 17.1...17.2.п БРМП 8 та фільтруючих блоків 18.1...18.3.п БРМП 8, за допомогою яких сигнал приводиться до стану, необхідного для подальшого її оброблення у БОМІ 9. Згідно сигналів управління, що надходять з ЦКП 10, дані з одного із інформаційних каналів через АК 20 надходять до АЦП 21, де відбувається перетворення інформації з аналогової форми в її цифровий еквівалент. Для корекції роботи АЦП 21 БОМІ 9 з сигналами, що надходять від різних датчиків, використовуються команди, які надсилаються з ЦКП 10. Перетворені дані зберігаються в БР 22 БОМІ 9, який поряд з цим використовується в якості допоміжних регістрів при обробці інформації в АЛП 23 БОМІ 9. Синхронізація роботи БР 22 відбувається за рахунок сигналів управління, що надходять з відповідного виходу ЦКП 10. В арифметико-логічному пристрої 23 відбувається оброблення даних згідно кодів, що надходять з ОЗПП по керуючим сигналам з відповідних виходів ЦКП 10. Оброблені дані зберігаються в ОЗПД з метою їх подальшого відображення на кристалічному індикаторі 14 багатофункціонального операційного ОЕ, передачі через інтерфейс 12 до зовнішньої ЕОМ, а також накопичення даних для проведення моніторингу та діагностики. Якщо "зняті" дані є критичними (інформація, що надійшла не є реальною або ж загрозливою для стану людини), то виникає необхідність в сигналізації про такий стан, що досягається за рахунок передачі сигналу з АЛП 23 БОМІ 9 на двонаправлений вихід ЦКП 10. Таймерний вузол 11 використовується для встановлення відрізків часу, на протязі яких відбувається зняття даних з датчиків 6.1..6.п. Інформація про тривалість зняття інформації, а також номери каналів, з яких надходить інформація, зберігаються в ОЗПТ, ці значення задаються з БЗР 16 за допомогою ЦКП 10 через його двонаправлену вихідну шину. По закінченню заданої тривалості часу сигнали з таймерної частини 11 надходять по шині до ЦКП 10, де, у відповідності з заданим режимом, формуються команди для відображення знятої інформації або ж її оброблення на АЛП 23 БОМІ 9.

По сигналам, які надходять з відповідного виходу ЦКП 10 здійснюється переключення режимів відображення інформації на нижньому шарі 5 багатофункціонального операційного ОЕ. Це можуть бути такі режими - відображення значення температури, яке визначається за допомогою БВТ 4, відображення часової інформації або ж активізація всіх елементів індикації для освітлення рогівки ока і сприймання відбитого випромінювання при визначенні ступеня кровонасичення.

Вибір режимів роботи БПТ і відображення інформації на обох шарах багатофункціонального операційного ОЕ (годинник, будильник, вимірювач температури), визначення і відображення біомедичних показників стану організму (ступеня насичення крові киснем, артеріального тиску, коефіцієнта асиметрії К і т.п.), лікувального препарату і дози його вживання, перегляд статистичної інформації, стимуляція БАТ, калібрування, обмін даними з зовнішніми пристроями), а також встановлення їх параметрів здійснюється за допомогою БЗР 16, що представляє собою світлове перо з інфрачервоним випромінювачем, яке розміщується ззовні біля ОЕ на браслеті. Оптиелектронний індикатор 5, який є нижнім шаром багатофункціонального

операційного ОЕ містить набір оптоелектронних пар (приймач-випромінювач), приймальна частина якого використовується для визначення положення світлового пера при встановленні режиму та параметрів роботи БПТ. На відповідний вхід ЦКП 10 надходять керуючі коди з БЗР 16, в залежності від яких формуються сигнали управління для функціонування блоків БПТ.

У разі виникнення критичних ситуацій при визначенні медичних параметрів (суттєве відхилення параметрів від нормальних значень) а також для індикації перемикання вибраного режиму функціонування БПТ, закінчення часу роботи таймерів та спрацювання будильника з відповідного виходу ЦКП 10 подаються відповідні сигнали на звукову схему 15.

Для зміни програм оброблення інформації, введення нових програм в ОЗПП при підключенні до БПТ нових датчиків а також обміну знятою медичною інформацією між БПТ (ОЗПД) та зовнішніми пристроями (ЕОМ, принтер та ін.) використовується послідовний інтерфейс 12. Крім цього, за допомогою ЕОМ можна здійснювати корекцію роботи блоків БПТ.

ОЗП 13 представляє собою єдину структуру, яка адресно розділена на ряд незалежних частин - ОЗПД, ОЗПТ, ОЗПП, БД, базу знань. В ОЗПД зберігаються зняті, а також оброблені медичні дані, для організації необхідних режимів індикації на шарах 5,14 багатофункціонального операційного ОЕ та оброблення на АЛП 23 БОМІ 9. Номери підключених каналів і час сприймання з них інформації запам'ятовується в ОЗПТ. Алгоритми оброблення біомедичної інформації зберігаються в ОЗПП. Коди цих алгоритмів заносяться в ОЗПП при виготовленні БПТ, а також можуть бути змінені при необхідності в будь-який момент часу пересиланням програми з ЕОМ. БД використовується для зберігання статистичної інформації при визначенні відхилень від норми медичних параметрів людини, яка користується БПТ. На протязі визначеного часу (доба, тиждень) проходить зняття медичних параметрів, для яких в АЛП 23 БОМІ 9 визначається середньодобове значення. З БД вибирається інформація по знайденому середньодобовому значенні параметрів і встановлюються норми, а також формуються допоміжні БД. Ці дані також можуть коригуватися в будь-який момент часу. База знань використовується для подальшого визначення діагнозу та встановлення медичних препаратів і доз їх вживання. БД, наприклад, відслідковує параметри хвороби і, використовуючи базу знань про дане захворювання, вибирає певний алгоритм зниження ступеня ризику для хворого в певні моменти часу в залежності від одержаних конкретних даних індивіду. Робота всіх частин ОЗП 13 керується відповідними сигналами з двонаправленого виходу ЦКП 10.

Багатофункціональний операційний ОЕ представляє собою двошарову структуру (рис. 2.3). Нижній шар (оптоелектронний індикатор) 5 працює в режимі перемикання і представляє собою набір опто-електронних пар (світлодіод-фотодіод), необхідних для відображення відліків часу (години, хвилини, секунди), температури та визначення положення світлового пера. Він також може використовуватися в якості датчика, який здатен випромінювати світлову енергію і сприймати випромінювання від об'єктів, що досліджуються. Верхній шар 14 виготовлений на рідкокристалічному індикаторі, неактивний

стан якого прозорий, а в активному ступінь непрозорості дозволяє спостерігати нижній шар 5 ОЕ. Індикатор верхнього шару 14 представляє собою матричну структуру. Він дозволяє відображати алфавітно-цифрову та графічну (пульсова хвиля, графіки зміни параметрів, гістограми і т.д.) інформацію. З урахуванням роздільної здатності екрана одночасно на верхньому шарі може бути відображено до трьох видів біомедичної інформації (рис.2.4, рис.2.5). Якщо кількість вибраних для відображення параметрів більша трьох, або ж для виведення інформації необхідний весь екран індикатора, то функціонування індикатора відбувається в режимі послідовного, циклічного перемикавання відображуваних даних. Параметри, які необхідно відобразити на верхньому шарі 14 ОЕ, надходять з ОЗП 13, а також з таймерної частини 11 при її програмуванні. Функціонування ОЕ здійснюється згідно сигналів, які надходять з виходу ЦКП 10. Вибір режимів відображення інформації на ОЕ може здійснюватися безпосередньо за допомогою БЗР 16 або ж автоматично в разі відхилення від норми одного із параметрів, що знімаються.

При нормальному стані функціонування організму людина по бажанню здійснює переключення режимів, а в критичних станах спрацьовує автоматичне включення послідовності режимів відображення даних по одному із заданих алгоритмів, закладених в ЦКП 10.

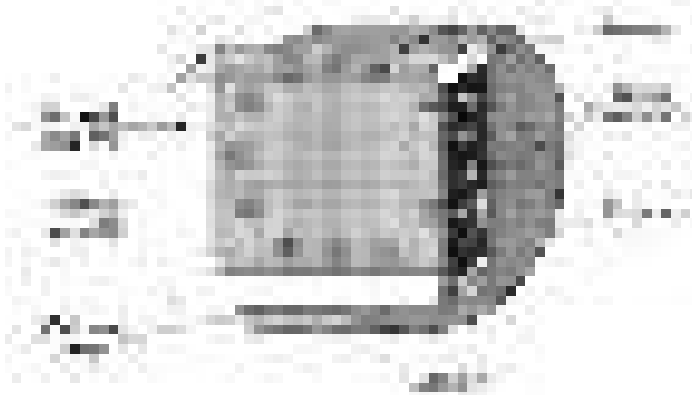


Рисунок 2.3. Зовнішній вигляд БПТ

При користуванні БПТ насамперед необхідне налагодження пристрою на конкретного користувача, що досягається за рахунок введення інформації протягом певного періоду (декілька годин, доба, тиждень) в ОЗП даних та встановлення за допомогою АЛП 23 БОМІ 9 середньодобових значень життєво-важливих параметрів. Визначені величини фіксуються в ОЗП 14, та залежно від значень встановлюються межі відхилення їх від норми у відповідності до статистичних даних, що зберігаються в БД. Отримані значення параметрів та

допустимі межі їх відхилення є поправками для автоматичного калібрування БПТ.



Рисунок 2.4. Приклад відображення годинника на ОЕ



Рисунок 2.5. Приклад відображення біомедичної інформації на ОЕ

Пристрій дозволяє аналізувати гемодинаміку серцево-судинної системи, визначити оптимальну дозу і поєднання використовуваних медикаментозних засобів, прогнозувати хід патологічного процесу, визначити ступінь насичення кисню в крові. Принцип дії датчиків, базується на реєстрації відбитого від біотканини світлового потоку. Біомедичні показники, що визначаються, приведені в табл.2.1.

Таблиця 2.1

Біомедичні показники, що визначаються

N	Основні параметри, що визначаються	
1.	Відносна тривалість швидкого кровонаповнення	K1
2.	Відносна тривалість повільного кровонаповнення	K2
3.	Відносна тривалість анакрати	K3
4.	Відносна тривалість ката кроти	K4
5.	Відношення тривалостей анакрати та катакрати	K5
6.	Відношення амплітуди діастолічної хвилі до амплітуди систолічної хвилі	K6
7.	Середній динамічний артеріальний тиск Систолічний та діастолічний артеріальний тиск	Pсер. Pс, Pд

У разі критичного стану організму крім індикації про порушення норми визначаються необхідний лікувальний препарат, дози його вживання, а також формування сигналів, які надходять до випромінюючої частини датчиків, де

створюються серії світлових імпульсів, що діють на БАТ, таким чином відбувається стимуляція організму людини.

2.3. Розроблення архітектури інтелектуалізованої оптико-електронної системи діагностики периферійного кровонаповнення

Розроблено структурну схему інтелектуалізованої оптико-електронної системи діагностики периферійного кровонаповнення (ОЕСДПК) (рис. 2.6) [321].

ОЕСДПК містить з'єднані послідовно генератор імпульсів 1 та джерело світла 2, а також три перетворювачі 3-5, три інтегруючі підсилювачі 6-8, входи яких з'єднані відповідно з виходами перетворювачів 3-5, обчислювач 9, який містить з'єднані послідовно мультиплексор 10, аналогово-цифровий перетворювач 11, процесор 12, вихід якого підключений до виходу обчислювача 9, перший, шостий, другий і третій входи якого з'єднані відповідно з першим, другим, третім і четвертим входами мультиплексора 10, а його четвертий і п'ятий входи з'єднані відповідно з другими входами аналого-цифрового перетворювача 11 і процесора 12.

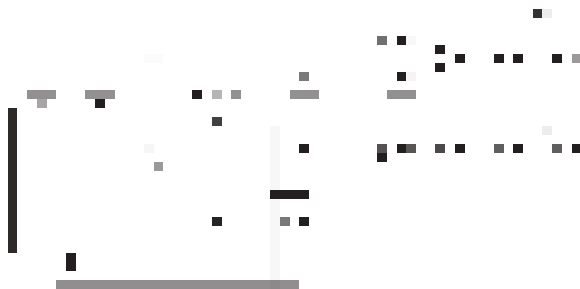


Рисунок 2.6. Структурна схема інтелектуалізованої оптико-електронної системи діагностики периферійного кровонаповнення (ОЕСДПК)

ОЕСДПК працює таким чином.

Процес вимірювання параметрів периферійного кровообігу складається з двох основних етапів. На початку кожного етапу з третього виходу блока керування 14 подається команда обнулення інтегруючих підсилювачів 6-8, які зберігають результат попереднього етапу вимірювань. На першому етапі за командою з блока керування 14 генератор імпульсів 1 формує електричний імпульс, потужність якого достатня для живлення джерела світла 2. Одночасно з випромінюванням світлового імпульсу на другому виході блока керування 14 формується імпульс дозволу для роботи інтегруючих підсилювачів 6-8. Джерело світла 2 випромінює світловий потік, який, частково поглинаючись тканинами біологічного об'єкта 21, досягає перетворювачів 3, 4. Від джерела світла 2

світловий потік також досягає фотоприймача 5, не проходячи через біологічний об'єкт 21. Перетворювачі 3-5 формують електричні сигнали, які пропорційні величині падаючого на них світлового потоку. Електричні сигнали з перетворювачів 3-5 потрапляють відповідно на інтегруючі підсилювачі 6-8, які при наявності імпульсу дозволу з блока керування 14 виконують інтегрування вхідних сигналів, після чого інтегруючі підсилювачі 6-8 переходять у стан збереження. В наступний момент часу на п'ятому виході блока керування 14 формується імпульс, що запускає АЦП 11 обчислювача 9, який перетворює у цифровий код сигнал, який подається з виходу інтегруючих підсилювачів 6 і 7 через мультиплексор 10 обчислювача 9, на вхід керування якого подається сигнал з четвертого виходу блока управління 14. Результат перетворення X_1 заноситься у пам'ять процесора 12 обчислювача 9 і містить такі складові

$$X_1 = X_i + X_{\phi 1} + X_{\phi 1},$$

де X_i – величина, що пропорційна світловому потоку, який пройшов крізь біологічну тканину; $X_{\phi 1}$ – величина, що пропорційна фоновому засвічуванню, який виміряний фотоприймачами 3 і 4; $X_{\phi 1}$ – величина, що залежить від температурного і часового дрейфів перетворювачів 3 і 4.

Далі, у наступний момент часу, по сигналах з четвертого і п'ятого виходів блока керування 14 перемикається мультиплексор 10 і знову запускається АЦП 11 обчислювача 9, що перетворює у цифровий код сигнал, який прийшов з виходу інтегруючого підсилювача 8 через мультиплексор 10 обчислювача 9. Результат перетворення X_2 також заноситься у пам'ять процесора 12 і має вигляд:

$$X_2 = X_{ic} + X_{\phi 2} + X_{\phi 2},$$

де X_{ic} – величина, що відображає інтенсивність випромінювання самого джерела світла 2; $X_{\phi 2}$ – величина, що пропорційна фоновому засвічуванню, який виміряний фотоприймачем 5; $X_{\phi 2}$ – величина, що обумовлена температурним і часовим дрейфами фотоприймача 5.

Другий крок вимірювань повторює перший, але без вмикання джерела світла 2. В цьому випадку перетворювачі 3-5 формують електричні сигнали, що обумовлені дією зовнішніх паразитних засвічувань. В результаті у пам'ять процесора 12 обчислювача 9 записуються результати X'_1 і X'_2 :

$$X'_1 = X_{\phi 1} + X_{\phi 1};$$

$$X'_2 = X_{\phi 2} + X_{\phi 2}.$$

Після завершення всіх кроків вимірювань з шостого виходу блока керування 14 подається команда, яка приводить до виконання процесором 12 обчислювальних операцій виду

$$X_1 - X'_1 = (X_i + X_{\phi 1} + X_{\phi 1}) - (X_{\phi 1} + X_{\phi 1}) = X_i;$$

$$X_2 - X'_2 = (X_{ic} + X_{\phi 2} + X_{\phi 2}) - (X_{\phi 2} + X_{\phi 2}) = X_{ic};$$

$$X_{\text{рез}} = \frac{X_i}{X_{ic}}$$

Підсилювачі 6 і 8 підсилюють напругу до величини, що забезпечує стабільну роботу пікових детекторів 16 і 17 блока контролю каналів 15. При нормальній роботі фотоплетизмографа високі рівні напруги з виходів пікових детекторів 16 і 17 поступають на логічний елемент І-НІ 18, в результаті чого на його виході присутній низький рівень напруги, який не викликає спрацьовування блока індикації 19, а отже, на виході 20 пристрою відсутній сигнал, який сигналізує про порушення роботи фотоплетизмографа.

Таким чином:

1. Створено новий клас оптико-електронних інтелектуалізованих систем, який враховує динаміку оптичного розповсюдження, обумовлену виявленими особливостями внутрішнього променерозподілу при керованих змінах параметрів, що дозволило на основі встановлених закономірностей та одержаних результатів моделювання розширити можливості та визначити науково обґрунтовані принципи вдосконалення оптико-електронних систем у розглянутих областях застосування та розповсюдити їх для інших напрямків медичної практики.

2. Розроблено інтелектуалізовану оптико-електронну систему комплексного діагностування стану периферійного кровообігу, яка оцінює гемодинаміку периферійного кровообігу, порушення мікроциркуляції в уражених хреботно-рухомих сегментах. З технічної точки зору шляхом введення оптоелектронних датчиків досягається можливість знімати гемодинамічні показники з усіх ділянок тіла, що також дозволяє більш точно проводити діагностику стану периферійного кровообігу. За рахунок введення нових елементів та зв'язків між ними і організацією двошарового багатифункціонального керованого екрана забезпечується адаптивний постійно-діючий контроль для підтримання життєдіяльності організму людини.

3. Дістало подальший розвиток структурна реалізація оптико-електронних інтелектуалізованих систем для діагностики периферійного кровонаповнення, які, на відміну від аналогів, дозволяють підвищити вірогідність оброблення фотоплетизмографічної інформації. На основі виявлених закономірностей і чинників процесів розповсюдження оптичного випромінювання в біотканинах удосконалено підхід до розв'язання наукової задачі покращення відтворення.

3. РОЗРОБКА МОДЕЛЕЙ І МЕТОДІВ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛІЗУ ДАНИХ ПІД ЧАС ТЕСТУВАННЯ НОСОВОГО ДИХАННЯ В ПРОЦЕСІ ДІАГНОСТИКИ, ЛІКУВАННЯ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ

3.1. Основні принципи функціональних досліджень носового дихання

Риноманометрія – метод кількісної оцінки функції носового дихання, заснований на вимірюванні перепаду тиску між входом і виходом з носової порожнини та витрати повітря, що пропускається при цьому. Традиційно основним показником риноманометричної діагностики є коефіцієнт опору носового дихання (аеродинамічного опору носових проходів), який визначається як відношення перепаду тисків Δp на носовій порожнині до відповідного значенням витрати повітря Q

$$A = \frac{\Delta p}{Q} \left[\frac{\text{кПа}}{\text{л/с}} \right]. \quad (3.1)$$

Усереднена за часом (за кількістю дихальних циклів) величина відношення пікових значень перепаду тисків до витрати повітря Q є значущим діагностичним показником носової провідності. В основі створення сучасних діагностичних пристроїв, що забезпечують проведення передньої активної (ПАРМ) або задньої активної риноманометрії (ЗАРМ) носових проходів, лежать закони і рівняння гідравліки (пневматики) – закон Паскаля і рівняння нерозривності.

На рис. 3.1 наведена принципова пневматична схема системи дихання людини, де для опорів носових проходів і носового клапана введено такі позначення:

- дросель $DR_{л.кп}$ – аналог опору клапана (крил носа) на вході в лівий носовий прохід, який автоматично закривається під час інтенсивного дихання через ніс;
- дросель $DR_{л.нп}$ – аналог комбінації опорів по довжині і місцевих уздовж лівого носового проходу;
- дроселі $DR_{п.кп}$ і $DR_{п.нп}$ – опори в правому носовому проході, аналогічні зазначеним для лівого проходу;
- дросель $DR_{р}$ включає місцеві опори у вигляді раптового звуження і розширення потоку під час проходження повітря через губи і втрати по довжині вздовж носоглотки. У зв'язку з істотно більшою площею порожнини рота порівняно з носовими проходами, втратами по довжині в носоглотці можна знехтувати.

Можливість вимірювання перепаду тисків на носових проходах реалізується за допомогою закону Паскаля – властивості текучого середовища (рідини або повітря) передавати зовнішній тиск всім розташованим всередині неї частинкам без зміни

$$P_{л.н} = P_{л.нг} = P_{п.н} = P_{п.нг} = P_{р.нг} = const \text{ , КПа,} \quad (3.2)$$

де $P_{л.нг}$ і $P_{п.нг}$ – тиски на виході з лівого і правого носових проходів (хоан) в носоглотку відповідно,

$P_{л.н}$ і $P_{п.н}$ – тиски, що вимірюються датчиками, встановленими герметично на вході лівого або правого носового проходів відповідно,

$P_{р.нг}$ – тиск, що вимірюється в носоглотці за допомогою датчика на кінці трубки, дистальний кінець якої встановлюється герметично в роті між губами пацієнта.



Рисунок 3.1 – Принципова пневматична схема системи дихання людини із зазначенням точок вимірювання тиску

При цьому для методу передньої риноманометрії з розміщенням датчика тиску по черзі і герметично в кожному носовому проході, закон Паскаля дозволяє отримати наступні рівності згідно з формулою (3.2)

- при тестуванні лівого носового проходу

$$P_{л.нг} = P_{пр.н} \text{ ;} \quad (3.3)$$

- при тестуванні правого носового проходу

$$P_{п.нг} = P_{л.н} \text{ .} \quad (3.4)$$

Для методу задньої риноманометрії рівність тисків відповідно до формули (3.2) може бути подана у вигляді

$$P_{л.нг} = P_{п.нг} = P_{р.нг} \text{ .} \quad (3.5)$$

На підставі наведених рівностей складена табл. 3.1 із зазначенням точок вимірювання тиску залежно від методу риноманометрії.

Таблиця 3.1

Метод вимірювання тиску	Точка вимірювання тиску	Метод вимірювання тиску	Точка вимірювання тиску
Л.П.	1	Пр.П.	2
Л.П. + Пр.П.	3	Л.П. + Пр.П.	4
Л.П.	5	Пр.П.	6
Л.П. + Пр.П.	7	Л.П. + Пр.П.	8

Примітки: 1. Л.П. і Пр.П – тестування і дихання через лівий і правий носовий проходи, відповідно; 2. Л.П + Пр.П – тестування і дихання через обидва носових проходи.

З рівняння нерозривності або суцільності потоку нестисливого текучого середовища випливає, що витрата середовища через кожний (і-й) перетин каналу є постійною величиною

$$Q = v_1 \cdot S_1 = v_2 \cdot S_2 = v_i \cdot S_i = \text{const, м / с,} \quad (3.6)$$

де V – швидкість течії повітря, м / с,

S – площа перерізу (часто зустрічається термін площа «живого» перетину як частина поперечного перерізу каналу, заповненого повітрям), м².

Розміщення перетворювачів (датчиків) тиску і витрати повітря ілюструється на схемах пристроїв для проведення передньої та задньої активної риноманометрії, наведених на рис. 3.2, а і б, відповідно.

Під час проведення ПАРМ вимірюється витрата повітря Q через один з носових проходів і перепад тисків Δp між атмосферним і в носоглотці (вимірювання тиску фізично проводяться відповідно до виразів (3.3) і (3.4) на вході одного з носових ходів, герметично закритого) за допомогою диференціального датчика p_1 , причому дихання здійснюється через інший носовий хід. Достовірність діагностики при цьому істотно зменшується через розширення одного носового ходу при obtуруванні іншого і, як наслідок, неможливість коректного алгебраїчного додавання послідовно вимірюваних витрат повітря $Q_{\text{ЛПАРМ}}$ і $Q_{\text{ППАРМ}}$ через лівий і правий носові ходи, відповідно, для отримання сумарної витрати повітря Q під час фізіологічного дихання для подальшого розрахунку за формулою (3.1)

$$Q \approx Q_{\text{ЛПАРМ}} + Q_{\text{ППАРМ}}$$

Метод ЗАРМ передбачає вимірювання сумарної витрати повітря Q під час дихання носом через обидва носові ходи і перепаду тисків Δp між атмосферним і в носоглотці (дистальний кінець вимірювальної трубки датчика тиску p_2 вводить через ротovu порожнину) згідно з виразом (3.19).



Рисунок 3.2 – Схеми розміщення датчиків тиску p і витрати повітря при передній (а) і задній (б) активній риноманометрії

Таким чином, згідно з схемою, наведеною на рис. 3.2, б, визначення величини витрати повітря Q можна здійснити за допомогою розташованого в дифузорі (згідно з принципом роботи сопла Вентурі) датчика тиску p_1 , а перепад тиску на носових проходах визначається як різниця значень диференціальних датчиків тиску p_2 і p_3

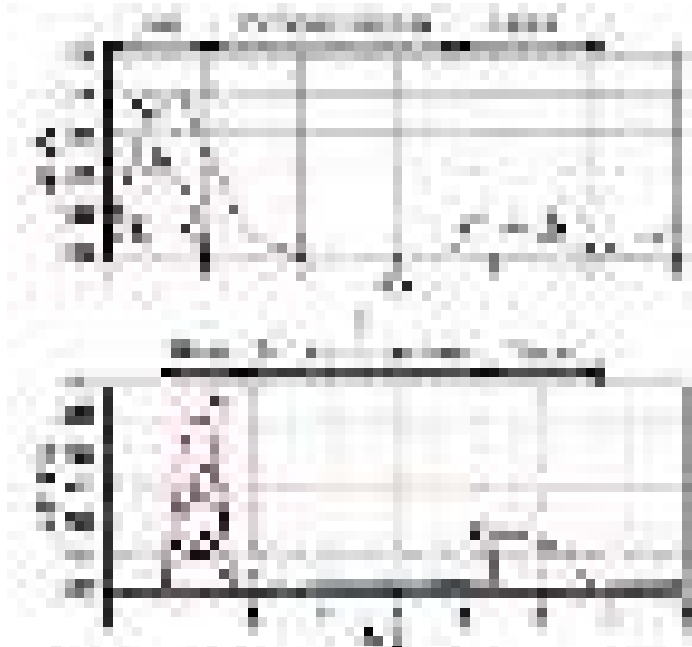
$$\Delta p = p_2 - p_3, \quad (3.7)$$

виконують вимірювання у ротовій порожнині і на вході в носові ходи (всередині маски), причому $p_2 = p_{p.нг}$ і $p_3 = p_{л.н} = p_{п.н}$ згідно з виразами (3,2) і (3.5), і схемою, зображеною на рис. 3.1. Датчики p_1 , p_2 і p_3 вимірюють розрідження по відношенню до атмосферного тиску (в циклі вдиху), а датчик p_4 – надлишковий тиск у циклі видиху для фіксації дихальних фаз. З огляду на те, що датчики тиску є диференціальними, то далі рівнозначними є значення $\Delta p_* = p_*$, де індекс (*) позначає будь-який з використуваних датчиків.

3.2. Розробка методу динамічної задньої активної риноманометрії

Запропонований метод динамічної ЗАРМ передбачає вивчення стандартних показників ЗАРМ у процесі дихання (в динаміці). На рис. 3.3, а наведено діаграму одного дихального циклу, отриманого за допомогою розробленого комп'ютерного риноманометра КРМ типу ТНДА-ПРХ. У циклі

вдиху, який фіксується ненульовим значенням датчика тиску p_1 , встановленого у витратомірі на основі сопла Вентурі, сигнали тиску датчиків p_1 , p_2 і p_3 , фіксують розрядження, досягають максимального значення, а при затримці дихання сигнали всіх датчиків дорівнюють нулю. Цикл видиху фіксується за ненульовими показаниками датчика тиску p_1 . Показання датчика p_2 , що вимірює тиск у носоглотці (на виході з хоан), дистальний край виміральної трубки якого розташований у ротовій порожнині, можуть бути відмінними від нуля при герметичному відділенні порожнини рота від носоглотки структурами м'якого піднебіння (див. рис. 3.3, б і 3.4) під час затримки дихання і складати близько 100 Па. Цей показник може мати діагностичну значущість в ході вивчення ступеня рухливості м'якого піднебіння, наприклад, під час лікування хронічного і синдрому обструктивного апное сну.



б

Рисунок 3.3 – Діаграми дихальних циклів за даними динамічної ЗАРМ при сполученні (а) і герметичному відділенні (б) порожнини рота від носоглотки структурами м'якого піднебіння



Рисунок 3.4 – Статичне зображення кадру високошвидкісної динамічної рентгенографії носоглотки в сагітальній проекції; позначення:
1 – дихальні шляхи носоглотки, 2 – задня стінка глотки, 3 – м'яке піднебіння

Діагностичним показником може служити також часове зрушення Δt (рис. 3.5) між максимумами сигналів перепаду тиску на носових проходах і витрати повітря на вдиху (визначається за показниками датчика), що має фізичний сенс різниці фаз згідно з формулою (2. 25), і за значенням якого можна судити про дисипації енергії під час проходження повітря через верхні дихальні шляхи.

Як видно з графіка на рисунку 3.5, часове зрушення Δt між максимумами сигналів перепаду тиску на носових проходах і перепаду тиску у витратомірі дорівнює 0,05 с, що відповідає фазовому зрушенню між сигналами $\delta = 9^\circ$. Однак визначення статистичної значущості наведених вище показників при діагностиці захворювань верхніх дихальних шляхів вимагає подальшого вивчення і медичного обґрунтування. Діаграми декількох дихальних циклів за даними динамічної ЗАРМ наведено на рис. 3.6.

Результуючим показником активної риноанометрії, як задній, так і передній, є величина аеродинамічного опору носових проходів, що визначається за формулою (3.1) як відношення амплітудних значень перепаду тиску на носових проходах до витрати повітря яка пропускається, і усереднена (в загальному випадку) за кількістю n дихальних циклів

$$\bar{A} = \sum_{i=1}^n \frac{\Delta p_{\max}^{(i)}}{Q_{\max}^{(i)}} , \quad (3.8)$$

де $\Delta p_{\max}^{(i)}$ і $Q_{\max}^{(i)}$ – максимальні значення перепаду тиску і витрати повітря через носові проходи під час i -го дихального циклу.



Рисунок 3.5 – Діаграма дихального циклу, що показує часове зрушення Δt між амплітудами сигналів датчиків тиску p_1 і p_2 за даними динамічної ЗАРМ



Рисунок 3.6 – Діаграма дихальних циклів за даними ЗАРМ

Далі будується графік, по осі абсцис якого відкладаються значення витрати повітря Q , а по осі ординат значення перепаду тисків Δp на носових проходах (рис. 3.7). При цьому величина аеродинамічного опору носових проходів набуває сенсу тангенса кута нахилу прямої, що з'єднує точку з координатами $(Q, \Delta p)$ з початком координат $(0,0)$. За значенням цього показника (кута нахилу прямої) і здійснюється стандартний діагностичний висновок про величину опору носового дихання. На величину аеродинамічного опору носових проходів істотно впливає фаза носового циклу, що призводить до труднощів досягнення повторюваності результатів під час обстеження одного і того ж пацієнта з інтервалом в декілька десятків хвилин, і знижує діагностичну достовірність під час дослідження носової провідності, а також фізичний стан і вік пацієнта. Тому актуальною є задача забезпечення повторюваності результатів риноманометричної діагностики. Крім того, в більшості випадків, суб'єктивне відчуття порушення носової провідності виникає в ході виконання фізичного

навантаження і, як наслідок, прискореного глибокого, тобто форсованого дихання.



Рисунок 3.7 – Залежність перепаду тиску на носових проходах від витрати повітря що пропускається за даними форсованої ЗАРМ (1 – відповідає умовної нормі, 2 – відхилення від норми) і традиційної ПАРМ (3 – відповідає умовної нормі, 4 – відхилення від норми)

Тому пропонується спосіб динамічної ПАРМ під час форсованого дихання, який дозволяє максимально враховувати компенсаторні можливості організму людини, пов'язані з тим, що необхідну витрату повітря можна отримати шляхом короточасного створення більшого перепаду тиску на носових проходах за рахунок напруги дихальних м'язів діафрагми або досягнення однакових показників аеродинамічного опору носових проходів (механічної потужності дихання) за різних значень перепаду тиску і витрати повітря.

Стандартний метод ПАРМ передбачає вимір носового опору під час спокійного дихання і при фіксованому значенні перепаду тиску в 300 Па.

Порівняльний аналіз коефіцієнтів аеродинамічного опору носових проходів для двох пацієнтів з нормальним носовим диханням і порушенням, викликаним викривленням носової перегородки (рис. 3.7) при вимірюванні методом ЗАРМ під час форсованого дихання і традиційним методом ПАРМ показує, що відмінність величин коефіцієнтів аеродинамічного опору носових проходів становить для методу форсованої ЗАРМ 2,1 (7 кПа / (л/с) / 3,3 кПа / (л/с), прями 2 і 1), і 1,6 (0,5 кПа / (л/с) / 0,3 кПа / (л/с), прями 4 і 3) для методу ПАРМ, що наочно видно за різницею кутів α_1 і α_2 між відрізками прямих 1, 2 і 3, 4, відповідно. Прямі на рисунку 3.7 з'єднують початок координат і пікові значення досягнутих у процесі діагностики значень перепаду і витрати повітря. Дискримінантні можливості методів форсованої ЗАРМ і форсованої динамічної ЗАРМ порівняно зі стандартним методом ПАРМ будуть розглянуті далі.

3.3. Розробка методу оцінки функціонування носового клапана

Під носовим клапаном розуміють простір між каудальним краєм верхнього латерального хряща і перегородкою носа. Основною функцією носового клапана є його здатність обмежувати витрату повітря, що пропускається шляхом динамічного дроселювання. Цей ефект досягається за рахунок рухливості його зовнішніх анатомічних структур. Під час проведення комп'ютерного планування функціональних ринохірургічних втручань необхідно визначити кількісні критерії оцінки функціонування носового клапана з регулювання повітряного потоку.

Інструментально визначити ступінь рухливості носового клапана можна за даними електроміографії. Методика дослідження полягає в закріпленні електродів на крилах носа обстежуваного, реєстрації електроміографічного сигналу в циклах форсованого дихання (коли проявляється рухливість анатомічних структур клапана) і подальшому аналізі отриманих електроміограм. Виміри проводилися за допомогою нашкірних електродів стандартного електроміографа типу Нейро-МВП-4 по двох відведеннях.

Аналіз електроміографічних сигналів виконувався в частотній області шляхом побудови періодограм, які становлять оцінки спектральної щільності потужності, отримані за N відліків однієї реалізації випадкового процесу згідно з

$$\hat{W}(\omega) = \frac{1}{Nf_d} \left| \sum_{k=0}^{N-1} x(k) e^{-j\omega kT} \right|^2, \quad (3.9)$$

де N – кількість відліків електроміографічного сигналу,

f_d – частота дискретизації,

$x(k)$ – відліки електроміографічного сигналу,

T – інтервал дискретизації.

Переходячи від циклічної частоти до частоти сигналу у формулі (3.9), на розрахованих періодограмах виділялися три частотні діапазони: низькі частоти (5 ... 150 Гц), середні частоти (150 ... 300 Гц) і високі частоти (300 ... 500 Гц). Далі розраховувався сумарний внесок періодограми в кожний з частотних діапазонів, і проводилася побудова діаграм співвідношень спектральних потужностей по частотних діапазонах.

На рис. 3.8 наведено типові діаграми співвідношень спектральних потужностей по частотних діапазонах для лівої (рис. 3.8, а) і правої (рис. 3.8, б) груп м'язів носового клапана в нормі (1) і при порушенні рухливості клапана в зв'язку з вираженою деформацією зовнішнього носа (2). При цьому очевидно, що найбільша відмінність проявляється в нижньому частотному діапазоні (5 ... 150 Гц).

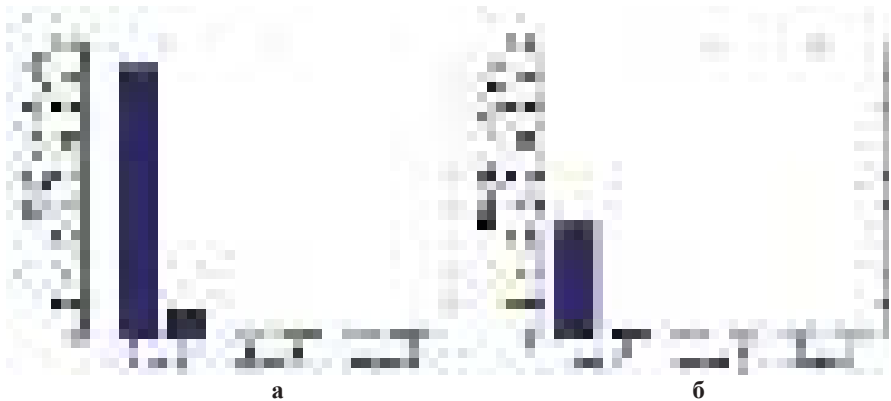


Рисунок 3.8 – Діаграми співвідношень спектральних потужностей по частотних діапазонах для лівої (а) і правої (б) груп м'язів носового клапана в нормі (1) і при порушенні рухливості носового клапана (2)

Для обстежуваного з вираженою деформацією зовнішнього носа відзначено значне зниження (на порядок) амплітуди стовпців діаграми порівняно зі значенням обстежуваних без порушення рухливості клапана. Так само виявлено у більшості обстежуваних як в нормі, так і при порушенні функції носового клапана, асиметричність в рухливості правого і лівого клапанів, яка виражається в зміні амплітуди стовпців діаграми для правого і лівого клапанів (приблизно вдвічі), що обумовлено анатомічною варіабельністю. Результати були отримані за даними обстеження 25 пацієнтів з порушенням функціонування носового клапана (20 пацієнтів становили контрольну групу).

Однак розглянутий метод важко використовувати в практичній ринології через складність отримання електроміографічного сигналу без артефактів від руху.

Крім того, оцінка рухливості носового клапана тільки опосередковано дозволяє судити про його функції регулювання повітряного потоку при вході в носову порожнину. Тому доцільно запропонувати метод, заснований на безпосередньому динамічному вимірі значень витрати повітря при форсованому диханні і аналізі отриманих даних.

Запропонований метод заснований на оцінці форми сигналу витрати повітря у дихальних циклах за даними форсованої динамічної ЗАРМ. У нормі сигнал витрати повітря у дихальних циклах має періодичну форму з явно вираженими максимумами. Причому під час форсованого дихання під дією розрядження всередині носової порожнини рухливі крила носа (зовнішні анатомічні структури носового клапана, що утворюють латеральні стінки носової порожнини при вході в носові проходи) зсуваються в медіальному напрямку і, за рахунок зменшення площі живого перетину носових проходів, створюють додатковий аеродинамічний опір (у граничному випадку до повної обструкції носового ходу), перешкоджаючи збільшенню витрати повітря.

Відповідна форма сигналу витрати повітря в циклах вдиху наведена на рис. 3.9, а. При цьому добре видно трохи сплющену форму сигналів витрати повітря з вираженими локальними максимумами, що свідчать про обмеження витрати, що пропускається. Відсутність рухливості структур носового клапана призводить до діаграми сигналу витрати повітря в циклах вдиху, наведеної на рис. 3.9, б. При цьому форма сигналу витрати повітря близька до ідеальної синусоїди. При штучному знерухомленні структур носового клапана спостерігається також зростання (до 30%) пікових значень величини витрати повітря, що сприяє створенню підвищених швидкостей повітряного потоку в носовій порожнині і пов'язаної з цим хронічної травматизації слизової оболонки верхніх дихальних шляхів.

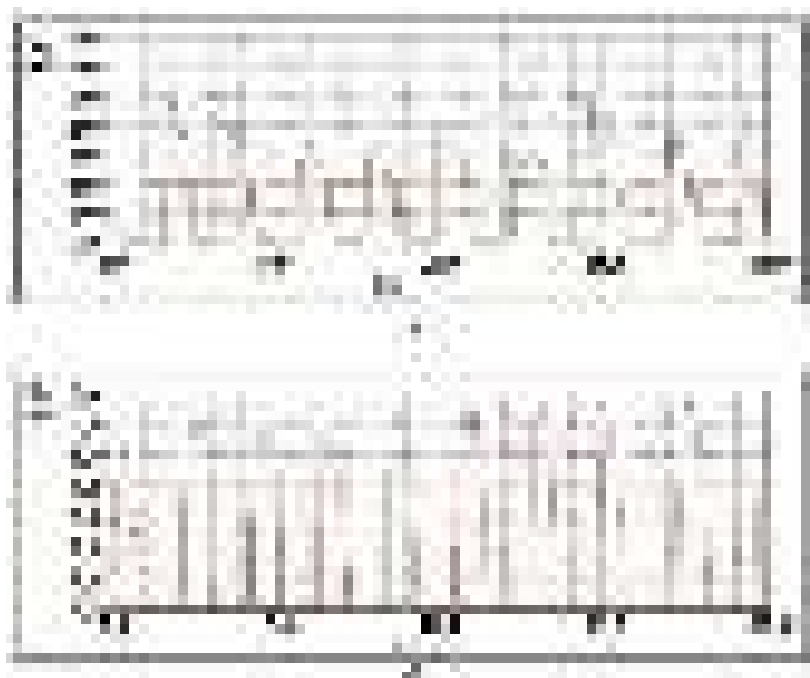


Рисунок 3.9 – Діаграми дихальних циклів: а – при нормальному функціонуванні носового клапана; б – при порушенні рухливості носового клапана (вимірювання виконуються тільки в циклі вдиху)

Автоматизація методу полягає в програмній фіксації сплющеної форми і локальних екстремумів сигналу витрати повітря шляхом чисельного диференціювання сигналу витрати повітря за часом і аналізом кількості нульових значень похідної під час фази вдиху дихального циклу (при позитивному значенні сигналу витрати повітря). Чисельне диференціювання вимірюваного сигналу витрати повітря здійснюється згідно з формулою

$$Q'(i) = \frac{\Delta Q}{\Delta t} = \frac{Q(i) - Q(i-1)}{t(i) - t(i-1)}, \quad (3.10)$$

де $Q(i)$ – дискретно задані i -ті значення сигналу витрати повітря в моменти часу $t(i)$, $i \in [1; n]$,

n – кількість відліків сигналу витрати повітря,

Δt – часовий інтервал між відліками сигналу.

Приклад сигналу витрати повітря у двох дихальних циклах з відповідними фазами вдиху за даними форсованої динамічної ЗАРМ наведено на рис. 3.10, а (відповідний графік похідної від витрати повітря за часом наведено на рис. 3.10, б).

Чисельним показником наявності обмеження витрати повітря є $F(k)$ бінарна характеристична функція сплющеної вершини сигналу витрати повітря в k -му циклі дихання

$$F(k) = \begin{cases} 1; & (Q(i_{\tau_k}) > 0,1 \text{ л/с}) \& (m(Q'(i_{\tau_k}) = 0)) > 2) \& (\tau_k < 2 \text{ с}); \\ 0; & \text{інакше,} \end{cases}$$

де $\tau_k = t_{E_k} - t_{S_k}$ – часовий інтервал циклу вдиху, який визначається як різниця кінцевого t_{E_k} і t_{S_k} початкового моментів часу фази вдиху, що визначаються після завершення і початку зростання значень сигналу витрати повітря по відношенню до нульового рівня,

$m(Q'(i))$ – функція-лічильник кількості нульових значень похідної сигналу витрати повітря за часом $Q'(i)$, що визначається як

$$m(Q'(i)) = \begin{cases} m(Q'(i)) + 1; & Q'(i) = 0; \\ m(Q'(i)); & Q'(i) \neq 0. \end{cases} \quad (3.12)$$

Таким чином, згідно з формулою (3.11) ознакою сплющення вершин сигналу витрати повітря є наявність більш двох локальних екстремумів протягом циклу вдиху тривалістю не більше двох секунд і величиною витрати більше 0,1 л/с. Наявність таких ознак в більш ніж трьох з 10-ти циклів форсованого дихання за даними проведеної клінічної апробації свідчить про нормальне функціонування носового клапана. Однак, зважаючи на природу процесу дихання, доцільно було би провести інтелектуальний аналіз ринومانометричних сигналів у динаміці для визначення діагностично-вагомих показників.

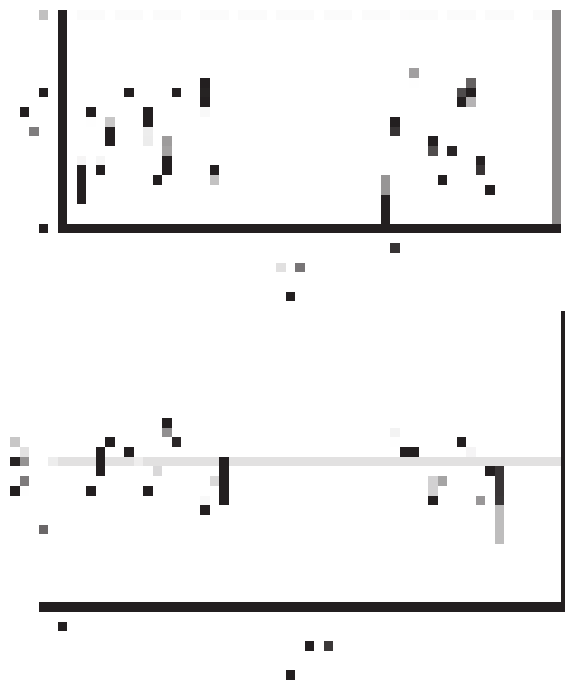


Рисунок 3.10 – Графіки сигналу витрати повітря в двох дихальних циклах при вдиху за даними форсованої динамічної ЗАРМ (а) і похідною від витрати повітря за часом (б)

Розроблений метод задньої риноманометрії дозволяє за даними перетворювача перепаду тиску між носоглоткою і підмасковим простором і сопла Вентурі, що вимірює відповідну витрату повітря, визначати величину аеродинамічного носового опору під час фізіологічного дихання як в стані спокою, так і у форсованому режимах.

Проведено оцінку різниці фаз між сигналами витрати повітря і перепаду тиску на носовій порожнині, яка становить близько 9° , що дозволяє за даними динамічної риноманометрії побічно враховувати стан слизової оболонки верхніх дихальних шляхів.

Розроблено метод оцінки функціонального стану носового клапана, який дозволяє за рахунок аналізу форми сигналу витрати повітря (наявності високочастотних складових і сплющеної вершини) визначати ступінь рухливості структур носового клапана і його функціональну роль в обмеженні потоку повітря через верхні дихальні шляхи під час форсованого дихання.

3.4. Розробка математичної моделі і методу обробки ринноманометричних показників в динаміці

Підвищення точності технічних засобів вимірювального контролю і функціональної діагностики практично не знижує невизначеність результатів вимірювань при непереборній невизначеності властивостей складних, дифузних об'єктів контролю, якими є біологічні та медичні процеси. У таких об'єктах подібна невизначеність обумовлена найчастіше динамічними властивостями. Підвищення кількості очікуваної вимірювальної інформації прямо пов'язане зі зменшенням невизначеності результатів вимірювань. Найбільш ефективними при цьому є структурно-алгоритмічні методи. Їх застосування в поєднанні з інформаційно-вимірювальними технологіями перетворення первинної кількісно інформації в логічні рішення дозволяє зменшити невизначеність останніх.

Основною метою розробляється методу є отримання додаткової інформації про динамічні властивості об'єкта контролю, обумовлених зміною його станів на основі застосування регресійних моделей дисперсійного аналізу нестационарних вимірювальних сигналів динамічної ЗАРМ. Для цього доцільно використовувати математичну модель групового регресійного перетворення.

Розглянемо послідовність результатів вимірювань фізичної величини X із зазначенням моментів часу її вимірювання. Така послідовність являє впорядковану за часом множину двовимірних спостережень

$$X(t) = \left\{ (x_1, t_1), (x_2, t_2), \dots, (x_N, t_N) \right\}. \quad (3.13)$$

Нехай Θ_0 і Θ_1 – позначення функціональних станів об'єкта контролю (в «нормі» і, відповідно, не в «нормі»). Інформацію про зміну виду стану об'єкта контролю несуть інформативні параметри вимірювального сигналу $X(t)$. Виділення таких параметрів пов'язано із завданням синтезу математичної моделі сигналу $X(t)$, в якій зміна виду стану об'єкта призводить до зміни, наприклад, середніх значень інформативних параметрів (коефіцієнтів моделі). У загальному вигляді модель вимірювального сигналу містить m умовних параметрів $\overline{a_1}(\Theta_r), \dots, \overline{a_m}(\Theta_r)$, $r = \overline{0, 1}$, середнє значення яких змінюється при зміні стану об'єкта контролю

$$a_l = \begin{cases} \overline{a_l}^{(0)}, & \text{если } r = 0; \\ \overline{a_l}^{(1)}, & \text{если } r = 1, \end{cases}$$

де $l = \overline{1, m}$.

На відміну від статичних вимірюваних величин, динамічні сигнали відкривають додаткову можливість отримання інформаційної надмірності за рахунок обліку кореляційних зв'язків цих сигналів з часом їх спостереження.

Кореляція може проявлятися в наявності трендів (першого порядку і вище). Додатковими інформативними параметрами в цьому випадку будуть коефіцієнти, що входять в математичні моделі подібних трендів. Такі тренди є регресіями величини X на час t, а залишкова дисперсія такої регресії може бути використана для оцінки одержуваної при контролі інформації (інформативність тим вище, чим менше залишкова дисперсія). Розглянемо апроксимацію сигналу X (t) послідовністю K приватних лінійних регресій з випадковими коефіцієнтами

$$x_{j,i} = A_j + B_j \cdot t_{j,i}, j = \overline{1, k}; i = \overline{1, n_j},$$

де k – число груп результатів вимірювань, для яких побудовані приватні регресії,

n_j – число результатів вимірювань в j-й групі.

Загальна кількість вимірювань дорівнює

$$N = \sum_{j=1}^k n_j .$$

нехай

$$\hat{X}_{j,i} = A + B \cdot t_{j,i}$$

є спільною регресією X на t, коефіцієнти якої визначені за всюю множиною (3.13) двовимірних результатів спостережень. Коефіцієнти же $\{A_j, B_j\}_1^k$ приватних регресій визначаються за результатами відповідних групових вимірів.

Відомо, що суму S квадратів відхилень результатів спостережень від загального середнього \bar{x}

$$S = \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^{n_j} (x_{i,j} - \bar{x})^2 ,$$

можна розкласти на п'ять доданків

$$S = S_0 + S_{WG} + S_G + S_W + S_R , \quad (3.14)$$

де

$$S_0 = w_0 B_0^2 ,$$

$$S_{WG} = \frac{w_c w_m}{w_0} (B_c - B_m)^2 ,$$

$$S_G = \sum_{j=1}^k n_j [\bar{x}_j - \bar{x} - B_m (\bar{t}_j - \bar{t})]^2 ,$$

$$S_W = \sum_{j=1}^k w_j (B_j - B_c)^2,$$

$$S_R = \sum_{j=1}^k \sum_{i=1}^{n_j} [x_{j,i} - \bar{x}_j - B_j (t_{j,i} - \bar{t}_j)]^2.$$

В свою чергу

$$w_m = \sum_{j=1}^k n_j (\bar{t}_j - \bar{t})^2,$$

$$w_j = \sum_{i=1}^{n_j} (t_{j,i} - \bar{t}_j)^2,$$

$$w_c = \sum_{j=1}^k w_j,$$

$$w_0 = w_m + w_c,$$

де \bar{x} , \bar{t} - загальні середні по множинам $\{x_S\}_1^N$ і $\{t_S\}_1^N$,
 \bar{x}_j , \bar{t}_j - групові середні по множинам $\{x_{j,i}\}_{i=1}^{n_j}$ і $\{t_{j,i}\}_{i=1}^{n_j}$.

При виборі інформативних параметрів враховуємо, що сума S_R дозволяє оцінити залишкову дисперсію $\overline{S_R}$ даної регресійній моделі результату вимірювання

$$\overline{S_R} = \frac{S_R}{N - 2k}, \quad (3.15)$$

і виберемо в якості інформативних параметрів моделі статистики

$$\begin{cases} F_0 = S_0 / \overline{S_R}; \\ F_{WG} = S_{WG} / \overline{S_R}; \\ F_G = S_G / [\overline{S_R} \cdot (k - 2)]; \\ F_W = S_w / [\overline{S_R} \cdot (k - 1)], \end{cases} \quad (3.16)$$

де $\overline{S_R}$ - залишкова дисперсія регресійної моделі, яка визначається за формулою (3.15).

Дані статистики є відносинами середніх квадратів сум S_0, S_{WG}, S_G і S_W до середнього квадрату залишкової суми S_R , тобто являють собою випадкові величини з F- розподілом Фішера-Снедекора.

Дисперсійне розкладання (3.14) дозволяє розраховувати F- статистики відповідно до формул (3.16) по реалізаціям сигналу $X(t)$. Умовами такого розкладу є:

1. Нормальність розподілу випадкового залишку
 $\varepsilon_{j,i} = x_{j,i} - \bar{x}_j - B_j(t_{j,i} - \bar{t}_j), \varepsilon_{j,i} \approx NORM(0, \sigma_\varepsilon^2)$;
2. $M[\varepsilon_{j,i}] = 0$;
3. $M[\varepsilon_{j,i}^2] = \sigma_\varepsilon^2$;
4. Некорельованість залишків
 $M[\varepsilon_{j,i} \cdot \varepsilon_{j,z}] = 0$ для всіх $i \neq z$.

Інформативність будь-якої з F-статистик згідно з формулою (3.16) визначається кількістю інформації, яку можна отримати за цією статистикою про вид стану Θ_r об'єкта контролю. Перевага F-статистик - незалежність один від одного в силу незалежності членів дисперсійного розкладання (3.14). Це означає, що статистики (3.16) можна розглядати як складові вектора

$$F = (F_0, F_{WG}, F_G, F_W), \quad (3.17)$$

що є багатовимірним інформативним параметром. Повна інформація буде визначатися сумою

$$I = I_0 + I_{WG} + I_G + I_W, \quad (3.18)$$

де складові правої частини можуть бути розраховані незалежно один від одного.

Кількість інформації (3.18) характеризує параметри, які визначаються як складові повної дисперсії вимірювального сигналу $X(t)$ на інтервалі спостереження $(0, t_N)$. Ця дисперсія є лінійною функцією залишкової дисперсії (3.15)

При нормальному законі розподілу вимірюваної величини X її лінійне, щодо часу t перетворення, буде характеризуватися незалежністю між середніми значеннями і дисперсією (якщо не змінюється ширина інтервалу спостереження). Тому інформація про зміну стану об'єкта Θ , отримана по F-статистикам дисперсійного розкладання (3.14), може доповнювати інформацію, знайдену по вимірюванню середнього значення величини X .

Оцінка кількості додаткової інформації. Нехай $F^{(0)}$ і $F^{(1)}$ - статистики (3.16) дисперсійного розкладання (3.14), де точка замінює один з індексів «0», «WG», «G» або «W». Дані статистики, як випадкові величини, змінюють, в

загальному випадку, нецентральної F- розподіл з V_1 і V_2 ступенями свободи з параметром нецентральної $\lambda^{(r)}$ (де $r = \overline{0,1}$)

$$F^{(r)} \approx F_{V_1;V_2} \cdot \lambda^{(r)} . \quad (3.19)$$

Середнє і дисперсія статистики $F^{(r)}$, відповідно, рівні [311]

$$\chi_1^{(r)} = \frac{V_2}{(V_2 - 2)} \left(1 + \frac{\lambda^{(r)}}{V_1} \right) , \quad (3.20)$$

$$\chi_2^{(r)} = \frac{2V_2^2}{(V_2 - 2)(V_2 - 4)} \left(\frac{2\lambda^{(r)}}{V_1} + \frac{(1 + \lambda^{(r)})^2}{(V_2 - 2)} \right) . \quad (3.21)$$

Кількість інформації, одержуваної за статистикою $F^{(r)}$ (3.19), визначається з виразу

$$I = \log_2 \sqrt{1 + \left(\frac{\sigma_F}{\sigma_{\Delta F}} \right)^2} , \quad (3.22)$$

де σ_F^2 – дисперсія F-статистики до виміру (контролю),

$\sigma_{\Delta F}^2$ – дисперсія F-статистики після вимірювання.

З урахуванням виразів (3.20) і (3.21) дисперсії σ_F^2 і $\sigma_{\Delta F}^2$ можна визначити як

$$\sigma_F^2 \geq (\chi_1^{(0)} - \chi_1^{(1)})^2 / 12 ,$$

$$\sigma_{\Delta F}^2 \geq 4(\max \chi_2^{(r)}) .$$

У табл. 3.2 представлені результати дисперсійного аналізу вимірних значень сигналу $X(t)$ для станів Θ_0 і Θ_1 біологічного об'єкта контролю ($N = 9$, $K = 3$, $n_j = n$ для всіх $j = \overline{1,3}$), яким є процес динамічної форсованої ЗАРМ.

Примітка. Для забезпечення умови $V_2 > 4$ суми S_W і S_R об'єднані, відповідно зросла і кількість ступенів свободи ($V_2 = V_\varepsilon = 5$), сумарна кількість інформації $I_F = 0,92 + 0,00078 + 0,17 = 1,09078$ (біт) [33].

Таблиця 3.2
Результати дисперсійного аналізу

Середній квадрат відхилень	Число ступенів свободи	Середній квадрат	F-статистика	I (бит)
1. $S_0^{(1)} = 0,736502$ $S_0^{(1)} = 1,857845$	$V_0 = 1$	$\overline{S_0^{(0)}} = S_0^{(0)}$	$F_0^{(0)} = 92,9$ $F_0^{(1)} = 368,1$	0,92
2. $S_{WG}^{(1)} = 0,01579$ $S_{WG}^{(1)} = 0,0119$	$V_{WG} = 1$		$F_{WG}^{(0)} = 1,9$ $F_{WG}^{(1)} = 2,4$	0,0007 8
3. $S_G^{(0)} = 0,0088707$ $S_G^{(1)} = 0,11395$	$V_G = 1$		$F_G^{(0)} = 1,119$ $F_G^{(1)} = 22,6$	0,17
4. $S_\varepsilon^{(0)} = 0,03964$ $S_\varepsilon^{(1)} = 0,02523$	$V_\varepsilon = 1$	$\overline{S_\varepsilon^{(0)}} = 0,007928$ $\overline{S_\varepsilon^{(1)}} = 0,005045$	–	–

У цій же таблиці дані значення кількості інформації (в бітах), при $\chi_1^{(0)} = F^{(0)}$; $\chi_1^{(1)} = F^{(1)}$, а дисперсія $\chi_2^{(r)}$ представлена як функція середнього $\chi_1^{(r)}$ [311]

$$\chi_2^{(r)} = \frac{4V_2}{(V_2 - 4)} \cdot \chi_1^{(r)} + \frac{2V_1^2}{(V_2 - 4)} \chi_1^{(r)2} - \frac{4V_2^2}{(V_2 - 2)(V_2 - 4)}.$$

Якщо врахувати, що оцінка [305] кількості інформації (3.22) по вимірюванню середнього значення сигналу $X(t)$, тобто оцінка по $\overline{X^{(0)}}$ і $\overline{X^{(1)}}$ дала величину $I_{\overline{X}} = 2,69$ (біт), то додатковий приріст $I_{\overline{X}} = 1,09078$ (біт) становить не менше 40%, що вказує на ефективність запропонованого методу дисперсійного перетворення вимірювального сигналу. На рис. 3.11 представлені тимчасові ряди вимірних значень сигналу $X(t)$ для станів $\Theta = \Theta_0$ і $\Theta = \Theta_1$ з послідовною регресійною апроксимацією рядів.



Рис. 3.11. Тимчасові ряди вимірних значень сигналу тиску $\Delta p(t)$ з послідовною регресійною апроксимацією рядів в нормі (стан Θ_0) і при патології (стан Θ_1): 1 - прямі загальних регресій; 2, 3 і 4 - прямі приватних регресій (пунктиром показані середні значення)

На рис. 3.11 наочно видна зміна кутових коефіцієнтів приватних регресій (2; 3 і 4) в порівнянні з кутовим коефіцієнтом прямої загальної регресії (1) при зміні стану об'єкта контролю (як в умовній нормі, так і при патології).

Для аналізу риноманометричних даних необхідно вибрати модель за критерієм найменшої погрішності визначення діагностичних параметрів і отримання найбільшої кількості інформації.

Основними моделями при цьому є:

– усереднюючи

$$x_i = \bar{x} + \varepsilon_i^{(1)}, \quad (3.23)$$

при поданні результатів вимірювань x_i середнім значенням \bar{x} із залишками $\varepsilon_i^{(1)}$;

– на основі загальної лінійної регресії при поданні результатів вимірювань x_i рівнянням загальної лінійної регресії з кутовим коефіцієнтом B і залишками $\varepsilon_i^{(2)}$

$$x_i = \bar{x} + B(t_i - \bar{t}) + \varepsilon_i^{(2)}, \quad (3.24)$$

де \bar{x} – середнє значення сигналу,

\bar{t} і t_i – середнє і i -е значення часового інтервалу, відповідно;

– з урахуванням приватних лінійних регресій при поданні результатів вимірювань сумою значень загальної лінійної регресії з кутовим коефіцієнтом і приватних лінійних регресій з кутовими коефіцієнтами b_j із залишками $\mathcal{E}_{ji}^{(3)}$, причому часовий ряд вимірних значень ділиться на j інтервалів

$$x_{ji} = \bar{x} + B(t_{ji} - \bar{t}) + b_j(t_{ji} - \bar{t}_j) + \mathcal{E}_{ji}^{(3)}, \quad (3.25)$$

де \bar{t}_j – середнє значення часу на j -му інтервалі,

t_{ji} – i -е значення часу на j -му інтервалі.

Згідно [309] величини залишків моделей (3.23), (3.24) і (3.25) повинні співвідноситися, як

$$\mathcal{E}_{ji}^{(3)} < \mathcal{E}_i^{(2)} < \mathcal{E}_i^{(1)}, \quad (3.26)$$

де верхній індекс у дужках вказує на номер моделі.

Тестування моделей проводилося окремо для сигналів перепаду тиску і витрати повітря при кількості вимірювань і розбиття часового ряду на 3 інтервали ($n=3$) по 3 значення в кожному інтервалі $j \in [1, J]$; $J=3$.

Для тестування аналогічно формулі (3.36) обчислювалися значення кількості інформації

$$I = \log_2 \sqrt{1 + \left(\frac{\sigma_x}{\sigma_{\mathcal{E}_x}} \right)^2}, \quad (3.27)$$

де σ_x і $\sigma_{\mathcal{E}_x}$ – середньоквадратичне відхилення сигналу X і залишків \mathcal{E} , відповідно, які обчислюють за формулами

$$\bar{x} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m x_i; \quad \sigma_x = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (x_i - \bar{x})^2}$$

$$\bar{\mathcal{E}}^* = \frac{1}{I} \sum_{i=1}^I \mathcal{E}_i^*; \quad \sigma_{\mathcal{E}_x}^* = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (\mathcal{E}_{x_i}^* - \bar{\mathcal{E}}_x^*)^2},$$

де * позначає довільний вибір виду моделі.

У табл. 3.3 і 3.4 наведено результати розрахунку кількості інформації, одержуваної при використанні 3-х видів моделей для умовної норми і при порушенні носового дихання при викривленні носової перегородки, відповідно. Очевидно, що як при нормі, так і при порушенні носового дихання, модель, заснована на використанні приватних регресій, володіє значно більшою інформаційною ємністю. Це пояснюється урахуванням тенденції до втоми

пацієнта при виконанні послідовності форсованих дихальних маневрів через витратомір з великим вхідним опором за допомогою прямої загальної регресії і обліку локальних трендів, які враховують індивідуальні особливості дихання пацієнта під час тестування.

Поняття кількості інформації є в даному випадку досить абстрактним, але дозволяє оцінити ступінь зменшення невизначеності при використанні різних методів обробки вимірюваних даних. Справедливість нерівності (3.26) про зменшення величин залишків моделей апроксимації доведена так само експериментально, що видно за даними табл. 3.3 і 3.4. Для сигналів витрати повітря кількість інформації I відповідно дорівнює 0,22; 0,36 і 0,51 в нормі і 0,24; 0,33 і 0,56 при порушенні носового дихання. Однак зменшення невизначеності при аналізі значень витрати повітря істотно менше (майже в 2 рази), що говорить про меншу інформативність сигналу витрати повітря через носові ходи в порівнянні з значенням перепаду тиску що його викликав. Усереднені величини по 30 пацієнтам з порушенням носового дихання при викривленні носової перегородки і такій же чисельності контрольної групи (умовної норми) повинні відповідати вказаним в табл. 3.3 і 3.4.

З огляду на вимоги мінімального дискомфорту пацієнта при риноманометричному обстеженні доцільно організувати процедуру тестування носового дихання і обробку даних вимірювань наступним чином:

- пацієнтові виконати 9 повних дихальних маневрів при максимально можливому форсуванні фази вдиху ($m = 9$);
- отримати максимальні значення вимірюваних величин перепаду тиску і витрати повітря в кожному циклі вдиху і сформувати тимчасовою ряд (x_i, t_i) , $i \in [1, m]$; $m = 9$;
- розбити отриманий тимчасовою ряд на 3 інтервали ($n = 3$) по 3 значення в кожному інтервалі $j \in [1, J]$; $J = 3$;
- виконати апроксимацію даних вимірювань згідно (3.25).

Таблиця 3.3

Результати аналізу кількості інформації при обробці риноманометричних даних за допомогою 3-х видів моделей в нормі

Вид моделі	M_x , кПа	σ_x , кПа	M_ε , кПа	σ_{ε_x} , кПа	I (біт)
1. $x_i = \bar{x} + \varepsilon_i^{(1)}$	5,3	0,26	0,20	0,33	0,35
2. $x_i = \bar{x} + B(t_i - \bar{t}) + \varepsilon_i^{(2)}$			0,14	0,2	0,70
3. $x_{ji} = \bar{x} + B(t_{ji} - \bar{t}) + b_j(t_{ji} - \bar{t}_j) + \varepsilon_{ji}^{(3)}$			0,10	0,15	1,02

Таблиця 3.4

Результати аналізу кількості інформації при обробці риноманометричних даних за допомогою 3-х видів моделей при порушенні носового дихання

Вид моделі	M_x , кПа	σ_x , кПа	M_{ε} , кПа	σ_{ε} , кПа	I (біт)
1. $x_i = \bar{x} + \varepsilon_i^{(1)}$	11,28	0,6 0	0,46	0,75	0,35
2. $x_i = \bar{x} + B(t_i - \bar{t}) + \varepsilon_i^{(2)}$			0,30	0,45	0,72
3. $x_{ji} = \bar{x} + B(t_{ji} - \bar{t}) + b_j(t_{ji} - \bar{t}_j) + \varepsilon_{ji}^{(3)}$			0,24	0,39	0,86

Таким чином, використання методу кусково-лінійної регресійної апроксимації вимірювальних сигналів перепаду тиску і витрати повітря дозволило отримати додаткову інформацію щодо змін випадкових коефіцієнтів приватних лінійних регресій.

Доведено, що додаткову інформацію, крім коефіцієнтів приватних лінійних регресій, несуть чотири члени дисперсійного розкладання, що вказує на можливість отримання додаткової інформації.

Так само показано на практичному прикладі риноманометричної діагностики, що додаткове збільшення очікуваної вимірювальної інформації може досягати 40% від початкової. Остання була отримана з аналізу змін середніх значень вимірних сигналів.

Запропонований метод дисперсійного аналізу приватних лінійних регресій дозволяє отримати додаткову інформацію за складовими дисперсійного розкладання сигналу. Така процедура еквівалентна процедурі спектрального аналізу при відсутності інформації про енергетичний спектр нестационарного за середнім вимірювального сигналу, так як досліджувані послідовності результатів вимірювань є тимчасовими рядами.

Розроблений метод можна розглядати в рамках вдосконалення інформаційно-вимірювальних технологій контролю та технічної діагностики при обмеженнях за часом спостереження (або числу вимірювань) і при апріорній невизначеності властивостей об'єкта контролю і діагностики. Метод дозволяє планувати багаторазові групувати вимірювання, отримані на базі нестационарних вимірювальних сигналів з апріорі невідомими частотними властивостями, до яких відносяться результати функціональних обстежень верхніх дихальних шляхів людини, зокрема, риноманометричної діагностики.

3.5. Порівняльна оцінка достовірності методів риноманометричних вимірювань

Анатомічні особливості верхніх дихальних шляхів, складність фізіологічного процесу дихання і відсутність фактичного еталона призводять до того, що оцінка носового опору, що характеризує ступінь порушення дихання,

істотно залежить від методу вимірювання і володіє значною варіабельністю. Тому актуальним завданням є розширення діагностичних можливостей методів дослідження і обґрунтування доцільності їх застосування при діагностиці конкретних патологій.

При розробці нових діагностичних методів і засобів заключним етапом є порівняння дискримінантних характеристик запропонованого методу з існуючими. При цьому важливим завданням є вибір інформативних параметрів діагностики та контролю, а також критерію, за яким будуть порівнюватися дискримінантні можливості методів.

Ефективність вирішення завдань контролю станів об'єктів з випадковими властивостями, як правило, залежить від правильного вибору максимально інформативної системи параметрів (ознак), чутливих до змін характеристик об'єкта. Будь-який контроль формально реалізує процедуру тестування, ефективність результату якого визначається достовірністю, тобто ймовірністю прийняття правильного рішення. При невизначеності властивостей об'єкта завдання відбору інформативних параметрів стає проблемним. Особливо, якщо утруднено метрологічне забезпечення інформаційних перетворень в структурі системи контролю, що часто має місце при проведенні медичної діагностики.

Вибір оптимальної, за критерієм максимуму достовірності, системи інформаційних ознак є класичною задачею статистичного синтезу в умовах апіорної невизначеності. Ранжування ознак по інформативності здійснюють за величиною показника достовірності контролю або ймовірності помилок.

В даному підрозділі проводиться оцінка можливості використання критеріїв і моделей параметричного розпізнавання (дискримінації) при порівнянні діагностичних можливостей розглянутих вище риноманометричних методів дослідження.

Як було показано вище, загальноприйнятим є метод передньої активної риноманометрії, що проводиться при спокійному диханні і заснований на аналізі даних витрати повітря при фіксованих значеннях перепаду тиску (300 Па). Запропонований метод задньої риноманометрії при форсованому диханні дозволяє оцінити функцію носового клапана і отримати інформацію про граничні величини перепаду тиску і витрати повітря, що особливо важливо для спортивної медицини. Порівняння методів діагностики проводилося на базі оториноларингологічного відділення Харківського центру екстреної медичної допомоги та медицини катастроф (Харківської обласної клінічної лікарні) за допомогою розробленого комп'ютерного риноманометра КРМ типу ТНДА-ПРХ (свідоцтво про державну метрологічну атестацію пристрої ПРХ, № 05-0102 від 01.04.2010 р.), конструкція якого розглядається в розд. 6.

З огляду на те, що коефіцієнт оцінки носового опору (3.15) при визначенні дискримінантних властивостей методів діагностики додаткової інформації не несе, тому що є тільки відношенням вимірних величин, то до аналізу будуть підлягати розподіли безпосередньо вимірюваних параметрів - перепаду тиску і витрати повітря.

Розглянемо модель лінійної дискримінації. Інформативний параметр X , який використовується для отримання інформації про апіорно невизначені

властивості об'єкта контролю, може розглядатися як випадкова величина. Остання, в разі двох станів об'єкта (Θ_0 - норма, Θ_1 - відхилення від норми) характеризується умовними щільностями розподілу ймовірностей

$$\begin{aligned} X &\approx f(X / \Theta_0), \text{ якщо } \Theta \in \Theta_0, \\ X &\approx f(X / \Theta_1), \text{ якщо } \Theta \in \Theta_1. \end{aligned}$$

Якщо $m^{(0)}, m^{(1)}, \sigma^{(0)^2}, \sigma^{(1)^2}$ - середні і дисперсії величини X для умов $\Theta \in \Theta_0$, і $\Theta \in \Theta_1$ відповідно, то при гаусових розподілах, $f(X / \Theta_0)$, $f(X / \Theta_1)$ ймовірність помилки прийняття рішень у вигляді станів об'єкта визначається при $\sigma^{(0)^2} = \sigma^{(1)^2}$ через інтеграл ймовірності $\Phi(\cdot)$ [305]

$$P_{ош} = 1 - \Phi(\delta / 2), \quad (3.28)$$

де

$$\delta = \left| \frac{m^{(0)} - m^{(1)}}{\sigma} \right|. \quad (3.29)$$

Якщо $\sigma^{(0)^2} \neq \sigma^{(1)^2}$, то межа для $P_{ош}$ може оцінюватися нерівністю

$$P_{ош} \leq 1 - \Phi(\delta / 2). \quad (3.30)$$

При багатопараметричному контролі, коли число інформативних параметрів X_1, \dots, X_n більше одного ($n \geq 2$) змінна δ в виразах (3.28) або (3.30) описується рівнянням

$$\delta = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left(\frac{m_i^{(0)} - m_i^{(1)}}{\sigma_i} \right)^2}. \quad (3.31)$$

Квадрат цієї змінної

$$\delta^2 = \sum_{i=1}^n \left(\frac{m_i^{(0)} - m_i^{(1)}}{\sigma_i} \right)^2,$$

називають квадратичною відстанню махаланобіса між контрольованими станами (між векторами середніх по станам Θ_0 і Θ_1).

Об'єкт контролю в цьому випадку представляє собою вектор-стовпець вимірних значень

$$\bar{x} = \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ x_n \end{pmatrix},$$

з умовною n-мірною нормальною щільністю розподілу

$$f(\bar{x} / \Theta_k) = (2\pi)^{-\frac{n}{2}} |\Sigma|^{-\frac{1}{2}} \exp \left[-\frac{1}{2} (\bar{x} - \bar{m}^{(k)}) \Sigma^{-1} (\bar{x} - \bar{m}^{(k)}) \right]. \quad (3.32)$$

У рівнянні (3.32) вектор середніх $\bar{m}^{(k)}$ і дисперсійна матриця Σ мають такий вигляд (k - номер стану об'єкта, $k = 0, 1$)

$$\bar{m}^{(k)} = \begin{pmatrix} m_1^{(k)} \\ m_2^{(k)} \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ m_n^{(k)} \end{pmatrix}, \quad \Sigma = \begin{pmatrix} \sigma_1^2 & & & & & \\ & \sigma_2^2 & & & & \\ & & \cdot & & & \\ & & & \cdot & & \\ & & & & \cdot & \\ & & & & & \sigma_n^2 \end{pmatrix}.$$

Вираз (3.31) передбачає взаємну незалежність складових вектора при лінійній моделі дискримінації.

Імовірність помилки тим менше, чим більше δ , тобто чим більше нормований по дисперсії квадрат відстані між векторами середніх.

Таким чином, змінні δ (або δ^2) за виразом (3.31) дозволяють кількісно порівнювати за дискримінуючою здатністю (фактично, по інформативності) не лише поодинокі інформативні сигнали, але і підмножини (системи) сигналів.

Для практичного застосування моделі дискримінації розглянемо задачу оцінки ефективності двох методів риноманометрії, позначених як метод M_a з вимірами при спокійному диханні, і метод M_b з вимірами при форсованому диханні, які забезпечують отримання вимірювальної інформації про стан діагностичного об'єкта, представленого:

а) статичною моделлю (метод M_a риноманометрії при спокійному диханні);

б) динамічною моделлю (метод M_6 риноманометрії при форсованому диханні).

У методі M_a при спокійному диханні вимірювані фізичні величини (X_1 - перепад тиску ΔP і X_2 - витрата повітря Q , кількість вимірюваних параметрів $n = 2$) на відміну від методу M_6 не корельовані з тривалістю інтервалу спостереження. Стан умовної норми і порушення носового дихання позначаються відповідно Θ_0 і Θ_1 . Всього було обстежено 60 пацієнтів, розділених на дві групи по 30 чоловік в нормі і при утрудненні носового дихання. Вимірювання для кожного пацієнта проводилися двома методами - при спокійному M_a і форсованому M_6 вдиху по десяти циклам дихання. При цьому за загальним алгоритмом для кожного методу обчислювалися максимальні значення перепаду тиску ΔP і витрати повітря Q у верхніх дихальних шляхах пацієнта в кожному циклі вдиху, і проводилося їх усереднення по десяти циклам дихання. Потім для кожної групи пацієнтів перебували статистичні показники - середні значення $m_1^{(0)} = \overline{\Delta P}$, $m_2^{(0)} = \overline{Q}$, $m_1^{(1)} = \overline{\Delta P}$, $m_2^{(1)} = \overline{Q}$ в нормі і при порушенні носового дихання, відповідно, а також середньоквадратичні відхилення відповідних показників, причому для розрахунків вибиралися максимальні значення середньоквадратичних відхилень $\sigma_1 = \max(\sigma_{\Delta P}^{(0)}, \sigma_{\Delta P}^{(1)})$ і $\sigma_2 = \max(\sigma_Q^{(0)}, \sigma_Q^{(1)})$, відповідно. Далі згідно введеним позначенням виконувалися розрахунки відстані махаланобіса за формулою (3.31) і ймовірності помилки прийняття рішення по формулі (3.30) для кожного методу. Результати розрахунків наведені в табл. 3.5 і показують очевидність того, що запропонований в роботі метод риноманометричних вимірювань при форсованому диханні володіє великими (в 1,7 рази) дискримінантними властивостями в порівнянні з традиційним і дозволяє знизити ймовірність помилки при прийнятті діагностичного рішення з 0,36 до 0,21. Це дозволяє використовувати даний метод для функціональної діагностики верхніх дихальних шляхів.

Проведемо оцінку впливу динамічних властивостей процесу риноманометричної діагностики на дискримінантні характеристики методу. За наведеною вище методикою форсованої динамічної риноманометрії в кожному циклі вдиху обчислювалися амплітудні значення перепаду тиску Δp і витрати повітря Q у верхніх дихальних шляхах пацієнта і проводилося їх усереднення по дев'яти циклам дихання, а також знаходилися по чотири F-статистики F_0 , F_{WG} , F_G , F_W (див. Табл. 3.3) для кожного вимірюваного сигналу (Δp і Q).

Потім, для кожної групи пацієнтів розраховувались статистичні показники: середні значення $m_i^{(0)}$ і $m_i^{(1)}$ та середньоквадратичні відхилення відповідних показників, причому для розрахунку за формулою (3.31) вибиралося максимальне середньоквадратичне відхилення

$$\sigma_i = \max(\sigma_i^{(0)}, \sigma_i^{(1)})$$

Таким чином, в розрахунках брали участь десять інформативних параметрів $X_i (i = \overline{1,10})$ – по п'ять для кожного вимірюваного сигналу. Перші п'ять $\{X_i\}_1^5$ відносяться до характеристик перепаду тиску Δp , а другі п'ять $\{X_i\}_6^{10}$ - до характеристик витрати повітря.

Далі, згідно з введеним позначенням, виконувалися розрахунки відстані махаланобіса за формулою (3.31) і ймовірності помилки прийняття рішення по формулі (3.30) для кожного параметра. Результати розрахунків наводяться в табл. 3.6 і 3.7.

Таблиця 3.5

Результати дискримінантного аналізу для статичних методів риноанометричної діагностики

Параметр, розмірність	Тип методу:			
	традиційний, M_a		запропонований, M_b	
	Θ_0	Θ_1	Θ_0	Θ_1
$\overline{\Delta P}$, кПа	0,30	0,30	8,7	16,5
$\sigma_{\Delta P}$, кПа	0,07	0,07	2,26	3,80
\overline{Q} , л/с	0,40	0,20	3,10	0,80
σ_Q , л/с	0,11	0,08	1,60	0,43
δ	1,80		2,5	
$P_{\text{ош}}$	$\leq 0,36$		$\leq 0,21$	

Як видно з наведених таблиць, за середнім значенням сигналів, а також з урахуванням їх F-статистик, метод аналізу динамічного випадкового сигналу перепаду тисків володіє великими дискримінантними характеристиками в порівнянні з витратою повітря (в 1,5 рази більшу відстань Махаланобіса як при аналізі середніх значень сигналів, так і з урахуванням F-статистик). Це пояснюється фізичними можливостями пацієнта при утрудненому носовому диханні короткочасно забезпечити витрату близьку до нормальної за рахунок підвищення перепаду тисків на носових проходах.

При цьому, використовуючи тільки середні значення сигналів перепаду тисків і витрати повітря, можна отримати ймовірність помилки менше 0,21. Облік ж всіх інформативних параметрів випадкових вимірювальних сигналів дозволяє отримати відстань Махаланобіса $\delta_{\{X_i\}^{10}} = 3,25$ і, відповідно, знизити ймовірність помилки до величини менше 0,1. При ранжируванні ознак в порядку убутання відстані Махаланобіса можна провести аналіз впливу кількості параметрів на дискримінантні характеристики методу діагностики.

Таблиця 3.6

Дискримінантні характеристики параметрів сигналу
перепаду тиску Δp

Параметр		Стан об'єкта контролю		Відстань Махаланобіса δ	Імовірність помилки $P_{ном}$
		Θ_0	Θ_1		
X_1	$\overline{\Delta p}$, кПа	8,70	16,5	2,1	$\leq 0,3$
	$\sigma_{\Delta p}$, кПа	2,26	3,80		
X_2	$\overline{F_{0p}}$	111,50	65,20	0,98	$\leq 0,62$
	$\sigma_{F_{0p}}$	47,10	22,14		
X_3	$\overline{F_{WG \Delta p}}$	6,41	18,70	0,87	$\leq 0,68$
	$\sigma_{F_{WGp}}$	3,47	14,20		
X_4	$\overline{F_{G \Delta p}}$	48,40	38,20	0,50	$\leq 0,81$
	$\sigma_{F_{W\Delta p}}$	19,6	12,95		
X_5	$\overline{F_{W\Delta p}}$	18,25	35,30	0,92	$\leq 0,65$
	$\sigma_{F_{W \Delta p}}$	4,77	11,32		
$\{X_i\}_1^5$		$\delta_{\Delta p}$		2,7	$\leq 0,18$

На рис. 3.12, а і б наведено кумулятивні характеристики збільшення відстані Махаланобіса і зменшення ймовірності помилки діагностики як функції розмірності простору і інформативних параметрів тиску і витрати повітря. При цьому очевидним є те, що три найменш значущих параметра на ймовірність прийняття діагностичного рішення практично не впливають і можуть бути виключені з розрахунків.

Запропонований оригінальний метод тестування носового дихання пацієнта при форсованому вдиху дозволив виявити таку закономірність - найбільшими дискримінантними властивостями володіють параметри сигналу перепаду тисків, так як пацієнт при утрудненому носовому диханні короткочасно може забезпечити витрату повітря через носові проходи близьку до нормальної за рахунок підвищення перепаду тисків.

Використовуючи для аналізу дихання тільки середні з максимальних значень сигналів перепаду тисків і витрати повітря, можна отримати ймовірність помилки діагностичного рішення менш 0,21 ($P_{ном} \leq 0,21$). Облік всіх показників діагностичних сигналів дозволяє знизити ймовірність помилки діагностики утрудненого носового дихання до величини менше 0,1 ($P_{ном} \leq 0,1$). Таким чином, додавання до параметрів апаратно-методологічних засобів вимірювань F-

статистик забезпечує істотне (з 0,21 до 0,1) зниження ймовірності помилки прийняття діагностичного рішення.

Таблиця 3.7

Дискримінантні характеристики параметрів сигналу витрати повітря Q

Параметр		Стан об'єкта контролю		Відстань Махалонобіса δ	Імовірність помилки $P_{пом}$
		Θ_0	Θ_1		
X_6	\overline{Q} , л/с	3,10	0,80	1,43	$\leq 0,48$
	σ_Q , л/с	1,60	0,43		
X_7	$\overline{F_{0Q}}$	77,95	47,62	0,74	$\leq 0,72$
	$\sigma_{F_{0Q}}$	40,50	12,37		
X_8	$\overline{F_{WGQ}}$	4,50	3,80	0,33	$\leq 0,88$
	σ_{FWGQ}	2,15	1,76		
X_9	$\overline{F_{GQ}}$	6,10	7,94	0,50	$\leq 0,81$
	$\sigma_{FW_{\Delta P}}$	3,12	3,63		
X_{10}	$\overline{F_{WQ}}$	9,70	13,1	0,60	$\leq 0,76$
	σ_{FWQ}	3,77	5,65		
$\{X_i\}_6^{10}$	δ_Q			1,82	$\leq 0,37$

Об'єм вибірки N_{Π} (кількість пацієнтів) для проведення клінічної апробації форсованої динамічної ЗАРМ визначається з

$$N_{\Pi} = \frac{t^2 \cdot \sigma_x^2}{\Delta_x}, \quad (3.33)$$

де p коефіцієнт довіри, який визначається з інтеграла ймовірності Лапласа як

$$\Phi(t) = p,$$

де p - рівень значущості (для проведених досліджень $p = 0,95$, $t = 2$), σ_x - дисперсія оцінюваної величини, приймається як максимальна з двох дисперсій для вимірюваних сигналів перепаду тиску і витрати повітря (згідно з таблицею $\sigma_x = \sigma_{x_{\max}} = \sigma_{\Delta p} = 3,8$),

Δ_x - гранична помилка вибірки, яка визначається виходячи з вимог точності згідно $\Delta_x = 0,4 \cdot \sigma_x$.

Остаточно, за формулою (3.33) отримаємо

$$N_{II} = \frac{2^2 \cdot 3,8_x^2}{1,52^2} \approx 25.$$

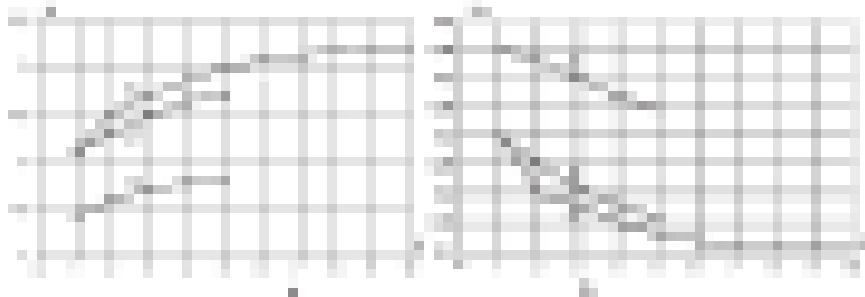


Рис. 3.12. Результати дискримінантного аналізу даних динамічної ЗАРМ: а - залежність збільшення відстані Махаланобіса в міру додавання ознак в модель дискримінації $\delta = F(j)$; б - залежність зниження ймовірності помилки прийняття рішення по мірі додавання ознак в модель дискримінації $P_{ном} = f(j)$: (j - розмірність простору інформативних параметрів. 1 - для сигналу витрати повітря, 2 - для сигналу перепаду тиску, 3 - з урахуванням ознак всіх сигналів

Таким чином, обсяг вибірки не повинен бути менше 25 пацієнтів при заданих вихідних значеннях рівня значущості, граничної помилки вибірки та дисперсії оцінюваної величини. Результати попередніх клінічних випробувань наведені в Додатку А. В випробуваннях для однакової апріорної ймовірності об'єми вибірок становили по 30 пацієнтів з викривленням носової перегородки і в контрольній групі, відповідно.

Розроблений метод задньої риноманометрії дозволяє за даними перетворювача перепаду тиску між носоглоткою і підмасковим простором і сопла Вентурі, що вимірює відповідну витрату повітря, визначати величину аеродинамічного носового опору при фізіологічному диханні як в стані спокою, так і в форсованому режимах.

Проведено оцінку різниці фаз між сигналами витрати повітря і перепаду тиску на носовій порожнині, яка становить близько 9° , що дозволяє за даними динамічної риноманометрії побічно враховувати стан слизової оболонки верхніх дихальних шляхів.

Розроблено метод оцінки функціонального стану носового клапана, який дозволяє за рахунок аналізу форми сигналу витрати повітря (наявності високочастотних складових і сплющеної вершини) визначати ступінь рухливості структур носового клапана і його функціональну роль в обмеженні потоку повітря через верхні дихальні шляхи при форсованому диханні.

Запропоновано метод дисперсійного перетворення вимірювальних риноманометричних сигналів, який дозволяє за рахунок обліку динамічних

властивостей процесу дихання приблизно в 3 рази підвищити інформативність моделі вимірювань показників носового дихання.

Застосування методу кусково-лінійної регресійної апроксимації вимірювальних сигналів дозволило отримати додаткову інформацію щодо змін випадкових коефіцієнтів приватних лінійних регресій (інформативність підвищується до 1,5 рази). Така процедура еквівалентна процедурі спектрального аналізу при відсутності інформації про енергетичний спектр нестационарного (за середнім значенням) вимірювального сигналу, так як досліджувані послідовності результатів вимірювань є тимчасовими рядами. Доведено, що додаткову інформацію, крім коефіцієнтів приватних регресій, несуть чотири члени дисперсійного розкладання сигналів витрати повітря і перепаду тиску, при цьому додаткове збільшення очікуваної вимірювальної інформації може досягати 40% від первісної (за середнім значенням вимірюваних сигналів).

Зменшення невизначеності при використанні динамічної моделі обробки вимірюваних риноманометричних даних при аналізі вимірюваних значень витрати повітря істотно менше (майже в 2 рази) в порівнянні з перепадом тиску на носовій порожнині, що свідчить про меншу інформативності сигналу витрати повітря через носові ходи в порівнянні з значенням перепаду тиску що його викликав.

Оцінка дискримінантної здатності риноманометричних методів діагностики (традиційного - при спокійному диханні і розробленого при форсованому диханні) дозволяє зробити висновок про те, що запропонований в роботі метод риноманометричних вимірювань при форсованому диханні володіє великими (в 1,7 рази) дискримінантними властивостями в порівнянні з традиційним і дозволяє знизити ймовірність помилки при прийнятті діагностичного рішення з 0,36 до 0,21, що дозволяє використовувати даний метод для функціональної діагностики верхніх дихальних шляхів. Додавання до параметрів апаратно-методологічних засобів F-статистик вимірюваних сигналів забезпечує істотне (з 0,21 до 0,1) зниження ймовірності помилки прийняття діагностичного рішення.

4. РОЗРОБКА МОДЕЛЕЙ І МЕТОДІВ ПРЕДСТАВЛЕННЯ ІНТРАСКОПІЧНИХ ДАНИХ В СИСТЕМАХ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ В ДІАГНОСТИЦІ ТА ЛІКУВАННІ

4.1. Постановка завдання і формування вихідних даних

У системах комп'ютерного планування хірургічних операцій однією з основних задач є автоматизований аналіз топографо-анатомічних даних, одержуваних від засобів інтраскопічної діагностики. Кількісний аналіз цих даних дозволяє визначити геометричні характеристики основних анатомічних структур, інформація про координати, форми і розміри необхідна при побудові моделей для конфігураційного планування хірургічних втручань. Ефективність цього аналізу залежить від точності визначення анатомічних структур і ступеня автоматизації - мінімізації часу участі в підготовчому етапі обробки даних фахівця, який був змушений відволікатися від традиційних медичних завдань на виконання рутинних операцій. З огляду на великий обсяг оброблюваної фахівцем інформації і інформації що інтерпретується (близько 200 томографічних зрізів формується тільки при одномодалних обстеженнях), на перший план виходить процес автоматизації підготовки інтраскопічних зображень для хірургічного планування. Зорові візуальні методи вивчення реєстрованих зображень займають за часом десятки годин не задовольняють за швидкістю рішення практичні медичні завдання. Наприклад, за даними, повністю інтерактивна сегментація внутрішньочерепних структур на 98 томограмах розміром 512 * 512 елементів з кроком через 1 мм займає 16 годин, напівавтоматична – 3,5 години). Крім того, вплив оператора часто призводить до суб'єктивізації результатів оцінювання топографічної інформації.

На сучасному етапі найбільш достовірну інформацію про локалізацію анатомічних структур верхніх дихальних шляхів містять інтраскопічні зображення, одержувані за даними СКТ, як найбільш оптимального методу за сукупністю основних показників, таких як роздільна здатність, контрастність відображення анатомічних структур, інтерпретованість результатів візуалізації і доступність.

У загальному випадку процес автоматизованого аналізу інтраскопічних зображень включає в себе стадії попередньої обробки, сегментації, опису об'єктів (визначення ознак) і їх класифікацію. Основною причиною порівняно низького рівня автоматизації програмних продуктів для аналізу медичних зображень є висока варіабельність більшості анатомічних структур. Тому вдосконалення існуючих та розробка нових методів і підходів для автоматизованого аналізу і, в першу чергу, для сегментації інтраскопічних зображень повинні бути засновані на вивченні специфіки відображення досліджуваних об'єктів.

Автоматизований аналіз інтраскопічних зображень заснований на ідентифікації характерних ознак і їх подальшому аналізі з урахуванням статистичних властивостей норми і можливих патологічних відхилень. Так, для

n -мірного набору $Y(y_1, y_2, \dots, y_n)$ ознак об'єкта, що характеризується l станами $\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_l$, вводяться l вирішальних функцій $d_1(Y), d_2(Y), \dots, d_l(Y)$, причому об'єкт буде відноситися до стану Ω_k , якщо значення відповідної k -ї вирішальної функції буде найбільшим

$$d_k(Y) \geq d_j(Y) \text{ при } k \neq j; k, j \in [1..l].$$

Даний підхід на сучасному етапі найбільш стійкий для розпізнавання біологічних об'єктів, але основним завданням при цьому є визначення набору ознак, однозначно ідентифікують об'єкти в різних патологічних станах.

До теперішнього часу розроблено досить велику кількість програмних продуктів для обробки і візуалізації медичних інтраскопічних зображень. З вільно-поширюваних програмних засобів є різні утиліти для перегляду файлів в Dicom-форматі з набором додаткових засобів, середовища, що поставляються в комплекті з інтраскопічним обладнанням, пакети візуалізації і аналізу інтраскопічних даних 3D Slicer, VTK (Visualization Toolkit), а також середовище ІТК- SNAP для напівавтоматичної сегментації зображень, що включає алгоритми на основі активних контурів і підтримку формату даних NITI (Neuroimaging Informatics Technology Initiative). Недоліком таких програмних продуктів є відсутність підтримки, що істотно обмежує їх застосування безпосередньо в клінічній практиці. Найбільш відомими комерційними універсальними середовищами аналізу інтраскопічних даних і 3D-візуалізації є Volume Graphics VGStudio Max, Materialise MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control System), Able Software 3D-Doctor, а також Materialise SimPlant і Implant-Assistant (РФ) - спеціалізовані системи для обробки даних і тривимірного моделювання при дентальній імпланталогії з можливостями навчання, формування і візуалізації плану оперативного втручання при імплантації.

Метою в розділі моделей і методів що розробляються є створення концепції представлення, обробки і аналізу інтраскопічних даних для систем комп'ютерного планування в функціональній ринохірургії. Вихідними даними є результати інтраскопічного топографо-анатомічного картування голови пацієнта за допомогою томографа Somatom + Emotion (Siemens, Німеччина) по стандартному протоколу, основні параметри якого, вказані в табл. 4.1. Орбіто-меатальна площина O_m є аксиальною площиною, що проходить через центр O зовнішнього кута орбіти і центр m зовнішнього слухового проходу. Вказівка координат орієнтирів для встановлення площини O_m виконується по топограмі в сагітальній площині безпосередньо перед початком сканування. Набори даних (datasets) вихідних діагностичних зображень томографічних зрізів перетворювалися з універсального формату DICOM-3 (Digital Imaging and Communications in Medicine) в растровий формат BMP (Bitmap) для подальшої обробки. Растровий формат BMP обраний для зберігання зображень томографічних зрізів без стиснення і спотворень.

Перетворення виконувалося за допомогою розробленої програмної утиліти, що дозволяє зчитувати метадані DICOM - файлу, визначати кількість виконаних в результаті обстеження томографічних зрізів і їх нумерацію,

причому номер файлу кожного аксіального томографічного зрізу відповідає його z - координаті при висхідній індексації від самого нижнього зрізу.

Таблиця 4.1

Основні характеристики протоколу СКТ - обстеження

Параметри протоколу	Значення
Просторова роздільна здатність в площині зрізу	0,5 мм
Товщина зрізів	1 або 2 мм
Лінійні розміри матриці реконструкції	512 × 512 елементів
Напруга на аноді рентгенівської трубки	120 кВ
Орієнтація вихідних томографічних зрізів	Аксіальна
Базова площина при укладанні	Орбіто-меатальна

З огляду на, те що зображення томографічних зрізів мають просторову роздільну здатність 512 × 512 елементів, а кількість зрізів досягає 250, то для представлення вихідних даних доцільно виділити 3-х мірний масив значень інтенсивності

$$\begin{aligned}
 B(i, j, k) &\in [0; 255], \\
 i &= (x_i - x_0) / \Delta x \\
 j &= (y_i - y_0) / \Delta y \\
 k &= (z_i - z_0) / \Delta z
 \end{aligned}
 \tag{4.1}$$

де Δx , Δy , Δz – просторові здатності за координатами x , y і z відповідно, $x_0, x_i, y_0, y_i, z_0, z_i$ - початкові і поточні координати елементів зображення, i, j, k - координатні індекси, причому

$$i \in [0, I_m - 1]; j \in [0, J_m - 1]; k \in [0, K_m - 1]$$

де I_m, J_m, K_m – кількість дискретних елементів даних по відповідним осям ($i, j \in [0; 511]$, $k \in [0; 249]$) для наборів даних що використовуються).

Функція інтенсивності приймає дискретні значення $B(i, j, k) \in [0; 255]$. З огляду на, що всі дані томографічних обстежень видаються в цифровому вигляді, значення індексів i, j, k елементів зображення далі по контексту можуть тотожно замінюватися на x, y, z ($B(i, j, k) \Leftrightarrow B(x, y, z)$) з метою скорочення кількості індексів. Масив $B(i, j, k)$ фактично є воксельним поданням просторової області сканування, де інтенсивність кожного елемента об'єму (воксель) пропорційна коефіцієнту лінійного ослаблення рентгенівського випромінювання в даному елементі об'єму. Далі також будуть розглядатися зображення окремих томографічних зрізів $B_k(i, j) = B(i, j, k = const)$, причому індекс k буде опускатися при інваріантних до номера зрізу операціях.

4.2. Розробка критерію вибору методу вторинної обробки інтраскопічних даних

Основним етапом, що визначає ефективність всього подальшого аналізу даних, є процедура сегментації об'єктів на інтраскопічних зображеннях. Дана процедура є одночасно і найскладнішою, так як в тій чи іншій мірі реалізує можливості зорового сприйняття, і вирішення якої ґрунтується на застосуванні методів розпізнавання образів, класифікації об'єктів і підтримки прийняття рішень. В даний час базові підходи до сегментації зображень досить добре освітлені в літературі.

Разом з тим, в літературі також розглядається широкий спектр методів і алгоритмів попередньої обробки зображень – точкових і локальних операцій, що включають корекцію яскравості і контрасту, та фільтрації перешкод і перетворення вихідних даних. Для обробки інтраскопічних даних розробляються, як універсальні алгоритми, так і алгоритми що застосовуються, наприклад, тільки для рентгенографічних зображень. Однак в більшості джерел ці операції розглядаються ізольовано по відношенню до подальших процедур обробки зображень більш високого рівня, недостатньо висвітлюються питання узгодженості методів сегментації і попереднього перетворення (обробки) зображень. Тому доцільно запропонувати комплексний підхід, що враховує взаємопов'язаність методів попередньої обробки і сегментації зображень.

З огляду на принципи аналізу інтраскопічних даних фахівцем, спочатку що ґрунтуються на відмінності оптичних властивостей анатомічних об'єктів на діагностичних СКТ-зображеннях, найбільш ефективним базовим методом сегментації томографічних даних є пороговий, що дозволяє за певними граничним значенням виділити області, що належать анатомічним структурам з різною щільністю (інтенсивністю). При цьому якість результату методу порогової сегментації буде залежати від ступеня однорідності фрагментів зображення, що належать анатомічним об'єктам з певною щільністю. Тому процедури обробки повинні бути спрямовані на усунення неоднорідностей інтенсивності при відображенні анатомічних структур.

Найбільш частим критерієм фільтрації і попередньої обробки зображень в цілому є ставлення сигнал / шум, як пікове значення

$$PSNR = 20 \log_{10} \frac{\max_i |B_i^{(1)}|}{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (B_i^{(1)} - B_i^{(2)})^2}}, \quad (4.2)$$

так і усереднене

$$SNR = 20 \log_{10} \frac{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n B_i^{(1)2}}}{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (B_i^{(1)} - B_i^{(2)})^2}}, \quad (4.3)$$

де $B_i^{(1)}$ і $B_i^{(2)}$ – i -ті елементи вихідного і обробленого зображення, відповідно, n – загальна кількість елементів зображення.

Для оцінки впливу методів цифрової обробки на реальних зображеннях вищевказані критерії є теоретичними, так як розраховуються за значеннями елементів вихідних і штучно зашумлених зображень до і після обробки, і не призначені для визначення підвищення якості від самого початку зашумленого зображення при обробці. Також слід зазначити, що в більшості методів обробки медичних зображень розробникам доводиться мати справу з даними, вже зареєстрованими і повністю сформованими за допомогою апаратно-програмних закінчених пристроїв і систем, що мають вбудовані засоби обробки, спрямовані на забезпечення паспортних параметрів. Тому обробку зображень доцільно чітко розділити на два етапи - первинну і вторинну, причому первинна обробка (як апаратно-реалізована, так і програмна) є апаратно-залежною, основним критерієм якої є досягнення відповідно до формул (4.2) і (4.3) максимального співвідношення сигнал / шум - одного з основних показників якості пристроїв реєстрації даних; етап вторинної обробки, що реалізовується практично на інших апаратних ресурсах, повинен бути спрямований на підготовку даних до вирішення поставлених прикладних завдань сегментації і подальшого аналізу даних.

Первинна обробка в інтраскопії спрямована на компенсацію нелінійності передаточних характеристик і фільтрацію шумів детекторів в томографічних установках. Стосовно до систем комп'ютерного планування хірургічних втручань модуль первинної обробки даних (зображень) є компонентом системи інтраскопічної діагностики, що перетворює сигнали, які надходять з модуля реєстрації даних, а модуль вторинної обробки даних, безпосередньо входить до складу системи комп'ютерного планування, виконує допоміжну (підготовчу) функцію для модуля аналізу даних (рис. 4.1). З огляду на те, що вхідними даними для систем комп'ютерного хірургічного планування є реконструйовані інтраскопічні дані, і дані, які вже пройшли первинну обробку, їх вторинна обробка повинна розглядатися виключно як підготовчий етап сегментації і ґрунтуватися на подальшому підвищенні однорідності областей, відповідних по щільності певним анатомічним структурам.

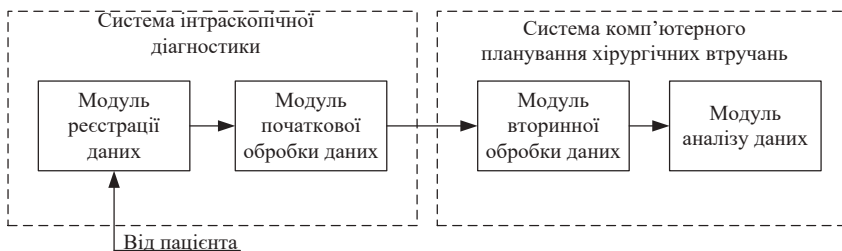


Рисунок 4.1 – Структурна схема розміщення модулів обробки даних в інтраскопічній системі і системі для планування

Шуми на томографічних зображеннях візуально проявляються як випадкові зміни інтенсивності ізольованих елементів зображення. Причому

імпульсним вважається адитивний шум, локальні викиди якого повністю перекривають значення корисного сигналу у відповідних елементах зображення. Поява імпульсних перешкод на томографічних зображеннях пов'язана з спотвореннями сигналу і виникненням артефактів, наприклад, від хірургічної апаратури, зовнішніх рентген-контрастних міток, які задають базову площину сканування, кісткових фрагментів малої площі і інших чинників.

Традиційно для боротьби з імпульсними і високочастотними шумами на зображеннях застосовуються методи лінійної та нелінійної просторової фільтрації, спрямовані на усунення високих частот в спектрі шуму.

Лінійна двовимірна фільтрація в загальному вигляді являє собою згортку вхідного сигналу $B(x, y)$ і імпульсної характеристики $h(\alpha, \beta)$ фільтра

$$C(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} B(x - \alpha, y - \beta) \cdot h(\alpha, \beta) d\alpha d\beta$$

де $C(x, y)$ – зображення на виході лінійної системи.

Реалізація на практиці даного методу виконується в просторовій області шляхом виконання дискретної згортки вхідного цифрового зображення $B(x, y)$ з імпульсною характеристикою $h(i, j)$ фільтра, що задається у вигляді набору коефіцієнтів - маски фільтра

$$C(x, y) = B(x, y) \otimes \otimes h(i, j) = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n B(x - i, y - j) * h(i, j). \quad (4.4)$$

Даний вид фільтрації, що називається так само за принципом реалізації - фільтрацією ковзаючим вікном, який відноситься до типу лінійних локальних операцій і при розрахунках враховуються області центрального елемента вікна, а кожен елемент вихідного зображення є лінійною комбінацією декількох елементів вхідного зображення (сумою вхідних елементів зображення, помножених на постійні коефіцієнти). Найбільш поширеними видами локальних областей при фільтрації ковзаючим вікном є центровані квадратні вікна $h(m \times n)$ з лінійними розмірами на растрі $(m \times n)$

$$m = n = 2p + 1,$$

где p – параметр апертури вікна фільтра,

а координати (m_c, n_c) центрального елемента вікна задаються як

$$m_c = \text{int}\left(\frac{m+1}{2}\right); \quad n_c = \text{int}\left(\frac{n+1}{2}\right).$$

Як правило, виконується некаузальна фільтрація у локальній околиці центральної точки (x, y) зображення вікнами з розмірами 3×3 ($p = 1$) або 5×5 ($p = 2$) елементів згідно з формулою (4.4). Вікна з більшою апертурою на практиці не використовуються через різке збільшення витрат часу на обробку.

Найбільш поширеними видами лінійної фільтрації є проста усереднююча та гаусова фільтрація, що реалізуються за формулою

$$B(x, y) * h(i, j) = \sum_{i=1}^m \sum_{i=1}^n B(x+i-p-1, y+j-p-1) * h(i, j). \quad (4.5)$$

При усереднючій фільтрації маски A_1 і A_2 фільтрів з апертурами 3×3 або 5×5 , відповідно, мають вигляд

$$A_1 = \frac{1}{9} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.6)$$

$$A_2 = \frac{1}{25} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.7)$$

Для збереження середньої яскравості локальної околиці зображення нормуючий множник, що стоїть перед маскою, вибирається з умови нормування коефіцієнтів фільтра

$$\sum_{i=1}^m \sum_{i=1}^n h(i, j) = 0$$

Коефіцієнти маски $h(i, j)$ просторового Гаусова фільтра розраховуються за формулою

$$h(i, j) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-\frac{d^2}{2\sigma^2}}, \quad (4.7)$$

де d – параметр околиці, що розраховується за формулою

$$d = \sqrt{(i-(p+1))^2 + (j-(p+1))^2}$$

Після масштабування, нормування і відкидання дробової частини коефіцієнти A_3 і A_4 для гаусових фільтрів з $\sigma=1$ і апертурами 3×3 або 5×5 відповідно наводяться нижче згідно з формулою (4.7)

$$A_3 = \frac{1}{16} \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.8)$$

$$A_4 = \frac{1}{256} \begin{pmatrix} 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \\ 4 & 16 & 24 & 16 & 4 \\ 6 & 24 & 36 & 24 & 6 \\ 4 & 16 & 24 & 16 & 4 \\ 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \end{pmatrix}. \quad (4.9)$$

Ще одним засобом боротьби з локальними перешкодами є метод медіанної фільтрації, який здійснюється за допомогою переміщення квадратної маски $A((2p+1) \times (2p+1))$ по зображенню $B(x, y)$ і заміни значення інтенсивності центрального елемента вікна медіаною вихідних значень інтенсивностей, що входять в апертуру маски

$$C(x, y) = \text{median}(B(x+i, y+j)), \text{ при } i, j \in [-p, p], \quad (4.10)$$

де $C(x, y)$ – значення на виході медіанного фільтра.

Реалізація методу медіанної фільтрації ґрунтується на перетворенні матриці значень інтенсивності елементів зображення, що потрапили в апертуру $A((2p+1) \times (2p+1))$, і вектор $V(V(1), V(2), \dots, V((2p+1)^2))$, що містить $(2p+1)^2$ елементів відповідно до виразу

$$A(i, j) \Rightarrow V((2p+1)(i-1) + j); i, j \in [1, (2p+1)],$$

сортування елементів вектора V по зростанню $V(V(1) \leq \dots \leq V((2p+1)^2))$, знаходження центрального (за розташуванням) елемента $V(k)$ даної послідовності з індексом $k = ((2p+1)^2 + 1) / 2$ і заміни центрального елемента апертури медіаною всіх елементів зображення у вікні $A(p+1, p+1) = V(k)$.

Розглянемо ефективність придушення локальних перешкод при наведених вище видах просторової фільтрації. Томографічне зображення $B(x, y)$ при цьому представляється сумою неспотворених значень інтенсивностей елементів і перешкоди $v(x, y)$

$$B(x, y) = b(x, y) + v(x, y). \quad (4.11)$$

Враховуючи за формулою (2.11) адитивну модель представлення локальної перешкоди $v(x, y)$ з дисперсією σ_v^2 вх на зображенні $B(x, y)$, дисперсія шуму σ_v^2 вих після обробки лінійним фільтром дорівнює

$$\sigma_v^2 \text{ вих} = \Theta \cdot \sigma_v^2 \text{ вх}, \quad (4.12)$$

де Θ – коефіцієнт зміни дисперсії шуму після обробки лінійним фільтром

$$\Theta = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n h^2(i, j). \quad (4.13)$$

Значення коефіцієнтів Θ зміни дисперсії шуму для фільтрів з масками $A_1 - A_4$ наведені на рис. 4.2. Очевидно, що найбільш ефективними є лінійні фільтри з розміром апертур 5×5 і масками A_2 і A_4 , що зменшують дисперсію шуму в 25 і 13,3 рази, відповідно.

Ефективність методу медіанної фільтрації істотно залежить від лінійних розмірів спотвореної ділянки зображення. Цей метод дозволяє повністю усунути локально розташовані перешкоди на зображенні, які мають площу $S_{\Pi} = p^2$ і, відповідно, не перевищують половини площі $S_A = (2p+1)^2$ апертури фільтра

$S_n \leq \frac{1}{2} S_\Phi$. Однак, якщо лінійна усереднюються фільтрація призводить до згладжування на зображенні будь-яких перепадів інтенсивності, зокрема контурів об'єктів, то медіанна фільтрація більш стійка до розмиття кордонів об'єктів, з огляду на їх, як правило, більшої площі (протяжності) в порівнянні з площею перешкоди. Для зменшення ефекту розмиття кордонів анатомічних об'єктів алгоритм реалізовувався нерекурсивно шляхом запису результируючих даних в окремий графічний буфер.

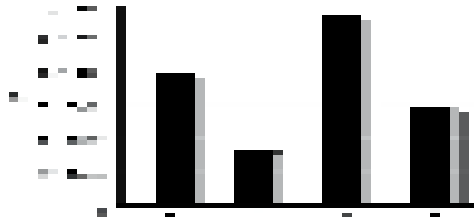


Рисунок 4.2 – Значення коефіцієнтів Θ зміни дисперсії шуму для усереднюючих фільтрів: 1 - з маскою A_1 ; 2 - з маскою A_2 ; 3 - з маскою A_3 ; 4 - з маскою A_4

З огляду на те, що кордони анатомічних структур на інтраскопічних зображеннях часто є опорними орієнтирами при проведенні хірургічного планування (наприклад, для побудови і узгодження різних координатних систем), доцільним є формування емпіричного критерію ефективності вторинної попередньої обробки зображень, заснованого на дослідженні ступеня зменшення різкості на кордонах контрастних анатомічних структур. При цьому вводиться коефіцієнт контурної різкості перепаду інтенсивностей R між двома точками (x_1, y_1) і (x_2, y_2) зображення з інтенсивностями B_1 і B_2 , відповідно, розташованими на відстані d

$$R = \frac{\Delta B}{d} = \frac{|B_1 - B_2|}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}}. \quad (4.14)$$

Для дослідження коефіцієнта різкості R необхідно на зображенні вибрати границю між областями з максимальним перепадом інтенсивності $\Delta B = 255$ (для напівтонових зображень з 8-бітовим представленням рівнів сірого) і побудувати профіль яскравості уздовж траєкторії, перпендикулярної досліджуваного контуру. Довжину контурного переходу при горизонтальній (або вертикальній) орієнтації контуру можна вважати рівною кількості n_p елементів зображення між обраними двома точками, які належать протилежним областям від досліджуваного контуру. Тоді формула (4.14) перетвориться до виду

$$R = \frac{\Delta B}{d} = \frac{255}{n_p}. \quad (4.15)$$

З огляду на, що чисельник у формулі (4.15) є константою при максимальному перепаді інтенсивності, дослідженню підлягає тільки зміна довжини контуру n_p при різних типах обробки. Ілюстрація значень коефіцієнтів відносної зміни різкості $R^{(0)} / R^{(A_N)}$ для фільтрів з масками A_N приведена на рис. 4.3, з якого видно, що стандартна усереднюються фільтрація з масками A_1 і A_2 призводить до істотного зниження контурної різкості (в 4 рази для фільтра з маскою A_2), гаусова фільтрація з масками A_3 і A_4 трохи знижує ступінь розмиття контурів в порівнянні з усереднюючою, і тільки обробка медіанним фільтром з параметром апертури $p=1$ практично не призводить до зниження різкості контурів об'єктів на зображенні, а медіанна фільтрація з параметром $p=2$ призводить до зниження контурної різкості 1,5 рази.

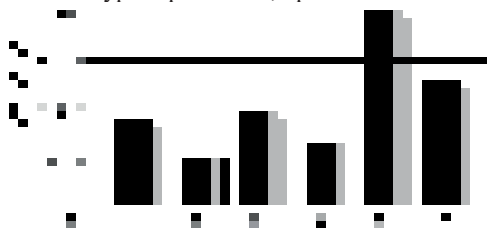


Рисунок 4.3 –Значення коефіцієнтів відносної зміни різкості для фільтрів: 1 і 2 - усереднюючих; 3 і 4 - гаусових; 5 і 6 - медіанних з апертурою $p=1$ і 2, відповідно

Приклади обробки СКТ-зображення і профілі інтенсивності для вимірювання відносної зміни різкості наведені на рис. 4.4 і 4.5, де у верхній частині показано зображення СКТ-зрізу, а в нижній - траєкторія $I(n_p)$ профілю інтенсивності $I(I(n_p))$. Дослідженню підлягали фрагменти профілів $I(I(n_p))$ інтенсивності, розташовані біля кордонів медіальних стінок верхньощелепних пазух на відстані близько 60 і 230 елементів зображення по довжині траєкторії $I(I(n_p))$.



Рисунок 4.4 – Початкове томографічне зображення з позначеним профілем інтенсивності $I(I(n_p))$, наведеними в нижній частині рисунка

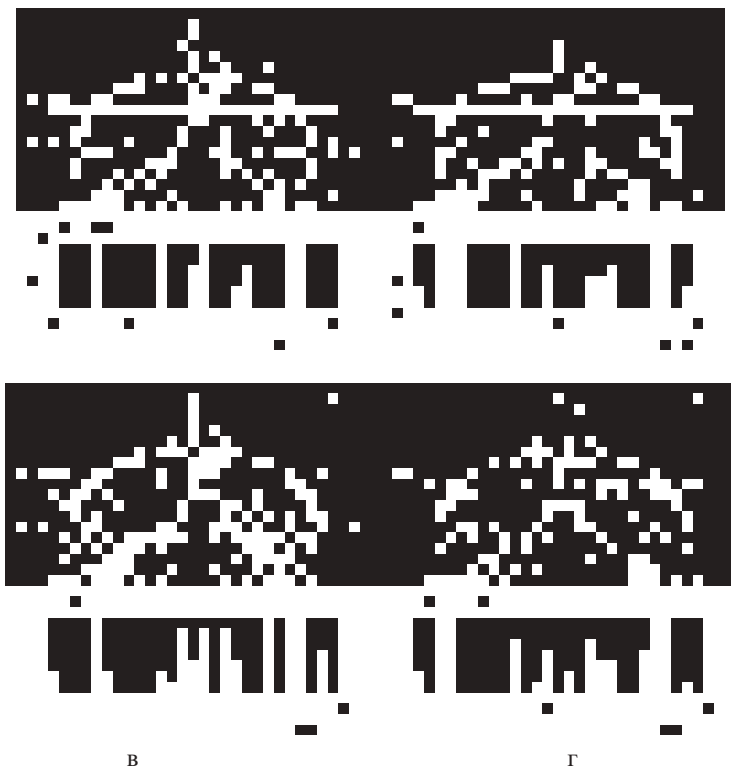


Рисунок 4.5 – Томографічні зображення з позначеними профілями інтенсивності $I(I(n_p))$, наведеними в нижній частині рисунка: для медіанної фільтрації з апертурою вікна $p = 1$ (а) і $p = 2$ (б); в - для Гаусової фільтрації з маскою A_4 ; г - для усереднюючої фільтрації з маскою A_2

Ступінь зміни інтенсивності елементів зображення в процесі обробки візуально можна оцінити шляхом побудови різницевих зображень

$$P(x, y) = a|C(x, y) - B(x, y)| + b, \quad (4.16)$$

де $P(x, y)$ – різницеве зображення абсолютних значень інтенсивності елементів вхідного $B(x, y)$ і обробленого $C(x, y)$ зображень,

a і b - коефіцієнти, які обираються з міркувань комфортного зорового перегляду результуючого зображення.

Чисельно цей параметр можна представити як відношення кількості елементів зі зміненим рівнем інтенсивності $M_{im}(x, y)$ більш ніж на 10% до загальної кількості M_{im} елементів зображення

$$K_{im} = \frac{1}{M_{im}} \sum_{x=0}^{x_{max}-1} \sum_{y=0}^{y_{max}-1} M_{\Delta im}(x, y) \cdot 100\%, \quad (4.17)$$

де значення різницевих функцій зображень $M_{\Delta im}(x, y)$ і $\Delta P(x, y)$ обчислюються за формулами

$$M_{\Delta im}(x, y) = \begin{cases} 1; & \Delta P(x, y) \geq 10\% \\ 0; & \Delta P(x, y) < 10\% \end{cases}, \quad (4.18)$$

$$\Delta P(x, y) = \frac{|C(x, y) - B(x, y)|}{\max(C(x, y) - B(x, y))} \cdot 100\%. \quad (4.19)$$

Значення коефіцієнтів K_{im} для шести розглянутих вище видів фільтрації наведені на рис. 4.6.

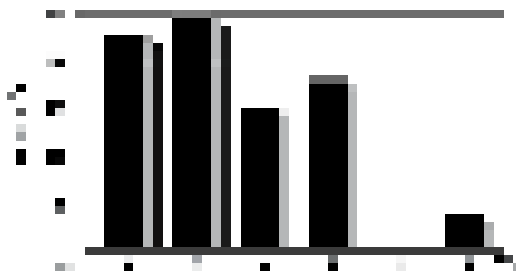


Рисунок 4.6 – Відносне значення кількості змінених елементів об'єктів до загальної кількості елементів зображення: для фільтрів з масками 1-4 (A_1, A_2, A_3, A_4); 5 і 6 - для медіанних фільтрів з параметрами апертури $p=1$ і $p=2$ відповідно

При цьому очевидно, що всі види фільтрації, крім медіанної, призводять до зміни рівнів інтенсивності в неоднорідних областях зображення. Приклади різницевих зображень $P(x, y)$ для деяких розглянутих видів фільтрації наведені на рис. 4.7.

Метод вторинної обробки томографічних зображень повинен забезпечувати придушення імпульсного шуму в однорідних областях зображень і не змінювати значення інтенсивностей елементів зображення на кордонах об'єктів. Тому додатковим емпіричним критерієм якості вторинної обробки може бути кількість K_k змінених елементів зображення на кордонах анатомічних структур.

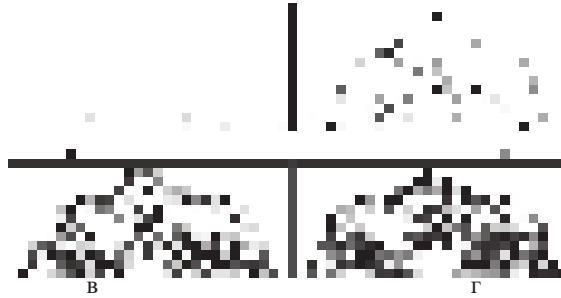


Рисунок 4.7 – Різницеві зображення до і після обробки фільтрами: медіанна фільтрація з апертурою вікна $p = 1$ (а) і $p = 2$ (б), відповідно; в - Гаусова фільтрація з маскою A_4 ; г - усереднюються фільтрація з маскою A_2

Для визначення контурів анатомічних структур проводилось обчислення градієнтних характеристик зображення за формулою (4.4) з шаблонами A_{pv} і A_{pg} - вертикальної і горизонтальних кордонів по Превігту, відповідно

$$A_{pv} = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix}; A_{pg} = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{pmatrix}; G(x, y) = \sqrt{A_{pv}^2 + A_{pg}^2}, \quad (4.20)$$

де $G(x, y)$ – приближене значення градієнта в точці (x, y) .

Далі виконувалися процедури усунення контурів локальних об'єктів з малим периметром і незначними перепадами інтенсивності. Контурне зображення томографічного зрізу, зображеного на рис. 4.4, наведено на рис. 4.8.

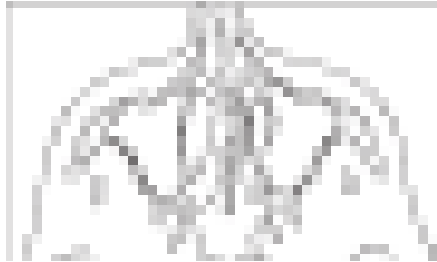


Рисунок 4.8 – Контурне зображення СКТ-зрізу (див. рис. 4.4)

Чисельно параметр K_k можна представити як відношення кількості елементів $M_{\Delta k}(x, y)$ зі зміненим рівнем інтенсивності більш ніж на 10% до загальної кількості M_k контурних елементів зображення (рис. 4.8) і обчислити аналогічно формулам (4.17-4.19) із заміною позначень im на k .

За значеннями параметра K_k , наведеними на рис. 4.9, для розглянутих вище шести фільтрів можна зробити висновок про те, що тільки медіанна фільтрація з параметром апертури $p=1$ практично не змінює інтенсивність граничних елементів анатомічних об'єктів ($K_k = 4,8\%$), процедура медіанної фільтрації з параметром апертури $p=2$ змінює інтенсивність в половині контурних елементів, інші розглянуті види фільтрації повністю змінюють інтенсивність на межах анатомічних об'єктів. Наведені дані є усередненими, отриманими в результаті обробки 2000 зображень СКТ-зрізів з 34 досліджень.

За даними проведених вище досліджень можна запропонувати емпіричний критерій застосовності методів вторинної обробки томографічних зображень, який ґрунтується на максимумі контурної різкості або мінімумі кількості змінених (за інтенсивністю) елементів зображення на границях анатомічних структур ($opt \rightarrow \max(R)$ або $opt \rightarrow \min(K_k)$). Дані критерії можна застосовувати як в комплексі, так і окремо, причому обчислення коефіцієнта контурної різкості за даними профілів інтенсивності технічно значно простіше, ніж формування та аналіз градієнтного зображення через велику кількість контурів з малими протяжностями і величинами перепадів інтенсивності.

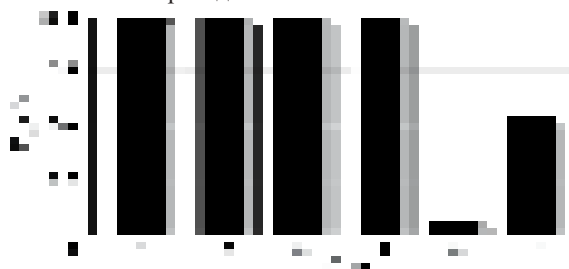


Рисунок 4.9 – Відносне значення кількості змінених контурних елементів об'єктів до сумарної довжини границь: для фільтрів з масками 1-4 (A_1, A_2, A_3, A_4); 5 і 6 - для медіанних фільтрів з параметрами апертури $p=1$ і $p=2$

Низькочастотна фільтрація (як стандартна усереднююча, так і Гаусова) дозволяє придушити високочастотні шумові викиди, але при цьому має ряд недоліків, основними з яких є розмиття границь об'єктів (їх високочастотні складові є корисним сигналом) і мала ефективність придушення імпульсних перешкод в порівнянні з медіанної фільтрацією, повністю усуває локальні викиди інтенсивності при адаптованій до їх площі розмірами апертури фільтра.

На даному етапі метод медіанної фільтрації є найкращою процедурою вторинної обробки інтраскопічних даних за ступенем придушення локальних перешкод і величиною показників, пов'язаних з контурною різкістю анатомічних об'єктів.

4.3. Розробка методу попередньої сегментації внутрішньочерепних структур

Результатом етапу попередньої сегментації внутрішньомозкових структур є розмітка областей, що належать групам об'єктів з подібними значеннями ознак. При цьому області повинні відповідати реальним анатомічним об'єктам і відповідати вимозі однорідності по відношенню до деякого формального критерію. В якості базової ознаки для попередньої сегментації КТ (СКТ)-даних вибирається щільність, вимірювана в числах Хаунсфілда (HU) як відносна величина, що характеризує ступінь поглинання рентгенівського випромінювання в тканинах. Значення чисел HU однозначно визначають характеристику інтенсивності відповідних елементів зображення при виборі вікна візуалізації $W \in [I_{HU \min}, I_{HU \max}]$ [190]. З огляду на те, що повітря відповідають значення $HU = 0$, спинномозковій рідині - $HU = 9 \dots 14$, сірій і білій речовині - $HU = 30 \dots 60$ та кістковим структурам - $HU > 250$, то для сегментації структур в порожнині черепа доцільно вибрати вікно візуалізації з граничними параметрами щільності $[0, 255]$, середнім значенням 128 і дискретністю рівнів $\Delta I_{HU} = 1$. При цьому об'єкти з найбільшою щільністю (кальцифікати і кісткові структури) відображаються світлими, а менш щільні середовища (спинномозкова рідина та повітря) темними ділянками на реконструйованому КТ-зображенні. Далі одиниці HU можуть замінюватися за текстом просто чисельними значеннями інтенсивності. Вихідні томографічні дані, що пройшли попередню обробку, подані відповідно до формули (4.1) у вигляді напівтонової воксельної моделі – тривимірної функції інтенсивності $C(i, j, k)$, заданої в дискретній просторовій області $D ((i, j, k) \in D)$. Коректна реалізація процедури попередньої сегментації можлива при дотриманні наступних умов:

- $C(i, j, k)$ є сумою тривимірних растрових (воксельних) представлень всіх $n_{об}$ об'єктів $C_{n_{об}}(i, j, k)$ і фону $C_{\phi}(i, j, k)$

$$C(i, j, k) = C_1(i, j, k) + \dots + C_{n_{об}}(i, j, k) + C_{\phi}(i, j, k); (i, j, k) \in D; \quad (4.21)$$

- області об'єктів не перекриваються

$$\begin{cases} D_1 \cup D_2 \dots D_{n_{об}} + D_{\phi} = D, \\ D_m \cap D_k = \emptyset, \text{ при } m \neq k, \end{cases} \quad (4.22)$$

причому

$$\begin{cases} C_1(i, j, k) = 1; \text{ при } (i, j, k) \in D_1, C_1(i, j, k) = 0; \text{ при } (i, j, k) \notin D_1, \\ \dots \\ C_{n_{об}}(i, j, k) = 1; \text{ при } (i, j, k) \in D_{n_{об}}, C_{n_{об}}(i, j, k) = 0; \text{ при } (i, j, k) \notin D_{n_{об}}, \\ C_{\phi}(i, j, k) = 1; \text{ при } (i, j, k) \in D_{\phi}, C_{\phi}(i, j, k) = 0; \text{ при } (i, j, k) \notin D_{\phi}, \end{cases} \text{ де}$$

$C_n(i, j, k)$ – бінарні характеристичні функції (бінарні воксельні моделі) n -х об'єктів, що займають відповідні просторові області D_n ,

$C_{\phi}(i, j, k)$ – бінарна характеристична функція фону D_{ϕ} .

Для задач комп'ютерного планування хірургічних втручань часто необхідним є проведення СКТ-ангіографії, що дозволяє при внутрішньовенному введенні рентген-контрастної речовини візуалізувати судини. Тому далі буде розглядатися обробка СКТ-ангіографічних даних. Приклади просторового і площинного відображення вихідних даних СКТ-ангіографії наведено на рис. 4.10.

Процедура попередньої сегментації складається з двох етапів: на першому етапі виконується аналіз інтенсивності окремих елементів об'єму; на другому етапі проводиться розмітка областей з однаковою інтенсивністю, що належать різним анатомічним об'єктам.

Процес аналізу інтенсивності окремих елементів об'єму полягає в побудові гістограми початкового об'єму даних напівтонової воксельної моделі і визначення граничних значень інтенсивності для об'єктів, що мають близькі щільності.



Рисунок 4.10 – Візуалізація вихідних даних СКТ-ангіографії:
 а - просторове відображення СКТ-даних в режимі MIP;
 б - зображення СКТ-зрізу на рівні верхніх дихальних шляхів

Гістограма $G(b)$ отриманого полутонового об'єму являє собою розподіл ймовірностей значень інтенсивності

$$G(b) \equiv \Pr\{C(i, j, k) = b\}, \quad (4.23)$$

де $0 \leq b \leq 255$ – рівні інтенсивності,
 $C(i, j, k)$ – напівтонова воксельна модель.,

Розрахункова формула для побудови гістограми інтенсивностей у відповідності з виразом (4.23) має вигляд

$$G(b) = \frac{1}{I_m \cdot J_m \cdot K_m} \sum_{i=0}^{I_m-1} \sum_{j=0}^{J_m-1} \sum_{k=0}^{K_m-1} f(C(i, j, k)),$$

де

$$f(C(i, j, k)) = \begin{cases} 1; & C(i, j, k) = b; \\ 0; & C(i, j, k) \neq b. \end{cases} \quad (4.24)$$

Вихідна гістограма для напівтонової воксельної моделі, побудована по СКТ-ангіографічним даними, наведена на рис. 4.11, а, і має велику кількість локальних екстремумів. Тому для подальшого аналізу проводилося усереднення гістограми методом ковзаючого середнього по формулі

$$\bar{G}(b) = \begin{cases} \frac{1}{2N+1} \sum_{n=0}^N G(b+n); & 0 \leq b < N; \\ \frac{1}{2N+1} \sum_{n=-N}^N G(b+n); & N \leq b \leq 255-N; \\ \frac{1}{2N+1} \sum_{n=0}^N G(b-n); & 255-N < b < 255, \end{cases} \quad (4.25)$$

де N – параметр усереднення гістограми, що знаходиться в діапазоні від 5 до 9 і підбирається емпірично (в залежності від характеристик вихідного зображення) для отримання прийняттого ефекту згладжування.

Усереднена гістограма $\bar{G}(b)$ (рис. 4.11, б) є мультимодальною з чітко вираженими 5-ю максимумами, які послідовно відповідають областям з інтенсивностями (густиною) повітря, ліквору, мозковій тканині і слизовій оболонці, судин і кісткових об'єктів.

Завдання автоматизованої сегментації зводиться до автоматичного знаходження екстремумів усередненої гістограми і визначенню n граничних значень T_l , що відповідають граничним величинам інтенсивностей об'єктів на напівтонової воксельній моделі. Для знаходження екстремумів на гістограмі вводяться допоміжні величини, рівні усереднених значень рівнів в околицях ліворуч $M_L(l)$ і праворуч $M_R(l)$ від центрального (l -го) елемента

$$M_L(l) = \begin{cases} \bar{G}(l); & l = 0, \\ \frac{1}{p} \sum_{i=1}^p G(l+i); & l \in [1; 255]; \end{cases} \quad (4.26)$$

$$M_R(l) = \begin{cases} \frac{1}{p} \sum_{i=1}^p G(l+i); & l \in [0; 255], \\ G(l); & l = 255; \end{cases} \quad (4.27)$$

де p - параметр додаткового усереднення, що приймає значення

$$p = \begin{cases} 1; & l = 0 \vee l = 255; \\ p = l; & l \in [1; 5]; \\ p = 5; & l \in [6; 250]; \\ p = 255 - l; & l \in [250; 254]. \end{cases}$$

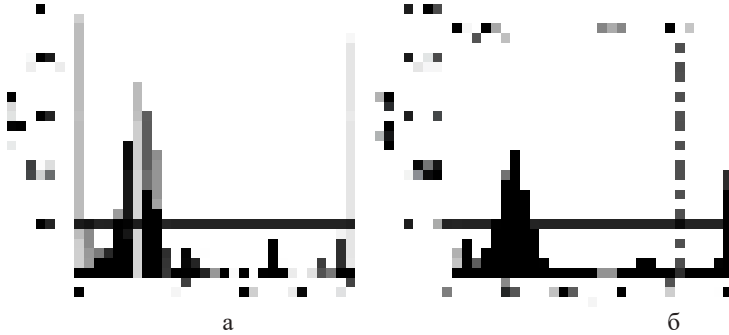


Рисунок 4.11 – Гістограми напівтонової воксельної моделі, зображеної на рис. 4.10: а – вихідна гістограма; б – усереднена гістограма з параметром усереднення $p = 7$

Виходячи з цього, пошук значень максимумів $M(n)$ і їх координат $X(n)$ виконувався згідно з умовою

$$M(n) = \bar{G}(l); \quad X(n) = l; \quad (\bar{G}(l) \geq M_R(l)) \vee (\bar{G}(l) \geq M_L(l)) \quad (4.28)$$

Далі виконувалося знаходження граничних значень $T(i)$ - мінімумів між двома сусідніми максимумами

$$T(j) = x(\min(\bar{G}(l)); \quad l \in (X(j); X(j+1))); \quad i \in (1; N_m - 1), \quad (4.29)$$

де N_m - кількість максимумів на гістограмі,

$x(\min(\bar{G}(l)))$ – координата мінімуму усередненої гістограми.

Потім необхідно сформувати сегментовані бінарні $F(i, j, k, l)$ і узагальнену $f(i, j, k)$ воксельні моделі, які на етапі сегментації позначаються однойменними характеристичними функціями згідно формулі

$$F(i, j, k, l) = \begin{cases} 1; & f(i, j, k) = l; \\ 0; & f(i, j, k) \neq l; \end{cases} \quad (4.30)$$

$$f(i, j, k) = \begin{cases} l; & C(i, j, k) \in [T(l-1); T(l)]; \\ 0; & C(i, j, k) \notin [T(l-1); T(l)]; \end{cases} \quad (4.31)$$

где $T(l)$ – порогові значення з відповідним індексом l , причому $l \in [1; N_m]$

Як видно з рис. 4.14, б, кількість максимумів на усередненій гістограммі дорівнює кількості об'єктів, основні порогові значення $T(1)$, $T(2)$, $T(3)$ и $T(4)$ відповідають мінімумам інтенсивності, а два додаткових $T(0) = 0$ і $T(5) = 255$ приймають крайні значення діапазону інтенсивностей.

Далі необхідно провести логічну фільтрацію зовнішніх, по відношенню до порожнини черепа, об'єктів, яка виконується позрислово шляхом послідовного прямого і зворотного сканування периферійних областей зверху вниз на кожному зрізі до виявлення одного з елементів зображення, яке не відповідає по щільності діапазону $[T(0); T(1)]$.

Далі виконується етап розмітки об'єктів з однаковими інтенсивностями згідно запропонованому алгоритму. При цьому створюється вектор $n(l)$, що містить інформацію про кількість об'єктів з інтенсивністю l , а також функція розмітки узагальненої воксельної моделі $F_R(i, j, k, l) = f(n(l))$, яка приймає значення, відповідні нумерації об'єктів, що мають інтенсивність l . Виконання розмітки об'єктів відбувається шляхом послідовного позрислового перегляду даних бінарних воксельних моделей $F(i, j, k, l)$ і порядкового сканування зверху вниз в площині кожного зрізу та обчислення значень логічного оператора $\Pi(D_3(i, j, k), F(i, j, k, l))$, який забезпечує перевірку наявності в 3-х-мірній зв'язкової області D_3 з центром в точці (i, j, k) вже переглянутих об'єктів в точках з координатами

$$\begin{aligned} & (i-1, j-1, k-1), (i, j-1, k-1), (i+1, j-1, k-1), \\ & (i-1, j, k-1), (i, j, k-1), (i+1, j, k-1), \\ & (i-1, j+1, k-1), (i-1, j+1, k-1), (i+1, j+1, k-1), \\ & (i-1, j, k), (i-1, j-1, k), (i, j-1, k), (i+1, j-1, k). \end{aligned}$$

На рис. 4.12 елементи даних з наведеними вище координатами позначені символом x . Результатом роботи оператора $F_R(i, j, k, l)$ є кількість $\Pi.N(l)$ виявлених заздалегідь розмічених об'єктів з інтенсивністю l у зв'язкової області D_3 . У разі, коли значення бінарної характеристичної функції в центральній точці дорівнює 1 ($F(i, j, k, l) = 1$) і в зв'язкової області D_3 відсутні заздалегідь

розмічені об'єкти ($\Pi.N(l) = 0$), то центральна точка відзначається як точка, що належить новому об'єкту ($n(l) = n(l) + 1$), якщо у зв'язковій області D_3 присутній тільки один заздалегідь розмічений об'єкт ($\Pi.N(l) = 1$), то центральній точці присвоюється індекс вже розміченого об'єкта, якщо більше одного заздалегідь розміченого об'єкта ($\Pi.N(l) > 1$), то виконується процедура злиття об'єктів – рекурсивного перевизначення всіх значень елементів $F_R(i, j, k, l)$ до виконання однорідності даних в зв'язковій області D_3 згідно з розробленим алгоритмом.

Далі виконується алгоритм усунення вироджених об'єктів, що мають нульову площу. При цьому площа об'єктів обчислювалася як кількість елементів, що належать кожному об'єкту. Далі проводилася процедура перевизначення (*renum* ()) об'єктів для виключення зі списку об'єктів, що мають нульову площу, формуються результуючі кількості об'єктів $p(l)$, характеристичні функції $F(i, j, k, l)$ бінарних воксельних моделей і розмітки $F_R(i, j, k, l)$ узагальненої воксельної моделі.

На рис. 4.13 представлені результати попередньої багатозначної сегментації анатомічних структур томографічного зрізу, представленого на рисунку 4.10, б: вихідне зображення багатозначної характеристичної функції $f(i, j, k)$ наведено на рис. 4.13, а; результуюче зображення багатозначної характеристичної функції $f(i, j, k)$ після морфологічної обробки для усунення ізольованих об'єктів малої площі наведено на рис. 4.13, б. Графічний висновок об'єднаних даних вихідного і сегментованого зображення виконується в режимі візуалізації 2,5D.

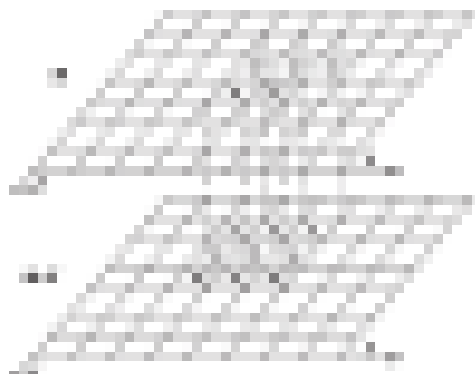


Рисунок 4.12 – Ілюстрація елементів даних що переглядаються (x) у 3-х мірній околиці $D_3(C)$ точки C при обчисленні значень логічного оператора $\Pi(D_3(C), F(C, l))$

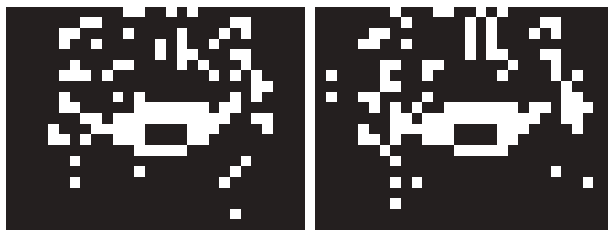


Рисунок 4.13 – Результати попередньої багатозначної сегментації зображення СКТ- зрізу, наведеного на рис. 4.10, б: а – вихідне зображення багатозначної характеристичної функції; б – зображення багатозначної характеристичної функції після морфологічної обробки

4.4. Розробка методу автоматизованої сегментації носових проходів

Поширення повітря у верхніх дихальних шляхах представляється аеродинамічними процесами тільки в носових проходах, як було показано в розд. 2.5. Тому основним завданням при розробці геометричних моделей для дослідження аеродинамічних характеристик повітряного потоку в верхніх дихальних шляхах є автоматизована сегментація носових проходів без врахування суостій придаткових пазух носа. Результати попередньої сегментації повітряносних порожнин верхніх дихальних шляхів згідно з розробленими вище алгоритмам для одного з аксіальних СКТ-зрізів наведено на рис. 4.14, а. При цьому відображається бінарна характеристична функція $F(i, j, k, 1)$ (4-й параметр, рівний 1, показує, що сегментують повітрявмістні структури).

Далі виконується формування багатозначною функції розмітки виявлених об'єктів $F_R(i, j, k, 1)$ згідно з розробленими алгоритмами логічна фільтрація об'єктів за величиною їх площі $S(1, F_R(i, j, k, 1))$. При цьому, на кожному зрізі усуненню підлягають ізольовані об'єкти, які мають площу менше 50 мм^2 (рис. 4.14, б).

Наступним етапом є автоматизоване визначення розташування суостій придаткових пазух носа, зображення яких на окремих зрізах, розташованих на рівнях відповідних носових ходів, перешкоджають ізольованій сегментації безпосередньо носової порожнини. Основною гіпотезою при цьому є апріорні відомості про те, що на аксіальних томографічних зрізах довжина носових ходів максимальна в порівнянні з іншими об'єктами, порівнянними за площею. При цьому для бінарної характеристичної функції F СКТ-зрізів з початковим і кінцевим індексами k_S і k_E , відповідно, виконується n_i ітерацій операція морфологічної ерозії

$$F - S = \{F(i, j, k, 1) | F(i, j, k, 1) + s(i, j) \in F(i, j, k, 1) \forall s(i, j) \in S\}, \quad (4.32)$$

где S – елемент виду що структурує

$$S = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}. \quad (4.33)$$

В результаті застосування операції ерозії всі об'єкти, менші за площею, ніж елемент що структурує (4.33), видаляються, а об'єкти, з'єднані тонкими перемичками стають роз'єднаними (рис 4.15, а і б), де замість з'єднаних об'єктів утворюються три роздільні повітроносні порожнини). При цьому розміри всіх об'єктів зменшуються на величину (в елементах зображення), що дорівнює подвоєному параметру апертури елемента що структурує. Кількість ітерацій n_i задається виходячи з апіорних даних про розміри соустій і знаходиться в діапазоні від 2 до 4, що відповідає середнім діаметрами соустій з розмірністю в [мм].

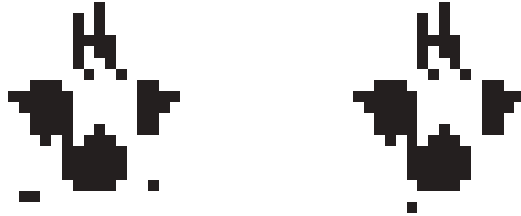


Рисунок 4.14 –Результати сегментації повітроносних порожнин на зображенні аксіального СКТ-зрізу: а - зображення після попередньої порогової обробки; б - зображення після логічної фільтрації об'єктів з малою площею

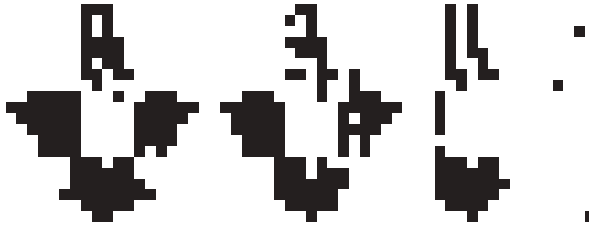


Рисунок 4.15–Результати сегментації носових проходів на зображенні аксіального СКТ-зрізу: а – вихідне з розміткою носових проходів і лівої верхньощелепної пазухи; б –повітроносних порожнин верхніх дихальних шляхів після операції ерозії з розміткою носових проходів і верхньощелепних пазух; в – носових проходів після морфологічного нарощування; г - контурів носових проходів

Далі виконується побудова характеристичної функції розмітки $F_R(i, j, k, 1)$ даних, знаходження кількості виявлених об'єктів N_S , визначення

максимального вертикального розміру $L_p = \max(l(n_s))$ для об'єктів $n_s \in [1..N_s]$ і номера m відповідного об'єкту, який і буде анатомічно відповідати носовим ходам. Потім виконується процедура *Renum* (m) для перепозначенню елементів зображення, відповідних носовій порожнини, а також операція нарощування областей (рис. 4.15, в)

$$F \oplus S = \bigcup_{F(i,j,k,l) \in F} S_F, \quad (2.34)$$

де S – елемент що структурує (4.33) з подальшим просторовим диференціюванням (рис. 4.15, г) відповідно до виразу (4.20).

Отримані дані використовуються далі для визначення геометричних параметрів носових ходів.

Якість процедури сегментації оцінювалася за ступенем відповідності бінарних характеристичних функцій, отриманих в ході автоматизованої обробки і при інтерактивній вказівці фахівцем, та візуально шляхом побудови різницевих зображень аналогічно формулі (4.16). Чисельна оцінка ефективності сегментації, наприклад, за величиною середньоквадратичної помилки, є складною для порівняльного аналізу із-за великого розкиду значень при роботі з різними зображеннями.

4.5. Розробка моделі представлення інтраскопічних даних в системах комп'ютерного моделювання хірургічних втручань

Для візуалізації томографічних даних, що представляють собою 3-х мірний масив значень інтенсивності відповідно до виразу (4.1), найбільш відповідної за принципом зберігання даних є воксельна модель, яку можна уявити як скалярне поле (scalar field) - відображенням досліджуваної просторової області у вигляді дискретної скалярної функції, визначеної в просторі трьох незалежних змінних

$$V(i, j, k) \equiv V(x_i, y_j, z_k), \quad (4.51)$$

де

$$\begin{aligned} x_i &= x_0 + i\Delta x, \\ y_j &= y_0 + j\Delta y, \\ z_k &= z_0 + k\Delta z. \end{aligned}$$

Масив $V(i, j, k)$ є об'ємною множиною даних (volumetric data set). Кожне значення $V(i, j, k)$ можна вважати результатом усереднення величини скалярного поля у правильному паралелепіпеді зі сторонами $\Delta x, \Delta y, \Delta z$, центр якого знаходиться в точці (x_i, y_j, z_k) . При цьому область простору що розглядається поділяється на елементарні обсяги, фактично методом тривимірної дискретизації, причому кожен елемент обсягу - воксел (від voxel – volume element) геометрично характеризується координатами і розмірами, а

також одним або декількома скалярними значеннями в залежності від типу яких виконується класифікація воксельних моделей [230].

Для завдань комп'ютерного моделювання хірургічних втручань доцільно використовувати модифіковану узагальнену воксельну модель, яка містить дані як про інтенсивність елементів об'єму, так і відомості про їх належність до певних анатомічних структур, а також додаткові характеристики (ідентифікатори), наприклад, ступеня ризику пошкодження функціональних областей, фізичні властивості і т.д. Причому для зберігання перерахованих вище даних пропонуються спеціальні структури - графічні буфери (G-буфери – Graphic buffers) RGB, H (характеристичний) і ID (ідентифікаційний), відповідно. Такий вид представлення об'ємних даних може відповідно називатися інформаційною воксельною моделлю для комп'ютерного планування оперативних втручань.

Розглянемо принципи подання та зберігання даних в інформаційній воксельній моделі для комп'ютерного хірургічного планування (рис. 4.16). Модель складається з даних вихідної напівтонової воксельної моделі, на основі яких формуються бінарні воксельні моделі окремих анатомічних об'єктів, а так же блоків формування узагальненої і ідентифікаційної воксельної моделей. Стандартна воксельна модель згідно з формулою (4.51) задає дискретний просторовий об'єкт з точністю, яка визначається здатністю 3-х мірного масиву (розмірами вокселів $\Delta x, \Delta y, \Delta z$) і є структурованою множиною даних (structured data set), оскільки при його зберіганні не вимагається інформація про розміщення кожної вибірки в просторі. Спочатку напівтонова і бінарні воксельні моделі є структурованими, причому бінарні воксельні моделі спочатку формуються в блоці H_S як структуровані $(H_{S_1}, H_{S_2}, \dots, H_{S_n})$, де позначає загальну кількість відображуваних анатомічних об'єктів.

З огляду на те, що більшість внутрішньомозкових об'єктів має малу площу (до 1000 елементів зображення) і розташоване, в середньому, не більше ніж на 50 зрізах, доцільно зберігати дані бінарних воксельних моделей в координатних буферах H_C , де для кожного вокселю, що має середнє арифметичне значення характеристичної функції, будуть записуватися тільки його три двобайтові координати (i, j, k) .

При цьому об'єм пам'яті, необхідний для зберігання даних воксельної моделі в координатному буфері, буде в середньому в 170 разів менше, ніж в структурованому. Якщо для бінарної воксельної моделі використовувати однібітове кодування, то виграш від застосування структурованого буфера зменшується, проте все одно становить більше ніж 20 разів. Аналогічне перетворення моделей зберігання даних застосовується також і для ідентифікаційного буфера, куди надходять дані функціонального картування для формування додаткової інформації на основі об'єктів бінарних воксельних моделей. Модуль управління режимом виведення за командами фахівця виробляє вибір візуалізуємої моделі (H_S, ID_S – бінарних структурованих, $H_{S\Sigma}$ і $ID_{S\Sigma}$ – узагальненої та ідентифікаційної воксельних моделей, відповідно).

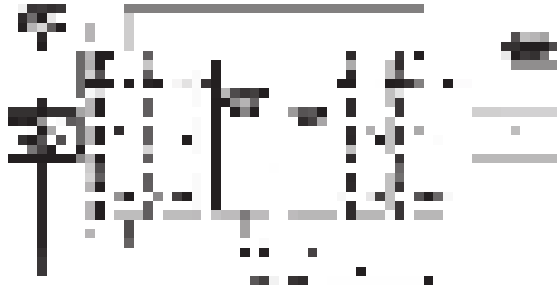


Рисунок 4.16 – Структура перетворення даних в інформаційній воксельній моделі для комп'ютерного планування ринохірургічних втручань

Незалежно від виду конкретної моделі представлення об'єму при візуалізації кожного вокселя виконується процедура графічного виводу

$$Voxel_output(i, j, k, \Delta x, \Delta y, \Delta z, r, g, b, \alpha_c), \quad (4.52)$$

де i, j, k – дискретні координати вокселю (однієї з його базових вершин),

$\Delta x, \Delta y, \Delta z$ – розміри вокселю за відповідними осями координат,

r, g, b – кольорні складові рівня інтенсивності в системі RGB ,

α_c – ступінь прозорості вокселя (α -канал).

Таким чином, наприклад, для відображення узагальненої воксельної моделі по шаровим томографічним даними необхідно визначити кількість зрізів, розміри зображення, діапазон рівнів інтенсивності що візуалізуються, а також координати, розміри, колір і ступінь прозорості елементів об'єму що виводяться.

Для виконання стандартних процедур 3-х мірної візуалізації в роботі використовується прикладний програмний інтерфейс API OpenGL, що забезпечує виконання таких базових функцій, як опис примітивів і їх атрибутів, управління видовими параметрами і геометричними перетвореннями.

При безпосередній візуалізації об'ємних даних доцільно застосовувати модифікований метод буфера глибини, який за рахунок зберігання додаткової інформації про ідентифікацію, ступеня прозорості та врахування інтенсивності елементів, що знаходяться на промені проектування, буде виконувати графічний вивід.

При воксельній візуалізації (рис. 4.17) відображаються з заданим рівнем деталізації внутрішні анатомічні структури голови, такі як кістки, повітроносні порожнини, судини, м'які тканини, шлуночки, сіра і біла речовина, а також шлуночки головного мозку. Причому різним анатомічним структурам в узагальненій воксельній моделі відповідають свої рівні інтенсивності або кольору в режимі відображення з псевдозабарвленням (рис. 4.18, а) або візуалізація виконується в режимі напівпрозорості навколишніх тканин (рис. 4.18, б).

Для апроксимації поверхонь анатомічних об'єктів використовуються вершини зовнішніх граней (прямокутників) їх граничних вокселів. Дали

виконується процедура триангуляції - перетворення отриманої полігональної області зі складною конфігурацією в набір трикутників. Вибір трикутників як графічних примітивів пояснюється тим, що трикутник є найпростішим полігоном, вершини якого однозначно задають грань, а також меншою обчислювальною складністю алгоритмів розбиття і візуалізації, які в більшості сучасних графічних станцій реалізуються апаратно.

Графічний вивід, фактично заданих полігонами анатомічних даних в API OpenGL, доцільно проводити за допомогою команди `GL_TRIANGLES`, яка виконує вивід серії трикутників, що задаються використовуючи трійки вершин (v_0, v_1 і v_2), (v_3, v_4 і v_5) і т.д. Перевагою команди є відсутність умови на наявність трикутників із загальними вершинами, хоча через дублювання інформації про координати загальних вершин пам'ять використовується нерационально.



Рисунок 4.17 – Ілюстрація воксельної візуалізації СКТ-даних: а – просторове відображення голови в проекції, близькою до сагітальної; б – віртуальний частковий розріз головного мозку на рівні третього шлуночка

Проведемо оцінку кількості трикутників N_t , необхідних для виведення моделі поверхні черепа. З огляду на те, що середній діаметр черепа становить $d_{\text{ч}} \approx 160$ мм, а розміри вокселів в площині зрізу складають $\Delta_{x,y} = 0,5$ мм, то кількість вокселів, що припадають на поверхню черепа, становить близько 1000 на кожному зрізі.

Так як кожен зовнішній грань вокселя можна уявити 2-ма трикутниками, а кількість томографічних зрізів = 200, то при побудові моделі поверхні черепа виконується побудова близько 400000 трикутників за формулою

$$N_i \approx 2 \cdot \pi \cdot d_q \frac{n_z}{\Delta_{x,y}}$$

що дозволяє приблизно оцінити кількість графічних примітивів при триангуляції поверхні черепа. При візуалізації воксельного об'єму для черепа (без внутрішньої структури) необхідно виводити близько 1,2 млн полігонів, а при візуалізації повної воксельної моделі голови близько 30 млн полігонів, при поданні яких трикутниками їх кількість необхідно помножити на 2. Приклад візуалізації поверхні голови внаслідок триангуляції вихідних воксельних даних наведено на рис. 4.19, де відображені каркасна модель (а), по якій чітко видно структуру геометричних примітивів, і полігональна модель із затіненою поверхнею (б).

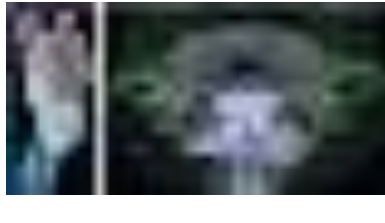


Рисунок 4.18 – Приклади візуалізації узагальнених воксельних моделей: а – узагальнена воксельна модель верхніх дихальних шляхів в режимі псевдозабарвлення окремих анатомічних об'єктів; б – узагальнена воксельна модель голови з відображенням порожнини носа і придаткових пазух в режимі напівпрозорості навколишніх тканин

Так як кожен зовнішній грань вокселя можна уявити 2-ма трикутниками, а кількість томографічних зрізів = 200, то при побудові моделі поверхні черепа виконується побудова близько 400000 трикутників за формулою

$$N_i \approx 2 \cdot \pi \cdot d_q \frac{n_z}{\Delta_{x,y}}$$

що дозволяє приблизно оцінити кількість графічних примітивів при триангуляції поверхні черепа. При візуалізації воксельного об'єму для черепа (без внутрішньої структури) необхідно виводити близько 1,2 млн полігонів, а при візуалізації повної воксельної моделі голови близько 30 млн полігонів, при поданні яких трикутниками їх кількість необхідно помножити на 2. Приклад візуалізації поверхні голови внаслідок триангуляції вихідних воксельних даних наведено на рис. 4.19, де відображені каркасна модель (а), по якій чітко видно структуру геометричних примітивів, і полігональна модель із затіненою поверхнею (б).

Однак за допомогою методів візуалізації поверхні можна тільки візуалізувати оболонку об'єкта без відображення його внутрішньої структури, що може застосовуватися тільки при віртуальному моделюванні пластичних реконструктивних втручань, що оцінюють геометричні параметри форми поверхні коректованих або анатомічних об'єктів що реконструюються, а також

для завдання об'єктів віртуального операційного середовища - моделей хірургічного обладнання.

Для багаторакурсної візуалізації просторових моделей застосовувалися афінні перетворення координат об'єктів

$$\begin{cases} X = Ax + By + Cz + D; \\ Y = Ex + Fy + Gz + H; \\ Z = Kx + Ly + Mz + N, \end{cases}$$

де A, B, \dots, N – константи, (x, y, z) і (X, Y, Z) – координати об'єктів до і після перетворення, відповідно.

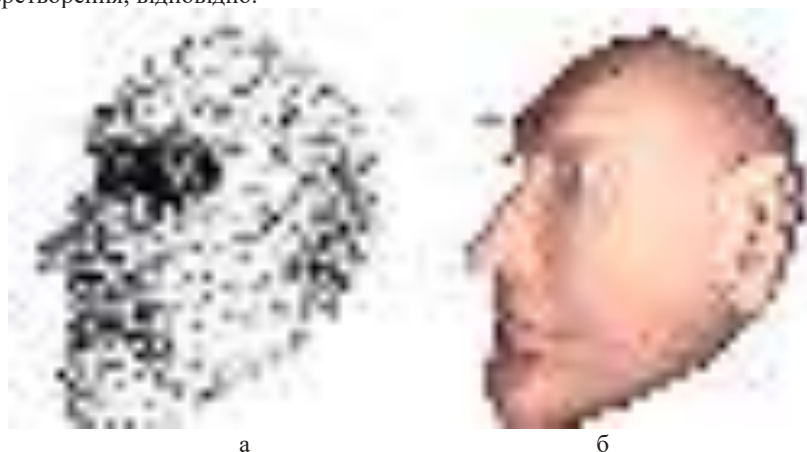


Рисунок 4.19 – Ілюстрація візуалізації поверхні голови в результаті триангуляції вихідних воксельних даних: а –каркасна полігональна модель; б – полігональна модель із затіненою поверхнею

При обчисленнях використовувалася матрична форма подання перетворень в однорідних координатах, як найбільш обчислювально-оптимальна для сучасних графічних програмно-апаратних засобів.

4.6. Обґрунтування структурних модулів підсистеми обробки і відображення інтраскопічних даних анатомічного картування

Виходячи з розглянутих задач, підсистема обробки і відображення інтраскопічних даних анатомічного картування повинна включати в себе наступні модулі (рис. 4.20):

- модуль зберігання даних анатомічного картування, який одержує і зберігає вхідні діагностичні дані від системи інтраскопічної діагностики, а також додаткову інформацію про діагностичні зображення, таку як тип протоколу

обстеження, параметри вікна візуалізації, відомості про можливості мультимодального сполучення наборів вхідних зображень і т.д. ;

- модуль вторинної обробки та аналізу даних, в якому виконується попередня обробка інтраскопічних зображень, спрямована на усунення локальних перешкод, а також первинна сегментація і розмітка елементів зображень, що належать анатомічним структурам;

- модуль візуалізації в режимі 2D, що виконує візуалізацію окремих томографічних зрізів з можливістю вибору віконних функцій відображення інтенсивності;

- модуль візуалізації мультіпланарних реконструкцій, що дозволяє відображати зображення томографічних зрізів в площинах, які не паралельні базовій площині томографічного сканування;

- модуль візуалізації в режимі 2,5D, що виконує поєднане відображення вхідних томографічних зображень і даних графічних G-буферів, в яких містяться значення бінарних характеристичних функцій окремих анатомічних структур;

- модуль формування 3D моделі представлення даних, в якому виконується вибір і побудова моделі просторового (воксельного або поверхневого) відображення даних інтраскопічного картування;

- модуль 3D обробки даних, що включає в себе методи просторової фільтрації і сегментації даних, а також формування структурованих і координатних буферів для побудови і зберігання інформаційної моделі представлення інтраскопічних даних комп'ютерного хірургічного планування;

- модуль візуалізації поверхонь, в якому виконується побудова полігональних поверхонь анатомічних структур;

- модуль об'ємної візуалізації, в якому виконується відображення воксельних (напівтонової, бінарних, узагальненої і ідентифікаційної) моделей представлення інтраскопічних даних комп'ютерного хірургічного планування.

При цьому необхідно враховувати чіткий просторово-функціональний розподіл структурних модулів підсистеми обробки і відображення даних анатомічного картування від компонент системи інтраскопічної діагностики, яка за допомогою модуля реєстрації даних (наприклад, томографічної установки) отримує набір діагностичних зображень від пацієнта і після виконання первинної попередньої обробки виконує візуалізацію діагностичної інформації.

Таким чином, запропоновано емпіричний критерій застосовності методів вторинної обробки томографічних зображень, який ґрунтується на максимумі контурної різкості або мінімумі кількості змінених (за інтенсивністю) елементів зображення на границях анатомічних структур. Обчислення коефіцієнта контурної різкості за даними профілів інтенсивності технічно значно простіше, ніж формування та аналіз градієнтного зображення через велику кількість контурів з малими протяжностями і величинами перепадів інтенсивності. При цьому в якості методу вторинної обробки інтраскопічних зображень найкращим є метод медіанної фільтрації, що володіє найкращими показниками за ступенем придушення локальних перешкод і збереження контурної різкості анатомічних об'єктів.

Створені алгоритми автоматизованої сегментації внутрішньочерепних структур на СКТ-зображеннях дозволяють за рахунок застосування процедур поелементної пост-обробки бінарних характеристичних функцій, отриманих пороговим методом, забезпечити усунення локальних артефактів і розмітку анатомічних структур в автоматичному режимі.

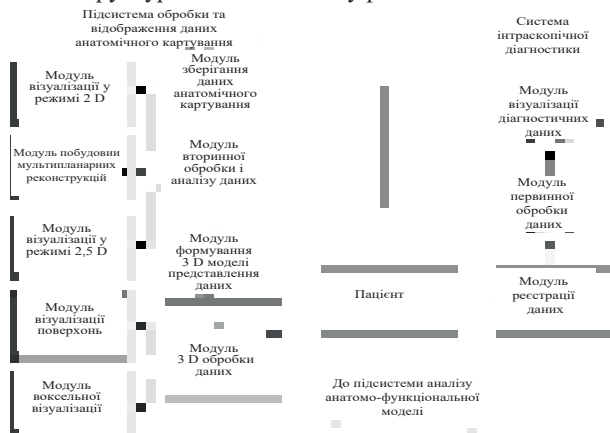


Рисунок 4.20 – Структурна схема підсистеми обробки і відображення інтраскопічних даних анатомічного картування

Розроблений алгоритм сегментації носових проходів заснований на проведенні послідовності морфологічних операцій, спрямованих на усунення соустьї (діаметром до 3-х мм) придаткових пазух носа, які не беруть участі в аеродинамічних процесах в носовій порожнині, і може бути адаптований для усунення зображень інших локальних анатомічних структур з відомими геометричними характеристиками.

Розроблено інформаційну модель представлення даних для проведення комп'ютерного планування хірургічних втручань, яка характеризує дискретну просторову операційну область і представляє собою структуру ідентифікаційних графічних G-буферів, що включає узагальнену воксельну модель, яка містить інформацію про приналежність виділених елементів об'єму до певних анатомічних структур, і додаткові характеристики (ідентифікатори об'єктів), наприклад, дані функціонального картування, фізичні властивості і ступінь ризику пошкодження функціональних областей. Модель може представлятися в структурованому (для візуалізації) або координатному (для зберігання) видах в залежності від етапу комп'ютерного хірургічного планування.

Просторову візуалізацію додаткової діагностичної інформації доцільно виконувати в режимах 2,5D і 3,5D, що дозволяє наочно відобразити фізичні процеси в носовій порожнині і виконати анатомо-функціональне картування верхніх дихальних шляхів.

5. РЕАЛІЗАЦІЯ ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНИХ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ В ЗАДАЧАХ АНАЛІЗУ МАГНІТО- ТА ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНИХ І АУДИОЛОГІЧНИХ ДАНИХ

5.1. Технології аналізу магнітокардіографічних даних на основі двохвмірної візуалізації вирішення оберненої задачі магнітостатики

Безпосереднім результатом попередньої обробки даних є 36 магнітокардіографічних кривих, розташованих у точках спостереження - вузлах перетину прямокутної сітки, що має прив'язку до анатомічних орієнтирів грудної клітки. На початковому етапі розвитку магнітокардіографії методи її аналізу копіювали методи аналізу електрокардіограм, без змін використовувалась номенклатура назв зубців, сегментів та інтервалів, розроблена для аналізу ЕКГ. Проте аналіз окремих МКГ кривих не дозволяє побачити основну перевагу магнітокардіографії – високу чутливість до змін у розподілі густини струму. Тому наступним етапом аналізу та інтерпретації МКГ-даних стали методи, тісно пов'язані з створенням сучасних інтелектуальних технологій [193,194,195].

Для просторової фіксації даних під час МКГ-дослідження використовують точки спостереження – вузли перетину квадратної сітки, що має прив'язку до анатомічних орієнтирів грудної клітки. Оскільки кількість вузлів обмежена, для локалізації зон патологічної активності міокарда і для побудови миттєвих карт розподілу індукції магнітного поля серця проводиться гладке заповнення і інтерполяція функції двох змінних у точках поза стандартними вузлами сітки. Іншими словами, на основі 36 синхронних усереднених МКГ-кривих за допомогою алгоритмів двовірної інтерполяції будуються миттєві еквііндукційні карти розподілу магнітного поля. Далі за допомогою алгоритму вирішення «оберненої задачі», еквііндукційні карти розподілу магнітного поля можуть бути перетворені в миттєві карти розподілу векторів густини струмів (ВГС). Принциповою новизною запропонованого аналізу МКГ даних є використання нового методичного підходу – проведення оцінки динаміки змін густини струму протягом кардіоциклу за допомогою карт, послідовно розташованих у часі (динамічне картування). Такий підхід дозволив виділити ряд нових МКГ показників, які, з одного боку, мають зрозумілий електрофізіологічний сенс, а з іншого - дозволяють виключити вплив на результати досліджень технічних та конструктивних особливостей використаної МКГ системи внаслідок аналізу відносних величин [195-202]

На наступному етапі проводиться аналіз динаміки виділених параметрів ВГС в обраних часових інтервалах кардіоциклу (QRS, ST-T, T_{a-e}) з кроком у 4-10 мілісекунд.

Миттєві карти ВГС та набори таких карт протягом інтервалів кардіоциклу і є основним діагностичним зображенням та об'єктом аналізу в магнітокардіографії. Кожна окрема карта, а тим більше набір карт протягом певної фази кардіоциклу, містить багатосторонню інформацію. Тому для повного використання можливостей методу для аналізу потрібно застосовувати не єдиний показник, а їх сукупність.

Аналіз просторової структури карти заснований на понятті «належного» напрямку. Для кожного вектора щільності струму відомий нормальний напрямок, тобто сектор в рамках кругової діаграми від 0° до 180° і від -180° до

0°, яка застосовується в ЕКГ, при попаданні в який напрямок даного вектора вважають нормальним, тобто «належним». При цьому «належний» напрямок має чітку прив'язку до інтервалу кардіоциклу, якому належить дана карта.

Так, протягом реполяризації шлуночків (від точки J до кінця зубця Т) «належним» є напрямок в секторі 10°-80°. Відомо, що під час деполяризації шлуночків збудження послідовно охоплює міжшлуночкову перегородку, передньо-верхівкову ділянку, бічну стінку, задньо-нижню область лівого шлуночка. Для кожної з цих фаз деполяризації є власний «належний» напрямок векторів щільності струму (рис.10). Кількісним вираженням такого виду аналізу є нормований на 100% показник аномальності (Abnormality Index - AI), тобто відношення суми довжин векторів, спрямованих у правильному, «належному» для кожного моменту часу напрямку до суми довжин векторів, які мають відмінний від «належного» напрямок. З електрофізіологічної точки зору цей показник відображає співвідношення величин потоку іонів, що течуть в «належному» напрямку і в напрямку, відмінному від «належного».

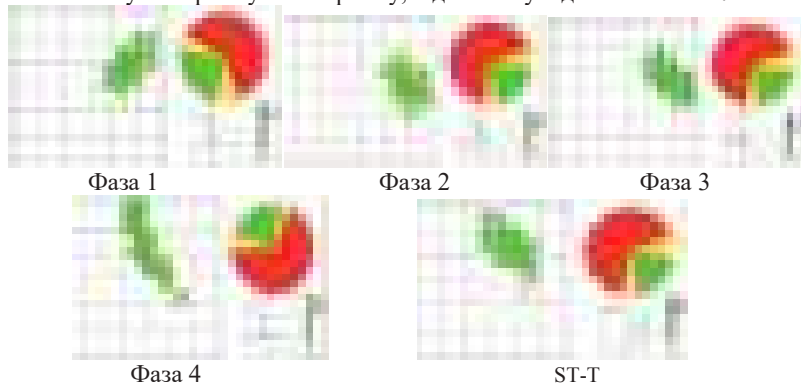


Рисунок 5.1 - Карти розподілу ВГС здорового волонтера (зліва) та кругові діаграми (справа) деполяризації: міжшлуночкової перегородки (фаза 1), передньої стінки та верхівки ЛШ (фаза 2), бокової стінки ЛШ (фаза 3), базальних відділів міокарда (фаза 4), а також реполяризації шлуночків (ST-T)

Наступним етапом аналізу є оцінка процесів де- і реполяризації шлуночків у цілому. Розраховуються середні значення AI протягом комплексу QRS $AI_{QRS_{total}}$ та інтервалу ST-T $AI_{ST-T_{total}}$. Інтегральні показники $AI_{QRS_{total}}$ і $AI_{ST-T_{total}}$ відображають відповідність напрямку переміщення потоку електричних зарядів фізіологічній нормі, а також просторову (регіональну) гомогенність міокарда у кожний момент часу, що аналізується, в цілому протягом де- та реполяризації, відповідно. З іншого боку, ці показники, напевно, відображають зміну глибини залягання зони максимальної електричної активності [200-207].

Крім цього, для оцінювання особливостей складної просторової структури сумарної карти РГС протягом ST-T інтервалу розроблений напівкількісний показник, заснований на візуальному аналізі структури. Під особливостями просторової структури карти розуміють кількість, відносну інтенсивність,

взаємне розміщення зон найбільшої електричної активності (тобто груп найбільш довгих векторів). На підставі створеного раніше атласу карт РГС, в останні роки істотно доповненого і переробленого, надається бальна оцінка ступеню карти РГС в залежності від її типовості для ішемії міокарда. Цей показник має назву $MAP_{\text{тип}}$. До просторових показників відноситься також відношення величин сумарного струму на вершинах зубців R і T - R/T_{current} .

Інша група показників призначена для оцінки однорідності процесу реполяризації – подібність просторової структури карт і гладкість кривої сумарної величини струму (тобто кривої, що складається з арифметичних сум значень усіх векторів щільності струмів для кожної миттєвої карти протягом досліджуваного інтервалу).

Для кількісної оцінки однорідності просторової структури карт у часі розраховується коефіцієнт кореляції (подібності) - C_{cor} між усіма картами протягом ST-T інтервалу. Для оцінки гладкості кривої змін сумарної величини струму аналізується форма цієї кривої. Визначається тривалість (y % до загальної тривалості інтервалу ST-T) ділянки цієї кривої від її початку до точки перегину, тобто до моменту початку її монотонного зростання (A_{dur}).

Чим вище значення C_{cor} і нижче значення A_{dur} , тим більш подібні одна на одну карти ВГС всередині інтервалу ST-T та тим вище гомогенність процесу реполяризації в цілому. Зменшення значень C_{cor} та збільшення A_{dur} майже завжди відбуваються за рахунок початкової частини сегмента ST. Тривалість однієї початкової ділянки відповідає часу, протягом якого деякі ділянки міокарда знаходяться в більш пізній фазі трансмембранного потенціалу дії порівняно з сусідніми ділянками. Іншими словами, тривалість цієї ділянки відображає ступінь регіональної гетерогенності реполяризації.

Нарешті досліджується крива залежності в часі коефіцієнта кореляції поточної карти з картою на вершині зубця R протягом комплексу ORS. Іншими словами, визначається ступінь подібності кожної поточної карти з картою на вершині зубця R, тобто з картою, в якій величина сумарного струму найбільша. Розраховується коефіцієнт кореляції між усіма картами протягом комплексу QRS - C_{corQRS} . Також аналізується форма кривої залежності коефіцієнта кореляції поточної карти з картою на вершині зубця R. У нормі ця крива має 3 характерні точки перегину (рис.11,а) - між першими фазами деполяризації, 2-ю і 3-ю фазами, а також 3-ю і 4-ю фазами. При патології ці точки, особливо 1 і 3 згладжуються або повністю відсутні (рис.5.2). Цей показник названий нами $FormCorQrs$.

В основі розрахунку наведеної сукупності часових та просторових ознак лежить ключова електрофізіологічна концепція – збільшення електричної неоднорідності (гетерогенності) міокарда при виникненні в ньому патологічних процесів, наприклад, ішемії [204, 207, 211].

Метою використання будь-якого діагностичного параметра є формулювання клінічнозначущого діагностичного висновку, тобто:

а) рішення про наявність чи відсутність патологічного процесу;

б) у випадку наявності процесу – визначення ступеня його тяжкості.

Логічно, що сукупність ознак має більш високу діагностичну точність, ніж окрема ознака.



Рис.5.2 - Криві залежності коефіцієнта кореляції поточної карти з картою на вершині зубця R: а) у здорового волонтера; б) у хворого з обширним ІМ

Таким чином, постає завдання формування з сукупності параметрів єдиного комплексного показника, який синтезує в собі різні аспекти інформації, що міститься в кожному окремому показникові. Такий показник може бути створений на основі методу лінійного дискримінантного аналізу (ЛДА). В результаті автоматично будується дискримінантна функція. Якщо значення функції більше порогового (як правило нуль), результати МКГ-тесту є позитивними, якщо менше – негативними.[205,206]

Інший, емпірично-статистичний підхід, який використовується з метою формування комплексного індексу, вираховується на основі бальних оцінок. При використанні цього підходу значення всіх кількісних показників апріорно розділяються на діапазони. При попаданні значення окремого показника у відповідний діапазон йому надається певна кількість балів. Потім кількість балів всіх показників сумується. Якщо сума балів перевищує певний поріг, МКГ тест вважається позитивним, якщо навпаки – негативним. Якщо тест позитивний, кількість балів визначає ступінь тяжкості патології за принципом – чим вищий бал, тим більш виражена патологія. Подібні бальні показники досить широко використовуються в електрокардіографії (бал Сильвестра, бал Фройлехера, SRS та інші), а також для оцінки результатів проби з дозованим фізичним навантаженням (індекс Дюка). Інтегральний бальний критерій адитивного типу, який використовується для діагностики ішемії міокарду за допомогою МКГ, має наступний вигляд:

$$KI = AIQRS_{total} + AIST-T_{total} + A_{Dur} + C_{cor} + R/T_{current} + MAP_{typ}. \quad (5.1)$$

Подібний критерій для визначення ступеня ураження міокарду у хворих з гострим коронарним синдромом має вигляд:

$$KI_{QRS} = AIQRS_{total} + C_{cor} + FormCorQrs + FrqQRS \quad (5.2)$$

Придіагностиці ішемії міокарду окрім визначення наявності та ступеня тяжкості патологічного процесу доцільним є локалізація патологічних змін. Для вирішення цього завдання будується сумарна карта ВГС шляхом сумування всіх миттєвих карт на інтервалі ST-T. Карта ВГС, яка відповідає квадратній вимірювальній решітці 20X20 см, ділиться на 9 квадрантів зі стороною 6,66 см. Отже існують три ряди (верхній, середній, нижній) і три колонки (права, центральна, ліва). Кожен ряд чи колонка включають по 3 квадранти, причому кожен квадрант відповідає басейну однієї з 3-х головних коронарних артерій, а також

проксимальній, середній чи дистальній частині коронарної артерії. Для кожного пацієнта відмічають наявність чи відсутність груп векторів, що мають напрямок, відмінний від належного, в тих чи інших квадрантах. Всі діагностичні висновки формулюються у формі клінічного МКГ- заключення.

5.2. Технології аналізу магнітокардіографічних даних на основі тривимірної візуалізації вирішення оберненої задачі

При вирішенні оберненої задачі магнітостатики за результатами вимірювань магнітокардіосигналу (МКС) на першому кроці використовується модель точкового джерела магнітного поля - магнітний диполь, місце розташування і вектор магнітного моменту якого потрібно визначити по відомим (вимірним) значенням показників магнітного поля. На наступних етапах обробки і перетворення магнітокардіографічних даних використовуються також і моделі розподіленого в просторі джерела сигналу. Наприклад, джерело магнітного поля можна представити у вигляді набору (системи) N різних магнітних диполів, розподілених в об'ємі серця. При цьому за результатами вимірювань магнітного поля потрібно визначити місце розташування і вектор магнітного моменту кожного із зазначених магнітних диполів. Крім того для просторового аналізу магнітокардіосигналу і його джерел використовується модель плоскої системи «струмів» (розподіл вектора щільності струмів). При цьому припускається, що в просторі виділена площина, яка паралельна площині вимірювань, є січною по відношенню до об'єму серця і розташована на заданій відстані від площини вимірювань. У запропонованому М. Прімінім та І. Недайводою [357] алгоритмі координата площини з джерелами сигналу є змінною величиною і її значення також визначається за результатами вимірювань магнітного поля - як значення z -ої координати дипольного джерела, яке було визначено на попередньому етапі обробки МКГ сигналу. Оригінальний алгоритм М. Пріміна та І. Недайводи для розв'язання оберненої задачі для плоскої системи струмів заснований на застосуванні подвійного інтегрального перетворення Фур'є і враховує просторову конфігурацію трансформатора магнітного потоку СКВІД градієнтметра, а також цими авторами був розроблений алгоритм перетворення інформації для розв'язання оберненої задачі в тому випадку, якщо за результатами вимірювань магнітокардіосигналу потрібно визначити значення векторів щільності струму в заданому наборі зрізів («шарів») [358,359]. При цьому кожен з шарів розташований в площині, паралельній площині вимірювань, координати («глибина») кожного шару задаються або з заданим кроком (рівномірний розподіл) або дискретно виходячи з результатів розв'язання оберненої задачі, отриманих на попередніх етапах (нерівномірний розподіл).

Як приклад на рис. показані результати просторового аналізу сигналу для реальної МКГ пацієнта з порушеннями діяльності серця.



Рис. 5.3 Відображення вирішення оберненої задачі для пацієнта з порушеннями у роботі серця.

На рис.5.3 результати вимірювань магнітного поля відображаються на екрані монітора у вигляді магнітної карти в двох режимах - у вигляді ізоліній вихідного сигналу СКВІД градієнтметра (верхня карта) і з заповненням кольором проміжків між ізолініями (нижня карта).

Просторова конфігурація тривимірної поверхні відображається на екрані монітора у вигляді ліній рівня. При цьому точки «поза тривимірної поверхні» виділені помаранчевим кольором. Окремо показані просторові конфігурації «нижній» і «верхній» частин еліпсоїда. Розподіл потужності вектора щільності струму відображається на екрані монітора перш за все у вигляді заповнення кольором відповідних ділянок на тривимірної поверхні еліпсоїду.

Розроблений математичний апарат вирішення тривимірної оберненої задачі дає можливість надалі скористатися добре розробленою логікою

аналізу зображень в кардіологічній ультразвуковій та радіоізотопній діагностиці.

Розподіл потужності вектора щільності струмів показано у вигляді так званої полярної діаграми. Принцип побудови діаграми заснований на схемі розбиття на сегменти, прийнятої в якості стандарту при аналізі результатів вимірювань в комп'ютерній томографії та ультразвуковому дослідженнях серця [Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart A Statement for Healthcare Professionals From the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association, Manuel D. Cerqueira, MD; Neil J. Weissman, MD; Vasken Dilsizian, MD; Alice K. Jacobs, MD; Sanjiv Kaul, MD; Warren K. Laskey, MD; Dudley J. Pennell, MD; John A. Rumberger, MD; Thomas Ryan, MD; Mario S. Verani, MD, *Circulation*, January 29, 2002 v.502, pp. 539-542]. Програмна реалізація передбачає, що тривимірна поверхня складається з 5 сегментів: 1 – anterior, 2 – lateral, 3 – inferior, 4 – septal, 5 – apical.



Рис 5.4. Відображення вирішення оберненої задачі для пацієнта з порушеннями у роботі серця: вісь еліпсоїда повернута по відношенню до рис 5.3.

Взаємне розташування і межі сегментів показані на діаграмі (відображаються на екрані монітора). Для кожного сегмента обчислюється безперервний розподіл потужності вектора щільності струму, який відображається на екрані монітора у вигляді карти. Тут області, найбільш активні в досліджуваній момент часу (з максимальними значеннями вектора щільності струму), відображаються білим кольором. Далі по інтенсивності слідує області з червоним (малиновим) кольором заповнення. Синій колір використовується для областей з мінімальними значеннями потужності вектора щільності струму (джерело практично відсутнє). Для порівняння на екрані монітора (в правому нижньому куті екрана) відображається у вигляді діаграми схема розбиття на сегменти і безперервний розподіл потужності вектора щільності струму для відповідного моменту часу усередненої «норми». На наступному кроці, для кожного з п'яти сегментів тривимірної поверхні обчислюється інтегральне значення потужності вектора щільності струму, а піля - сумарне значення потужності по всій діаграмі, яке використовується для нормування (сумарне значення потужності по всій діаграмі дорівнює 1). Нормовані значення цього параметру за сегментами в текстовому вигляді відображаються на екрані монітора і для порівняння - відповідні значення для усередненої «норми».

Попередня кількісна оцінка просторової конфігурації джерела магнітного поля для досліджуваного МКГ запису і усередненої «норми» обчислюється за допомогою методу двовимірної кореляції. Результати обчислень в процентах відображаються на екрані монітора (при повній відповідності усередненої «нормі» коефіцієнт дорівнює 100%). Як додатковий інструмент для просторового аналізу отриманих результатів використовується спільне відображення діаграми потужності вектора щільності струму і схеми основних артерій серця людини (рис 5.5.).

5.3. Приклад використання аналізу магнітокардіографічних даних для діагностики ІХС в складних випадках за результатами двоцентрового дослідження

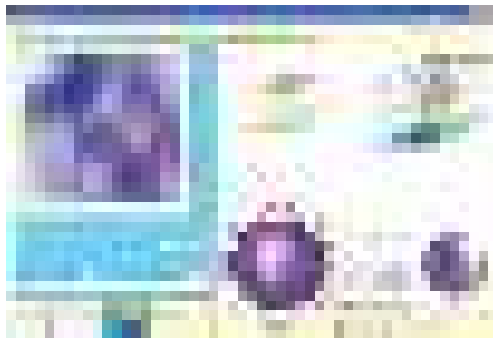


Рис 5.5. Модельне тривимірне відображення серця людини на екрані монітору і знайдені числові параметри, які відповідають даному моменту часу кардіоциклу.

Розроблена інтелектуальна технологія дала змогу вирішити важливі клінічні питання [360 - 361]. Так, відомо що оптимальне лікування та реабілітація хворих після інфаркту міокарду критично залежить від детальної візуалізації серця. Розпізнавання дисфункціонального, але життєздатного міокарда після гострого інфаркту міокарда необхідним для рішення про реваскуляризацію. Ми обстежили 19 пацієнтів після гострого переднього Q - інфаркту (середній вік $67 \pm 14,1$ років). Всі хворі пройшли магнітокардіографічне тестування а також ЕКГ та ехокардіографічне обстеження. Обстеження проводилося двічі - через місяць і через три місяці після інфаркту міокарда. Протягом усередненого QRS-комплексу магнітокардіограми були побудовані 104 3D карти густини векторів густини (КГС) за допомогою згаданих вище алгоритмів. Магнітокардіографічний аналіз ґрунтувався на концепції, що деполяризація лівого шлуночка складалася з 4-х фаз: міжшлуночкової перетинки, передньо-верхівкової ділянки, бічної стінки, задньої нижньої області. "Еталон" нормальних карт КГС у кожній з фаз шлуночкової деполяризації розраховували за допомогою карт CDV здорових добровольців. Проаналізовано просторово орієнтований індекс схожості між структурою карт КГС протягом перших 3-х фаз деполяризації шлуночків у групі пацієнтів з інфарктом та «еталоном» карт КГС для кожної відповідної фази збудження через один і три місяці після інфаркту.

Виявлено, що індекс подібності між «еталоном» КГС і картами хворих з інфарктом був $0,32 \pm 0,03$ за один місяць і $0,46 \pm 0,09$ через 3 місяці після інфаркту міокарда. Різниця між індексом подібності за один місяць і три місяці після ІМ була статистично достовірною ($p < 0,05$). У той же час, тести на ЕКГ та ЕХОГ не показали істотної різниці протягом трьох місяців після інфаркту порівняно з обстеженнями протягом одного місяця.. Індивідуальний

аналіз хворих на інфаркт за магнітокардіографічними тестами показав, що збільшення показника подібності за три місяці порівняно з одним місяцем було виявлено у 10 балів. (52%). Таким чином, аналіз збудження шлуночкової деполаризації на основі магнітокардіографічних 3D КГС може бути корисним інструментом для моніторингу життєздатності міокарда у пацієнтів з гострим інфарктом міокарду.

Також, нами показано, що аналіз магнітокардіографічних 3D зображень є корисним інструментом в виявленні дисфункції лівого шлуночку і у хворих з хронічною ішемічною хворобою серця.

5.4. Портативні електрокардіографічні програмно-апаратні комплекси та шкала для багатостороннього аналізу електрокардіограми з повною та обмеженою кількістю відведень

Все активніше залучення пацієнта до процесу прийняття рішень щодо його діагностики та лікування (patientempowerment), є однією з основних тенденцій сучасної медицини, яка була підтримана в тому числі і на рівні законодавчих ініціатив в системі охорони здоров'я. Сучасні інформаційні технології є необхідною умовою для реалізації цієї тенденції. Важливою частиною цих технологій є все більш широке поширення мініатюрних «кишенькових» електрокардіографічних пристроїв, якими пацієнт користується в тій чи іншій мірі самостійно, за межами офісу лікаря. Правильніше називати ці пристрої програмно-апаратного комплексами (ПАК), тому що як всі вони мають відповідним програмним забезпеченням. Прогрес мікроелектроніки і розвиток Інтернету, особливо «хмарних» сервісів, дозволяють зробити ці пристрої доступними за вартістю для будь-якого користувача і обумовлюють їх щорічні продажі сотнями тисяч (можливо, мільйонами) штук, причому пристрої більшості виробників доступні глобально, в будь-якій країні, в тому числі в Україні. На думку аналітиків Global Industry Analyst Inc, обсяг ринку портативних електрокардіографів тільки в США становить 1.1 млрд. доларів. Щорічне зростання цього ринку становить не менше 6%. Таким чином, індивідуальне використання портативних електрокардіографічних пристроїв стає значущим соціальним явищем. Можна сказати, що за допомогою таких пристроїв відбувається стихійний скринінг захворювань серця, що набагато перевершує за масштабами будь скринінгове програми з використанням класичної електрокардіографії в 12-ти відведеннях [193-200].

Протягом ряду років в Кібернетичному центрі НАН України розробляються оригінальні портативні електрокардіографічні програмно-апаратні комплекси - одноканальний «Фазаграф», потім 6-ти канальний «Кардіоплюс-Пб» Філософія програмного забезпечення цих комплексів базується на аналізі тонких змін ЕКГ, непомітних при звичайній візуальній та/або автоматичній інтерпретації електрокардіосигналу.

В одноканальному комплексі «Фазаграф», що реєструє електрокардіосигнал за допомогою пальцевих електродів, таким показником є симетрія зубця Т в першому стандартному відведенні.

Електрокардіограф «Кардіоплюс-Пб» з пакетом програм «Мультимода_Кардіо», дозволяє реєструвати всі 6 відведень від кінцівок.

Програма аналізу складається з двох частин. Перша частина спеціально призначена для того, що б зробити максимально інформативним аналіз будь-якого обмеженого числа електрокардіографічних відведень, оскільки в даному випадку неможливо в повній мірі застосовувати загальноприйняті системи аналізу електрокардіограми, розроблені для 12-ти відведень.

Ідея нашого підходу полягає, по-перше у вимірі максимальної кількості параметрів ЕКГ і варіабельності ритму серця, по-друге в позиціонуванні кожного параметра на шкалі між абсолютною нормою і крайньої патологією.

Ця частина програми побудована за ієрархічним принципом.

Вона складається з чотирьох рівнів, які наводяться далі в порядку зростання:

1) Нижній рівень складають безліч окремих показників, що описують а) різноманітні аспекти варіабельності ритму серця, б) амплітудно-тимчасові показники а також форму зубців електрокардіограми, в) наявність основних порушень частоти, ритмічності і послідовності скорочень серцевого м'яза (іншими словами - порушення ритму серця).

2) Другий рівень складають групи споріднених показників, що мають близький фізіологічний сенс. Частина цих груп відображає більшою мірою оперативне, тобто миттєве функціональний стан серцево-судинної системи. Ці групи показників характеризують негайний адаптивний відповідь на зовнішні стимули. Інші групи показників відображають більшою мірою рівень функціонального резерву, який може бути витрачений на адаптацію.

3) Третій рівень представлений трьома інтегральними блоками, кожен з яких відображає різні сторони функціонування серцево - судинної системи, які можна оцінити за електрокардіограмою. Це блоки оцінки регуляції, стану міокарда, діагностики порушень ритму серця.

4) Четвертий, найвищий рівень - це загальний інтегральний показник функціонального стану серцево-судинної системи.

Численні кількісні параметри, які фіксуються програмою і використовуються для аналізу, вимірюються в різних одиницях (сек, мв і ін.) Або є безрозмірними. Природно, виникає проблема приведення даних до компактного і доступний для огляду вигляд, зручного для отримання висновків і прийняття рішень, тобто застосувати так зване «обезразмеріваніє». Для вирішення цього завдання використовується метод функціонального шкалювання. Застосовується інтервальна шкала від 0 до 100 умовних одиниць (балів), яка розділена на 4 діапазону рівної ширини: 0-25, 26-50, 51-75, 76-100. Ці діапазони відповідають 4 градациях стану, - норма, незначні зміни, істотні зміни, виражені зміни відповідно. При цьому медіанне значення діапазону нормальних значень кожного окремого показника в абсолютних величинах (наприклад в секундах) відповідає значенню в 100 балів застосовуваної нами інтервальної шкали функціонального стану. Під діапазоном нормальних значень розуміються кількісно певні межі або межі функціонування організму, які є стандартом,

еталоном. Природно, позначці в 76 балів нашої шкали відповідає межові значення діапазону нормальних значень для кожного показника. Верхні і нижні граничні значення показників першого рівня в абсолютних одиницях виміру, які відповідають градаціях незначних змін, істотних змін, виражених змін відповідно, також взяті з відповідної наукової літератури або отримані самостійно при комп'ютерному моделюванні електричного генератора серця. Таким чином, для кожного показника встановлюються 4 інтервали абсолютних значень, які відповідають 4 рівним по ширині (по 25 балів) діапазонів на застосованій нами шкалою функціонального стану. На наступному етапі, всередині кожного діапазону проводиться процедура встановлення лінійних зв'язків між дискретними значеннями показників в абсолютних величинах і кількістю балів, яке відповідає даному дискретному значенню. В результаті, для кожного окремого показника першого рівня аналізу, була отримана лінійна шкала відповідностей між абсолютними значеннями показника і кількістю балів шкали функціонального стану. По суті, запропонований підхід заснований на широко поширеною ідеології Z-оцінки, коли оцінки результатів тесту встановлюються на основі його місця на спеціальній шкалі, яка містить дані про внутрішньогрупові норми виконання тесту [207,208].

При переході на більш високі рівні аналізу відбувається узагальнення і агрегація інформації, отриманої на попередньому рівні. Це виражається в усередненні всіх бальних значень всіх параметрів показників попереднього рівня., Тобто показники першого рівня усереднюються на другому рівні, другого - на третьому, третього - на четвертому.

Комплексний індекс, наявний в цьому програмному забезпеченні, сформований на основі оцінок загальноприйнятих і оригінальних показників варіабельності ритму серця, характеристик зубців і комплексів електрокардіограми.

Друга частина програми призначена для аналізу саме ЕКГ в 6-ти відведеннях від кінцівок. Вона включає в себе ряд адаптованих для відведень від кінцівок загальноприйнятих лікарських алгоритмів аналізу електрокардіограми. Ця адаптація заснована на наступних міркуваннях. Кожний окремий електрокардіографічний висновок (код) являє собою результат роботи алгоритму класифікації, побудованого найчастіше за принципом дерева рішень, тобто ієрархічної послідовності правил виду «Якщо ... то ...». Так, використовуваний нами широко відомий алгоритм Католицького університету Левена (ULC) включає в себе 283 ЕКГ-висновок (коду), тобто 283 дерева рішень. З них 87 відносяться до аналізу порушень ритму серця, які практично в повному обсязі можна діагностувати і по відведенням від кінцівок. З решти 196 кодів в більшості вирішальних правил (167, 85%) беруть участь амплітудно-часові параметри як відведень від кінцівок, так і грудних відведень. У 19 (9,6%) вирішальних правилах використовуються тільки дані грудних відведень. Головним чином це коди описують ішемічні зміни в передній стінці лівого шлуночка. У 10 (5,1%) вирішальних правил беруть участь тільки дані відведень від кінцівок. Це головним чином коди , що описують ішемічні зміни в нижній стінці лівого шлуночка. Приблизно таке ж співвідношення зберігається і для Міннесотського кодування, яке ми також використовуємо. Таким чином, в абсолютній більшості

випадків можна запідозрити ті чи інші електрокардіографічні патологічні зміни і на підставі ЕКГ в 6-ти відведеннях від кінцівок.

Окремо загадаємо модуль в програмному забезпеченні «Мультімода_Кардіо», який складається з електрокардіографічних алгоритмів (або окремих ознак) що мають доведену цінність у відношенні прогнозу серйозних серцево-судинних подій.

Таким чином, програмне забезпечення «Мультімода_Кардіо» дозволяє здійснювати як донозологічну, так і нозологічну (тобто в термінах загальноприйнятих електрокардіографічних кодів) ЕКГ діагностику.

5.5. Дослідження чутливості різних електрокардіографічних відведень до ішемії міокарда методом біофізичного моделювання

Питання про інформаційну цінність різних відведень ЕКГ і їх комбінацій був одним з основних в перші десятиліття розвитку клінічної електрокардіографії. Навіть після формування загальноприйнятої сьогодні схеми з 12-ти відведень (а це сталося лише в 40-х роках минулого століття), це питання не було знято з порядку денного. Так, у відомому дослідженні T.R. Dawber at al. було проведено порівняння цінності ЕКГ тільки в першому відведенні в порівнянні з 12-ю відведеннями на досить великій вибірці. Ми повторили дизайн цього дослідження, використовуючи один з перших електрокардіографічних поясів (CardioBelt), здатних реєструвати ЕКГ в одному відведенні. Однак, роботи такого роду не дають можливості строго кількісно оцінити чутливість будь-яких ЕКГ відведень і їх комбінацій, а також окремих елементів шлуночкового комплексу електрокардіограми, до електрофізіологічних змін в міокарді різної локалізації та ступеня вираженості. В даному контексті, поняття «чутливість» є синонімом поняття «цінність».

Тільки комп'ютерне моделювання з використанням адекватних біофізичних моделей генезу електрокардіограми, в рамках спеціально розроблених сценаріїв розвитку тієї чи іншої патології, здатне виявити зв'язок електрофізіологічних феноменів в серце (іншими словами-форми кривої трансмембранного потенціалу дії) на вісцеральний рівні з спостерігаються на поверхні змінами ЕКГ в різних відведеннях .

Ми провели дослідження чутливості електрокардіограми до змін форми кривої трансмембранного потенціалу дії, що відображає виникнення і розвиток ішемії міокарда, засобами програми для інтерактивного моделювання ECGSIM. Принцип роботи програми ECGSIM заснований на фізіологічній моделі, яка пов'язує між собою локальні трансмембранні потенціали в різних відділах міокарда з зовнішньої ЕКГ. Ця модель включає в себе геометричні параметри передсердь, шлуночків і торсу, які були реконструйовані за допомогою знімків людей, отриманих за допомогою магнітно-резонансної томографії. У даній симуляції в якості моделі еквівалентного генератора серця приймається еквівалентний подвійний шар. Ця модель описує всю електричну активність в шлуночках і передсердях у вигляді подвійного шару, який знаходиться на замкнутій поверхні, що обмежує міокард передсердь і шлуночків відповідно. Вся поверхня міокарда розбита на невеликі трикутники (1500 вузлів), що позначають розташування елементів подвійного шару. Для будь-якого вузла залежність від

часу потужності локального джерела (генератора) подвійного шару вважається пропорційною трансмембранному потенціалу дії ближніх міоцитів [197-200].

Ішемізація міокарда моделювалася за допомогою «комбінованого» сценарію, в якому змінювалися величини 2 характеристик трансмембранного потенціалу дії, зміна амплітуди потенціалу дії (± 10 мВ, ± 15 мВ) і зміна тривалості горизонтальної фази плато при незмінній крутизні кривої в фазі реполяризації - в прийнятій моделі відповідає параметру «час реполяризації» (± 10 мс, ± 25 мс). Визначалося 4 кроки виконання сценарію: збільшення обох показників в 2 кроки зі збільшенням відхилення від норми і таке ж зменшення: +10 мВ, +10 мс; +15 мВ, +25 мс; -10 мВ, -10 мс; -15 мВ, -25 мс.

Дані сценарії були виконані для 5 вузлів моделі: вузол на передній поверхні серця (№56 в моделі), на лівій бічній поверхні (№75), на задній поверхні серця (№8) і два вузла на верхівці серця (№70 і 71).

Приклад розташування вузла на передній поверхні (вузол 56) лівого шлуночка серця показаний на рис. 5.6.

Також, в кожному з вузлів, сценарії моделювання ішемізації були виконані для 4 варіантів зон ураження: стандартної зони ураження для моделі (29 мм), зони ураження зменшеною і збільшеною - 15 і 45 мм відповідно і трансмуральному ураженні пристандартному діаметрі зони ураження (29 мм).



Рис5.6 - Положення вузла 56 в біофізичній моделі шлуночків серця ECGSIM.3

Для оцінки відмінностей між еталонними кривими ЕКГ «здорової людини», і кривими, отриманими в результаті моделювання ішемії, були введені наступні показники:

$$L_1 = 100 / k \sum_{i=1}^k \frac{|a_i - b_i|}{(\max a_i - \min a_i) + (\max b_i - \min b_i)}, \quad (5.3)$$

$$L_2 = 100 / k \sum_{i=1}^k |a_i - b_i|, \quad (5.4)$$

де a_i - значення амплітуди кривої ЕКГ, отриманої в результаті моделювання ішемії в даному відліку, мВ;

b_i - значення амплітуди кривої ЕКГ норми в даному відліку, мВ;

k - кількість відліків кривої, в даному випадку дорівнює 505;

Такий підхід для оцінювання ступеня відмінності вихідної і «ішемічної» електрокардіограми здається нам більш точним, ніж метод розрахунку відносних змін окремих зубців електрокардіограми, який застосовувався раніше іншими авторами [201-208].

Ненормовані показники електрокардіограми були унормовані на величину 5 мВ - на діапазон ЕКГ сигналу.

Нижче в табл. 5.1 представлені результати оцінки чутливості до ішемії кожного з 12-ти відведень електрокардіограми, а також окремо відведень від кінцівок і грудних відведень, отримані в рамках моделі. Результати усереднені за всіма сценаріями, тобто ступенями зміни параметрів моделі, локалізацій вузлів моделі, обсягом і глибини зони ураження. Загальна чутливість всіх 12-ти відведень прийнята за 100%.

Як і очікувалося, ступінь чутливості до змодельованої ішемії, була значно вище у інтервалу ST-T ніж у комплексі QRS (майже в 9 разів), проте співвідношення чутливості окремих відведень і їх груп майже не змінювалася.

Найбільш чутливими виявилися грудні відведення V3 (15,7%), V4 (14,3%), що також очікувалося, оскільки схожі результати були отримані в декількох клінічних роботах, в яких досліджувалася чутливість до періопераційної ішемії кожного з 12-ти загальноприйнятих відведень. Загальна чутливість всіх 6-ти грудних відведень склала 65,6%. Що стосується відведень від кінцівок, то їх інформативність була значно нижче. Найбільш інформативним з них виявилось відведення III (6,6%) і II (6,1%) /

Таблиця 5.1

Чутливість різних електрокардіографічних відведень до ішемії за результатами моделювання в біофізичній моделі шлуночків серця ECGSIM (% до чутливості всіх 12-ти відведень).

Відведення ЕКГ	Повний шлуночковий кардіокомплекс QRST	Комплекс QRS	Інтервал STT
I	5.3	5.7	5.4
II	6.1	6.3	6.1
III	6.6	7.3	6.7
aVR	6.1	5.5	5.4
aVL	5.1	5.5	5.2
aVF	5.6	6	5.7
V1	5.5	5.8	5.6
V2	13.1	13	13.1
V3	15.6	15.2	15.7
V4	14.3	13	14.5
V5	9.9	9.6	9.9
V6	6.8	6.9	6.8
I – aVR	34.4	36.6	34.4
V1-V6	65.6	63.4	65.6
Всі 12 відведень	100	100	100

Чутливість відведення I, яке найбільш часто використовується в мініатюрних програмно-апаратних комплексах, ще нижче (5,3%). Загальна чутливість всіх 6-ти відведень від кінцівок склала 34,4%.

Звичайно, не слід інтерпретувати ці результати таким чином, що при аналізі ЕКГ від всіх 6-ти відведень від кінцівок можна діагностувати саме 34.4% епізодів ішемії в порівнянні з повною електрокардіограмою, а при аналізі тільки одного відведення, наприклад відведення I, - 5.3%.

Крім того, в цій роботі моделювався тільки електрокардіографічний синдром вогнищевих змін міокарда, синдром електричного переважання відділів серця і синдром дифузних змін не аналізувалися.

Однак, велика інформаційна перевага аналізу всіх 6-ти відведень від кінцівок у порівнянні з аналізом тільки одного відведення, тим більше 1-го стандартного, на наш погляд незаперечні. Цей факт, звичайно, повинен враховуватися при конструюванні мініатюрних електрокардіографів з обмеженим числом відведень і, особливо, при їх застосуванні, в т.ч. для задач скринінгу [208-211].

5.6. Інформаційні технології на основі аналізу варіабельності ритму серця

Останніми роками активно проводиться пошук об'єктивних показників для діагностики емоційного стану людини. В психофізіології для діагностики емоційних реакцій поряд з методом самооцінки традиційно використовують аналіз змін показників активності вегетативної та центральної нервової системи під впливом тестових стимулів. З метою автоматизованого розпізнавання емоцій виділяють характерні ознаки біомедичних сигналів (ЕКГ, ЕЕГ, ЕМГ, електричний опір шкіри та ін.), які придатні бути індикаторами різних емоційних станів. Показники варіабельності ритму серця (ВРС) також розглядаються в якості діагностичних маркерів емоційних реакцій і станів.

Накопичені експериментальні дані про об'єктивні показники відгуку на тестові емоційно забарвлені стимули мають суперечливих характер, тому питання щодо базового набору індикаторів емоційної реакції залишається відкритим. Окрім того, під час обробки та аналізу багатовимірних експериментальних даних виникає проблема вибору оптимального набору інформативних ознак, що адекватно описують емоційний стан і реакцію на тестовий стимул. Вирішення цієї проблеми буде сприяти ефективному розпізнаванню емоцій за об'єктивними психофізіологічними показниками.

Було створено інформаційну технологію виявлення інформативних ознак для розпізнавання реакції на емоційно забарвлені стимули.

Протокол експериментального дослідження впливу перегляду тестових відео кліпів та емоційний стан операторів та попередні результати викладені в роботах. Було проаналізовано 48 показників ВРС (в часовій, частотній області, отримані геометричними, нелінійними методами аналізу, а також два показника самооцінки емоційного стану операторів.

З метою підвищення ефективності розпізнавання емоційних реакцій показників розроблена методика визначення оптимального набору

інформативних ознак із застосуванням: на першому етапі багатомірною дисперсійного аналізу, а потім - лінійного дискримінантного аналізу у поєднанні з різними стратегіями відбору ознак.

Перший етап. Як відомо, інформативність ознак пов'язана зі структурною відмінністю даних, що характеризують досліджуваний процес. Під інформативною ознакою будемо розуміти ознаку, що має близькі значення на об'єктах одного класу і суттєво відмінні значення в іншому класі. Для відбору інформативних ознак використовували статистичні критерії, а для виявлення оптимальної кількості таких ознак застосовували порівняння результатів розпізнавання (класифікації) за повним набором ознак і без урахування деяких ознак [197-202].

Для статистичної оцінки впливу фактора на комплекс корельованих змінних, як у нашому випадку, коректно застосовувати багатомірний дисперсійний аналіз (MANOVA), а не перевіряти вплив стимулу на кожну змінну одновимірною процедурою ANOVA.

Фактором впливу на емоційний стан операторів були тестові стимули різної модальності (відео кліпи): позитивно, негативно та нейтрально забарвлені. Позначимо категоріальний фактор, що відповідає різним функціональним станам операторів: $N = \langle 0 \rangle$ - в стані спокою; $N = \langle + \rangle$ - під впливом позитивного стимулу; $N = \langle - \rangle$ - негативного; $N = \langle _ \rangle$ - нейтрального стимулу.

Для оцінювання впливу стимулів на індивідуальному рівні було обрано інший спосіб нормування даних - заміна вихідних значень стандартизованими відхиленнями від середнього кожного оператора. Це призвело до виділення значно більшої кількості інформативних ознак (33-х) порівняно з раніше отриманим набором. Відзначимо, що раніше виділені показники ВСП також увійшли до цього переліку. Статистична оцінка впливу фактора на 33 змінні перевищує раніше отриману оцінку і дорівнює $\eta^2=0,77$, тобто дисперсія, зумовлена переглядом емоційних стимулів, складає 77% від загальної. Це передбачає збільшення точності класифікації, проте великий набір інформативних ознак може виявитися надлишковим для ефективного розпізнавання, оскільки містить слабо корельовані ознаки. Необхідно відзначити, що з переліку значимих ознак тільки для однієї змінної (LF) не виконується умова однорідності дисперсій груп (за критерієм Левине).

Другий етап. Дискримінантний аналіз є одним із класичних способів відбору ознак, за якими можна класифікувати спостереження, і поряд з іншими методами застосовується для розпізнавання емоцій за фізіологічними сигналами. В нашому випадку задача формулюється таким чином. Є об'єкти з певними ознаками (показники самооцінки емоційного стану та показники ВСП операторів). Знаючи угруповання об'єктів (стан операторів на різних етапах дослідження), необхідно знайти лінійні комбінації таких ознак (дискримінантні функції), за якими можна з високою ймовірністю сказати, до якого угруповання об'єкт належить.

На першому етапі аналізу (MANOVA) кількість первинних ознак знижено до 33-х, за якими значимо відрізняється середньо групові відхилення показників в стані спокою та під впливом тестових стимулів. Подальше завдання -

визначити, за яким набором індивідуальних ознак з високою ймовірністю можна віднести кожен об'єкт до того чи іншого стану.

З метою виділення оптимальної кількості змінних для ефективної класифікації спостережень проводилося тестування цих 33 ознак.

Для цього застосовували покроковий метод побудови дискримінантної моделі з різними стратегіями відбору змінних:

- 1) покроковий вперед з включенням (forward stepwise);
- 2) покроковий назад з виключенням (backward stepwise);
- 3) пряме включення (forward entry);
- 4) зворотне видалення (backward removal);
- 5) найкраще підмножина (best subset).

Дві стратегії (покрокове включення і пряме включення) визначили модель 1, яка має найбільшу точність класифікації (найменшу експериментальну частку помилок. У таблиці 5.2 наведено результати багатовимірного тесту значущості дискримінантної моделі, яка є оптимальною за кількістю змінних (менша) і ефективністю класифікації (найвища).

Таблиця 5.2

Результати багатовимірного тесту значущості моделі 1

Дискримінантні змінні	Критерії		
	<i>Wilks λ</i>	<i>F</i> (3,102)	<i>P</i>
САН	0,631890	19,8068	0,000000
Градусник	0,824962	7,2140	0,000194
Average x	0,574660	25,1655	0,000000
RMSSD	0,926118	2,7124	0,048846
PNN50	0,883863	4,4675	0,005450
SI	0,865419	5,2873	0,001982
LF	0,823219	7,3013	0,000175
SampEn	0,847833	6,1023	0,000735
LSY	0,896183	3,9387	0,010524
ND	0,534441	29,6179	0,000000
F3n	0,914492	3,1791	0,027218
Константа	0,121751	245,2579	0,000000

Для вибору оптимального набору змінних була протестована модель 1 (11 змінних). На кожному кроці відбувалося видалення однієї змінної з урахуванням внеску дискримінаційної здатності різних комбінацій змінних і толерантності кожної змінної в цьому наборі.

Результати тестування моделі відображені в таблиці 5.3, де на кожному кроці з виключенням однієї з змінних наведено: Лямбда Уїлкса (*Wilks' λ*) комбінації ознак і толерантність змінних. Аналізуючи таблицю 2, дійдемо висновку, що отриманий на 2-му кроці набір з 10 ознак (без *RMSSD*) є найкращою підмножиною, тому що інші комбінації змінних призводять до зниження дискримінантної здатності (збільшенню *Wilks' λ*).

Дискримінантна здатність набору з 10 ознак (набір ознак № 2) найвища (*Wilks' λ*=0,0338, *p*=0,000), майже така ж як 11 ознак, а точність класифікації (в%) не змінилася. Зауважимо, що досягнена точність класифікації за оптимальним

набором 10 інформативних ознак дещо менша (95,68%), ніж за набором всіх 33 інформативних ознак ВРС (96,55%).

Таблиця 5.3.

Результат відбору «кращої підмножини»

№	Комбінації змінних (Уілка λ кожного набору, толерантність)												
	Wilks λ	К-сть змінних	Aver. X	CAH	Град.	RMSSD	PNN50	SI	LF	SampEn	LSY	ND	F3n
1	0,0313	11	0,553	0,716	0,795	0,019	0,233	0,413	0,434	0,608	0,018	0,672	0,618
2	0,0338	10	0,553	0,716	0,796		0,233	0,413	0,434	0,608	0,268	0,686	0,623
3	0,0342	10	0,642	0,758	0,830	0,019	0,235	0,425	0,434	0,608	0,018	0,682	
4	0,0349	10	0,553	0,718	0,795	0,284	0,241	0,413	0,434	0,609		0,698	0,626
5	0,0354	10	0,565	0,733	0,803	0,019		0,413	0,471	0,663	0,019	0,709	0,623
6	0,0361	10	0,564	0,747	0,810	0,019	0,233		0,612	0,654	0,018	0,741	0,636
7	0,0366	9	0,642	0,760	0,830		0,235	0,425	0,434	0,608	0,272	0,694	
8	0,0369	10	0,573	0,720	0,798	0,019	0,255	0,444	0,436		0,018	0,746	0,618
9	0,0376	9	0,645	0,759	0,830	0,286	0,245	0,425	0,435	0,609		0,704	
10	0,0379	10	0,559	0,834		0,019	0,236	0,421	0,440	0,610	0,018	0,676	0,645
11	0,0380	10	0,577	0,737	0,806	0,019	0,253	0,582		0,611	0,018	0,696	0,618

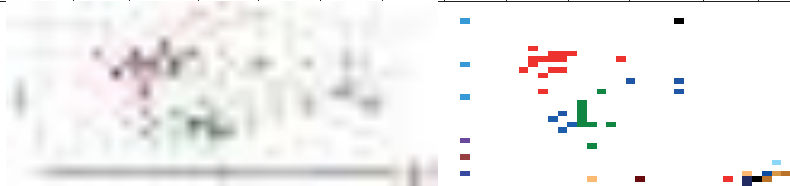


Рис. 5.7. Діаграма розсіювання канонічних змінних

Методом канонічної кореляції для моделі з 10 змінних розраховувалися коефіцієнти дискримінантних функцій, які поділяють стан операторів у спокої та під час перегляду емоційних кліпів.

Результат класифікації 4-х станів за 10 ознаками наочно відображений на рис. 5.7, де наведено діаграму розсіювання значень канонічних змінних кожного оператора. Мітками позначені групи, що відповідають різним станам операторів (у спокої і при перегляді відео кліпів різного емоційного забарвлення: позитивного, негативного та нейтрального).

Відмінності середніх значень трьох дискримінантних функцій високо значущі. Практично всі відмінності (82,9% мінливості канонічних змінних) визначаються двома першими дискримінантними функціями. У першій дискримінантній функції (D1) найнижче значення Лямбда Уілкса ($Wilks' \lambda = 0,0312$), що означає найбільшу здатність розділяти стани. Це дозволяє використовувати першу дискримінантну функцію для створення моделі індексу емоційної реакції:

$$D1 = 0,528 \text{ CAH} - 0,068 \text{ Градусник} - 1,756 \text{ AverageX} + 0,434 \text{ PNN50} + 0,605 \text{ SI} + 0,125 \text{ LF} + 0,411 \text{ SampEn} - 0,38 \text{ LSY} - 0,78 \text{ ND} - 0,046 \text{ F3n} \quad (5.5)$$

Результати класифікації, що дають уявлення про ефективність розпізнавання за відібраними ознаками (показниками самооцінки і вісьмома ознаками ВРС) представлені в таблиці 5.4. Частка загальної кількості правильно класифікованих спостережень (коефіцієнт результативності) становить 95,689%.

Для 3-х етапів дослідження (стан спокою, перегляд позитивного, негативного відеокліпів) отримано високий відсоток (96,55%) збігів з апіорною класифікацією.

Таблиця 5.4.

Матриця класифікації за показниками самооцінки та інформативним ознаками ВРС.

Етапи	Точність класифікації(%)	Стан операторів на етапах дослідження (кількість спостережень)			
		0	+	-	—
0	96,55	28	1(nom=16)	0	0
+	96,55	0	28	1(nom=24)	0
-	96,55	0	1(nom=21)	28	0
	93,10	1(nom=4)	1 (nom=5)	0	27
Всього	95,68	29	31	29	27

Можна зробити висновок про можливість ефективного розпізнавання емоційних реакцій за показниками самооцінки та інформативним ознаками ВРС за дискримінантної моделлю (1).

Якщо виключити з дискримінантної моделі показники самооцінки емоційного стану (САН, Градусник), то коефіцієнт результативності класифікації знижується до 80,17%. Результати класифікації тільки заінформативними ознаками ВРС (Average X, PNN50, SI, LF, SampEn, LSY, ND, F3n) представлені в таблиці 5.5. Як бачимо, більшість помилок стосується класифікації реакції на негативний стимул.

Таблиця 5.5

Матриця класифікації за показниками ВРС

Етапи дослідження	Точність класифікації (%)	Кількість випадків			
		0	+	-	—
0	93,10	27	0	1	1
+	82,75	0	24	5	0
-	62,07	0	7	18	4
—	82,75	0	0	5	24
Всього	80,17	27	31	29	29

Розпізнавання емоційних реакцій тільки за показниками самооцінки (без показників ВРС) виявилось найменш ефективним. Гарний результат отриманий тільки для розпізнавання реакції на сильно емоційно забарвлені стимули різних знаків (82,7% та 86,2%, для позитивного і негативного відповідно), а в спокої і при перегляді нейтрального відео кліпу достовірність класифікації незадовільна (відповідно 27,5% і 59,5%).

Результати класифікації тільки за інформативними ознаками ВРС (без урахування показників самооцінки) при різних парних варіантах порівнянь:

вихідного стану та перегляду тестових відео кліпів, а також при попарному порівнянні різних етапів дослідження представлені в таблиці 5.6.

Необхідно відмітити, що за допомогою 8 показників ВРС найефективніше розрізняються між собою стан спокою та реакція на позитивний стимул (без помилок). Для розпізнання реакції на стимули різної модальності (позитивний, негативний, нейтральний) виявилися значущими вклади різних комбінацій з набору інформативних ознак (див. табл. 5.5, де наведено ознаки в порядку зменшення їх вкладу).

Таблиця 5.6

Точність класифікації запарними порівняннями станів операторів згідно показниками ВРС

Спокій – стимули		Спокій – позитивний.		Спокій – негативний		Спокій – нейтральний		Позитивний – негативний		Позитивний – нейтральний		Негативний – нейтральний	
0	96,5%	0	96,5%	0	96,5%	0	96,5%	+	79,3%	+	96,5%	-	86,2%
1	97,7%	+	100%	-	93,1%	-	96,5%	-	82,7%	-	96,5%	-	89,7%
<i>Average x</i> <i>ND</i> <i>SampEn</i> <i>SI</i> <i>LF</i>		<i>Average x</i> <i>PNN50</i> <i>SI</i> <i>LF</i> <i>SampEn</i> <i>LSY</i> <i>ND</i> <i>F3n</i>		<i>Average x</i> <i>ND</i> <i>SampEn</i>		<i>Average x</i> <i>ND</i> <i>SampEn</i> <i>SI</i> <i>LF</i> <i>LSY</i>		<i>LF</i> <i>SI</i> <i>SampEn</i> <i>ND</i> <i>Average x</i> <i>F3n</i>		<i>LF</i> <i>Average x</i> <i>SampEn</i> <i>LSY</i> <i>PNN50</i> <i>F3n</i> <i>SI</i>		<i>LSY</i> <i>Average x</i> <i>ND</i> <i>PNN50</i> <i>SI</i>	

Таким чином, запропонований двоетапний метод відбору інформативних ознак показав можливість ефективного розпізнавання реакції операторів на емоційно забарвлені тестові стимули за комплексом найбільш значущих характеристик ВРС.

5.7. Приклади реалізації інтелектуальних технологій обробки аудіологічних даних в створених апаратно-програмних засобах акустичної імпедансометрії та аудіометрії

Нижче наведено результати експериментальних досліджень та впровадження створених зразків автоматизованих імпедансометричних АУП1 941345.003, ТИМП1 941345.004 та аудіометричних АВА1 941345.002, АА4 941345.001 засобів з розширеними функціональними можливостями.

Розглянуті в роботах [28, 50, 235, 238, 244] методи, принципи і структури побудови каналів вимірювання та відтворення імпедансометричних засобів, отримані результати синтезу і моделювання окремих їх вузлів було покладено в основу створених зразків стаціонарного автоматизованого акустичного вушного імпедансметра АУП1 та макету вимірювального блоку портативного тимпанометра ТИМП1. При розробці даних засобів було вирішено ряд конструкторських задач (використання сучасної елементної бази, в тому числі

вузлів відображення і реєстрації, компактність і уніфікація пристроїв), схемотехнічних проблем (реалізація мультипроцесорного режиму, керування рідинно-кристалічним дисплеєм та термопринтером з передачею результатів обстеження на зовнішню ПЕОМ), а також задач математичного і програмного забезпечення засобів (виконання процедур керування пневмосистемою, каналом стимулу та вимірювальним трактом, синтез зображень отриманих тимпанограм і кривих акустичного рефлексу внутрішньовушних м'язів та їх відображення). Створене обладнання представляє собою складні електронно-акустичні засоби з елементами точної механіки, сучасним дизайном і програмним забезпеченням високого рівня [50, 235, 238, 244].

Оскільки зразки імпедансметра АУП містять окрім ланок реалізації вимірювальних процедур ряд інших важливих блоків та вузлів (рис. 5.8), необхідних для функціонування приладу, в роботі [28, 235, 238] детально розглянуто роботу всіх його складових.

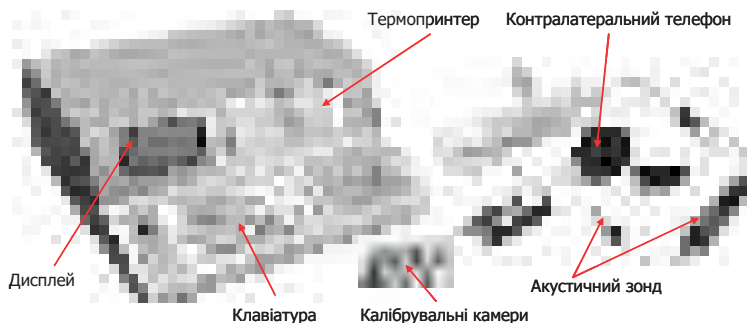


Рисунок 5.8. Зовнішній вигляд дослідного зразка імпедансометричного засобу АУП: електронний блок (ліворуч), калібрувальні камери 0,2 – 5,0 см³ (в центрі) та оголовна гарнітура з аудіометричним телефоном і акустичним зондом (праворуч)

Це дозволило сформувати уявлення про аналізатор середнього вуха як інтелектуальний діагностичний засіб в цілому та зрозуміти взаємодію всіх його структурних компонентів при реалізації приладом різних процедур обстеження.

Проведено аналіз параметрів і характеристик малогабаритних та інтегральних давачів відносного тиску повітря для кодокерованої пневмосистеми імпедансметра АУП та обґрунтовано вибір по критеріям точності і вартості вітчизняного давача тензометричного типу ТДД500, який забезпечує перетворення відносного тиску повітря в напругу постійного струму в діапазоні ± 500 даПа з чутливістю не менше 0,15 мВ/даПа та нелінійністю функції перетворення не більше 1,5%. Підтверджено ефективність і працездатність синтезованої та застосованої в аналізаторі АУП перспективної структури конструкції мікрокомпресора з електромеханічним перетворювачем електродинамічного типу, який забезпечує в об'ємі 0,5 см³ плавне змінювання відтворюваного відносного тиску повітря від +500 до мінус 480 даПа, що не перевищує межі максимально допустимих значень +600 – мінус 800 даПа згідно вимог ІЕС 61027. При цьому нелінійність функції відтворення в робочому

діапазоні +200 - мінус 300 даПа імпедансметра не перевищила 3%, що є прийнятним.

Обґрунтовано вибір типу акустико-електричного та електроакустичних перетворювачів (відповідно мікрофону і телефонів зонduючого та стимулюючого сигналів) імпедансометричних засобів та визначено в діапазоні частот до 8 кГц АЧХ перетворювачів шляхом дослідження макетів оголовної гарнітури і акустичного зонда по методикам ГОСТ 6343-74 на акустичному комплекті 22С ф. “RFT” з використанням приладу 4152. Показано відповідність отриманих значень інтенсивності та коефіцієнту гармонік вимогам стандарту ІЕС 61027.

Підтверджено ефективність роботи синтезованого імпедансометричного каналу приладу АУПІ, показано узгодженість отриманих результатів випробувань вказаного каналу з результатами моделювання його Simulink-моделі, що свідчить про коректність параметрів визначеної для нього математичної моделі градуовальної характеристики. Це витікає із отриманих значень основної похибки вимірювання еквівалентного об'єму кожного із 3-х дослідних зразків імпедансметра АУПІ, яка не перевищує допустимих границь ($\pm 0,1 \text{ см}^3$ або $\pm 5\%$), в тому числі при одночасному надходженні окрім зонduючого тону надпорогових контра- або іпсілатеральних стимулів частотою 500 Гц з максимальними рівнями інтенсивності 105 дБ HL та 100 дБ SPL відповідно (режим реєстрації АРВМ).

На основі розроблених методик і запропонованих повірочних схем визначено метрологічні характеристики дослідних зразків імпедансметра АУПІ та макета вимірювального блоку тимпанометра ТИМПІ і показано відповідність одержаних результатів вимогам стандарту ІЕС 61027 для аналізаторів середнього вуха відповідно типу 2 (діагностичний) та типу 3 (скринінговий). При цьому функціональні можливості імпедансметра АУПІ як засобу типу 2 розширено за рахунок реалізації в ньому окрім режимів ручної і автоматичної тимпанометрії, скринінгової і порогової рефлексометрії при іпсі- та контралатеральній стимуляції також процедур декай-тесту і визначення часових параметрів АРВМ (латентності) в ручному та автоматичному режимах (рис. 5.9). Функціональні можливості портативного тимпанометра ТИМПІ як засобу типу 3 розширено за рахунок реалізації в ньому окрім методів тимпанометрії і скринінг-рефлексометрії також процедур порогової рефлексометрії та скринінг-аудиометрії при іпсілатеральній стимуляції. Проведено державні приймальні і медичні випробування створених дослідних зразків №1 - №3 імпедансметра АУПІ та одержано дозвіл МОЗ України на його використання в медичній практиці і серійне виробництво з внесенням приладу АУПІ до Держреєстру виробів медичної техніки (реєстраційне свідоцтво № 543/97 від 31.12.97р.).



Рисунок 5.9 - Приклади відносної тимпанограми (1), кривих АРВМ в режимах скринінг-рефлексометрії (2), порогової рефлексометрії (3), декей-тесту (5) та латентності (6) для слухової функції в нормі, отримані з лівого вуха обстежуваного при іпсилатеральній стимуляції.

Методи та принципи побудови трактів відтворення аудіометрів, які розглядаються в роботах [28,50,235,238,244], запропоновані структури та отримані еквівалентні порогові рівні прослуховування для обох типів звукопроведення в розширеному діапазоні частот склали основу створених дослідних зразків №1 - №3 автоматизованих діагностичного ВЧ аудіометра АВА1 (рис. 5.10) та скринінг-аудіометра групового користування АА4 (рис. 5.11).

При розробці зазначених засобів було вирішено ряд складних задач по створенню і дослідженню зразків електроакустичного та електромеханічного ВП (відповідно ВЧтелефону ТАВ-01 і ВЧ вібратора ВКПВЧ-01), значну увагу приділено питанню уніфікації як елементів конструкції, так і електронних складових (термопринтер, блоки цифрового перетворення і керування та живлення), а також задач розроблення і налагодження необхідного математичного та програмного забезпечення аудіометрів (реалізація алгоритму обстеження та визначення порогів прослуховування на основі запропонованого різновиду методу тональної порогової аудіометрії, процедура синтезу аудіограми у вигляді таблиці та її реєстрація на термопринтері, автоматична підтримка встановленої робочої частоти генератора стимулу за рахунок зворотного зв'язку по частоті, програмна реалізація процедури калібрування та повірки засобів).

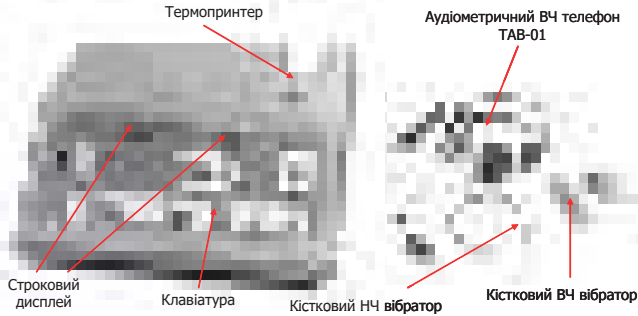


Рисунок 5.10 - Зовнішній вигляд дослідного зразкадіагностичного ВЧ аудіометра АВА1: електронний блок (ліворуч) і аудіометричний ВЧ телефон ТАВ-01, кістковий НЧ вібратор BCD 10381 та ВЧ вібратор ВКПВЧ-01 (праворуч)

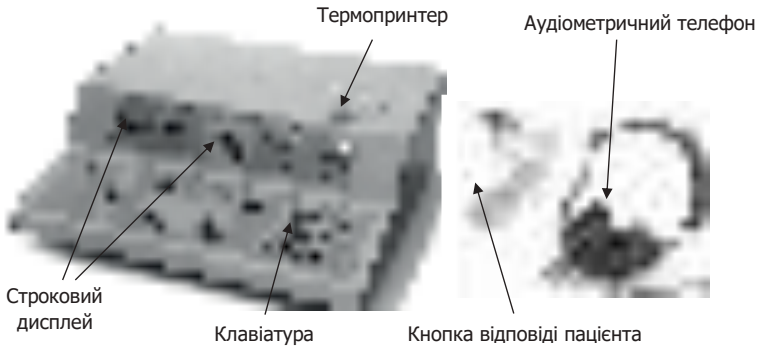


Рисунок 5.11 - Зовнішній вигляд дослідного зразкаскрінінг-аудіометра групового користування АА4: електронний блок (ліворуч) і аудіометричний телефон з кнопкою відповіді пацієнта одного із 4-х каналів (праворуч)

Враховуючи складність створених зразків ВЧ аудіометра АВА1 у порівнянні із скрінінговим засобом АА4, в роботі [28, 235, 238] детально розглянуто склад та призначення блоків та вузлів АВА1, описано принцип дії ВЧ аудіометра, в тому числі при обстеженнях слуху в діапазоні (8 – 18) кГц при повітряному та кістковому звукопроведеннях. Там же наведено результати дослідження розробленого та створеного макета широкосмугового ВЧ телефону як в конвенціональному (до 8 кГц), так і в діапазоні ВЧ (8 – 18) кГц. На основі отриманих АЧХ ВЧ телефону встановлено, що він забезпечує в діапазоні частот (250 – 8000) Гц такі рівні звукового тиску (РЗТ), які дозволяють одержати необхідні для аудіометрів типу 3 максимальні рівні прослуховування (80 – 90) дБ із врахуванням контрольних еквівалентних порогових РЗТ згідно ISO 389-1 та ГОСТ 27072-86 при коефіцієнті гармонік не більше 1,3 %. Показано також, що отримані на робочих частотах 8; 10; 12,5; 14; 16 та 18 кГц РЗТ забезпечують

необхідні максимальні рівні прослуховування (відповідно 90, 90, 80, 70, 60 та 50 дБ) згідно вимог ІЕС 60645-4 із врахуванням визначених шляхом біологічного калібрування еквівалентних порогових РЗТ ВЧ телефона ТАВ-01, наведених в [305, 313]; при цьому коефіцієнт гармонік стимулів не перевищив 1,5 %.

Проведено дослідження розробленого та створеного макета кісткового ВЧ вібратора п'єзокерамічного типу, складений чутливий елемент якого виконано на основі п'єзокераміки ЦТС-19. Встановлено частоти резонансів ВЧ вібратора 8,6; 11,57; 15,8 та 17,4 кГц, на яких спостерігається максимальна інтенсивність випромінювання і які близькі до розрахункових та визначалися вимогами щодо робочих частот ВЧ аудіометрів згідно ІЕС 60645-4. При цьому коефіцієнт гармонік вихідного сигналу ВЧ вібратора не перевищив 1,4 %, а вага чутливого елемента макета складала 57 г.

На основі розроблених методик і запропонованих повірочних схем визначено метрологічні характеристики дослідних зразків ВЧ аудіометра АВА1 [20] та показано відповідність отриманих результатів окремим вимогам ІЕС 60645-1, ГОСТ 27072-86 для аудіометрів типу 3 (діагностичний) і вимогам ІЕС 60645-4 для ВЧ аудіометрів.

У відповідності із методикою та вимогами ГОСТ 27072 визначено метрологічні характеристики дослідних зразків скринінг-аудіометра АА4 та засвідчено, що створений засіб відповідає вимогам вказаного стандарту для аудіометричних засобів типу 4 (скринінговий) як обладнання групового користування, яке забезпечує одночасне обстеження від 1-го до 4-х пацієнтів.

З метою розширення функцій діагностування і реалізації ВЧ аудіометром АВА1 процедур надпорогової та мовної аудіометрії на основі запропонованої структури модифікованого аудіометричного тракту розроблено і створено дослідні зразки виробу (рис. 5.12) та проведено їх експериментальні дослідження. Показано відповідність засобу у повному обсязі вимогам ІЕС 60645-1, ГОСТ 27072-86 для аудіометрів типу 3 (діагностичний) і вимогам ІЕС 60645-4 для ВЧ аудіометрів.

Застосування в приладі АВА1 кісткового ВЧ вібратора ВКПВЧ-01 дозволило досягти в розробці нових функціональних можливостей, непритаманних відомим моделям ВЧ аудіометрів закордонного виробництва, а саме: реалізувати в аудіометрі канал кісткового ВЧ звукопроведення на частотах від 8000 Гц до 18000 Гц з максимальним рівнем прослуховування не менше 70 дБ. Це суттєво розширює функції діагностування порушень слуху на ранній стадії у обстежуваних в широкому діапазоні їх вікового цензу. При цьому ВЧ аудіометр АВА1 як засіб типу 3 реалізує також методи тональної порогової аудіометрії при повітряному та кістковому звукопроведенні в діапазоні частот (250 – 8000) Гц, мовної аудіометрії (мікрофон оператора та зовнішнє джерело мови), надпорогові тести ІМПШ та Люшера з приростами інтенсивності (0,2 – 0,4 – 0,6 – 0,8 – 1,0 – 2,0 – 3,0 – 5,0) дБ, а також метод ВЧ аудіометрії при повітряному звукопроведенні в діапазоні (8 – 18) кГц. В якості маскувального застосовуються широкосмуговий та вузькосмуговий шуми.

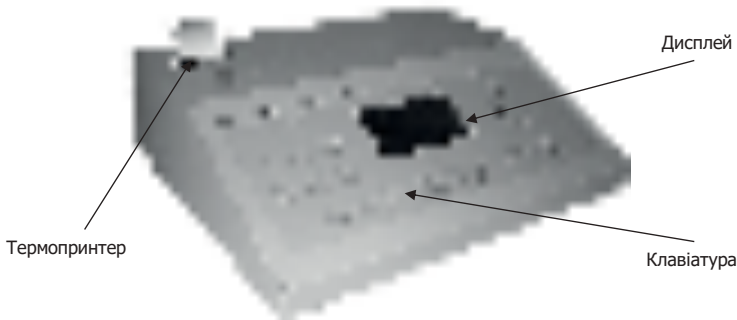


Рисунок 5.11. Зовнішній вигляд електронного блока дослідного зразка модифікованого автоматизованого діагностичного ВЧ аудіометра АВА1

Функціональні можливості автоматизованого скринінг-аудіометра групового користування АА4 як засобу типу 4 розширено за рахунок того, що при реалізації в ньому методу тональної порогової аудіометрії при повітряному звукопроведенні в діапазоні (500 – 8000) Гц отримані результати обстеження виводяться (окрім аудіограми) у вигляді попереднього висновку про стан слуху кожного із пацієнтів із врахуванням їх віку та статі згідно даних ISO 7029 по трьохрівневій формі “норма - не норма – невизначеність”. Це підвищує точність діагностування та дозволяє медперсоналу без виводу аудіограми на друк отримати узагальнену інформацію про стан слуху кожного із обстежуваних.

Підвищено також пропускну можливість обстежень приладами АВА1 та АА4 в автоматизованому режимі роботи за рахунок реалізації ними запропонованого різновиду методу тональної порогової аудіометрії.

Проведено державні приймальні і медичні випробування створених дослідних зразків №1 - №3 ВЧ аудіометра АВА1 та одержано дозвіл МОЗ України на його використання в медичній практиці і серійне виробництво з внесенням приладу АВА1 до Держреєстру виробів медичної техніки (реєстраційне свідоцтво № 522/97 від 31.12.97р.).

6. РОЗРОБКА МОДЕЛІ І МЕТОДУ КОМП'ЮТЕРНОГО ПЛАНУВАННЯ В ДІАГНОСТИЦІ, ЛІКУВАННІ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ

6.1. Розробка аналітичної просторової моделі аеродинаміки носової порожнини

Метою комп'ютерного планування функціональних ринохірургічних втручань, заснованому на конфігураційному принципі, є виділення ділянок носової порожнини, що мають найбільший опір повітряному потоку і підлягають хірургічній корекції за результатами аеродинамічного моделювання на основі даних риноманометрії і СКТ. При цьому актуальними є завдання пов'язані з прогнозуванням і оцінкою результату ендоназального оперативного втручання.

Вихідними даними для проведення функціонального комп'ютерного планування оперативних втручань у функціональній ринології є напівтонува воксельна модель, заснована на інтраскопічному картуванні і містить інформацію про анатомо-геометричні співвідношення верхніх дихальних шляхів, а також результати риноманометричної діагностики - параметри аеродинамічного опору, перепаду тиску і витрати повітря в носовій порожнині при диханні. Інформаційна модель конфігураційного функціонального планування повинна являти собою об'єднання функціональних і анатомічних даних, отриманих на основі розглянутих у розд. 3 і 4 діагностичних методів. З огляду на прикладну практичну спрямованість розроблюваних методів і моделей, основною їх властивістю, крім точності і адекватності, повинна бути простота реалізації для використання фахівцями медичного, а не технічного профілю. Тому доцільним в є порівняльний аналіз двох підходів при створенні аналітичної та чисельної моделей проходження повітря через верхні дихальні шляхи і оцінка їх можливостей для практичного застосування при комп'ютерному плануванні ендоназальних функціональних оперативних втручань.

Принципи формування просторових моделей анатомічних структур були розглянуті в розділі 4. Далі коротко розглядаються основні етапи зі створення геометричної моделі верхніх дихальних шляхів. За вихідними зображеннями аксіальних томографічних (СКТ) зрізів формуються мультипланарні реконструкції у фронтальній площині з подальшим проведенням контурної сегментації перетинів повітроносних порожнин за винятком параназальних синусів (придаткових пазух носа), що є, як показано в підрозділі, застійними (слабоконтрастними) областями з точки зору аеродинамічних процесів. Отримані зрізи можна вважати «живими» (як це прийнято у гідравліці) - перпендикулярними напрямку швидкості течії повітряного потоку. Потім виконується лофтинг контурів перетинів носових проходів для формування поверхневої 3D-моделі носової порожнини (рис. 6.1, а).

Для подальшого розрахунку і аналізу аеродинамічних характеристик результуюча модель зберігається в форматі *.STL при текстовому ASCII поданні даних. У цьому форматі поверхня 3D-моделі в результаті триангуляції

представляється послідовністю трикутних граней (facets). При цьому кожна грань описується чотирма наборами даних - просторовими координатами трьох вершин і напрямком нормального вектора, що вказує орієнтацію межі. Для створення герметичної (без зазорів) поверхні лофтігової просторової моделі верхніх дихальних шляхів, заснованої на живих перетинах носових ходів (рис. 6.1, б) кожна грань повинна мати по дві загальні вершини з сусідніми гранями.

Розглянемо етапи побудови аналітичної моделі аеродинаміки верхніх дихальних шляхів. Як відомо з розд. 3.3, потік повітря у верхніх дихальних шляхах може бути ламінарним (при спокійному диханні при витраті повітря близько 0,5 л / с і числі Рейнольдса менше $Re_{кр}$ в діапазоні $800 \leq Re \leq 2300$) і турбулентним (при форсованому диханні, витраті повітря більше 2 л / с і числі Рейнольдса $Re_{кр}$ більше в діапазоні $2300 \leq Re \leq 20000$).



Рисунок 6.1. Ілюстрація побудови геометричної моделі носового проходу: а – «живі» перетини верхніх дихальних шляхів (в сагітальній проекції); б – лофтігова просторова модель носового ходу

Для початку розглянемо сталий ламінарний режим течії повітря в носовій порожнині. При цьому виконання умов, дозволяє розглядати повітря як нестискаєме середовище. Для отримання аналітичного рішення носова порожнина представляється трубою круглого перетину з діаметром близько 4 мм і довжиною 70 мм.

Рівняння Нав'є-Стокса для ньютонівської в'язкої нестисливої рідини представляються у координатній формі наступним чином

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} = F_x - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \nabla^2 u; \\ \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = F_y - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial y} + \nu \nabla^2 v; \\ \frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} = F_z - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \nabla^2 w; \\ \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0, \end{array} \right. \quad (6.1)$$

де u, v, w – компоненти вектора швидкості W ,
 F_x, F_y, F_z – компоненти вектора об'ємної сили F ,
 $\rho = 1,205$, кг / м³, ν і $\nu = 1,5 \cdot 10^{-5}$ м² / с (15 мм² / с або 15 сСт) – щільність,
тиск і коефіцієнт кінематичної в'язкості повітря, відповідно.

Для розглянутого випадку усталеного режиму

$$\left(\frac{\partial u}{\partial t} = 0; \frac{\partial v}{\partial t} = 0; \frac{\partial w}{\partial t} = 0 \right),$$

щільність і в'язкість повітря є постійними ($\rho = const$; $\nu = const$) і вихідні рівняння Нав'є-Стокса (6.1) для вісесиметричного (по відношенню до осі z) течії спрощуються до наступної системи рівнянь

$$\left\{ \begin{array}{l} -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial x} = 0; \\ -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial y} = 0; \\ W \frac{\partial W}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \left(\frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial z^2} \right); \\ \frac{dW}{dz} = 0, \end{array} \right. \quad (6.2)$$

де $W \equiv w$ – компонента вектора швидкості вздовж довжини носового каналу.

З останнього рівняння системи (6.2) випливає, що w є функцією тільки x і y , а з перших двох, що p – функція тільки від z . Таким чином, у всіх перпендикулярних до площини z перетинах, розподіли швидкостей будуть однаковими, а тиску будуть змінюватися від перетину до перетину, причому кожний перетин буде являти собою ізобарну площину. Такий рух повітря є сталим. Виходячи з цього система рівнянь (6.2) зводиться до рівняння

$$\mu \left(\frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} \right) = \frac{\partial p}{\partial z}, \quad (6.3)$$

де $\mu = \nu \cdot \rho = 1,81 \cdot 10^{-5}$ Н · с / м² (Па·с) – коефіцієнт динамічної в'язкості повітря.

Ліва частина цього рівняння є функцією тільки від x і y , а права - тільки від z . При незалежності координат один від одного це може бути лише в разі постійності лівої і правої частин рівняння окремо, що дозволяє припустити

$$\frac{\partial p}{\partial z} = \text{const} = -\frac{\Delta p}{l},$$

де Δp - постійне уздовж носового ходу падіння (перепад) тиску на довільно обраній ділянці довжиною l .

У цьому випадку рівняння (6.3) може бути представлено у вигляді

$$\nabla^2 W = -\frac{\Delta p}{\mu l}. \quad (6.4)$$

При апроксимації носового ходу циліндричною трубою круглого перетину лапласіан має бути поданий у полярних координатах. При цьому рівняння (6.4) приймає вигляд

$$\frac{1}{r} \cdot \frac{d}{dr} \left(r \frac{dW}{dr} \right) = -\frac{\Delta p}{\mu l}, \quad (6.5)$$

або

$$\frac{d}{dr} \left(r \frac{dW}{dr} \right) = -\frac{\Delta p}{\mu l} r. \quad (6.6)$$

Інтегруючи рівняння (6.6), отримаємо

$$r \frac{dW}{dr} = -\frac{\Delta p}{2\mu l} r^2 + C_1.$$

Постійна C_1 знаходиться із умови обмеження швидкості на осі труби

$$\frac{dW}{dr} = -\frac{\Delta p}{2\mu l} r + \frac{C_1}{r}.$$

Після повторного інтегрування рівняння (6.6), отримаємо

$$W = -\frac{\Delta p}{4\mu l} r^2 + C_1 \ln(r) + C_2.$$

Так як, при $r \rightarrow 0 \ln(r) \rightarrow \infty$ повинна виконуватися умова $C_1 = 0$, то

$$W = -\frac{\Delta p}{4\mu l} r^2 + C_2$$

Друга постійна інтегрування C_2 знаходиться з умови рівності нулю швидкості на стінці труби ($W = 0$, при $r = a$, де a - радіус труби)

$$C_2 = \frac{\Delta p}{4\mu l} a^2$$

Тоді остаточно отримаємо

$$W = \frac{a^2 \Delta p}{4\mu l} \left(1 - \frac{r^2}{a^2} \right). \quad (6.7)$$

Таким чином, відповідно до виразу (6.7) максимальною швидкістю буде на осі носового проходу і буде мати параболічну залежність від радіуса. Причому, на осі каналу (при $r = 0$) максимальна швидкість W_0 буде дорівнювати подвоєній середній швидкості W_{cp}

$$W_0 = \frac{a^2 \Delta p}{4 \mu l} = 2W_{cp}.$$

Таким чином, остаточно отримуємо розрахункову формулу для швидкості потоку повітря в i -му перетині носової порожнини в ламінарному режимі:

$$W = 2W_{cp} \left(1 - \frac{r^2}{a^2} \right). \quad (6.8)$$

З огляду на складну просторову конфігурацію носової порожнини, розрахунок діючих значень швидкостей в перетинах носового каналу проводиться наступним чином:

- для кожної j - ї точки i - го перетину носового ходу розраховувався радіус $r_{j,i}^*$ – відстань від даної точки до найближчої стінки як параметр максимальної восьмизв'язної прямокутної околиці, в якій жоден елемент не належить стінці ($r_{j,i}^* \equiv r$);

- визначався максимальний радіус $r_{\max,i}^* = \max(r_{j,i}^*)$ для кожного i -го перетину носового ходу, якому повинна відповідати максимальна швидкість потоку повітря в даному перетині ($r_{\max,i}^* \equiv a$);

- визначалася середня швидкість W_{cpi} в i -му перетині носової порожнини за даними риноманометрії виходячи з формули

$$W_{cpi} = \frac{Q}{S_i}, \quad (6.9)$$

де Q – витрата повітря, одержується за даними риноманометрії,

S_i – площа i - го поперечного перерізу носової порожнини.

Значення перепаду тиску Δp_i в даному перетині визначалося відповідно до виразу

$$\Delta p_i = \frac{\Delta p_{\max}}{l} \Delta z_i, \quad (6.10)$$

де Δp_{\max} – максимальний перепад тиску між атмосферним тиском і тиском на виході з носового каналу, одержується за риноманометричними даними, Δz_i – відстань від площини i -го поперечного перерізу носової порожнини до входу в носовий канал, l – загальна довжина носового каналу.

При турбулентному режимі перепад тисків буде визначатися також за формулою (6.10), а розподіл усереднених швидкостей V – за напівемпіричним логарифмічним або степеневим законом

$$V = 1,3 \cdot V_{\text{cp}} \left(1 - \frac{r}{a} \right)^{\frac{1}{7}}, \quad (6.11)$$

де V_{cp} – середня швидкість за обраним «живим» перетином, що визначається за формулою (6.9).

Напівтонові ілюстрації розподілу швидкостей при ламінарному і турбулентному режимах проходження повітря через носову порожнину наведені на рис. 6.2, а і б, відповідно. Витрати повітря становили при цьому 0,5 л / с і 2 л / с, відповідно. Аналіз розподілу швидкостей на рис. 6.2, а показав, що швидкості при ламінарному режимі мають параболічний профіль, причому швидкості в більшості перетинів приймають максимальні значення в центральних областях загального і нижнього носових ходів. Осереднена швидкість повітряного потоку при турбулентному режимі постійна по перетину при наявності зон різкого спаду швидкості у пристінковій області (рис. 6.2, б).

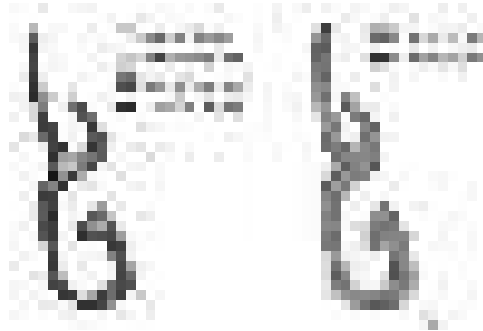


Рисунок 6.2. Результати аналітичного моделювання розподілу швидкостей у носовому ході при ламінарному (а) і турбулентному (б) режимах

6.2. Побудова чисельної просторової моделі аеродинаміки носової порожнини

Чисельне моделювання процесу проходження повітря через носову порожнину виконувалося за допомогою програмного пакета FlowVision v. 2, ТОВ «Тесіс» (Росія) за доступною freeware версією. Виходячи з останніх публікацій, найбільш відомими і функціональними є програмні пакети CFX (Канада, Великобританія, Німеччина), Ansys, модуль Flotran, (США), STAR-CD (Великобританія), Fluent (США), Numeca (Бельгія,), FlowER (Україна), Flow Vision (Росія).

Розрахунок течії газу в сучасних програмних продуктах виконується шляхом чисельного рішення системи рівнянь, що описують найбільш загальний випадок руху рідкого середовища. Такими є рівняння Нав'є-Стокса і нерозривності (6.1). Граничними умовами, як правило, є умови рівності нулю швидкості потоку на стінках порожнини, розподіл складових швидкості у вхідному перерізі і рівність нулю перших похідних (у напрямку течії) компонент

швидкості у вихідному перерізі, можливо також завдання осередненої швидкості потоку, або витрати - при цьому на виході параметри не задаються. Тиск входить в рівняння (6.1) лише у вигляді перших похідних, і його значення вказується тільки в якійсь одній точці розрахункової області. Найбільш частими явищами в біологічних об'єктах є турбулентні течії. Безпосереднє моделювання турбулентних течій шляхом чисельного рішення рівнянь Нав'є-Стокса, записаних для миттєвих швидкостей, до сих пір залишаються вкрай важкими, при цьому практичний інтерес представляють, як правило, не миттєві, а усереднені значення швидкостей. Часто для аналізу турбулентних течій замість рівнянь (6.1) використовують рівняння Рейнольдса і різні моделі турбулентності.

Вибір програмного пакета FlowVision (РФ) для проведення чисельного моделювання аеродинамічних процесів в носовій порожнині обумовлений його доступністю на українському ринку програмного забезпечення, а також поширенню його некомерційних версій (використовувалася безстрокова демо-версія FlowVision 2 з обсягом розрахункової сітки обмеженням 15000 комітками).

При цьому програмний продукт FlowVision не має вбудованого препроцесора (власних коштів розробки для створення геометричних об'єктів), але дозволяє імпортувати геометричну конфігурацію досліджуваних структур (порожнин) з багатьох сучасних CAD-систем, наприклад, SolidWorks, Compass 3D, AutoCAD. Також пакет має зручний інтерфейс, що дозволяє візуалізувати імпортовану розрахункову область, вказати граничні умови, властивості середовища і досліджувані параметри. У пакеті FlowVision використовується прямокутна (декартова) розрахункова сітка з можливістю адаптивного вибору розмірів комірок і підхід до дискретизації рівнянь математичної моделі на основі методу скінченних об'ємів, що забезпечує закон збереження інтегральних величин (витрат, кількості руху) в кожній з комірок розрахункової сітки. При цьому вибирається деяка замкнута область течії газу, для якої проводиться пошук полів макроскопічних величин (наприклад, перепаду тиску, швидкості, витрати), що описують стан середовища в часі і відповідають певним фізичним законам.

Зручні засоби пост-обробки дозволяють спостерігати на екрані анімовані і статичні картини перебігу, а також інтегральні показники потоку, оновлювані після кожної глобальної ітерації (зміни структури потоку в залежності від часу). Набір наявних засобів візуалізації при цьому включає стандартні двовимірні графіки, векторні поля, ізолінії і ізоповірки параметрів що задаються, кольорову заливку областей в залежності від значень досліджуваного параметра і анімацію руху частинок рідини. Після завантаження в програмний пакет геометричної моделі верхніх дихальних шляхів в форматі *.STL задавалися властивості розрахункової області і параметри середовища, розставлялися граничні умови (значення перепаду тисків на носовій порожнині (0,3; 1,0; 2,0; 5 , 0 і 10 кПа), витрата через носову порожнину (0,3; 0,6; 1, 2 і 4 л / с) і рівність нулю швидкості біля стінки), вводилися тип і додаткові параметри обчислювальної моделі.

Чисельні дані про розподіл швидкостей повітряного потоку з точністю до 15% збігаються з аналітичними рішеннями, отриманими за формулами (6.5) і (6.8). При ламінарному режимі найбільша швидкість спостерігається в

центральної області загального і нижньому носових ходах. При турбулентному режимі також спостерігається сталість швидкості на більшій площі перетину і різке зменшення швидкості у пристінковій області

Просторове відображення моделі проходження повітря через носову порожнину, наведене на рис. 6.3, дозволяє візуально за густотою ліній струму оцінити витрату повітря і в анімаційному режимі оцінити швидкість повітряного потоку в різних відділах верхніх дихальних шляхів. Візуалізація даних про перепади тисків по довжині носової порожнини наведена на рис. 6.4 - значення тисків будуть постійні по перетинах, які є ізобарними площинами. Похибки усередненого аналітичного і чисельного методу стосовно розрахунку тиску в перетинах носової порожнини знаходяться в межах 10%.



Рисунок 6.3 – Ілюстрація розподілу швидкостей уздовж носового ходу (по густоті ліній повітряного потоку) за даними чисельного експерименту в пакеті FlowVision



а

б

Рисунок 6.4 – Розподіл перепаду тиску по довжині носового ходу за даними чисельного експерименту в пакеті FlowVision: а – вздовж сагітального розрізу носового ходу; б – в одному з характерних перетинів (А-А) носового ходу (півтони ілюструють зміну перепаду тиску)

Таким чином, тривимірне моделювання процесу проходження повітря через носову порожнину дозволяє картувати носові ходи по досліджуваним параметрам і вивчати їх локальні значення, що важливо для планування малоінвазивних хірургічних втручань. Однак чисельне моделювання повітряного потоку в носовій порожнині за допомогою програмних пакетів вимагає великих затрат часу (до декількох робочих днів), що пов'язано, як з

досить громіздким етапом підготовки вихідних даних, заснованому на інтерактивній сегментації анатомічних об'єктів, трасуванню контурів повітроносних структур, формувально тривимірної моделі носових ходів і її наступним завантаженням в середу моделювання, усунення помилок геометрії моделі, часто призводять до неодноразового ітеративного виконання попередніх стадій, так і безпосереднього етапу моделювання, при якому задається велика кількість аеродинамічних і параметрів візуалізації.

Тому даний вид моделювання через великі затрати часу і складність підготовчого етапу є, фактично, непридатним для безпосереднього застосування в клінічній практиці і може бути використаний тільки у виняткових випадках, коли чисельно-аналітичний підхід може призводити до великих похибок в порівнянні з експериментальними даними, наприклад, через відсутність обліку місцевих опорів.

6.3. Розробка методу конфігураційного комп'ютерного планування ринохірургічних втручань

Метою комп'ютерного конфігураційного планування ринохірургічних втручань є віртуальне моделювання оперативного прийому - зміна контурів анатомічних структур верхніх дихальних шляхів і прогнозування анатомо-функціональних результатів операції в порівнянні до відповідних показників до і після моделювання оперативного втручання.

Вихідними даними для анатомічного картування є набір передопераційних зображень томографічних (СКТ) зрізів, функціональними даними є результати риноманометрії, основними з яких є перепад тиску і витрата повітря через носову порожнину (носові проходи) при різних режимах дихання. Основною робочою гіпотезою при цьому є те, що утруднення дихання викликано підвищеним аеродинамічного опору носових проходів. Тому комп'ютерне хірургічне планування в ринології, в першу чергу, спрямовано на визначення загального аеродинамічного опору носових проходів і визначення критичних ділянок - областей з підвищеним носовим опором. Далі виконується зміна анатомічної конфігурації окремих (критичних) ділянок носових проходів і повторне визначення (прогнозування) величини аеродинамічного опору віртуально сконфігурованих носових проходів, а також обчислення відношення значень прогнозованого і вихідного аеродинамічного опору, що показує потенційні можливості функціональної ринопластики, спрямованої на поліпшення носового дихання. У післяопераційний період проводиться порівняння знову отриманих даних з вихідними і прогнозованими.

Спочатку проводиться аналіз геометричних характеристик носової порожнини (рис. 6.5) і на кожному фронтальному СКТ-зрізі визначаються наступні показники:

- ступінь викривлення носової перегородки δ_n відповідно до формул

$$\delta_{\Pi} = \frac{1}{N_{\Pi}} \sum_{j=j_{\min}}^{j_{\max}} \sum_{i=i_{\min}}^{i_{\max}} x_{\Pi}(i, j) - x_c, \quad (6.12)$$

$$|\delta_{\Pi}| = \frac{1}{N_{\Pi}} \sum_{j=j_{\min}}^{j_{\max}} \sum_{i=i_{\min}}^{i_{\max}} |x_{\Pi}(i, j) - x_c|, \quad (6.13)$$

де x_c – умовний центр вертикальної симетрії,
 $x_{\Pi}(i, j)$ – x -координата точки (i, j) носової перегородки,
 N_{Π} – кількість точок, що належать носовій перегородці.

Модульне значення ступеня викривлення перегородки $|\delta_{\Pi}|$, що обчислюється за формулою (6.13), дозволяє враховувати ступінь не тільки одностороннього (рис. 6.5, б), але і S-подібного викривлення (рис. 6.5, в) носової перегородки в порівнянні з умовною нормою (рис. 6.5, а);

- коефіцієнти заповнення $K_{\text{Л.н.х}}$, $K_{\text{П.н.х}}$ перетину лівого і правого носових ходів (рис. 6.5, г), що обчислюються відповідно до формул

$$K_{\text{Л.н.х}} = \frac{S_{\text{Л.н.х}}}{S_{\Pi} + S_{\text{Л.н.п}}}, \quad (6.14)$$

$$K_{\text{П.н.х}} = \frac{S_{\text{П.н.х}}}{S_{\Pi} + S_{\text{П.н.п}}}, \quad (6.15)$$

де S_{Π} , $S_{\text{Л.н.п}}$, $S_{\text{П.н.п}}$, $S_{\text{Л.н.х}}$, $S_{\text{П.н.х}}$ – площі носової перегородки, носових раковин і повітряного простору в лівому і правому носових ходах, відповідно.

Наведені вище показники дозволяють оцінити ступінь викривлення носової перегородки (асиметрії носової порожнини) і величину заповнення носової порожнини анатомічними структурами, що перешкоджають проходженню повітря.

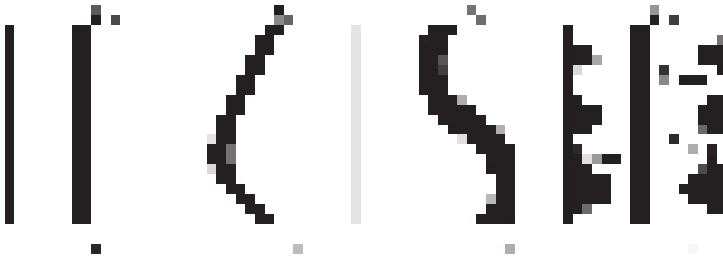


Рис. 6.5. Схематична ілюстрація найбільш поширених видів анатомічної конфігурації носової порожнини: а - без викривлення;

б - одностороннє викривлення носової перегородки; в - двостороннє

S-подібне викривлення носової перегородки; г - носова порожнина з позначеними площами $S_{\text{пер}}$ перегородки та сумарних $S_{\text{Л.н.п.}}$, $S_{\text{П.н.п.}}$ (лівих і

правих) носових раковин (C_x - вісь симетрії)

Перебіг повітря в носових проходах супроводжується втратами тиску, як по довжині, так і на місцевих опорах, що викликають вихроутворення через зміни площ перетинів (звуження або розширення) або змінюють напрямок руху повітря - типу «раптовий поворот потоку». Питання розрахунку втрат тиску при течії повітря в каналах розглядаються в технічній гідромеханіці (механіці рідини і газу) при аналізі тривимірного простору течії повітря або у гідравліці при одновимірному перебігу. При цьому першорядне значення для вибору методу розрахунку аеродинамічного опору верхніх дихальних шляхів повітряному потоку має попереднє визначення режиму течії - ламінарного або турбулентного, що характеризується критичним значенням безрозмірного числа Рейнольдса. З огляду на те, що в більшості режимів дихання відбувається турбулентний рух повітря в носових проходах (див. розділ 2), то основні формули розрахунку аеродинамічного опору наводяться спочатку для турбулентного режиму, а потім для ламінарного.

Розглядаючи носову порожнину як паралельне з'єднання двох носових проходів (повітряних каналів) можна зробити наступні припущення:

- сумарна об'ємна витрата Q_{Σ} через носову порожнину дорівнює відповідно до рівняння нерозривності сумі об'ємних витрат Q_L і Q_P через лівий і правий носові проходи відповідно

$$Q_{\Sigma} = Q_L + Q_P; \quad (6.16)$$

- втрати тиску в кожному носовому проході ($\Delta p_L, \Delta p_P$) визначають виходячи з постійності перепаду тисків між загальними входом (атмосферний тиск) і виходом в носоглотку (в області хоан)

$$\Delta p_L = \Delta p_P = \Delta p = const; \quad (6.17)$$

- повний аеродинамічний носовий опір $A^{(T)}$ в турбулентному режимі дорівнює відношенню перепаду тисків Δp між вхідним і вихідним отворами носової порожнини до квадрату сумарної об'ємної витрати Q_{Σ} повітря

$$A^{(T)} = \frac{\Delta p}{Q_{\Sigma}^2}. \quad (6.18)$$

Для зручності подальших викладок вводимо позначення:

$Q_1 = Q_L$ – витрата через лівий носовий прохід;

$Q_2 = Q_P$ – витрата через правий носовий прохід;

$\Delta p_1 = \Delta p_L$ – перепад тиску на лівому носовому проході;

$\Delta p_2 = \Delta p_P$ – перепад тиску направоу носовому проході.

При розрахунку втрат тиску в складних трубопроводах, до яких відносяться паралельні канали носових проходів, витрата повітря через кожен з них дорівнює сумарному, виходячи з рівняння нерозривності згідно (6.16)

$$Q_{\Sigma} = Q_1 + Q_2, \quad (6.19)$$

Втрати тиску в кожному каналі визначають виходячи з постійності перепаду тисків між загальними входом (атмосферний тиск) і виходом в носоглотку (куди носові проходи виходять) згідно (6.17)

$$\Delta p_1 = \Delta p_2 = \Delta p = const, \quad (6.20)$$

тому втрати тиску можна виразити як

$$\Delta p_1 = \Delta p_{L,1} + \Delta p_{m.c,1} = \sum \lambda_1 \rho_1 \frac{\Delta l_1}{d_r} \frac{Q_1^2}{2S_1^2} + \sum \xi_1 \rho_1 \frac{Q_1^2}{2S_1^2} = Q_1^2 A_1, \quad (6.21)$$

$$\Delta p_2 = \Delta p_{L,2} + \Delta p_{m.c,2} = \sum \lambda_2 \rho_2 \frac{\Delta l_2}{d_r} \frac{Q_2^2}{2S_2^2} + \sum \xi_2 \rho_2 \frac{Q_2^2}{2S_2^2} = Q_2^2 A_2, \quad (6.22)$$

де Δp_L і $\Delta p_{m.c}$ – втрати тиску по довжині і на місцевих опорах для відповідних ділянок кожного каналу, Δl – довжина каналу або розрахункової ділянки, м, S – площа розрахункової ділянки каналу, м, d_r – гідравлічний діаметр, який визначається за формулою (2.7), ρ – щільність повітря, = 1,205 кг / м³, ξ – безрозмірний коефіцієнт місцевих гідравлічних втрат, λ – безрозмірний коефіцієнт гідравлічного тертя (коефіцієнт Дарсі), рівний $\lambda = 64 / Re$ для ламінарного і $\lambda = 0,32 / Re^{0,25}$ для турбулентного режимів течії повітря відповідно, A_1 і A_2 – постійні значення для аеродинамічних опорів носових проходів, які визначаються як

$$A_1 = \sum \lambda_1 \rho_1 \frac{\Delta l_1}{d_r} \frac{1}{2S_1^2} + \sum \xi_1 \rho_1 \frac{1}{2S_1^2}, \quad (6.23)$$

$$A_2 = \sum \lambda_2 \rho_2 \frac{\Delta l_2}{d_r} \frac{1}{2S_2^2} + \sum \xi_2 \rho_2 \frac{1}{2S_2^2}. \quad (6.24)$$

Беручи до уваги малу протяжність носових проходів, порівнянню з відстанями між розташуванням місцевих опорів, що обумовлюють їх суттєвий взаємовплив, і наявність згладженої конфігурації носових проходів без явно виражених перешкод, що призводять до розвороту потоку, розрахунок втрат на місцевих опорах в формулах (6.23) і (6.24) можна не враховувати.

Тому остаточно для турбулентного режиму аеродинамічні опору кожного з носових проходів

$$A_1^{(T)} = \lambda_1 \rho \sum_{n=1}^N \frac{\Delta l_1(n)}{d_{r,1}(n) \cdot 2S_1^2(n)}; \quad (6.25)$$

$$A_2^{(T)} = \lambda_2 \rho \sum_{n=1}^N \frac{\Delta l_2(n)}{d_{r,2}(n) \cdot 2S_2^2(n)}, \quad (6.26)$$

де N – кількість живих перетинів носових проходів,
 $\Delta l(n)$ – довжина n -ї ділянки носового проходу.

Далі для турбулентного режиму течії повітря, в якому перепад тиску на каналі залежить від квадрата витрати що пропускається згідно з формулою

(6.18), визначаються витрати повітря через кожний носовий прохід, виражаючи витрати через витрату одного з них

$$\Delta p_1 = \Delta p_2 = \Delta p = Q_1^2 \cdot A_1^{(T)} = Q_2^2 \cdot A_2^{(T)}, \quad (6.27)$$

$$Q_2 = Q_1 \sqrt{\frac{A_1^{(T)}}{A_2^{(T)}}}; \quad (6.28)$$

$$Q_\Sigma = Q_1 + Q_1 \sqrt{\frac{A_1^{(T)}}{A_2^{(T)}}} = Q_1 \left(1 + \sqrt{\frac{A_1^{(T)}}{A_2^{(T)}}} \right), \quad (6.29)$$

і обчислюється значення витрати в носовому проході Q_1

$$Q_1 = \frac{Q_\Sigma}{1 + \sqrt{\frac{A_1^{(T)}}{A_2^{(T)}}}}, \quad (6.30)$$

і далі витрата через носовий прохід Q_2 , виходячи з формули (4.19)

$$Q_2 = Q_\Sigma - Q_1.$$

Через еквівалентний опір $A_{\parallel}^{(T)}$ паралельних трубопроводів сумарну витрату відповідно до формули (6.19) можна виразити як

$$Q_\Sigma = Q_1 + Q_2 = \sqrt{\frac{\Delta p}{A_1^{(T)}}} + \sqrt{\frac{\Delta p}{A_2^{(T)}}} = \sqrt{\frac{\Delta p}{A_{\parallel}^{(T)}}}, \quad (6.31)$$

де

$$A_{\parallel}^{(T)} = \left(\frac{\sqrt{A_1^{(T)}} \cdot \sqrt{A_2^{(T)}}}{\sqrt{A_1^{(T)}} + \sqrt{A_2^{(T)}}} \right)^2. \quad (6.32)$$

У ламінарному режимі діє лінійна залежність між витратою повітря і перепадом тиску щойого викликає в каналі, тому витрати повітря і відповідні перепади тисків на носових проходах визначаються формулами (6.19) і (6.20). Основними розрахунковими співвідношеннями при цьому є

$$Q_1 = \frac{\Delta p}{A_1^{(T)}}; \quad Q_2 = \frac{\Delta p}{A_2^{(T)}}, \quad (6.33)$$

$$\Delta p_1 = \Delta p_2 = \Delta p = Q_1 \cdot A_1^{(T)} = Q_2 \cdot A_2^{(T)} \quad (6.34)$$

де $A_1^{(T)}$ і $A_2^{(T)}$ – аеродинамічні опори носових проходів в ламінарному режимі, які визначаються згідно з формулою Пуазейля

$$A_1^{(T)} = \rho_{g1} \frac{l_1}{S_1}; \quad A_2^{(T)} = \rho_{g2} \frac{l_2}{S_2}, \quad (6.35)$$

де l – довжина відповідного каналу, S – середня площа «живого» перетину відповідного каналу, ρ_g – характеристичний аеродинамічний опір відповідного носового каналу

$$\rho_g = 8\eta / r^2,$$

де $= 1,81 \cdot 10^{-5}$ Па·с – коефіцієнт динамічної в'язкості повітря при нормальних умовах,

r – середній радіус каналу.

Переходячи від середніх значень до диференціальної форми представлення геометричних характеристик кожного живого перетину і з огляду на відмінність форми носових проходів від круглих каналів (підставляючи замість радіуса живого перетину каналу величину половини гідравлічного діаметра і виражаючи площу кожного живого перетину через гідравлічний діаметр), отримуємо такі розрахункові формули для визначення аеродинамічних опорів носових проходів в ламінарному режимі

$$A_1^{(n)} = \frac{128\eta}{\pi} \sum_{n=1}^N \frac{\Delta l_1(n)}{d_{r1}^4(n)}, \quad (6.36)$$

$$A_2^{(n)} = \frac{128\eta}{\pi} \sum_{n=1}^N \frac{\Delta l_2(n)}{d_{r2}^4(n)}, \quad (6.37)$$

де N – кількість живих перетинів носових проходів,

$\Delta l(n)$ – довжина n -ї ділянки носового проходу.

При цьому еквівалентний аеродинамічний опір двох паралельних носових проходів буде обчислюватися як

$$A_{||}^{(n)} = \frac{A_1^{(n)} \cdot A_2^{(n)}}{A_1^{(n)} + A_2^{(n)}}, \quad (6.38)$$

а сумарна витрата відповідно до виразів (6.19), (6.20) і (6.33) у вигляді

$$Q_{\Sigma} = Q_1 \left(1 + \frac{A_1^{(n)}}{A_2^{(n)}} \right) = Q_2 \left(1 + \frac{A_2^{(n)}}{A_1^{(n)}} \right), \quad (6.39)$$

де

$$Q_1 = Q_{\Sigma} \frac{A_2^{(n)}}{A_1^{(n)}}; \quad Q_2 = Q_{\Sigma} \frac{A_1^{(n)}}{A_2^{(n)}}. \quad (6.40)$$

З урахуванням формули (6.38) сумарна витрата через паралельні носові проходи в ламінарному режимі визначається за формулою

$$Q_{\Sigma} = Q_1 + Q_2 = \frac{\Delta p}{A_1^{(n)}} + \frac{\Delta p}{A_2^{(n)}} = \frac{\Delta p}{\frac{A_1^{(n)} \cdot A_2^{(n)}}{A_1^{(n)} + A_2^{(n)}}} = \frac{\Delta p}{A_{||}^{(n)}}. \quad (6.41)$$

Таким чином, при проведенні комп'ютерного конфігураційного хірургічного планування обчислюються аеродинамічні опори носових проходів у вихідному (предопераційному) стані і після віртуальної зміни конфігурації анатомічних структур носової порожнини. Після цього знаходяться коефіцієнти, що характеризують відношення значень носових опорів до і після корекції, як віртуальної (для прогнозування), так і після проведення реального оперативного втручання (для визначення його ефективності)

$$k_*^{(**)} = \frac{A_E^{(**)}}{A_s^{(**)}}, \quad (6.42)$$

де A_s і A_E – аеродинамічні опори носових проходів до і після проведення корекції анатомічних структур, відповідно, а символ (*) вказує на Е – експериментальні або П – прогнозовані дані, символ (**) вказує на режими течії повітря: (Л) – ламінарний, (Т) – турбулентний.

Моделювання зміни конфігурації анатомічних структур виконується за базовим алгоритмом двомірного варпінга (2D-warping) в площині кожного живого перетину носових проходів.

При цьому вводиться структура, що складається з L початкових опорних вершин $T_S(x, y)$ через кожні 5-10 мм (в залежності від величини деформації і розмірів анатомічних структур що переміщуються, але не менше 2-х вершин на структуру, можливо так само завдання регулярної сітки початкових опорних вершин) і інтерактивно задаються вектора $P_l(P_x, P_y)$ переміщення (деформації) для кожної l -ї опорних вершин що задаються, причому для кожної i -ї точки зображення, що знаходиться на відстані $d_{i,l}$ від l -ї опорної вершини що задає переміщення

$$T_{П}(x_i, y_i) = T_S(x_i, y_i) + s_r(d_{i,l}) \cdot P_l(p_x, p_y), \quad (6.43)$$

або в координатній формі

$$x_{П} = x_s + s_r(d_i) \cdot p_x; \quad y_{П} = y_s + s_r(d_i) \cdot p_y,$$

де T_S і $T_{П}$ – вихідна і переміщена точки відповідно (індекси i опущені),

$s_r(d_{i,l})$ – коефіцієнт масштабування деформації, що визначається за формулою

$$s_r(d_{i,l}) = 1 - \left(\frac{d_{i,l}}{r + k_d} \right)^{b+1}, \quad (6.44)$$

де b – коефіцієнт ступеня еластичності деформації $b \geq 0$,

$d_{i,l}$ – відстань від i -ї точки растра до l -ї опорної вершини,

r – радіус дії деформації (в разі сіткового завдання вершин дорівнює половині кроку сітки),

k_d – коефіцієнт, що визначає ступінь впливу зміни відстані при деформації.

Для усунення дефектів деформованого зображення, які полягають в «просічках» інтенсивності на растрі, застосовується метод усереднюючої фільтрації за даними перетвореного зображення.

Таким чином, метод складається з двох етапів - спочатку проводиться інтерактивне переміщення опорних вершин, а потім деформація елементів растра, пов'язана з кожною опорною вершиною. Наступним етапом є інтерактивне коригування змодельованих анатомічних об'єктів, при якому вводяться наступні геометричні обмеження - товщина кісткових і хрящових структур, а також слизової оболонки повинна бути не менше 1 мм.

При цьому необхідно враховувати, що основною вимогою в сучасній функціональній ринології є тільки зміна конфігурації (корекція) при якомога меншій резекції анатомічних об'єктів. Недоліками моделі є відсутність обліку еластичності і, відповідно, ступеня деформації різних анатомічних структур і тканин, а також відсутність суворої відповідності геометричній деформації в суміжних перетинах носової порожнини, що призводить до появи ступінчастих контурів анатомічних структур при формуванні 3D-моделі і знижує адекватність віртуальної анатомічної корекції. Ілюстрація застосування методу деформації позрізового двомірного варпінга (2D-warping) буде показана нижче на прикладі комп'ютерного конфігураційного планування у функціональній ринохірургії.

6.4. Приклад використання методу комп'ютерного моделювання ринохірургічного втручання при корекції викривлення носової перегородки

Розглянемо визначення аеродинамічного носового опору при проведенні конфігураційного хірургічного планування на прикладі ендоназальної септопластики - виправлення викривлення носової перегородки. У передопераційному періоді виконувалися обстеження функції носового дихання за даними динамічної ЗАРМ, а також інтраскопічне картування за даними СКТ. Аксиальна СКТ-томограма і мультипланарна реконструкція верхніх дихальних шляхів у фронтальній проекції наведені на рис. 6.6, а і б, відповідно. При цьому чітко видно викривлення носової перегородки (як кісткового, так і частково хрящового відділів) вправо.



Рисунок 6.6 – Приклад СКТ- картування ділянки носової порожнини при односторонньому викривленні носової перегородки S_n вправо: а – вихідний аксиальний СКТ-зріз на рівні середнього носового ходу; б – фронтальна МПР

Першим етапом виконувалося побудова фронтальних МПР верхніх дихальних шляхів, сегментація носових проходів (повітряних каналів), і визначення геометричних характеристик їх «живих» перетинів, таких як площа, змочений периметр, гідравлічний діаметр відповідно до формули (2.7) з урахуванням того, що відстані між «живими»перетинами носових проходів становлять 2 мм. Далі виконувалося визначення аеродинамічних опорів в кожному носовому проході по геометричним параметрам живих перетинів

відповідно до формул (6.25), (6.26), (6.36) і (6.37) для турбулентного (рис. 6.7, а) і ламінарного (рис. 6.7, б) режимів потоку повітря відповідно.

Як видно з рисунків, максимальні аеродинамічні опори присутні на вході в носову порожнину (опір носового клапана, перетини № 1 і 2) і на ділянці між 11-м і 29-м перетинами, що обумовлено викривленням носової перегородки. Локальні зниження опору на цій ділянці пояснюються компенсаторною зміною конфігурації носових раковин. Цим же процесом пояснюється порівняно невелика асиметрія (до 20%) в значеннях носового опору для лівого і правого носових проходів при явному викривленні носової перегородки в праву сторону.

При ламінарному режимі (рис. 6.7, б), в цілому, спостерігається аналогічний розподіл аеродинамічних опорів носових проходів по довжині, при цьому внесок аеродинамічного опору носового клапана в загальний опір носових проходів практично нівелюється.

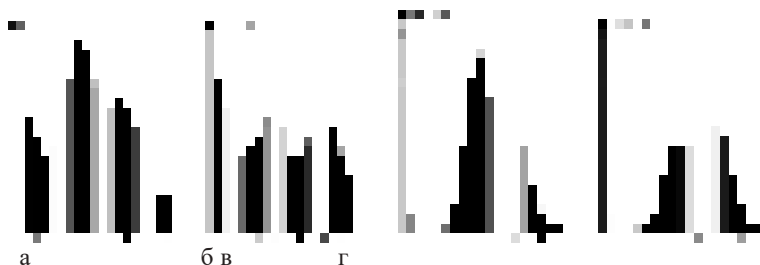


Рисунок 6.7 – Діаграми зміни аеродинамічного опору ділянок носової порожнини по передопераційним СКТ-даним: при турбулентному режимі: а – для правого і б – для лівого носових проходів; при ламінарному режимі: в – для правого і г – для лівого носових проходів

Далі виконується етап безпосередньо комп'ютерного моделювання втручання - віртуальної корекції анатомічних структур носової порожнини шляхом позрізового двомірного варпінга згідно з формулою (6.43). При цьому в кожному перетині інтерактивно задаються початкові опорні вершини або довільно (рис. 6.8), або у вигляді прямокутної сітки (рис. 6.9, а). При цьому фахівець виконує переміщення початкових опорних вершин (рис. 6.8, б і 6.9, б) і програма варпінга обчислює нові координати змінюваних анатомічних об'єктів, як видно з рис. 6.9, б і в.

За допомогою розробленого програмного забезпечення можливо виконати вибір «живого» перетину і побудова (при введених функціональних даних риноманометрії) в ньому розподілу швидкостей, як при ламінарному, так і при турбулентному режимах.

Дані про розподіл швидкостей в перетинах носової порожнини дозволяють перед проведенням геометричної корекції анатомічних структур враховувати інформацію про відсоткові співвідношення витрат повітря через різні відділи носових проходів (рис. 6.10, а–г). Однак, з огляду на фізіологічну суперечливість

цих досліджень, вивчення розподілу швидкостей в перетинах носової порожнини можна використовувати, в основному, як допоміжну процедуру. Найбільш значущими при цьому є параметри витрати повітря, площі перетину і осередненої швидкості повітряного потоку в n-му перерізі.

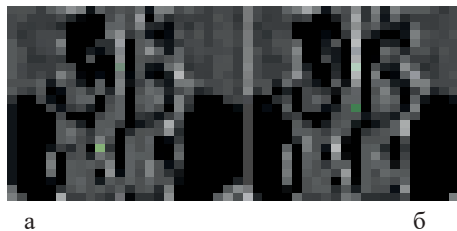


Рисунок 6.8 – Ілюстрація процесу виконання двовимірного варпінга по довільно заданим початковим опорним точкам: а – вихідне зображення; б – результат варпінга

Після інтерактивної корекції змодельованих структур носової порожнини проводиться обчислення аеродинамічних опорів носових ходів за формулами (6.25), (6.26), (6.36) і (6.37) для турбулентного і ламінарного режимів течії повітря відповідно. Характер аеродинамічних опорів буде відрізнятися в залежності від режиму течії повітряного потоку, що пов'язано з різними ступенями значень гідравлічного діаметра і площі живих перетинів, що входять в розрахункові формули.

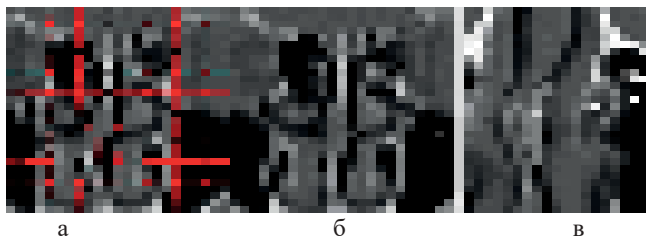


Рисунок 6.9 – Ілюстрація виконання двовимірного варпінга по заданим у вигляді сітки початковим опорним точкам: а - вихідне зображення; б – результат варпінга; в – результат варпінга на аксіальному СКТ-зрізі (позначення вихідного S_n і змодельованого S_M положень носової перегородки)

Це видно по зміні аеродинамічних опорів по живим перетинам для турбулентного (рис. 6.11, а і б) і ламінарного (рис. 6.11, в і г) режимів течії повітря, відповідно. При цьому спостерігається зменшення аеродинамічних опорів критичних ділянок (в перетинах з 11 по 29) обох носових ходів більше ніж в 2,5 рази (в окремих перетинах), як при турбулентному, так і при ламінарному режимах течії повітря. Післяопераційні показники функціональної ринопластики (повторні риноманометричне і СКТ-обстеження) визначаються не менше ніж через два тижні після втручання (для зменшення післяопераційного набряку).

На рис. 6.12, а і б наведено приклади аксіальної СКТ-томограми і фронтальної МПР після ендоназальної септопластики відповідно, а також обчислення аеродинамічних опорів носових ходів за формулами (6.25), (6.26), (6.36) і (6.37) для турбулентного (рис. 6.13, а і б) і ламінарного (рис. 6.13, в і г) режимів течії повітря відповідно. При цьому спостерігається зменшення аеродинамічних опорів критичних ділянок (в перетинах з 11 по 29) обох носових ходів більше ніж в два рази (в окремих перетинах), як при турбулентному, так і при ламінарному режимах течії повітря.



Рисунок 6.10 – Візуалізація розподілу швидкостей по характерному перетину носової порожнини: а і б - сегментоване зображення і розподіл швидкостей для правого носового проходу; в і г - сегментоване зображення і розподіл швидкостей для лівого носового проходу

Сумарні аеродинамічні опори кожного носового ходу в передопераційний, післяопераційний періоди і відповідні прогнозовані значення наводяться в табл. 6.1 і 6.2, а також на рис. 6.14 і 6.16. При цьому видно, що результати прогнозування аеродинамічного носового опору і дані, отримані після виконання операції відрізняються несуттєво (не більше ніж на 15%). Як впливає з рис. 6.14, а і 6.15, зниження реального післяопераційного сумарного аеродинамічного опору трохи асиметрично і більше (приблизно в 2 рази) для правого, в сторону якого була викривлена перегородка (рис. 6.14, а і 6.15, а), носового проходу; для лівого носового проходу зниження післяопераційного аеродинамічного опору (рис. 6.14, б і 6.15, б) в обох режимах складає величину порядку 1,7 рази.

Риноманометрична діагностика проводилася з урахуванням режиму течії повітря при фіксованих перепадах тиску на носових проходах, при цьому $\Delta p = 6$ кПа і $Q_{\Sigma} = 1,15$ л / с – для турбулентного і $\Delta p = 0,5$ кПа і $Q_{\Sigma} = 0,26$ л / с – для ламінарного режимів.

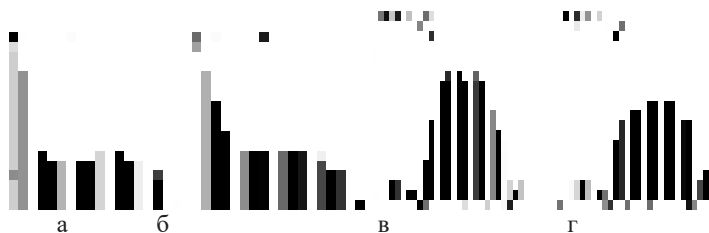


Рисунок 6.11 – Діаграми зміни аеродинамічного опору ділянок носової порожнини при віртуальному моделюванні оперативного прийому по СКТ-даним: при турбулентному режимі для правого (а) лівого (б) носових проходів; при ламінарному режимі для правого (в) і лівого (г) проходів



Рисунок 6.12 – Ілюстрація післяопераційної зміни носової перегородки за даними СКТ через два тижні після проведення втручання: а – аксіальний СКТ-зріз; б – МПП у фронтальній проекції (S_п – носова перегородка)

Риноманометрична діагностика проводилася з урахуванням режиму течії повітря при фіксованих перепадах тиску на носових проходах, при цьому $\Delta p = 6$ кПа і $Q_{\Sigma} = 1,15$ л / с – для турбулентного і $\Delta p = 0,5$ кПа і $Q_{\Sigma} = 0,26$ л / с – для ламінарного режимів.

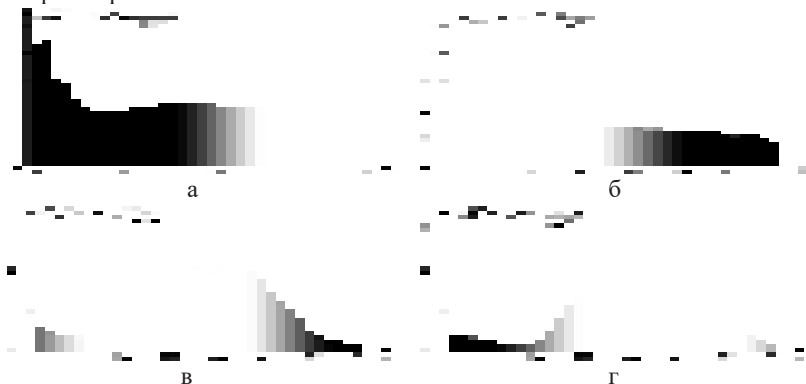


Рисунок 6.13 – Діаграми зміни аеродинамічного опору ділянок носової порожнини по післяопераційним СКТ-даним: при турбулентному режимі для правого (а) і лівого (б) носових проходів; при ламінарному режимі для правого (в) для лівого (г) носових проходів

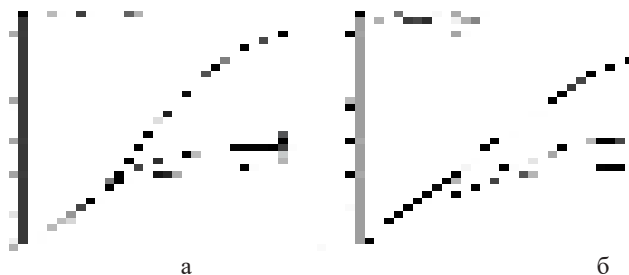


Рисунок 6.14– Зміна сумарного аеродинамічного опору при турбулентному режимі течії повітря по довжині (по перетинах) носових проходів: а – для правого; б – для лівого (1– передопераційні, 2– післяопераційні, 3 – прогнозовані дані)

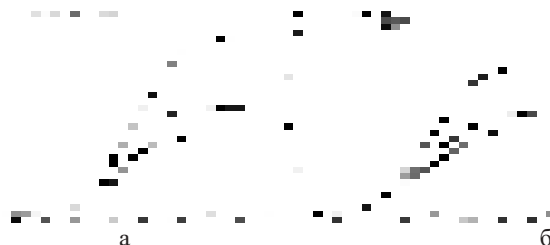


Рисунок 6.15– Зміна сумарного аеродинамічного опору при ламінарному режимі течії повітря по довжині (по перетинах) носових проходів: а - для правого; б – для лівого (1 передопераційні, 2 – післяопераційні, 3 – прогнозовані дані)

У табл. 6.1 і 6.2 введені наступні позначення: $A_{P_s}^{(T)}$, $A_{P_E}^{(T)}$ і $A_{P_s}^{(l)}$, $A_{P_E}^{(l)}$ - розрахункові значення аеродинамічних опорів за СКТ-даними в перед- і післяопераційний період для турбулентного і ламінарного режимів відповідно, Q_{P_s} , Q_{P_E} розрахункові значення витрат повітря через носові проходи відповідно до формул (6.18) і (6.33) для турбулентного і ламінарного режимів відповідно; $A_{П}^{(T)}$, $A_{П}^{(l)}$ - прогнозовані значення аеродинамічних опорів носових проходів, отримані за даними віртуальної зміни конфігурації анатомічних структур носової порожнини; $Q_{P.П.}$ - розрахунково-прогнозовані значення витрати повітря при турбулентному (6.18) і ламінарному (6.33) режимах. Значення цих показників наводяться як для кожного носового проходу окремо, так і при диханні через обидва носових проходи.

В останньому випадку представляє інтерес порівняння розрахункових значень з експериментальними, отриманими за даними риноманометрії, і наведеними в табл. 6.3 і 6.4 для турбулентного і ламінарного режимів течії

повітря, відповідно. При цьому нижні індекси «Е», «Р» і «П» позначають експериментальні, розрахункові та прогнозовані величини параметрів аеродинамічного носового опору A і витрати повітря Q , відповідно.

Таблиця 6.1

Значення носового опору і витрати повітря в перед - і післяопераційному періодах і їх прогностичні оцінки за даними СКТ при турбулентному режимі проходження повітря і перепаді тиску $\Delta p = 6$ кПа

Вид Дихання	Вихідні Дані		Результуючі дані		Прогнозовані Дані	
	$A_{P_s}^{(T)} \times 10^9$ Па/(м ³ /с) ²	$Q_{P_s} \times 10^{-3}$, м ³ /с	$A_{P_E}^{(T)} \times 10^9$, Па/(м ³ /с) ²	$Q_{P_E} \times 10^{-3}$, м ³ /с	$A_{\Pi}^{(T)} \times 10^9$, Па/(м ³ /с) ²	$Q_{P.\Pi} \times 10^{-3}$, м ³ /с
Через лівий носовий прохід	5,2	1,04	2,71	1,48	2,20	1,65
Через правий носовий прохід	6,1	0,96	3,10	1,38	2,41	1,56
Через обидва носових проходи	1,4	2,0	0,73	2,86	0,57	3,21

Для оцінки величини відносної зміни аеродинамічного опору носової порожнини доцільно ввести безрозмірні коефіцієнти, які є відношеннями їх передопераційних і післяопераційних значень при турбулентному

$$k_{\mathcal{E}}^{(T)} = \frac{A_{\mathcal{E}s}^{(T)}}{A_{\mathcal{E}e}^{(T)}}, \quad (6.45)$$

і ламінарному режимі

$$k_{\mathcal{E}}^{(П)} = \frac{A_{\mathcal{E}s}^{(П)}}{A_{\mathcal{E}e}^{(П)}}, \quad (6.46)$$

а також їх передопераційних і прогнозованих значень при турбулентному

$$k_{\Pi}^{(T)} = \frac{A_{P_s}^{(T)}}{A_{\Pi}^{(T)}}, \quad (6.47)$$

і ламінарному режимі

$$k_{\Pi}^{(П)} = \frac{A_{P_s}^{(П)}}{A_{\Pi}^{(П)}}. \quad (6.48)$$

Як видно з табл. 6.3 і 6.4, величини цих коефіцієнтів досить близькі один до одного у відповідних режимах, хоча самі значення аеродинамічних опорів, розраховані по СКТ даними, і отримані експериментально за даними риноманометрії, хоча і одного порядку, але можуть відрізнятись в 2 - 3 рази, що пов'язано з похибками при обчисленні геометричних характеристик носових проходів і наближеністю розрахункових формул (6.21) ... (6.41).

Таблиця 6.2

Значення носового опору і витрати повітря в перед - і післяопераційному періодах і їх прогностичні оцінки за даними СКТ при ламінарному режимі при перепаді тиску $\Delta p = 0,5$ кПа

Вид Дихання	Вихідні Дані		Результуючі дані		Прогнозовані дані	
	$A_{P_s}^{(l)} \times 10^6$ Па/(м ³ /с)	$Q_{P_s} \times 10^{-3}$, м ³ /с	$A_{P_E}^{(l)} \times 10^6$, Па/(м ³ /с)	$Q_{P_E} \times 10^{-3}$, м ³ /с	$A_{П}^{(l)} \times 10^6$, Па/(м ³ /с)	$Q_{P.П.} \times 10^{-3}$, м ³ /с
Лівий носовий прохід	3,60	0,14	2,16	0,23	1,97	0,26
Правий носовий прохід	4,20	0,12	2,30	0,22	2,02	0,24
Обидва носові проходи	1,94	0,26	1,30	0,45	0,92	0,50

Таблиця 6.3

Значення носового опору і витрати повітря в перед - і післяопераційному періодах і їх прогностичні оцінки за даними риноманометрії і розрахунків на основі СКТ при турбулентному режимі проходження повітря при перепаді тиску $\Delta p = 6$ кПа

Параметр	Предопераційні дані		Післяопераційні дані		Прогнозовані дані		
	$A_{\mathcal{O}_s}^{(T)}$	$A_{P_s}^{(T)}$	$A_{\mathcal{O}_E}^{(T)}$	$A_{P_E}^{(T)}$	$A_{П}^{(T)}$	$k_{П}^{(T)} = \frac{A_{P_s}^{(T)}}{A_{П}^{(T)}}$	$k_{\mathcal{O}}^{(T)} = \frac{A_{\mathcal{O}_s}^{(T)}}{A_{\mathcal{O}_E}^{(T)}}$
$A^{(l)} \times 10^9$, Па/(м ³ /с) ²	4,55	1,4	2,24	0,73	0,57	1,92	2,03
$Q \times 10^{-3}$, м ³ /с	$Q_{\mathcal{O}_s}$	Q_{P_s}	$Q_{\mathcal{O}_E}$	Q_{P_E}	$Q_{P.П.}$	$Q_{\mathcal{O}.П.}$	
	1,15	2,0	1,64	2,86	3,21	1,71	

Таблиця 6.4

Значення носового опору і витрати повітря в перед - і післяопераційному періодах і їх прогностичні оцінки за даними риноманометрії і розрахунків на основі СКТ при ламінарному режимі проходження повітря і перепаді тиску $\Delta p = 0,5$ кПа

Параметр	Предопераційні дані		Післяопераційні дані		Прогнозовані дані		
	$A_{\mathcal{O}_s}^{(l)}$	$A_{P_s}^{(l)}$	$A_{\mathcal{O}_E}^{(l)}$	$A_{P_E}^{(l)}$	$A_{П}^{(l)}$	$k_{П}^{(l)} = \frac{A_{P_s}^{(l)}}{A_{П}^{(l)}}$	$k_{\mathcal{O}}^{(l)} = \frac{A_{\mathcal{O}_s}^{(l)}}{A_{\mathcal{O}_E}^{(l)}}$
$A^{(l)} \times 10^6$, Па/(м ³ /с)	1,57	1,94	0,83	1,30	0,92	2,1	1,9
$Q \times 10^{-3}$, м ³ /с	$Q_{\mathcal{O}_s}$	Q_{P_s}	$Q_{\mathcal{O}_E}$	Q_{P_E}	$Q_{P.П.}$	$Q_{\mathcal{O}.П.}$	
	0,32	0,26	0,60	0,45	0,50	0,67	

Тому доцільно прогнозовані значення витрати повітря і перепаду тиску обчислювати з використанням експериментальних значень, отриманих за даними передопераційної риноманометрії, і коефіцієнтів відносної зміни аеродинамічного опору носової порожнини при прогнозуванні (віртуальному моделюванні) для визначення експериментально-прогнозованих (індекс «Е.П.») витрати повітря і перепаду тиску на носовій порожнині при турбулентному і ламінарному режимах відповідно формулам

$$Q_{\text{Э.п.}} = Q_{\text{Э.с}} \cdot \sqrt{k_{\text{П}}^{(\text{П})}}; \quad (6.49)$$

$$\Delta p_{\text{Э.п.}} = \frac{\Delta p}{k_{\text{П}}^{(\text{П})}}; \quad (6.50)$$

$$Q_{\text{Э.п.}} = Q_{\text{Э.с}} \cdot k_{\text{П}}^{(\text{П})}; \quad (6.51)$$

$$\Delta p_{\text{Э.п.}} = \frac{\Delta p}{k_{\text{П}}^{(\text{П})}}. \quad (6.52)$$

На рис. 6.16 наведені діаграми для порівняння значень отриманих експериментальних даних витрат в передопераційному ($Q_{\text{Э.с}}$), післяопераційному ($Q_{\text{Э.п.}}$) періодах і експериментально прогнозованого ($Q_{\text{Э.п.}}$) при турбулентному (рис. 6.16, а) і ламінарному (рис. 6.16, б) режимах течії повітря. На рис. 6.17 наводяться діаграми для порівняння значень отриманих експериментальних даних перепадів тиску на носовій порожнині в передопераційному ($\Delta p_{\text{Э.с}}$), післяопераційному ($\Delta p_{\text{Э.п.}}$) періодах і експериментально прогнозованого ($\Delta p_{\text{Э.п.}}$) при турбулентному (рис. 6.17, а) і ламінарному (рис. 6.17, б) режимах течії повітря.

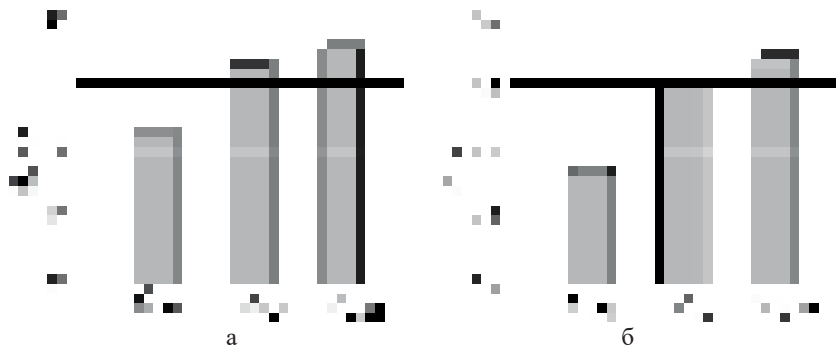


Рисунок 6.16 – Діаграми зміни сумарної витрати повітря через носову порожнину: а - при турбулентному ($\Delta p = 6$ кПа); б - ламінарному ($\Delta p = 0,5$ кПа) режимах течії повітря

При цьому очевидно, що при ламінарному режимі в порівнянні з турбулентним спостерігається найбільше зростання кількості повітря зі зменшенням аеродинамічного носового опору, що в цілому відповідає формулам (6.51) і (6.49). Також з цього випливає, що при зниженні аеродинамічного носового опору можна домогтися однакової витрати при значно меншому перепаді тиску, що свідчить про зменшення потужності дихальних м'язів, що обчислюється відповідно до формули (2.1).

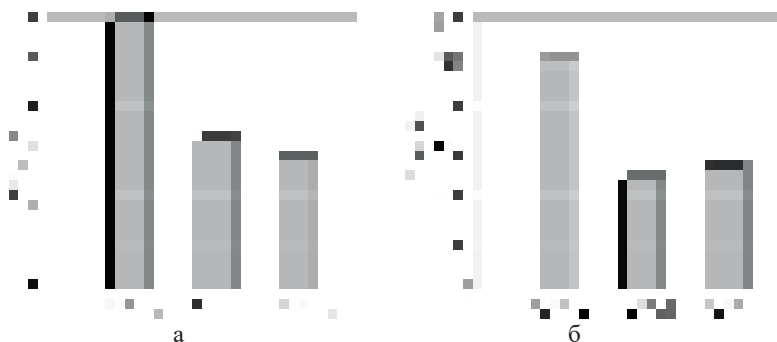


Рисунок 6.17 – Діаграми зміни перепаду тиску на носовій порожнині: а - при турбулентному ($Q_{s_3} = 1,15$ л / с); б - ламінарному ($Q_{s_3} = 0,32$ л / с) режимах течії повітря

Значення, отримані експериментально і прогнозовані за формулами (6.49) ... (6.52), відрізняються не більше ніж на 10-15%, що дозволяє їх використовувати для прогнозування функціональних результатів оперативного втручання при ринопластиці.

6.5. Розробка алгоритмічної моделі конфігураційного комп'ютерного планування ринохірургічних втручань

Алгоритмічна модель конфігураційного комп'ютерного планування для ринохірургічних втручань для відновлення дихальної функції носа, наведена на рис. 6.18, згідно з методом, розробленим в підрозділі 6.2, включає в себе введення функціональних (риноманометричних) і геометричних (характеристична функція носових проходів за даними СКТ-картування) параметрів верхніх дихальних шляхів, визначення відповідних аеродинамічних опорів носових проходів і розрахункових значень витрати, аналіз розподілу аеродинамічних носових опорів по n живим перетинам і виявлення областей з підвищеними (максимальними) показниками аеродинамічних опорів. Далі виконується віртуальна корекція (зміна), процедура $\text{var}(E(n))$, структур носової порожнини за формулами (6.43) і (6.44) і обчислення прогнозованих параметрів аеродинамічних опорів і витрати повітря через носову порожнину, обчислення

коефіцієнтів зміни аеродинамічного носового опору за формулами (6.47), і (6.48), а також експериментально-прогнозованих аеродинамічних характеристик за формулами (6.49) ... (6.52) і порівняння отриманих даних з очікуваними результатами оперативного втручання, при невідповідності з якими процедура віртуальної корекції і наступні за нею стадії ітеративно повторюються до отримання прийнятних результатів планування. Після виконання оперативного втручання проводяться процедури повторної риноманометричної діагностики та СКТ-картування для визначення функціональних показників ефективності оперативного втручання.



Рисунок 6.18 – Алгоритмічна модель конфігураційного комп'ютерного планування ринохірургічних втручань (* - позначення для ламінарного і турбулентного режимів течії повітря)

Основними функціональними показниками при комп'ютерному плануванні у функціональній ринохірургії є відношення витрат повітря при

диханні через ніс до і після лікування, коефіцієнтів аеродинамічних носових опорів, які розраховуються за формулою (3.1), показників потужності дихальних м'язів відповідно до формули (2.1), а також функціонування носового клапана, виражені у відсотках по відношенню до максимальних значень. Так само, для обліку індивідуальної анатомічної і фізіологічної варіабельності порівняння функціональних показників може здійснюватися по відношенню до деяких опорних, в процесі лікування діагностичним даним що не є мінливими, наприклад, до витрати повітря при інспіраторній ротовій спірометрії. В цьому випадку показник ефективності витрати повітря може бути визначений як величина, що характеризує дихальне ККД носових проходів по відношенню до інспіраторної витрати повітря при диханні ротом (див. Розд. 6.1), яке в нормі становить близько 50%. Отримані результати підтверджені статистичним опрацюванням 30-ти повних перед- і післяопераційних обстежень, що включають дані риноманометрії і СКТ, в оториноларингологічному відділенні Харківської обласної клінічної лікарні.

Таким чином, розроблений метод конфігураційного комп'ютерного хірургічного планування ринохірургічних втручань дозволяє за рахунок математичного моделювання і прогнозування функціональних результатів оперативного втручання забезпечити медичні технології планування оперативних втручань числовими характеристиками у відповідність зі стандартами доказової медицини.

Для оцінки величини відносної зміни аеродинамічного опору носової порожнини доцільно ввести безрозмірні коефіцієнти, які є відношеннями їх передопераційних і післяопераційних значень, а також їх передопераційних і прогнозованих значень для турбулентного і ламінарного режимів, відповідно. Встановлено, що при ламінарному режимі в порівнянні з турбулентним спостерігається найбільше зростання кількості повітря зі зменшенням аеродинамічного носового опору. При моделюванні зниження аеродинамічного носового опору необхідно задавати величиною необхідного фізіологічної витрати повітря при зменшенні перепаду тиску, що буде призводити до зменшення потужності роботи дихальних м'язів.

Основним етапом методу конфігураційного комп'ютерного планування ринологічного втручання для відновлення дихальної функції носа є аналіз розподілу аеродинамічних носових опорів по «живим» перетинам і виявлення областей з підвищеними (максимальними) показниками аеродинамічних опорів з подальшою віртуальною корекцією на основі варпінга структур носової порожнини і обчисленням прогнозованих параметрів аеродинамічних опорів і витрати повітря через носову порожнину. Після виконання оперативного втручання проводяться процедури повторної риноманометричної діагностики та СКТ- картування для визначення функціональних показників ефективності оперативного втручання. Загальне зниження аеродинамічного носового опору при корекції викривлень носової перегородки склало в середньому не більше, ніж в 1,5 рази. Перспективою розвитку запропонованого методу є створення бази даних, що містить інформацію про характер зміни аеродинамічного носового опору при типових ринохірургічних втручаннях.

7.ЗМІНИ ТРОФІЧНОГО КОМПЛЕКСУ ТКАНИН ЯК ПІДГРУНТЯ ПЕРЕДАЧІ ПОТОЛОГІЇ ХРЕБТА НА ІНШІ ОРГАНИ ТА СИСТЕМИ. МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ПРИ ВИВЧЕННІ ВЕРТЕБРО-ГЕННИХ ЧИННИКІВ ТЕРАПЕВТИЧНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ. РЕАБІЛІТИЧНІ АСПЕКТИ

7.1. Трофічний комплекс тканин: визначення, будова, патологічні зміни

В розділі подано результати вивчення показників центральної гемодинаміки, регіонального кровообігу, мікроциркуляції, функціонального стану різних органів та систем, які свідчили про взаємозв'язок досліджуваних показників зі змінами у відповідних сегментах.

Враховуючи те, що при обстеженні мікрогемодинаміки та функціонального стану внутрішніх органів був виявлений найбільш тісний зв'язок цих показників з сегментарними патологічними змінами, нами проведено експериментальне дослідження змін мікроциркуляторних показників у щурів під впливом подразнення сегментарних вегетативних структур та в період блокади симпатичних імпульсів.

Метою цієї частини дослідження було вивчення змін у мікро-судинах брижжі щурів, які відбуваються в умовах, подібних тим, що виникають при захворюваннях хребта з утворенням в сегментах травмуючих (компресуючих або подразнюючих) елементів вегетативних структур. Враховували те, що основні функції тканин та органів реалізуються тільки через енергетичне їх забезпечення, а анатомічним субстратом останнього може бути лише мікроциркуляторне русло. Кількість функціонуючих капілярів залежить від енергетичних потреб тканин, але регуляція цієї кількості здійснюється за допомогою сегментарних вегетативних структур (в основному симпатичних). Для вірного розуміння реалізації трофічної функції необхідно створити такі умови в експерименті, при яких на мікроциркуляторну ділянку, що підлягатиме вивченню, надходили б нормальні вегетативні імпульси з сегмента, надлишкові (умови подразнення) та недостатні (умови компресії чи блокади).

Перше дослідження проводилось до впливу на сегментарні вегетативні структури, що інervують брижжу; друге – під час електростимуляції сегментарних структур електричним струмом з частотою 20 Гц при напрузі від 3 до 10 В; третє – після блокування вегетативного імпульсу новокаїном, або руйнуванням вегетативних структур. Контрольну групу склали 10 щурів, у яких спостереження за станом мікроциркуляторного русла проводилось протягом 30 хвилин, тобто терміну, рівного тому, який був необхідним для проведення основного експерименту. Крім того, в третій частині цього терміну щурам контрольної групи вводили 1,5 мл 0,5% розчину новокаїну підшкірно, щоб врахувати можливу додаткову дію анестетика на мікроциркуляторне русло брижжі через загальний кровотік.

В результаті проведених експериментів були виявлені значні зміни мікроциркуляторного русла брижжі щурів під час електростимуляції (подразнення) сегментарних вегетативних структур, а також в період блокування імпульсу анестетиком або руйнуванням сегментарних симпатичних вегетативних структур.

Результати дослідження контрольної групи тварин на 5, 15, та 25 хвилинах подано в таблиці 7.1.

Наведені в таблиці показники свідчать про відсутність достовірних змін у мікросудинах брижжі наркотизованих щурів після розкриття черевної порожнини через 5 і 15 хвилин, а також після введення контрольної дози (1,5 мл 0,5% розчину) новокаїну (25 хвилина). Достовірною ($p < 0,05$) була тільки поява периваскулярного набряку через 25 хвилин від початку спостереження.

Стабільність мікроциркуляторних показників у тварин контрольної групи досягалась постійним зрошенням брижжі фізіологічним розчином, температура якого була біля 37 °С, що профілакувало негативну дію на мікросудини факторів охолодження та висихання. Цю умову було дотримано під час виконання досліджень і в експериментальних групах.

На рис. 7.1 і 7.2 подано зображення ділянки брижжі щура контрольної групи на початку і в кінці періоду спостереження. Суттєвих відмінностей мікросудинних структур у цих випадках не спостерігалось.



Рис. 7.1- Ділянка брижжі щура контрольної групи на п'ятій хвилині спостереження, $\times 150$.

Результати експериментального дослідження мікроциркуляторних змін за допомогою біомікроскопії у наркотизованих щурів після розкриття черевної порожнини та подразнення сегментарних вегетативних нервових структур (на 15 хвилині), а також після блокування імпульсу (на 25 хвилині) шляхом введення анестетика або руйнування сегментарних вегетативних структур подані в таблиці 7.2. Для кращої об'єктивізації порушень у мікроциркуляторному руслі проводили повторне вивчення змін на екрані монітора та фотографічних знімках досліджуваних ділянок брижжі.

Як свідчать наведені в таблиці 7.2 показники, гіперімпульсація з сегментів хребта призводить до суттєвого спазму артеріол у порівнянні з початковими показниками ($p < 0,001$), зменшення кількості функціонуючих капілярів (за критерієм $p(\chi^2) < 0,001$), відкриття артеріоло-венулярних анастомозів ($p < 0,001$). Внаслідок таких змін значно ($p < 0,001$) збільшується сумарний показник патології в мікроциркуляторному руслі. Ці ж показники достовірно відрізнялись

від результатів у контрольній групі з однаковим терміном обстеження (15 хвилина).



Рис. 7.2 - Ділянка брижжі щура контрольної групи на 25 хвилині спостереження, $\times 150$. Суттєвої різниці стану мікросудин у порівнянні з п'ятою хвилиною не виявлено.

Для наочності на рис. 7.3 і 7.4 подано зображення ділянки брижжі щура на початку дослідження та в період стимуляції сегментарних вегетативних структур за допомогою електричного струму напругою 3 В.



Рис. 7.4 Ділянка брижжі щура в період електричної стимуляції сегментарних вегетативних структур. Спазм артеріол, значне зменшення кількості функціонуючих капілярів, $\times 150$.

Під час обстеження хворих з вертеброгенною патологією внутрішніх органів, у яких були клінічні ознаки подразнення сегментарних нервових структур, виявлялись також порушення мікрогемодинаміки в тканинах органів. Інструментальні показники стану мікросудин вказували на спазм.

Динаміка порушень стосувалась, як і в експерименті, кількості функціонуючих капілярів, артеріоло-венулярних анастомозів, спазму артеріол. Після вертебротерапевтичної корекції сегментарної патології мікроциркуляторні процеси покращувались, сумарний кон'юнктивальний показник зменшувався значно ($p < 0,001$). Результати оптико-електронного методу дослідження мікрогемодинаміки в ушкоджених сегментах також

свідчили про те, що зменшення травматизації сегментарних вегетативних структур призводить до покращення мікроциркуляторних процесів.

У хворих з ознаками подразнення на рівні відповідних сегментів спостерігалась значне порушення функції внутрішніх органів (серця, бронхолегеневого апарату, шлунка, дванадцятипалої кишки, жовчного міхура). Практично у всіх пацієнтів цієї групи була тенденція до гіперфункції (тахікардія, гіпертензія, гіперсекреція, бронхоспазм тощо).

Під час обстеження хворих з вертеброгенною патологією внутрішніх органів, у яких були клінічні ознаки подразнення сегментарних нервових структур, виявлялись також порушення мікрогемодинаміки в тканинах органів. Інструментальні показники стану мікросудин вказували на спазм.

Динаміка порушень стосувалась, як і в експерименті, кількості функціонуючих капілярів, артеріоло-венулярних анастомозів, спазму артеріол. Після вертебротерапевтичної корекції сегментарної патології мікроциркуляторні процеси покращувались, сумарний кон'юнктивальний показник зменшувався значно ($p < 0,001$). Результати оптико-електронного методу дослідження мікрогемодинаміки в ушкоджених сегментах також свідчили про те, що зменшення травматизації сегментарних вегетативних структур призводить до покращення мікроциркуляторних процесів.

У хворих з ознаками подразнення на рівні відповідних сегментів спостерігалась значне порушення функції внутрішніх органів (серця, бронхолегеневого апарату, шлунка, дванадцятипалої кишки, жовчного міхура). Практично у всіх пацієнтів цієї групи була тенденція до гіперфункції (тахікардія, гіпертензія, гіперсекреція, бронхоспазм тощо).

Блокування потоку імпульсів (таблиця 7.2) з сегментів на брижжу також призводило до значних змін мікроциркуляторних показників. Відносно вихідних цифр достовірно зростали ознаки периваскулярного набряку, сладж-синдрому ($p < 0,001$), тромбування мікросудин ($p < 0,001$), зменшувалась кількість функціонуючих капілярів ($p < 0,001$), відкривались артеріоло-венулярні анастомози ($p < 0,001$), зростав сумарний показник ($p < 0,001$).

Вірогідно, що блокування імпульсу є більш глибоким патологічним станом для мікроциркуляторного русла, оскільки сумарний показник у цей період експерименту був значно ($p < 0,001$) вищим, ніж у період стимуляції сегментарних вегетативних структур.

Звертає на себе увагу той факт, що зміни мікроциркуляції в умовах стимуляції та блокади вегетативних структур мають різний характер. Якщо в період подразнення сегментарних вегетативних структур зменшення кількості функціонуючих капілярів відбувалось за рахунок спазму артеріол, то у випадку блокування імпульсів кількість функціонуючих капілярів зменшується за рахунок сладж-синдрому і мікро-тромбування (рис. 7.5, 7.6, 7.7). Сладж формених елементів крові та мікротромбози, вірогідно, виникали за рахунок виходу рідини з мікросудин в міжклітинний простір, про що свідчить поява набряку.



Рис. 7.5 - Ділянка брижжі щура на початку дослідження, $\times 150$.



Рис. 7.6 - Та ж ділянка брижжі щура в період блокування сегментарних вегетативних імпульсів. Сладж-синдром в артеріолах, капілярах і венулах, $\times 150$.

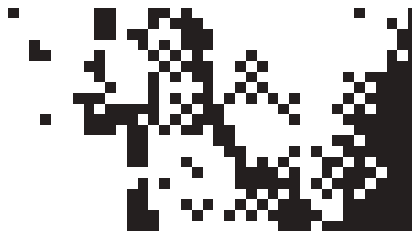


Рис. 7.7 - Ділянка орижжі щура в період олокування сегментарних вегетативних імпульсів. Виразений сладж-синдром в артеріолах, капілярах і венулах, тромбування мікросудин, зменшення кількості капілярів, набряк, $\times 150$.

Обстеження хворих з вертеброгенною терапевтичною патологією, у яких були клінічні ознаки компресії нервових структур на рівні відповідних сегментів вказувало також на порушення мікроциркуляції. Остання змінювалась (як і в експерименті) за атонічним типом порушень у мікросудинах: парез, сладж-синдром, мікротромби, набряк, зміна форми, зменшення кількості функціонуючих капілярів. Показники кон'юнктивальної біомікроскопії наочно підтвердили такі зміни.

У цієї групи пацієнтів спостерігалось також значне порушення функціонального стану внутрішніх органів, але виявлені зміни вказували на зменшення функціональних можливостей (гіпотонія, атонія, гіпо-секреція, зменшення амплітуди електричних імпульсів тощо).

Найбільш вірогідною причиною набряку може бути втрата тонуусу мікросудин та збільшення проникності їхньої стінки, про що свідчить зміна форми судин (з'являється звивистість, нерівні контури, порушується паралелізм, навіть з'являються венулярні сакуляції). Результати змін форми судин в експерименті з блокадою імпульсу достовірні не всі, тому що для розвитку стійких морфологічних порушень потрібно більше часу, про що свідчать показники кон'юнктивальної біомікро-скопії. Зміни форми могли б виникати в експерименті, але для цього потрібний більший термін. В результаті короткочасного досліді з блокуванням вегетативного імпульсу відбувались достовірні зміни ($p < 0,01$) паралелізму судин та виникала нерівномірність калібру (рис. 7.8).

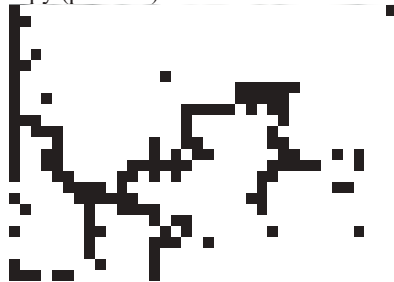


Рис. 7.8 Ділянка брижжі щура в період блокади сегментарних вегетативних структур. Нерівномірність калібру, порушення паралелізму, атонія, набряк, $\times 150$.



Рис. 7.9 Динаміка сумарного бального показника мікроциркуляції брижжі щурів.

Подібні порушення мікроциркуляторного русла під час експериментів, які передбачають блокування вегетативних сегментарних імпульсів, можуть у певній мірі пояснювати механізм морфологічних змін судин у хворих з патологією внутрішніх органів.

На рис. 7.9 подано динаміку сумарного бального показника мікроциркуляторних змін брижі щурів контрольної групи і в періоди стимуляції та блокування сегментарних вегетативних структур.

Щоб виключити фактор сумачії впливу на мікроциркуляторне русло брижі стимулюючого імпульсу з подальшим його блокуванням ми провели також експеримент без попередньої стимуляції сегментарних вегетативних структур. На 15 хвилині досліду проводили блокаду імпульсу (таблиця 7.1), дотримуючись всіх інших обов'язкових вимог експерименту.

Таблиця 7.1

Зміни мікроциркуляторних показників під впливом блокування вегетативних імпульсів

Показник	Вихідні дані		Після блокади вегетативних імпульсів (15 хв)	p(t)
	n	M±m	M±m	p(χ ²)
Співвідношення діаметрів артерій і венул (бал)	13	0	0	–
Порушення паралелізму судин (бал)	13	0	0,153±0,104	– >0,05
Нерівномірність калібру судин (бал)	13	0	0,153±0,104	– >0,05
Звивистість судин (бал)	13	0	0,153±0,104	– >0,05
Венулярні сакуляції (бал)	13	0	0	–
Зменшення кількості функціонуючих капілярів (бал)	13	0	3,000±0,000	– <0,001
Артеріоло-венулярні анастомози (бал)	13	0	1,846±0,153	– <0,001
Периваскулярний набряк (бал)	13	0	1,000±0,000	– <0,001
Крововиливи (бал)	13	0	0,153±0,104	– >0,05
Сладж-синдром (бал)	13	0	5,538±0,312	– <0,001
Мікротромби (бал)	13	0	1,384±0,431	– <0,01
Сума балів	13	0	13,384±0,655	– <0,001

Як свідчать результати цього дослідження, в порівнянні з результатами попереднього (таблиця 7.2), суттєвих відмінностей мікроциркуляторних показників у групах не виявлено. Сумарний показник у період блокади імпульсів в обох експериментах склав 13,000 ± 0,116 і 13,384 ± 0,655

($p > 0,05$). Крім того, зміни стосувались однакових показників (сладж-синдром, мікротромбування, зменшення кількості функціонуючих капілярів, набряк, збільшення функціонуючих артеріоло-венулярних анастомозів, зміна форми судин).

Враховуючи те, що при обстеженні пацієнтів з вертеброгенними захворюваннями внутрішніх органів компресію нервових та судинних сегментарних структур викликали різні патологічні елементи (остеофіти, зміщення хребців, деформовані суглобові відростки, осифіковані зв'язки, відхилені кути хребців, зміщена кісткова маса компресованих тіл хребців тощо), а клінічні ознаки компресії були однаковими, нас цікавило, як будуть діяти різні блокуючі фактори (аналог компресії) на мікроциркуляторне русло брижжі щурів.

Результати, наведені в таблиці 7.4, свідчать про відсутність суттєвої різниці в динаміці змін мікроциркуляторних показників під час блокування імпульсу різними факторами. Сумарний показник у цих групах мало відрізнявся ($p > 0,05$), характер змін судинних, внутрішньо-судинних та зовнішньосудинних показників був однаковий. Цей експериментальний факт підтверджує ще раз необхідність точної діагностики травмуючого (подрознюючого або компресуючого) елемента у вертебральних хворих, тому що при однаковому клінічному перебігу можуть бути різні варіанти лікування. Вибір терапевтичної тактики може залежати не від нозологічної форми захворювання хребта, а від патологічного елемента, який призводить до компресії або подразнення сегментарних вегетативних структур.

Таким чином, проведене експериментальне дослідження підтверджує залежність мікроциркуляторних процесів у тканинах від стану сегментарних вегетативних структур. Нормальна вегетативна імпульсація підтримує кількість функціонуючих капілярів на достатньому для трофічних процесів рівні. Гіперімпульсація, під час подразнення сегментарних вегетативних нервових структур, призводить до спазмування артеріол і прекапілярних сфінктерів, що спонукає до значного зменшення кількості функціонуючих капілярів. Кров у венулярну частину русла проходить через відкриті артеріоло-венулярні анастомози, які починають функціонувати в цей період.

Блокування симпатичних вегетативних імпульсів, які надходять з сегментарних нервових структур, призводить до атонії мікроциркуля-торного русла, що спонукає до підвищення проникності капілярної стінки, внаслідок чого розвивається набряк, а в мікросудинах виникають ознаки сладж-синдрому, з'являються мікротромби. Кількість функціонуючих капілярів унаслідок порушення кровотоку зменшується, кров також починає проходити через артеріоло-венулярні анастомози.

Значне зменшення ($p < 0,001$) кількості функціонуючих капілярів у період подразнення та блокування вегетативних нервових структур може спонукати до порушень трофіки тканин і клітин у внутрішніх органах, які пов'язані з ушкодженими хребтовими сегментами. Виникають різноманітні морфологічні та функціональні зміни: дистрофія, склерозування, зниження

місцевого імунітету. Також порушуються специфічні органи функції: моторна, біоелектрична, секреторна. Вказані зміни досягають такої міри, що можуть набувати патологічних ознак.

З вище наведеного витікає поняття трофічного субстрату тканин, або «трофічного комплексу» органів, як анатомічної структури. На наш погляд, трофічний комплекс може мати наступне визначення: це мікроциркуляторна система і вегетативні нервові структури, що її інервують [266, 294].

Зміни мікрогемодинаміки в різних внутрішніх органах і сегментах хребта, наведені в третьому розділі, призводили до патофізіологічних порушень цих внутрішніх органів. Тому підґрунтям для передачі патологічних імпульсів з хребта на органи та системи, що зв'язані з ушкодженими сегментами, можна вважати трофічний комплекс тканин у відповідних внутрішніх органах.

7.2. Математичне моделювання при вивченні вертеброгенних впливів на трофічний комплекс тканин та функціональний стан внутрішніх органів

Головними ознаками функціонального стану внутрішніх органів може бути рівень мікроциркуляторних процесів, оскільки від останніх залежать всі інші функціональні показники: секреторні, моторні, біохімічні, біофізичні. Тому мікроциркуляція внутрішніх органів може вважатись інтегральним критерієм функціонального стану. В свою чергу, мікроциркуляція в тканинах внутрішніх органів залежить від стану сегментарних вегетативних структур, що здійснюють безпосередню інервацію органа, тому для практичної медицини важливим було б визначення ступеня впливу патології хребтових сегментів на морфо-функціональний стан внутрішніх органів, тобто встановити ступінь патогенетичної залежності захворювань внутрішніх органів від стану хребта.

Також проведено математичне моделювання функціональних взаємозв'язків при вертеброгенній патології внутрішніх органів.

Під час обробки статистичного матеріалу досліджень було здійснено регресійний покровокий, факторний та кластерний аналіз з метою визначення взаємозв'язків між параметрами, які визначалися у процесі роботи. Крім того, у випадках обробки інформації з лінгвістичними характеристиками використовувався математичний алгоритм нечіткої логіки.

7.2.1. Покрововий регресійний, факторний та кластерний аналіз залежності змін у внутрішніх органах від патології хребтових сегментів

Прогностичний аналіз надає можливість визначити провідні тенденції формування та розвитку порушень функціонального змісту, певні зрушення в стані здоров'я, характерно окреслені патологічні стани у вигляді захворювань. Його незаперечними перевагами слід вважати високу імовірність чіткого й

адекватного виділення головних морфологічних і фізіологічних чинників, які можуть негативно впливати на стан здоров'я людини в прогностичному аспекті. Такий аналіз дозволяє з'ясувати ступінь внеску кожного чинника в процес порушення регуляційних механізмів і виникнення якісно нових станів, що можна використовувати як з метою корекції лікувальних або профілактичних заходів, які були розроблені заздалегідь, так і для розробки нових терапевтичних алгоритмів [295, 296, 297, 298].

В ході виконання роботи для статистичного обґрунтування доцільності проведеного дослідження, а також необхідності застосування у медичній практиці вертебологічних методів лікування, використовувались покроковий регресійний, факторний та кластерний аналіз показників, які характеризували особливості функціонального стану організму хворих до і після проведення відповідних лікувальних заходів.

Групування даних, які слід було вважати носіями інформації, здійснювалось за атрибутивними і варіаційними ознаками. Перші мали якісний описовий зміст, тобто були категорійними (розподіл за віком, групування в залежності від особливостей перебігу патологічного процесу, тощо). Другі володіли певними кількісними номінальними або ранговими характеристиками (показники гемодинаміки, мікроциркуляції, функціонального стану внутрішніх органів та систем тощо).

Виділення основних показників функціонального стану внутрішніх органів у хворих з вертеброгенною патологією проводилось через відбір інтегральних критеріїв. Враховувались також результати кореляційного аналізу між параметрами гемодинаміки, мікроциркуляції, функціонального стану внутрішніх органів з показниками патологічних змін сегментів, що інервують відповідний орган.

Використання покрокового регресійного аналізу створює передумови для побудови математичних моделей процесів, які відбуваються внаслідок патологічних змін хребта, а також у процесі впливу терапевтичних методів на організм хворих. Він дозволяє провести прогнозування окремих узагальнених за змістом параметрів при певних значеннях інших чинників, які були одержані в процесі досліджень та представити у вигляді рівняння лінійної регресії типу: $y = B + \beta_1 X_1 + \dots + \beta_n X_n$.

В ході наших досліджень, при побудові лінійних рівнянь для прогнозування взаємозв'язку і вірогідності виникнення вертеброгенної патології, враховували наступні показники: y – інтегральний показник стану гемодинамічних та мікроциркуляторних процесів в органі або основна функціональна ознака досліджуваного органа. В якості цього показника було використано: y_1 – середня швидкість повільного кровонаповнення судин головного мозку; y_2 – середня швидкість кровонаповнення судин медіальних ділянок легень; y_3 – середня швидкість кровонаповнення судин латеральних ділянок легень; y_4 – хвилинний об'єм кровообігу; y_5 – максимальний артеріальний тиск; y_6 – мінімальний артеріальний тиск; y_7 – загальний периферійний опір судин;

В – вільний статистичний коефіцієнт, який визначає рівень загального функціонального стану досліджуваного органа;

X – номінальні (незалежні) показники, де: X₁ – кількість тригерних пунктів у сегментах, що здійснюють вегетативну інервацію органа; X₂ – амплітудний мікроциркуляторний показник у сегментах, які здійснюють вегетативну інервацію органа; X₃ – часовий мікроциркуляторний показник у сегментах, які здійснюють вегетативну інервацію органа; X₄ – швидкісний мікроциркуляторний показник у сегментах, які здійснюють вегетативну інервацію органа; X₅ – коефіцієнт асиметрії мікроциркуляторних процесів у сегментах, які здійснюють вегетативну інервацію органа; X₆ – больові відчуття у відповідних сегментах (в балах); X₇ – інші порушення (трофічні, рухові) в сегментах, які здійснюють вегетативну інервацію досліджуваного органа; X₈ – кількість сеансів вертебротерапії, яку необхідно було провести для усунення основних ознак захворювання; X₉ – X₁₄ – показники центральної гемодинаміки (X₉ – УО, X₁₀ – ХОК, X₁₁ – ЗПОС, X₁₂ – АТ_{макс.}, X₁₃ – АТ_{сеп.}, X₁₄ – АТ_{мін.}); X₁₅ – електрокардіографічні показники коронарного кровотоку і мікроциркуляції в міокарді.

Критерій X₈ був вибраний як контрольний, оскільки він не мав прямого відношення до показників порушень у сегментах або критеріїв гемодинаміки. Крім того, на першому етапі математичного моделювання брались показники до проведення вертебротерапії, а X₈ міг би впливати на ці показники лише в процесі лікування. Водночас, критерій X₁₅ був обраний у зв'язку з тим, що він через центральну гемодинаміку може впливати на інші органи.

Необхідно підкреслити, що до математичних моделей включали лише ті показники, які корелювали із залежними з рівнем значимості не менш, ніж p<0,05. Крім того, вони були основоположні з точки зору оцінки ступеня інформаційної здатності та статистичної значимості. Для кожного використаного показника визначали величини коефіцієнта детермінації (R²) та критерію Фішера (F), які розраховувались за методикою дисперсійного аналізу. Під час розрахунків користувались програмними пакетами «Statistica 5.0» та «SPSS 8.0 for Windows».

Для визначення залежності зміни кровопостачання головного мозку від стану шийних сегментів і показників центральної гемодинаміки в якості інтегрального критерію була вибрана середня швидкість повільного кровонаповнення судин (V_{сеп.}). Враховувалось, що ця величина є узагальненим та надзвичайно інформативним показником впливу центральної гемодинаміки і вегетативної інервації на особливості кровообігу в тканинах головного мозку.

Побудоване рівняння залежності V_{сеп.} від сегментарних змін та показників центральної гемодинаміки має такий вигляд (7.1):

$$y_1 = -V + \beta_2 X_2 + \beta_3 X_3 + \beta_4 X_4 - \beta_6 X_6 + \beta_{10} X_{10} - \beta_{11} X_{11} + \beta_{12} X_{12} - \beta_{13} X_{13} - \beta_{14} X_{14} + \beta_{15} X_{15} \quad (7.1)$$

а в цифровому виразі воно виглядає таким чином:

$$y_1 = -1,1483 + 0,39459 \cdot X_2 + 0,73920 \cdot X_3 + 0,62358 \cdot X_4 - 0,336043 \cdot X_6 + 0,26541 \cdot X_{10} - 0,22343 \cdot X_{11} + 0,06930 \cdot X_{12} - 0,33692 \cdot X_{13} - 0,13511 \cdot X_{14} + 0,22662 \cdot X_{15}.$$

Для визначення залежності гемодинамічних та мікроциркуляторних показників у легенях від стану хребтових сегментів, які приймають участь у вегетативній інервації бронхо-легеневого апарату, а також від показників центральної гемодинаміки – були побудовані рівняння для $V_{\text{сер}}$, медіальних і латеральних ділянок. Ця залежність для медіальних ділянок легень мала наступний вигляд (7.2):

$$y_2 = -B - \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 - \beta_3 X_3 - \beta_4 X_4 - \beta_5 X_5 - \beta_6 X_6 - \beta_9 X_9 + \beta_{12} X_{12} - \beta_{13} X_{13} + \beta_{15} X_{15}; \quad (7.2)$$

а в цифровому виразі $y_2 = -0,24223 - 0,277374 \cdot X_1 + 0,11768 \cdot X_2 - 0,13756 \cdot X_3 - 0,11790 \cdot X_4 - 0,07312 \cdot X_5 - 0,08739 \cdot X_6 - 0,10319 \cdot X_9 + 0,37407 \cdot X_{12} - 0,32257 \cdot X_{13} + 0,38970 \cdot X_{15}$.

Деяко інакше виглядало рівняння під час визначення залежності $V_{\text{сер}}$ латеральних ділянок легень від вертебральних та гемодинамічних параметрів (7.3):

$$y_3 = -B - \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \beta_3 X_3 + \beta_4 X_4 - \beta_5 X_5 + \beta_9 X_9 + \beta_{10} X_{10} - \beta_{11} X_{11} - \beta_{14} X_{14}; \quad (7.3)$$

а в цифровому вигляді $y_3 = -0,10995 - 0,16359 \cdot X_1 + 0,27830 \cdot X_2 + 0,13453 \cdot X_3 + 0,22976 \cdot X_4 - 0,285140 \cdot X_5 + 0,07976 \cdot X_9 + 0,29019 \cdot X_{10} - 0,23897 \cdot X_{11} - 0,15561 \cdot X_{17}$.

В цьому випадку не було відмічено залежності мікроциркуляторних показників від максимальних і середніх величин артеріального тиску, тобто ступінь впливу на мікрогемодинаміку латеральних ділянок легень з сегментарних вегетативних структур є значно більшим, ніж основних критеріїв центральної гемодинаміки.

Подальше проведення дисперсійного аналізу рівнянь регресії [295, 296, 297, 298], які були отримані під час досліджень ступеня впливу вертебральних і гемодинамічних факторів на стан мікрогемодинаміки в головному мозку та в легенях свідчили про те, що моделі були інформаційно здатними. Коефіцієнти детермінації (R^2) параметрів y був достатньо великим і складав від 0,762 до 0,999. Критерій Фішера був також досить значним: від 1,991 до 2,629 ($p < 0,001$ у всіх випадках).

Враховуючи, що проведення статистичного і кореляційного аналізу вказувало на залежність основних показників центральної гемодинаміки від стану сегментів шийного відділу хребта, а гемодинамічні показники в певній мірі впливали на регіональну мікроциркуляцію, було проведено побудову лінійних рівнянь для прогнозування безпосереднього впливу вертеброгенних механізмів на центральну гемодинаміку.

Для визначення залежності хвилинного об'єму кровообігу від стану хребтових сегментів шийного відділу було побудовано рівняння (7.4):

$$y_4 = B + \beta_1 \cdot X_1 + \beta_2 \cdot X_2 - \beta_3 \cdot X_3 + \beta_4 \cdot X_4 - \beta_5 \cdot X_5 - \beta_6 \cdot X_6, \quad (7.4)$$

а в цифровому виразі ця залежність виглядає таким чином:

$$y_4 = 2357,32 + 0,213520 \cdot X_1 + 0,302419 \cdot X_2 - 0,184348 \cdot X_3 + 0,16082 \cdot X_4 - 0,143488 \cdot X_5 - 0,143860 \cdot X_6.$$

Коефіцієнт детермінації (R^2) параметрів, отриманий в результаті дисперсійного аналізу був рівний 1,0. Критерій Фішера (F) змінювався в інтервалі від 1,417 до 2,229 ($p < 0,001$).

Лінійні рівняння залежності максимального і мінімального артеріального тиску від показників стану сегментів шийного відділу хребта мали наступний вигляд (7.5 – 7.6):

$$\text{Для } AT_{\text{макс.}} \quad y_5 = B + \beta_1 \cdot X_1 - \beta_2 \cdot X_2 + \beta_3 \cdot X_3 - \beta_4 \cdot X_4 + \beta_6 \cdot X_6; \quad (7.5)$$

а у цифровому виразі $y_5 = 51,3891 + 0,009362 \cdot X_1 - 0,131559 \cdot X_2 + 0,166720 \cdot X_3 - 0,008063 \cdot X_4 + 0,006338 \cdot X_6$;

$$\text{Для } AT_{\text{мін.}} \quad y_6 = B + \beta_1 \cdot X_1 - \beta_2 \cdot X_2 + \beta_3 \cdot X_3 - \beta_4 \cdot X_4 + \beta_5 \cdot X_5 + \beta_6 \cdot X_6; \quad (7.6)$$

а в цифровому вигляді $y_6 = 9,7684 + 0,02962 \cdot X_1 - 0,00882 \cdot X_2 + 0,00219 \cdot X_3 - 0,054632 \cdot X_4 + 0,00453 \cdot X_5 + 0,146555 \cdot X_6$.

Коефіцієнт детермінації (R^2) параметрів в обох випадках сягав 1,0 ($p < 0,001$). Критерій Фішера коливався в межах від 1,314 до 2,712 ($p < 0,001$).

Для визначення залежності загального периферійного опору судин від показників стану хребтових сегментів шийного відділу лінійне рівняння мало наступний вигляд (7.7):

$$y_7 = B + \beta_1 \cdot X_1 + \beta_2 \cdot X_2 - \beta_3 \cdot X_3 - \beta_4 \cdot X_4 + \beta_5 \cdot X_5 + \beta_6 \cdot X_6; \quad (7.7)$$

а в цифровому виразі $y_7 = 1290,89 + 0,344235 \cdot X_1 + 0,323883 \cdot X_2 - 0,293684 \cdot X_3 - 0,054632 \cdot X_4 + 0,374119 \cdot X_5 + 0,146555 \cdot X_6$.

Коефіцієнт детермінації (R^2) параметрів був рівний 1,0.

Критерій Фішера коливався в інтервалі від 1,512 до 2,119 ($p < 0,001$).

Таким чином, дані проведеного кореляційного і покрокового регресійного аналізу дозволяють стверджувати, що основні мікрогемодинамічні показники залежать від стану хребтових сегментів, які приймають участь у вегетативній інервації досліджуваного органа, а також від критеріїв центральної гемодинаміки. Але, якщо врахувати те, що основні гемодинамічні показники також залежать від змін хребтових сегментів шийного відділу, можна зробити висновок про додатковий вплив вегетативних порушень на мікроциркуляторні процеси, які відбуваються у внутрішніх органах. Цей додатковий вплив опосередкований дією сегментарних вегетативних структур на центральну гемодинаміку.

Після проведення вертебротерапії також були побудовані лінійні рівняння. В цьому випадку нас цікавило чи ступінь залежності між групами визначених показників залишиться таким же високим і яким чином буде виглядати взаємозв'язок провідних характеристик мікроциркуляції та гемодинаміки з кількістю сеансів вертебротерапії (X_8), що були проведені.

Отже, математичні моделі для $y_1 - y_7$ після вертебротерапії мали наступний вигляд (7.8 – 7.14):

$$y_1 = -B - \beta_1 \cdot X_1 + \beta_2 \cdot X_2 - \beta_3 \cdot X_3 + \beta_4 \cdot X_4 - \beta_9 \cdot X_9 + \beta_{10} \cdot X_{10} - \beta_{11} \cdot X_{11} + \beta_{12} \cdot X_{12} - \beta_{13} \cdot X_{13} - \beta_{14} \cdot X_{14} + \beta_{15} \cdot X_{15}; \quad (7.8)$$

а в цифровому виразі $y_1 = -1,1483 - 0,539897 \cdot X_1 + 0,39459 \cdot X_2 - 1,33310 \cdot X_3 + 0,62358 \cdot X_4 - 0,18660 \cdot X_9 + 0,296211 \cdot X_{10} - 0,22343 \cdot X_{11} + 0,06930 \cdot X_{12} - 0,33962 \cdot X_{13} - 0,13511 \cdot X_{14} + 0,06348 \cdot X_{15};$

$$y_2 = -B - \beta_1 \cdot X_1 - \beta_3 \cdot X_3 - \beta_{11} \cdot X_{11} + \beta_{15} \cdot X_{15}; \quad (7.9)$$

а в цифровому виразі $y_2 = -0,24223 - 0,277374 \cdot X_1 - 0,271537 \cdot X_3 - 0,60495 \cdot X_{11} + 0,132989 \cdot X_{15};$

$$y_3 = -B + \beta_2 \cdot X_2 + \beta_4 \cdot X_4 - \beta_5 \cdot X_5 + \beta_9 \cdot X_9 + \beta_{10} \cdot X_{10} - \beta_{11} \cdot X_{11} + \beta_{12} \cdot X_{12} - \beta_{13} \cdot X_{13} + \beta_{15} \cdot X_{15}; \quad (7.10)$$

а в цифровому виразі $y_3 = -0,3790 + 0,36554 \cdot X_2 + 0,338939 \cdot X_4 - 0,65677 \cdot X_5 + 1,03486 \cdot X_9 + 0,203058 \cdot X_{10} + 1,30251 \cdot X_{11} + 1,12162 \cdot X_{12} - 1,56754 \cdot X_{13} + 0,66957 \cdot X_{15};$

$$y_4 = B + \beta_1 \cdot X_1 + \beta_3 \cdot X_3; \quad (7.11)$$

а в цифровому виразі $y_4 = 2357,62 + 0,21528 \cdot X_1 + 0,046507 \cdot X_3;$

$$y_5 = B - \beta_2 \cdot X_2 + \beta_3 \cdot X_3 - \beta_5 \cdot X_5; \quad (7.12)$$

а в цифровому виразі $y_5 = 41,129 - 0,131559 \cdot X_2 + 0,166720 \cdot X_3 - 0,298877 \cdot X_5;$

$$y_6 = B + \beta_1 \cdot X_1 - \beta_2 \cdot X_2 + \beta_3 \cdot X_3; \quad (7.13)$$

а в цифровому виразі $y_6 = 7,08762 + 0,041788 \cdot X_1 - 0,005854 \cdot X_2 + 0,064241 \cdot X_3;$

$$y_7 = -B + \beta_1 \cdot X_1 - \beta_2 \cdot X_2 - \beta_3 \cdot X_3 - \beta_4 \cdot X_4; \quad (7.14)$$

а в цифровому виразі $y_7 = -559,56 + 0,125951 \cdot X_1 - 0,101596 \cdot X_2 - 0,293684 \cdot X_3 - 0,22057 \cdot X_4;$

Звертає на себе увагу те, що після проведення вертебротерапії показники мікрогемодинаміки в тканинах головного мозку (y_1), медіальних (y_2) та латеральних (y_3) ділянках легень в меншій мірі залежали від показників стану хребтових сегментів ($X_1 - X_7$), а залежність від центральної гемодинаміки (показники $X_9 - X_{15}$) практично не змінювались.

Критерії центральної гемодинаміки після лікування також залежали від меншої кількості (2 – 3) показників стану хребтових сегментів, ніж це було до лікування (5 – 6 показників).

Кількість сеансів вертебротерапії (X_8), в цей період обстеження, як і в попередній, також не впливала на показники центральної гемодинаміки і мікроциркуляції в органах.

Слід звернути увагу і на той факт, що після вертебротерапії зменшується число чинників, які безпосередньо впливають на результуючі характеристики і залишаються лише ті, що мають відношення до мікроциркуляторних процесів. Головне те, що з'ясується можливість адекватного терапевтичного впливу на патологічний процес.

Побудовані моделі рівнянь були інформаційно здатними. Коефіцієнт детермінації (R^2) коливався від 0,824 до 0,999. Критерій Фішера (F) свідчив про достовірність одержаної інформації ($p < 0,001$).

З проведеного покрокового регресійного аналізу можна зробити висновок про надзвичайно тісний взаємозв'язок мікроциркуляторних процесів у тканинах не тільки з параметрами центральної гемодинаміки, але й зі станом хребтових сегментів.

По мірі усунення дії травмуючих елементів у сегментах, зв'язок останніх з мікрогемодинамікою в тканинах зменшується, що підтверджує можливість трансформації патології хребта у вертеброгенні захворювання внутрішніх органів та систем.

Враховуючи, що в роботі було використано 70 різних показників, які відображали різні функціональні та морфологічні ознаки, мали відношення до амплітудних, часових, швидкісних, кількісних, метричних та інших критеріїв, виникла необхідність у групуванні і подальшій обробці інформації. З цією метою нами було проведено факторний і кластерний аналіз.

Застосування основних положень факторного аналізу надає можливість на підрунті дослідження структурних характеристик процесів, які відбувались в результаті проведення лікувальних дій, одержати його нові інтегральні оцінки: дисперсію головних компонент, як узагальнений показник стану системи, коефіцієнти кореляції основних її компонент з іншими ознаками, здійснити змістовну інтерпретацію отриманих закономірностей, визначити внесок кожного з виділених факторів у динаміку процесів, які відбуваються [295, 297, 298].

Результати факторного аналізу показників, які вивчались, в цілому підтверджували отримані вище закономірності, доповнюючи їх цілою низкою нових чинників, що є певними лінійними комбінаціями попередніх, включають в себе більшу частину статистично значущої інформації, і тому більш адекватно відображають реальні зміни об'єктів спостережень.

Так, проведення факторного аналізу із застосуванням методу головних компонент і наступним обертанням отриманих факторних характеристик у межах ортогональної системи координат у багатовимірному просторі спостережень, надало можливість одержати цікаві дані про групи чинників або фактори, які в найбільшій мірі віддзеркалювали перебіг патологічного процесу в органах та системах і відображали ефективність лікування. Зокрема, до початку лікування досить чітко можна було окреслити п'ять головних факторів, що визначали особливості патологічних змін. До їх числа слід було віднести: дані щодо стану РЕГ ($R > 0,85$), медіальної РПГ ($R > 0,80$), латеральної РПГ ($R > 0,75$), артеріального тиску ($R > 0,70$), а також в дещо меншій мірі центральної гемодинаміки ($R > 0,60$). Слід зазначити, що R у межах від 0,50 до 0,70 відображає помірний зв'язок, від 0,70 до 0,90 – тісний зв'язок, в межах від 0,9 до 1,0 – дуже тісний зв'язок. Таким чином, виявлені закономірності, по-перше підтверджували доцільність проведеного дослідження саме в таких рамках, як було заплановано, по-друге, чітко

визначали основні напрямки використання засобів лікувального впливу та основні засоби його оптимізації.

Після проведеного лікування при чіткому дотриманні тієї ж кількості провідних факторів (п'ять головних факторів) їх інтерпретація набувала дещо іншого змісту. На перший план, з досить високим рівнем споріднення з кінцевими результатами лікувального процесу, виходили характеристики мікроциркуляції сегментів ($R > 0,75$), наступними були характеристики РЕГ ($R > 0,70$), РПГ латеральної ($R > 0,70$) і артеріального тиску ($R > 0,70$). Показовим був той факт, що замість показників медіальної РПГ, котрі характеризували хід та спрямованість процесів до лікування, після лікування вплив на їх перебіг справляв певний комплекс чинників, до складу якого інтегрувались показники стану латеральної РПГ і центральної гемодинаміки, а також кількість тригерних пунктів. Лише деякі критерії медіальної РПГ, зокрема A_2/A_4 та T_2 мали помірний зв'язок ($R > 0,50$) з кінцевим результатом.

Вплив показників мікроциркуляції сегментів на значення РЕГ, латеральної РПГ та показників ЕКГ у нормованих величинах можна виразити таким чином (7.15 – 7.17):

$$y_1 = -0,135f_1 + 0,435f_2 - 0,042f_3 + 0,241f_4 - 0,126f_5; \quad (7.15)$$

$$y_2 = -0,139f_1 + 0,214f_2 - 0,038f_3 - 0,044f_4 - 0,487f_5; \quad (7.16)$$

$$y_3 = 0,161f_1 + 0,460f_2 - 0,209f_3 + 0,137f_4 - 0,234f_5; \quad (7.17)$$

де y_1 – інтегральний показник РЕГ (стану мозкового кровообігу);

y_2 – інтегральний показник латеральної РПГ (стану мікроциркуляції в легенях); y_3 – інтегральний показник діяльності серця за даними ЕКГ; фактор f_1 був пов'язаний з показниками артеріального тиску; фактор f_2 – з показниками мікроциркуляції сегментів; фактор f_3 – з показниками РЕГ; фактор f_4 – з показниками медіальної РПГ; фактор f_5 – з кількістю тригерних пунктів у сегментах.

Отже, аналізуючи отримані математичні моделі, слід зазначити, що найбільш тісний взаємозв'язок показники мікроциркуляції сегментів мали з узагальненими показниками РЕГ та характеристиками серцевої діяльності. Найбільший вплив на показники латеральної РПГ справляли показники центральної гемодинаміки та кількість тригерних пунктів у м'язах шийних сегментів, а також показники медіальної РПГ.

Дані, що були отримані в результаті здійснення кластерного аналізу використовувались для розроблення коміркової класифікації як окремих характеристик функціонального стану органів, так і організму в цілому. Показники визначались у багатовимірному просторі за множиною найбільш характерних для них ознак на підставі значень евклідової дистанції, тобто середньої відстані розташування кожного з них від так званих коміркових центрів [295, 297, 298].

Проведення кластерного аналізу надає можливість доповнити дані досліджень якісною оцінкою функціонального стану внутрішніх органів, систем та організму в цілому. З метою об'єктивізації одержаних даних натуральні значення показників функціонального стану, що були

представлені як за інтервальною, так і за порядковою шкалами, як до лікування, так і після його проведення, було розбито на п'ять основних кластерів з використанням дивізійної методики кластеризації. Як головна метрика подібності ознак застосовувалась евклідова відстань у 70-вимірному (за числом досліджуваних у роботі критеріїв) просторі.

Результати досліджень свідчили про наявність достатньо чіткого розподілу параметрів, і, отже, надавали можливість визначити як основні напрямки динамічних змін, що відбуваються у структурі показників функціонального стану, так і необхідні об'єкти, котрі потребують лікувальних впливів.

До початку лікування і після його здійснення можна було виділити 5 окремих кластерів, що визначають просторову структуру провідних характеристик функціонального стану органів і систем, які досліджувались, проте, їх змістовне наповнення було різним.

До лікування чітко виділялись:

- 1) гемодинамічний периферійний кластер (показники ЗПОС);
- 2) гемодинамічний центральний кластер (показники ХОК);
- 3) гемодинамічний судинний кластер (показники максимального, мінімального та середнього артеріального тиску);
- 4) мікроциркуляторно-вісцеральний кластер (показники мікроциркуляції сегментів, серцевої діяльності, стану жовчного міхура, кількість тригерних пунктів у м'язах сегментів та вік хворих);
- 5) поліфункціональний кластер (інші 44 характеристики функціонального стану організму).

Після проведення вертебротерапевтичних заходів відбувався певний перерозподіл розташування показників, що був зумовлений ступенем їх спорідненості та взаємозв'язку. Головним чином це стосувалось об'єднання двох попередньо визначених кластерів, які характеризували стан периферійної гемодинаміки та мікроциркуляції (перший та четвертий).

Отже, після проведення вертебротерапії було виділено такі кластери:

- 1) гемодинамічний периферійно-центральный кластер (показники ЗПОС та ХОК);
- 2) гемодинамічний судинний кластер (показники мінімального та середнього артеріального тиску разом з критеріями ударного об'єму крові);
- 3) мікроциркуляторно-кардіальний кластер ($V_{\text{сер.}}$ мікроциркуляції сегментів зліва і справа, а також показники максимального артеріального тиску);
- 4) мікроциркуляторно-вісцеральний кластер (амплітуда мікроциркуляції сегментів зліва і справа, електрокардіографічні показники, кількість тригерних пунктів та стан скорчувальної функції жовчного міхура);
- 5) поліфункціональний кластер (інші 40 показників функціонального стану організму хворих).

Дані агломеративно-ієрархічного групування, в основі якого знаходиться створення елементарних комірків, що складаються з об'єднання

двох найбільш близько розташованих в евклідовому просторі по відношенню один до одного кластерів, з наступною побудовою їх дендрограми, повністю підтверджували попередні результати.

Таким чином, закономірності, що були виявлені під час проведення багатовимірною статистичного аналізу з використанням методів покрокового регресійного, факторного та кластерного аналізу, на математичному рівні підтвердили висновок про суттєвий позитивний вплив вертебротерапевтичних заходів на стан мікроциркуляції хребтових сегментів і внутрішніх органів. Саме про це свідчили особливості взаємозв'язку мікроциркуляції сегментів з інтегральними показниками РЕГ, латеральної РПГ та електричної активності серця. Чітко виділялись такі кластерні ознаки розподілу показників, як мікроциркуляторно-кардіальний та мікроциркуляторно-вісцеральний.

Отже, проведена обробка матеріалів, наступне математичне моделювання за допомогою сучасних методів статистичного аналізу, дозволяють виявити високий ступінь впливу патологічних змін у хребтових сегментах на мікрогемодинамічні та функціональні показники внутрішніх органів, які пов'язані з ушкодженими сегментами. Крім того, оскільки кластерний аналіз призводить до групування більшості сегментарних і тканинних мікроциркуляторних та функціональних показників, можна підтвердити експериментальний висновок про те, що вертеброгенна патологія реалізується переважно через зміни у трофічному комплексі тканин відповідних внутрішніх органів.

7.2.2. Використання математичного апарату нечітких множин для обробки діагностичної інформації

Враховуючи той факт, що під час проведення клінічних досліджень доволі часто потрібно використовувати не тільки чіткі цифрові критерії, але й певні лінгвістичні характеристики змін показників (термів), нами проводився аналіз частини з них за допомогою математичного апарату нечіткої логіки. Такий підхід дозволяє одержати однозначний цифровий вираз для тих критеріїв, які мають описові характеристики і, відповідно, якісний зміст, наприклад такі ознаки, як: ДН – дуже низький, Н – низький, НС – нижче середнього, С – середній, ВС – вище середнього, В – високий [299, 300, 301].

Кожний з вказаних термів являє собою нечітку множину, яка задана за допомогою спеціальних функцій належності і може бути представлена певним інтервалом, що має свої цифрові ступені від 0 до 1. Про абсолютну неналежність до множини свідчить 0, а про абсолютну належність – 1.

Нечіткі множини можуть доповнюватись, об'єднуватись, перетинатись, що спрощує формалізацію процесу до цифрового (чіткого) виразу.

Таблиця 7.2

База даних про співвідношення функціонального стану серця зі значенням коефіцієнта симетрії мікроциркуляторних показників у сегментах

Сегменти \ Ступінь патологіч- них змін	C _{III} (X ₃)		C _V (X ₅)		C _{VI} (X ₆)		C _{VII} (X ₇)		C _{VIII} (X ₈)		Th _I (X ₉)		Th _{II} (X ₁₀)		Th _{III} (X ₁₁)		Th _{IV} (X ₁₂)		
	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	
	0	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В	В
I	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС
	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В	ВС	В
II	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС
	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С	ВС	С
III	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С
	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С	С
IV	С	НС	С	НС	С	НС	С	НС	С	НС	С	НС	С	НС	С	НС	С	НС	С
	НС	С	НС	С	НС	С	НС	С	НС	С	НС	С	НС	С	НС	С	НС	С	НС
V	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС
	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н	НС	Н

Застосування математичного апарату нечіткої логіки може бути важливим у випадках необхідності визначення ймовірності взаємозв'язку патологічних станів, які мають різні клінічні характеристики. Для прикладу, нижче наведено дослідження ймовірності виникнення захворювань серця при патології сегментів шийного і грудного відділів хребта. Ступінь порушень у хребтових сегментах записано з правого (П) і лівого (Л) боку за допомогою коефіцієнтів симетрії мікроциркуляторних процесів по відношенню до еталона. Необхідно зазначити, що величини коефіцієнта симетрії 0,85 – 1,0 відповідають нормальній мікроциркуляції, а коефіцієнт 0,25 – 0,1 вказує на значні патологічні зміни показників гемодинаміки в хребтових сегментах.

В таблиці 7.2 наведено базу даних для оцінки ймовірності виникнення патології серця при різних значеннях коефіцієнта симетрії в хребтових сегментах. Кожний ступінь змін у сегментах подано у вигляді шкали якісних термів: дуже низький (ДЕН), низький (Н), нижче середнього (НС), середній (С), вище середнього (ВС), високий (В).

Для кожної з баз даних з метою формалізації показників визначаються відповідні функції належності.

Тому логічні рівняння для діагностики функціонального стану серця будуть мати наступний вигляд (7.18 – 7.23):

$$\mu^{III}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \mu^{III}(X_3) \cdot \mu^{III}(X_5) \cdot \mu^{III}(X_6) \cdot \mu^{III}(X_7) \cdot \mu^{III}(X_8) \cdot \mu^{III}(X_9) \cdot \mu^{III}(X_{10}) \cdot \mu^{III}(X_{11}) \cdot \mu^{III}(X_{12}) \quad (7.18)$$

$$\mu^{d2}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \mu^H(X_3) \cdot \mu^{DH}(X_5) \cdot \mu^H(X_6) \cdot \mu^{DH}(X_7) \cdot \mu^H(X_8) \cdot \mu^{DH}(X_9) \cdot \mu^H(X_{10}) \cdot \mu^{DH}(X_{11}) \vee \mu^{DH}(X_3) \cdot \mu^H(X_5) \cdot \mu^{DH}(X_6) \cdot (7.19)$$

$$\mu^H(X_7) \cdot \mu^{BC}(X_8) \cdot \mu^H(X_9) \cdot \mu^{DH}(X_{10}) \cdot \mu^H(X_{11})$$

$$\mu^{d3}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \mu^H(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^H(X_6) \cdot \mu^{HC}(X_7) \cdot \mu^H(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^H(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) \vee \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^H(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot (7.20)$$

$$\mu^H(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^H(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^H(X_{11})$$

$$\mu^{d4}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot \mu^{HC}(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) \vee \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot (7.21)$$

$$\mu^{HC}(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11})$$

$$\mu^{d5}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot \mu^C(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^C(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^C(X_{11}) \vee \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot (7.22)$$

$$\mu^C(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^C(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^C(X_{11})$$

$$\mu^{d6}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \mu^C(X_3) \cdot \mu^{BC}(X_5) \cdot \mu^C(X_6) \cdot \mu^{BC}(X_7) \cdot \mu^C(X_8) \cdot \mu^{BC}(X_9) \cdot \mu^C(X_{10}) \cdot \mu^{BC}(X_{11}) \vee \mu^C(X_3) \cdot \mu^{BC}(X_5) \cdot \mu^C(X_6) \cdot (7.23)$$

$$\mu^{BC}(X_7) \cdot \mu^C(X_8) \cdot \mu^{BC}(X_9) \cdot \mu^C(X_{10}) \cdot \mu^{BC}(X_{11})$$

Таблиця 7.3

База даних для оцінки ступеня важкості патології серця за коефіцієнтом симетрії мікроциркуляторних показників у сегментах

Коефіцієнт симетрії \ Сегменти	CIII(X3)		CV(X5)		CVI(X6)		CVII(X7)		CVIII(X8)		ThI(X9)		ThII(X10)		ThIII(X11)		ThIV(X12)	
	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л	П
	В	1,0-0,8 0,8 5	0,8-1,0 0,8 1,0	1,0-0,8 0,8 1,0	0,8-1,0 0,8 1,0	1,0-0,8 0,8 1,0	0,8-1,0 0,8 1,0	1,0-0,8 0,8 1,0	0,8-1,0 0,8 1,0	1,0-0,8 0,8 1,0	0,8-1,0 0,8 1,0	1,0-0,8 0,8 1,0	0,8-1,0 0,8 1,0	1,0-0,8 0,8 1,0	0,8-1,0 0,8 1,0	1,0-0,8 0,8 1,0	0,8-1,0 0,8 1,0	1,0-0,8 0,8 1,0
BC	0,8-0,7 0,8 0,7	0,7-0,8 0,8 0,7	0,8-0,7 0,8 0,7	0,7-0,8 0,8 0,7	0,8-0,7 0,8 0,7	0,7-0,8 0,8 0,7	0,8-0,7 0,8 0,7	0,7-0,8 0,8 0,7	0,8-0,7 0,8 0,7	0,7-0,8 0,8 0,7	0,8-0,7 0,8 0,7	0,7-0,8 0,8 0,7	0,8-0,7 0,8 0,7	0,7-0,8 0,8 0,7	0,8-0,7 0,8 0,7	0,7-0,8 0,8 0,7	0,8-0,7 0,8 0,7	0,7-0,8 0,8 0,7
С	0,7-0,5 0,5 0,7	0,5-0,7 0,5 0,7	0,7-0,5 0,5 0,7	0,5-0,7 0,5 0,7	0,7-0,5 0,5 0,7	0,5-0,7 0,5 0,7	0,7-0,5 0,5 0,7	0,5-0,7 0,5 0,7	0,7-0,5 0,5 0,7	0,5-0,7 0,5 0,7	0,7-0,5 0,5 0,7	0,5-0,7 0,5 0,7	0,7-0,5 0,5 0,7	0,5-0,7 0,5 0,7	0,7-0,5 0,5 0,7	0,5-0,7 0,5 0,7	0,7-0,5 0,5 0,7	0,5-0,7 0,5 0,7
HC	0,5-0,4 0,5 0,4	0,4-0,5 0,5 0,4	0,5-0,4 0,5 0,4	0,4-0,5 0,5 0,4	0,5-0,4 0,5 0,4	0,4-0,5 0,5 0,4	0,5-0,4 0,5 0,4	0,4-0,5 0,5 0,4	0,5-0,4 0,5 0,4	0,4-0,5 0,5 0,4	0,5-0,4 0,5 0,4	0,4-0,5 0,5 0,4	0,5-0,4 0,5 0,4	0,4-0,5 0,5 0,4	0,5-0,4 0,5 0,4	0,4-0,5 0,5 0,4	0,5-0,4 0,5 0,4	0,4-0,5 0,5 0,4
Н	0,4-0,2 0,2 0,4	0,2-0,4 0,4 0,2	0,4-0,2 0,2 0,4	0,2-0,4 0,4 0,2	0,4-0,2 0,2 0,4	0,2-0,4 0,4 0,2	0,4-0,2 0,2 0,4	0,2-0,4 0,4 0,2	0,4-0,2 0,2 0,4	0,2-0,4 0,4 0,2	0,4-0,2 0,2 0,4	0,2-0,4 0,4 0,2	0,4-0,2 0,2 0,4	0,2-0,4 0,4 0,2	0,4-0,2 0,2 0,4	0,2-0,4 0,4 0,2	0,4-0,2 0,2 0,4	0,2-0,4 0,4 0,2
ДН	0,2-0,1 0,1 0,2	0,1-0,2 0,2 0,1	0,2-0,1 0,1 0,2	0,1-0,2 0,2 0,1	0,2-0,1 0,1 0,2	0,1-0,2 0,2 0,1	0,2-0,1 0,1 0,2	0,1-0,2 0,2 0,1	0,2-0,1 0,1 0,2	0,1-0,2 0,2 0,1	0,2-0,1 0,1 0,2	0,1-0,2 0,2 0,1	0,2-0,1 0,1 0,2	0,1-0,2 0,2 0,1	0,2-0,1 0,1 0,2	0,1-0,2 0,2 0,1	0,2-0,1 0,1 0,2	0,1-0,2 0,2 0,1

Кожний з цих термів буде відповідати певному діапазону змін коефіцієнта симетрії: В (0 ступінь) 1,0 – 0,85 або 0,85 – 1,0; ВС (I ступінь) 0,85 – 0,7 або 0,7 – 0,85; С (II ступінь) 0,7 – 0,55 або 0,55 – 0,7; HC (III ступінь) 0,55 – 0,4 і 0,4 – 0,55; Н (IV ступінь) 0,4 – 0,25 і 0,25 – 0,4; ДН (V ступінь) 0,25 – 0,1 або 0,1 – 0,25 (таблиця 7.3).

Для побудови рівнянь необхідно визначити функції належності $\mu^j(x_i)$ всіх нечітких термів j (В, ВС, С, НС, Н, ДН) для всіх факторів x_i (в даному випадку j – значення коефіцієнта симетрії, i – інтервал дослідження: $i = \overline{1,4}$).

Якщо вважати високий рівень варіантом норми, то побудову рівнянь необхідно проводити для п'яти нечітких термів (ВС, С, НС, Н, ДН).

Наприклад, після обстеження за допомогою оптико-електронних методів у хворого К. з можливим захворюванням серця зафіксовані наступні результати (таблиця 7.4).

Таблиця 7.4

Результати обстеження хворого К. за допомогою оптико-електронного інтелектуалізованої системи діагностування периферійного кровообігу

Сегмент Амплітуда ФПР (в ум. од.)	$C_{III}(X_3)$	$C_V(X_5)$	$C_{VI}(X_6)$	$C_{VII}(X_7)$	$C_{VIII}(X_8)$	$Th_I(X_9)$	$Th_{II}(X_{10})$	$Th_{III}(X_{11})$	$Th_{IV}(X_{12})$
Л	345	245	298	298	311	245	245	256	256
П	235	267	248	245	256	211	211	233	241

Потім визначаються коефіцієнти симетрії для відповідних ХРС (таблиця 7.5).

Таблиця 7.5

Коефіцієнти симетрії для відповідних сегментів

Сегмент Коефіцієнт симетрії	$C_{III}(X_3)$	$C_V(X_5)$	$C_{VI}(X_6)$	$C_{VII}(X_7)$	$C_{VIII}(X_8)$	$Th_I(X_9)$	$Th_{II}(X_{10})$	$Th_{III}(X_{11})$	$Th_{IV}(X_{12})$
Л	0.7	0.8	0.88	0.95	0.85	1	0.96	0.95	1
П	0.79	0.9	0.9	0.91	1	0.89	0.92	1	1

Далі визначаються функції належності для кожного з термів. Їх значення підставляються у вирази 7.18 – 7.23:

$$\mu^{d1}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = 0.42 \cdot 0.55 \cdot 0.8 \cdot 0.9 \cdot 0.75 \cdot 1 \cdot 0.95 \cdot 1 = 0.42$$

$$\mu^{d2}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = 0.8 \cdot 0.55 \cdot 0.75 \cdot 0.9 \cdot 0.8 \cdot 0.75 \cdot 0.95 \cdot 1 \vee 0.42 \cdot 0.76 \cdot 0.8 \cdot 0.6 \cdot 0.9 \cdot 0.5 \cdot 1 \cdot 0.5 = 0.55$$

$$\mu^{d3}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = 0.8 \cdot 0.4 \cdot 0.75 \cdot 0.1 \cdot 0.9 \cdot 0 \cdot 0.95 \cdot 0.05 \cdot 0 \vee 0.4 \cdot 0.8 \cdot 0.35 \cdot 0.1 \cdot 0.15 \cdot 0.05 \cdot 0.05 \cdot 0.05 = 0.05$$

$$\mu^{d4}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot$$

$$\mu^{HC}(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) \vee \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot$$

$$\mu^{HC}(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) = 0,01$$

$$\mu^{d5}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) = \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot$$

$$\mu^C(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^C(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^C(X_{11}) \vee \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_5) \cdot \mu^{HC}(X_6) \cdot$$

$$\mu^C(X_7) \cdot \mu^{HC}(X_8) \cdot \mu^C(X_9) \cdot \mu^{HC}(X_{10}) \cdot \mu^C(X_{11}) = 0.02$$

$$\begin{aligned} \mu^{d_6}(X_3, X_5, X_6, X_7, X_8, X_9, X_{10}, X_{11}, X_{12}) &= \mu^C(X_3) \cdot \mu^{BC}(X_5) \cdot \mu^C(X_6) \cdot \\ \mu^{BC}(X_7) \cdot \mu^C(X_8) \cdot \mu^{BC}(X_9) \cdot \mu^C(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) \vee \mu^C(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_5) \cdot \mu^C(X_6) \cdot \\ \mu^{HC}(X_7) \cdot \mu^C(X_8) \cdot \mu^{HC}(X_9) \cdot \mu^C(X_{10}) \cdot \mu^{HC}(X_{11}) &= 0.01 \end{aligned}$$

Визначається рішення d_0 , для якого

$$\mu^{d_0}(x_1, x_2, \dots, x_n) = \max[\mu^{d_a}(x_1, x_2, \dots, x_n)]$$

При цьому, максимальним значенням для ступеня важкості перебігу захворювання d_2 буде 0,55, тобто патологічні зміни серця слід вважати латентними (перший ступінь важкості). Визначення функцій належності для встановлення ступеня важкості патології інших органів проводиться за таким же алгоритмом.

Підсумовуючи результати досліджень, які наведені в розділі, необхідно акцентувати увагу на тому, що:

- основним морфологічним субстратом для реалізації сегментарної патології у вертеброгенні захворювання внутрішніх органів та систем слугує трофічний комплекс тканин, який являє собою мікроциркуляторне русло і апарат вегетативної (переважно симпатичної) сегментарної інервації;
- вивчення мікроциркуляторних процесів у клінічній практиці дуже складна проблема, оскільки не існує простих методів, які б дозволяли проводити експрес-діагностику мікрогемодинамічних порушень. Для вирішення цієї проблеми доцільно застосовувати оптико-електронну методіку розрахунку мікроциркуляторних змін. Використання програмних пакетів "Osteo-1" та "Optiman-1" дозволяє проводити діагностику порушень трофічного комплексу в автоматичному режимі;
- застосування лінійних рівнянь регресії, факторного і кластерного аналізу дозволяє наочно показати тісний взаємозв'язок мікроциркуляторних процесів у тканинах внутрішніх органів та систем з сегментарними вегетативними структурами, що їх інервують. Патологічні зміни в хребтових сегментах можуть реалізовуватись у вертеброгенні захворювання тільки у випадку досягнення певного рівня порушень, який зумовлює відповідний рівень патологічної імпульсації на мікроциркуляторне русло тканин внутрішніх органів та систем організму людини;
- при обробці інформації, яка має вигляд нечітких лінгвістичних характеристик, необхідно більш широко застосовувати математичний апарат нечіткої логіки, що дозволяє отримати чітку критеріальну (цифрову) оцінку функціонального стану тканин, внутрішніх органів, організму в цілому, а також визначити ступінь імовірності взаємозв'язків між різними патологічними станами та ступінь важкості захворювань.

8. ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ ТЕХНОЛОГІЇ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ В ДІАГНОСТИЦІ, ЛІКУВАННІ ТА РЕАБІЛІТАЦІЇ В РІЗНИХ ГАЛУЗЯХ МЕДИЦИНИ

8.1. Розробка структурної схеми системи комп'ютерного планування ринохірургічних втручань

Розроблено структурну схему системи комп'ютерного моделювання ринохірургічних втручань, до складу якої входять модулі (рис. 8.1):

- мультимодальної реєстрації і зберігання вихідних діагностичних даних, збір функціональної діагностичної інформації від систем інтраскопічного картування (СКТ, МРТ) та засобів функціональної діагностики, а також перетворення і зберігання даних в необхідних форматах для подальшої обробки та реалізації подальших етапів комп'ютерного планування;

- в модулі 2D обробки даних анатомічного картування виконуються функції фільтрації локальних перешкод і площинна сегментація анатомічних об'єктів на інтраскопічних зображеннях;

- в модулі візуалізації даних в режимі 2D виконується відображення стандартних (аксіальних) томографічних зрізів, а також довільно орієнтованих мультипланарних реконструкцій;

- в модулі візуалізації даних в режимі 2,5D забезпечується відображення додаткової інформації за допомогою використання спеціалізованих графічних G-буферів, в яких міститься інформація про додаткові властивості кожного елемента зображення;

- в модулі формування 3D моделі по інтраскопічним топографо-анатомічним даним виконується побудова об'ємної воксельної моделі досліджуваного органу за розділами площинних інтраскопічних зображень;

- в модулі 3D обробки даних анатомічного картування виконуються процедури просторової сегментації та аналізу геометричних характеристик анатомічних об'єктів для побудови узагальненої воксельної моделі досліджуваної області;

- в модулі об'ємної візуалізації даних виконується відображення вихідної напівтонової і узагальненої воксельних моделей досліджуваного органу;

- в модулі візуалізації поверхонь виконується відображення контурно-сегментованих моделей анатомічних об'єктів, отриманих на основі лофтінгового об'єднання їх послідовних перетинів;

- в модулі обробки і аналізу функціональних даних виконується комплексний і максимально вичерпний для конкретної патології аналіз функціональних діагностичних показників, і формується висновок про кількісні характеристики функціональних порушень;

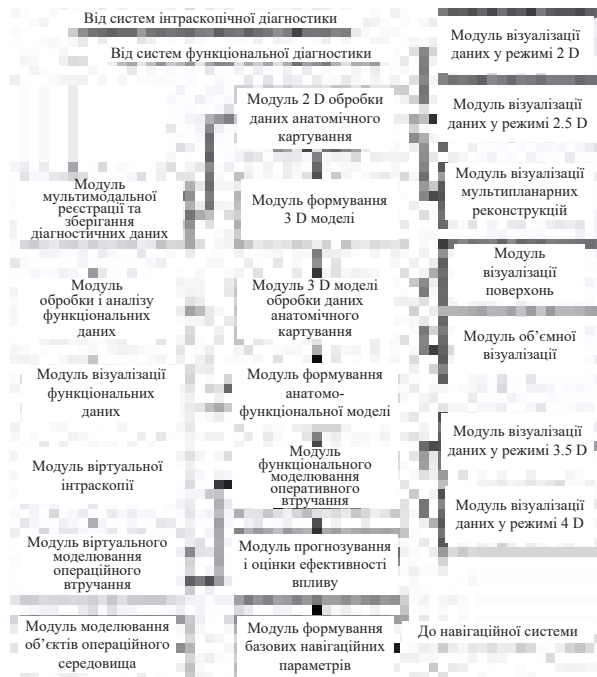


Рисунок 8.1 – Структурна схема системи комп'ютерного моделювання хірургічних втручань

- в модулі візуалізації функціональних даних виконується наочне відображення у вигляді графіків, діаграм і функціональних карт зображень діагностичних даних з максимально можливим візуальним акцентом на відхилення показників від умовної норми;

- в модулі формування анатомо-функціональної моделі виконується об'єднання даних анатомічної і функціональної інформації та побудова просторової ідентифікаційної моделі функціонального комп'ютерного хірургічного планування;

- модуль віртуальної інтраскопії служить для вивчення принципів і можливостей сучасних методів анатомічного картування, заснованих на засобах реконструктивної томографії; використання віртуальних інтраскопічних систем дозволяє при підготовці інженерних кадрів біомедичного профілю істотно підвищити якість підготовки фахівців-розробників обладнання для медичної візуалізації, за рахунок не тільки теоретичного вивчення методів реконструкції зображень і узагальненого ознайомлення з встановленими в клініках (базах проходження практики)

апаратними засобами, а й отримання практичних навичок при наочному вирішенні обчислювальних задач;

- в модулі моделювання об'єктів операційного середовища виконується побудова віртуальних моделей хірургічного обладнання, (маніпуляторів, хірургічних інструментів) і відповідних засобів управління і контролю;

- в модулі віртуального моделювання оперативного втручання на фантомній моделі пацієнта і операційної області за допомогою комп'ютерних моделей хірургічного та інтраскопічного обладнання виконується відпрацювання методів оперативного доступу та оперативних прийомів;

- модуль візуалізації даних в режимі 3,5D дозволяє поєднувати дані напівтонової, узагальненої і ідентифікаційної моделей обстежуваного органу при відображенні анатомо-функціональної інформації, необхідної для проведення комп'ютерного хірургічного планування;

- модуль візуалізації даних в режимі 4D дозволяє відображати зміни анатомо-функціональної структури ідентифікаційної просторової моделі в часі, в процесі проведення віртуального моделювання оперативного втручання;

- в модулі функціонального моделювання оперативного втручання виконується формування параметрів цільової функції лікувального впливу і відпрацювання на моделі операційної області необхідного функціонального результату, який приводить до мінімізації цільової функції;

- в модулі прогнозування та оцінки ефективності впливу виконується формування прогнозованих функціональних параметрів і їх порівняння з результатами післяопераційних обстежень, а також незалежна верифікація досягнутого функціонального результату, що полягає в проведенні морфологічних досліджень цитологічних мікропрепаратів поверхні слизової оболонки носових раковин з метою визначення порушень епітеліально-клітинних елементів в динаміці (до і після лікування);

- в модулі формування базових навігаційних параметрів виконується визначення геометричних характеристик області оперативного втручання і відповідних керуючих впливів для застосовуваного хірургічного обладнання.

Взаємодія модулів системи комп'ютерного хірургічного планування (див. рис. 8.1) не вимагає додаткових пояснень, оскільки вони не мають чіткого функціонального розподілу.

Функціонально модулі системи комп'ютерного планування функціональних ринохірургічних втручань об'єднуються в більш великі блоки - підсистеми реєстрації і зберігання вихідних діагностичних даних, обробки та аналізу даних, формування параметрів впливів і оцінки їх ефективності, а також візуалізації для відображення даних інформаційної моделі комп'ютерного планування в різних режимах.

Об'єднання модулів в підсистеми дозволяє логічно об'єднати локальні самостійні завдання в більш великі і розкрити закінчене функціональне призначення компонентів системи комп'ютерного хірургічного планування для формування основних медико-технічних вимог до системи.

8.2. Інтелектуальна технологія моделювання пластичних втручань на обличчі людини

Реконструктивна медицина сьогодні – це галузь науки, що дуже стрімко розвивається. Кількість проведених пластичних операцій постійно збільшується, але проблема вибору індивідуального адекватного підходу при їх виконанні залишається, як і раніше, актуальною. При побудові плану хірургічного втручання функціональним характеристикам оперованих органів має бути приділено не меншу увагу, ніж естетичній складовій. Складність вирішення цієї задачі зумовлює застосування комплексного комп'ютерного планування пластичних втручань, яке ґрунтується на використанні сучасних засобів медичної візуалізації, що дає змогу не тільки врахувати естетичні уподобання пацієнта щодо своєї нової зовнішності, але й оцінити зміни функціональних характеристик верхніх дихальних шляхів внаслідок їх корекції. Цей підхід сприяє підвищенню рівня ефективності (максимальному функціонально-естетичному результату при мінімальному травматизмі) передопераційного планування хірургічних втручань.

Людське обличчя є найваріативнішою частиною людського тіла. Саме обличчя є тим елементом зовнішності людини, у результаті сприйняття якого відбувається ідентифікація окремої особистості. Анатомічні структури, що розташовані на ділянці обличчя людини, крім формування її зовнішнього естетичного образу, виконують також і ряд важливих функціональних задач, забезпечуючи нормальний перебіг фізіологічних процесів у організмі. Аномальні зміни обличчя можуть бути зумовлені як вродженими вадами, так і ускладненнями травм (військова, спортивна, транспортна, виробнича тощо). Найбільш ефективним засобом корекції таких станів є хірургічна пластика.

Підвищення якості передопераційного планування пластичних втручань може бути досягнуто завдяки використанню методів комп'ютерної візуалізації віртуальних об'ємних (3D) моделей структур, які підлягають пластичній корекції. Дані для побудови таких моделей можуть бути отримані в результаті комп'ютерних томографічних (КТ) досліджень. Як джерело вихідних даних можуть також виступати результати фотограмметрії. Крім високоточної візуалізації структур і тканин обличчя і верхніх дихальних шляхів, розширення можливостей комп'ютерного передопераційного планування може здійснюватися шляхом модифікацій віртуальних моделей, що відображаються. Метою подібних змін, що проводяться з віртуальними моделями, є прогнозування результату операції до її проведення. Отже, створення і вдосконалення методів і програмних засобів, що дозволяють здійснювати корекцію отриманих просторових моделей, є актуальним напрямком покращення результатів пластичної хірургії і важливим завданням сучасної естетичної медицини.

Оскільки методи передопераційного комп'ютерного моделювання пластичних втручань, ґрунтуються на зміні віртуальних моделей, то в цьому підрозділі особлива увага приділена методам модифікації таких моделей.

Також описуються методи, які покращують характеристики візуалізації програмно сформованих полігональних та об'ємних моделей.

Проведений аналіз показує, що комп'ютерне планування естетичних втручань, яке проводиться пластичними хірургами, нерідко ґрунтується на аналізі та комп'ютерній обробці фотознімків обличчя пацієнта в ключових ракурсах, що дозволяє оцінити геометрію обличчя. Часто такої інформації недостатньо. Якщо в ділянку хірургічного втручання залучаються органи, що мають важливе функціональне призначення, складну будову або внутрішню структурну деформацію, то у дослідженні треба використовувати методи КТ, оскільки її результати несуть в собі інформацію про внутрішню структуру органів, що досліджуються.

При проведенні огляду доступного програмного забезпечення, яке може бути використане пластичним хірургом на етапі передопераційної підготовки відзначено суттєві якісні зміни щодо можливостей подібних програмних засобів, що сталися за останнє десятиріччя і були обумовлені як підвищенням обчислювальних потужностей персональних комп'ютерів, так і поширенням новітніх засобів інтроскопії, зокрема апаратів мультиспіральної комп'ютерної томографії.

При розгляді можливостей таких програмних засобів, як SanteCTViewer 3D, 3DimViewer, 3D-Doctor, Synapse 3D, OsiriX зазначено, що основними алгоритмами, які використовуються для побудови тривимірних полігональних моделей за томографічними зрізами є MarchingCubes, MarchingTetrahedrons, МТ6, алгоритми Скала і Канейра. При описі проблеми геометричного та біофізичного моделювання анатомічних структур обличчя, серед яких окремо слід відзначити складність побудови індивідуальної карти тканин обличчя за результатами томографії, що пов'язане з неможливістю однозначного розпізнавання типів тканин за їх щільністю на томографічних зображеннях. Огляд існуючих програмних засобів виявив, що наразі фактично відсутнє програмне забезпечення, яке на основі результатів томографічного дослідження дозволяло б проводити моделювання результатів хірургічного втручання на обличчі і верхніх дихальних шляхах людини з урахуванням біофізичних властивостей тканин, які підлягають оперативному втручанню з визначенням функціонально-естетичного ефекту.

На етапі завантаження томографічного набору даних (датасета) доцільно застосовувати операцію поблочного стиснення даних, основна мета якого - зменшити обсяг пам'яті, що витрачається для зберігання масиву вокселів. Для кращого візуального сприйняття інтроскопічних зображень, розрядність яких більша за 8 біт на піксель, зазвичай корисно використовувати процедуру тональної компресії. Тональна компресія виконується у відповідності з наступним виразом:

$$I_D = W_{DL} + \frac{(I_S - W_{SL}) \cdot (W_{DR} - W_{DL})}{W_{SR} - W_{SL}},$$

де I_D – яскравість елемента зображення після проведення компресії;
 I_S – яскравість пікселя до компресії;
 $[W_{DL}..W_{DR}]$ - тональний діапазон вхідного зображення;
 $[W_{SL}..W_{SR}]$ - тональний діапазон вихідного зображення.

Важливою задачею при автоматизованій обробці томографічних даних є їх сегментація. В ході цієї операції відбувається визначення того, які пікселі несуть в собі інформацію про величину поглинання рентгенівського випромінювання досліджуваним об'єктом, а які до цього об'єкту не відносяться (тобто є фоном зображення, або відповідають порожнечам всередині досліджуваної частини об'єкта). Виділення області інтересу на томографічних знімках і класифікація тканин пацієнта реалізується в ході сегментації за рахунок порядкової заливки або заливки пов'язаних областей (рис. 8.2).



Рисунок 8.2 – Етапи виділення тканин голови пацієнта на КТ-знімках

Після виконаної сегментації настає черга етапу виділення контурів сегментованих областей. Усі пікселі, що лежать на межі виділених областей, позначаються особливим значенням у допоміжному масиві ланцюгових кодів. Значення елементів цього масиву B розраховуються так:

$$B(x, y, z) = \sum_{i=0}^7 2^{\lfloor \text{ang}(dx, dy)4/\pi \rfloor} \cdot \left\lfloor \frac{A(x_i, y_i, z)}{C} \right\rfloor,$$

де i – номер пікселя (x_i, y_i, z) у масиві восьмизв'язного оточення даного пікселя $A(x_i, y_i, z)$;

C - номер сегментованої області, контур якої визначається;

$\text{ang}(dx, dy)$ – функція, що обчислює кут нахилу контурного відрізка, відповідно до наступної формули:

$$\text{ang}(dx, dy) = \begin{cases} \arctg \frac{dy}{dx}, dx > 0, dy > 0; \\ \arctg \frac{dy}{dx} + \pi, dx < 0; \\ \arctg \frac{dy}{dx} + 2\pi, dx > 0, dy < 0, \end{cases}$$

де $dx = x_i - x$, $dy = y_i - y$.

При обробці масиву ланцюгових кодів зрізу (рис. 8.3, а) формується контурна ламана лінія, яка є межею біооб'єктів, що вивчаються (рис. 8.3,б, в).

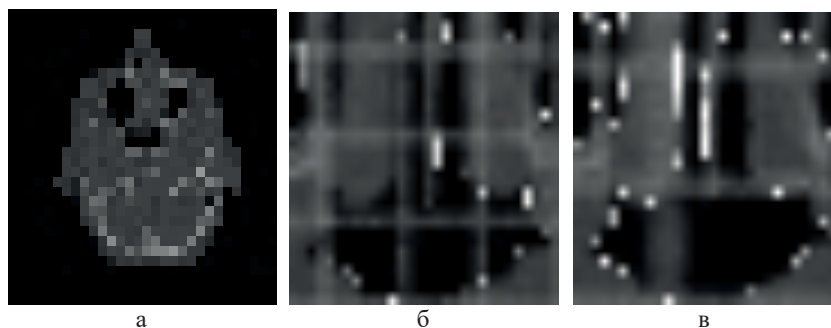


Рисунок 8.3 – Виділення контурів верхніх дихальних шляхів пацієнта на КТ-зрізі

Ця контурна лінія в подальшому використовується для обчислення геометричних характеристик анатомічних структур, що моделюються, і є основою для створення тривимірної контурної моделі (рис. 8.4, а, б). Операція виділення контурів і побудови контурної моделі може проводитися у трьох основних ортогональних площинах (рис. 8.4, в).

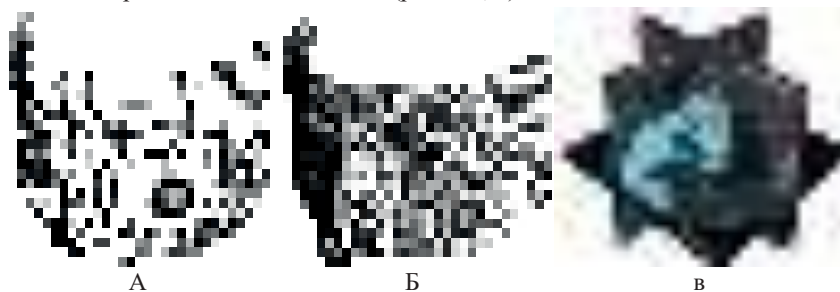


Рисунок 8.4 – Результати виділення контурів:
а) в аксіальній проекції; б) у сагітальній проекції; в) у трьох основних площинах

Крім побудови контурних моделей верхніх дихальних шляхів та обличчя пацієнта в розділі описано створення просторових віртуальних моделей за допомогою тривимірної вокселізації (рис. 8.5, а, б) та з використанням алгоритму "Marching Cubes" (рис. 8.6).

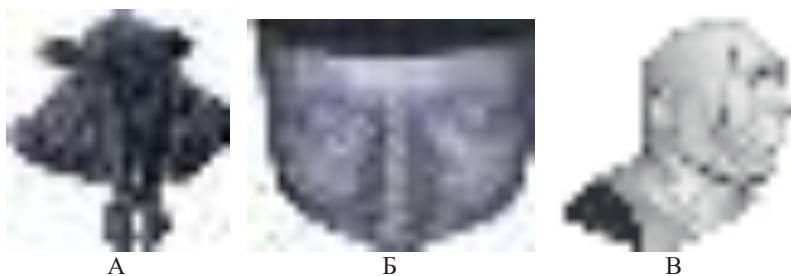


Рисунок 8.5 – Візуалізація анатомічних структур обличчя людини за КТ-даними (а – воксельна полігональна модель верхніх дихальних шляхів; б – воксельна полігональна модель ділянки обличчя людини; в – об'ємна візуалізація обличчя людини методом відкидання променів)

Описана організація модифікованого графічного конвеєра, що використовується у роботі для візуалізації отриманих полігональних моделей. Також у другому розділі розглянута розроблена програмна реалізація об'ємної візуалізації томографічних даних методом відкидання променів (рис. 8.5, в).

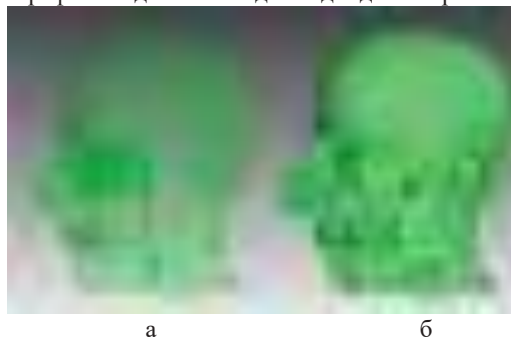


Рисунок 8.6 – Одночасне відображення полігональних моделей анатомічних структур голови людини: а) шкірні покриви та верхні дихальні шляхи; б) шкіряні покриви та кісткові тканини

Далі проводиться розробка методів і алгоритмів корекції комп'ютерних моделей обличчя і верхніх дихальних шляхів людини при підготовці пластичних хірургічних втручань. Пропонується метод комп'ютерного моделювання пластичних втручань, заснований на змінах об'ємних томографічних даних. Запропонований метод розглядає набір томографічних зрізів як тривимірну структуру, що складається з великої кількості взаємопов'язаних вокселів, які відповідають виділенім в ході сегментації ділянкам інтроскопічних зображень (рис. 8.7,а). У початковому стані сусідні вокселі датасету не прилягають щільно один до одного, а розділяються порожнім простором. Зміна положення одного вокселя призводить до зміни

положення інших елементів об'ємного датасета, за рахунок зв'язків кожного вокселя з двома сусідніми вокселями у кожному вимірі. Таким чином, кожен воксель може мати в цілому до 6 таких сусідів у тривимірному датасеті. Можливий взаємозв'язок елементів одного зрізу в системі з 10 вокселів схематично відображено на рис.8.7, б.

Характер з'єднання і взаємодії вокселів може бути різним. У роботі запропонована модель, в якій вокселі з'єднуються між собою за допомогою віртуальної непружної нитки, що зв'язує протилежні грані сусідніх вокселів. Довжина такої нитки дещо більше відстані між вокселями у своєму початковому стані. За рахунок того, що довжина з'єднувача більше початкової відстані між вокселями, досягається плавне загасання величини зсуву пов'язаних вокселя під час передачі взаємодії при віддаленні вокселя-ініціатора руху від пов'язаних вокселів.



Рисунок 8.7 – Модель пов'язаних вокселів:
а – зовнішній вигляд на перетині, б – взаємозв'язок вокселів

Основними параметрами такої системи вокселів є: координати центру вокселя, розміри вокселя, відстані між краями сусідніх вокселів в кожному вимірі, довжини з'єднувачів та значення яскравості вокселя. Варіюючи ці величини, можна змінювати «видовжуваність» тканин, тобто визначати як будуть взаємодіяти між собою елементи системи вокселів. Можливість задавати дані параметри для всіх видів тканин, незалежно один від одного, дозволяє проводити моделювання хірургічно складного втручання із залученням відразу кількох видів тканин.

У описуваному методі зміни об'ємних даних можна виділити такі основні етапи:

- позрізове перетворення сегментованих елементів томографічних зображень, в систему взаємопов'язаних вокселів;
- зміна положення окремих елементів користувачем;
- перерахунок позиції вокселів системи;
- перетворення модифікованої системи вокселів в набір растрових зображень зрізів (рис. 8.8, а).

Перетворення, що зазначені у пункті 4 проводяться за рахунок попіксельної триступеневої інтерполяції значень яскравості відповідних елементів вексельної сітки.

Результат зазначених деформацій до системи вокселів одного зрізу показаний на рис. 8.8, де а – модифікований томографічний зріз, б – тривимірна візуалізація деформованої системи вокселів.

Відзначимо, що описаний метод деформування системи вокселів має біофізичну інтерпретацію, оскільки рух вокселів при цьому аналогічний деформації еластичних і колагенових волокон в шкірі при її подовжньому натягненні.

Також у роботі запропонована така методика деформування системи вокселів, яка забезпечує неможливість їх зіткнення. З цією метою визначено сімейство функцій, які описують рух вокселів та задовольняють вказаним властивостям їх руху, що дозволяє виробляти деформації воксельної моделі із різними формами таких деформацій.

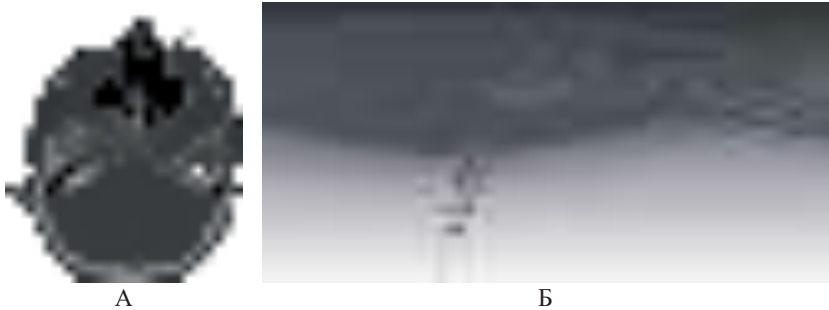


Рисунок 8.8 – Модель пов'язаних вокселів після модифікації:
а – модифікований томографічний зріз, б – тривимірна візуалізація деформованої системи вокселів

Зазначене сімейство функцій описується формулою

$$|\bar{S}_A| = |\bar{S}_O| \cdot \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^m \right)^k,$$

де \bar{S}_O - вектор, проведений від початкового положення ведучого вокселя (точка О) до його поточного положення;

\bar{S}_A - вектор пересування відомого вокселя, який спочатку знаходився в деякій точці А,

г – відстань від точки О до точки А,

R – радіус області, що підлягає деформуванню,

m та k – коефіцієнти, що дозволяють задавати характер деформації поверхні.

На рис. 8.9 наведено форми поверхонь деформованої системи вокселів за певних значень параметрів m та k .

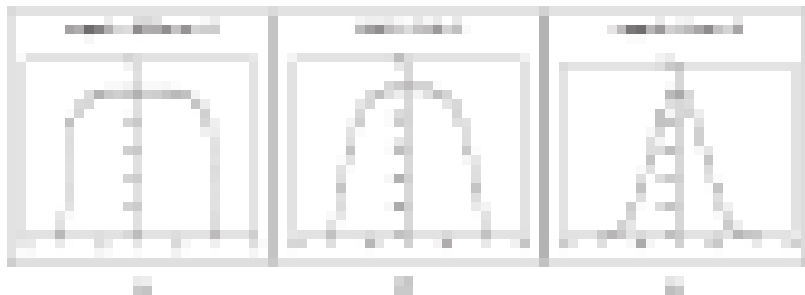


Рисунок 8.9 – Форми поверхонь деформованої системи вокселів за певних значень параметрів m та k .

У розділі запропоновано ще один метод комп'ютерного попереднього планування пластичних втручань. Цей метод заснований на деформації полігональних моделей, побудованих за томографічними даними або результатами фотограмметрії обличчя пацієнта. Процедура 3D деформації просторової полігональної моделі лицевого відділу голови пацієнта має на меті локальні деформації такої моделі, реалізовані за рахунок зміни набору трикутників, які апроксимують ділянку поверхні моделі обличчя людини. Інакше кажучи, така зміна геометрії моделі обличчя пацієнта пов'язана з модифікацією послідовності вершин і зміною топології трикутників, що побудовані на цих вершинах. Координати вершин полігональної сітки, які потрапили в область деформації, обчислюються у відповідності з наступною формулою:

$$V' = V + \bar{N}_{AVG} \cdot (S(V, w) \cdot F - D),$$

де V' – координати вершини після деформації;

V – початкові координати вершини; w – вагова функція $[0..1]$, що визначає те, наскільки сильно екструзивний інструмент впливає на вершину;

$S(V, w)$ – екструзивний оператор, що задає тип деформації поверхні; F – величина, що характеризує ступінь деформації;

D – середня відстань між вершинами, які знаходяться у зоні проведення деформації та площини деформації.

Приклад деформації полігональної сітки і графік функції $S(V, w)$, що параметризує характер деформації, відображені на рис.8.10.

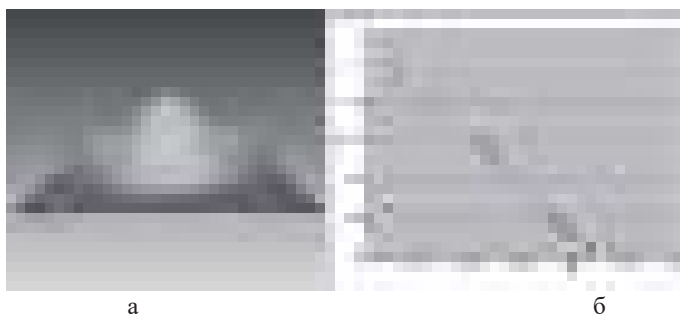


Рисунок 8.10 – Деформація полігональної поверхні екструзивним інструментом: а) деформована полігональна поверхня; б) графік функції $S = 3w^2 - 2w^3$, які задають характер деформації

Далі виконується методика оцінки наявності або відсутності показань до ринопластики з використанням даних інтроскопічних досліджень із застосуванням комп'ютерного розрахунку процесів руху повітря у верхніх дихальних шляхах

Основною проблемою під час таких розрахунків є те, що методика розрахунку аеродинамічного опору ділянок повітряносних шляхів залежить від того, чи є рух повітря в цих ділянках турбулентним або ламінарним. Вважається, що у нормі рух повітря в повітряносних шляхах є ламінарним. Однак при тих чи інших порушеннях цих шляхів рух повітря на їх окремих ділянках може ставати турбулентним, визначаючи функціональну неспроможність верхніх дихальних шляхів у цілому.

Для подолання зазначеної проблеми розроблено алгоритм, що дозволяє оцінити дихальну спроможність повітряносних шляхів пацієнта.

Цей алгоритм ґрунтується на ітераційній процедурі, що включає розрахунок аеродинамічних опорів малих ділянок повітряносних шляхів і повітряносних шляхів в цілому, корекцію в кожній ітерації величин потоку повітря в лівому і правому шляхах і розрахунок різниць тисків між початком і кінцем цих шляхів. Ітераційна процедура не припиняється до тих пір, поки різниці вищевказаних тисків для обох шляхів не стануть відрізнятися на прийнятно малу величину (при абсолютно точному розрахунку ці дві різниці тисків повинні бути рівними).

Оцінка геометричних характеристик верхніх дихальних шляхів здійснюється за рахунок програмного аналізу результатів КТ-дослідження голови пацієнта і побудованих за цими даними віртуальних тривимірних моделей верхніх дихальних шляхів (рис. 8.11). Виділення і розмітка елементів зрізів повітряносних шляхів відбувається за допомогою порогової заливки пов'язаних областей, що проводиться після ручного встановлення початкових точок заливки.

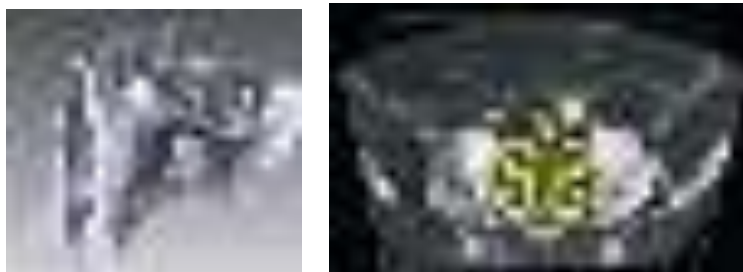


Рисунок 8.11 – Віртуальні моделі повітряноних шляхів:
а) полігональна модель; б) об'ємна модель, побудована за рахунок відкидання променів

Ця операція можлива завдяки тому, що поглинання рентгенівського випромінювання в елементах об'єму (а, отже, і яскравість відповідного вокселя), заповнених повітрям значно нижче, ніж у м'яких або твердих тканинах голови людини.

Після завершення програмної сегментації повітряноних шляхів (рис. 8.12) проводиться автоматизований підрахунок кількості сегментованих вокселів у зрізах фронтальній проекції.

Згідно з описаними вище етапами розроблених методів планування та схеми системи на рис 8.1, було синтезовано структурну схему системи, що реалізує комп'ютерне моделювання пластичних втручань на обличчі людини (рис. 8.13).

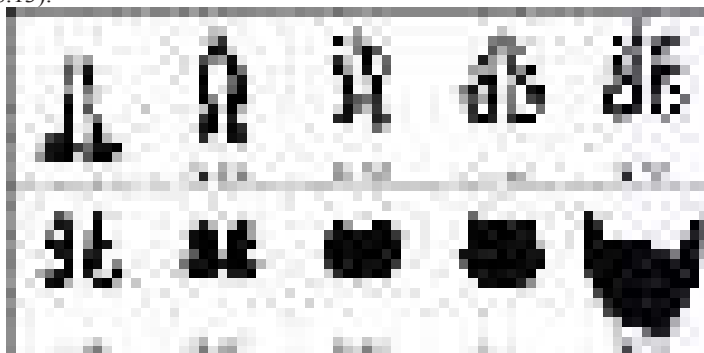


Рисунок 8.12 – Сегментовані повітряноні шляхи натомографічних зрізах голови у фронтальній проекції залежно від цифрової умовної відстані N

При створенні структурної схеми також враховувалися основні розроблені медико-технічні вимоги та практичні рекомендації з проектування системи комп'ютерного планування пластичних втручань на обличчі людини.

Аналіз сучасних методів і програмних засобів планування пластичних хірургічних втручань на обличчі людини показав, що в них майже не

використовуються доказові підходи, які б дозволяли комплексно враховувати функціональні показники носового дихання та морфологічно-естетичні характеристики обличчя з урахуванням індивідуально-анатомічної мінливості. Тому в підрозділі проводиться вирішення актуальної науково-практичної задачі – розробці нових методів і засобів комп'ютерного моделювання пластичних втручань на обличчі людини.



Рисунок 8.13 – Структурна схема системи комп'ютерного планування пластичних втручань на обличчі людини

При створенні структурної схеми також враховувалися основні розроблені медико-технічні вимоги та практичні рекомендації з проектування системи комп'ютерного планування пластичних втручань на обличчі людини.

Аналіз сучасних методів і програмних засобів планування пластичних хірургічних втручань на обличчі людини показав, що в них майже не використовуються доказові підходи, які б дозволяли комплексно враховувати функціональні показники носового дихання та морфологічно-естетичні характеристики обличчя з урахуванням індивідуально-анатомічної мінливості. Тому в підрозділі проводиться вирішення актуальної науково-практичної задачі – розробці нових методів і засобів комп'ютерного моделювання пластичних втручань на обличчі людини.

Встановлено, що метод комп'ютерного планування пластичних втручань має базуватися на використанні детальної моделі обличчя і верхніх дихальних шляхів людини, яка складається щонайменше з 20 мільйонів трикутників, що апроксимують поверхню анатомічних структур з відповідним до критерію Найквіста розрізненням. Відображення такої тривимірної

віртуальної моделі має відбуватися зі швидкістю не менш ніж 20 кадрів у секунду та потребує близько 55 GFLOPS обчислювальних ресурсів центрального процесора та 750 MB оперативної пам'яті.

Встановлено, що при моделюванні хірургічного втручання на тканинах обличчя людини на основі розробленого методу переміщення зв'язаних елементів об'єму, для збереження просторової конфігурації анатомічних структур щільність вокселів віртуальної моделі має складати не менш ніж 5000 елементів на кубічний сантиметр, а для комп'ютерного моделювання функціонального ринохірургічного втручання – не менше ніж 7000 вокселів на кубічний сантиметр тканини, що пов'язано з точністю побудови геометричної моделі для подальшого визначення аеродинамічних характеристик повітряного потоку.

Встановлено, що при використанні моделі переміщення взаємопов'язаних вокселів рух елементів об'єму має описуватися математичними функціями (якими), параметри яких дозволяють враховувати різні типи тканин та види деформації (розтягнення-стиснення, здвигу) з урахуванням індивідуальної варіабельності.

Моделювання результатів пластичних втручань за рахунок деформації віртуальних полігональних моделей обличчя людини, побудованих за результатами фотограмметричного або томографічного дослідження показало, що кількість трикутників, необхідних для моделювання ділянки обличчя людини площею 1 сантиметр, має бути не менше 90 для точної апроксимації індивідуальної геометрії обличчя пацієнта.

В результаті використання запропонованої ітераційної процедури визначення функціональної достатності верхніх дихальних шляхів, яка ґрунтується на математичній моделі руху повітря в повітряносних шляхах носа, та використовує результати обробки та візуалізації томографічних зрізів цих шляхів, встановлено, що зазвичай для оцінки достатності функції верхніх дихальних шляхів достатньо від 7 до 10 ітерацій цієї процедури.

8.3. Інтелектуальна технологія моделювання стереотаксичних втручань на головному мозку людини

Нейрохірургічні оперативні втручання є достатньо ефективними і разом з тим ризикованими, через складність безпосереднього проведення хірургічного доступу та вірогідність виникнення ряду післяопераційних ускладнень. Для забезпечення високоточного доступу до внутрішньомозкових утворень в нейрохірургії використовується стереотаксичний принцип, який базується на інтелектуальній технології застосування методів нейровізуалізації та спеціалізованої прецизійної хірургічної апаратури.

Фундаторами стереотаксичної хірургії за правом вважаються V. Horsley, R. Clarke, Д. М. Зернов, Е. І. Кандель, Е. А. Spiegel, Н. Т. Wycis, R. Meyers, L. Leksell [71]. Значний внесок у вдосконалення та розробку стереотаксичного методу внесли Narabayashi Н., Krajenbul Н., Анічков О. Д. та інші.

Стереотаксична нейрохірургія застосовується при біопсії, деструкції, стимуляції, очищенні внутрішньомозкових крововиливів тощо. При цьому виконуються різні малоінвазивні маніпуляції, наприклад, введення хірургічного інструменту для кріодеструкції, розміщення електродів, що при помилках нейронавігації може призвести до негативних наслідків. Їх мінімізація може бути досягнута лише за умови поєднання класичного стереотаксичного принципу та сучасних технологій комп'ютерного планування хірургічних втручань, які базуються на використанні складних апаратно-програмних комплексів медичного призначення. Тому розробка та удосконалення методів, що застосовуються при комп'ютерному плануванні нейрохірургічних втручань, є актуальним і перспективним напрямком розвитку медичних технологій[236-246].

У напрямку розробки і використання засобів обробки даних в галузі комп'ютерного планування хірургічних втручань визначними є здобутки компаній IRCAD (Франція), Siemens (Німеччина), Renishaw (Великобританія), MevisInformaticaMedicalLtd (Бразилія). Основні наукові розробки і дослідження в цьому напрямку проводять: Гарвардська медична школа (США), Массачусетський технологічний інститут (США), Університет Дюка (США), Федеральна політехнічна школа Лозанни (Франція), Харківський національний медичний університет (Україна), Харківський національний університет радіоелектроніки (Україна)[236-246]. Ряд запропонованих ними нових підходів до планування нейрохірургічних втручань потребують наукового обґрунтування та практичної реалізації.

Розглянемо інтелектуальну технологію моделювання стереотаксичних операцій на основі траєкторного принципу планування хірургічних втручань. Виходячи із загального розуміння природи ризику виникнення ускладнень при проведенні операції, значення ризику складається із суми значень окремих ризиків, які можуть виникнути при операційному втручанні, а саме: хірургічного доступу, стану пацієнта, досвіду хірурга, анестетичного впливу та ін.:

$$R_o = R_c + R_i + R_s + R_a + R_\zeta,$$

де R_o – загальний операційний ризик;

R_c – ризик хірургічного доступу;

R_i – ризик, який пов'язаний з станом пацієнта;

R_s – ризик, який пов'язаний з досвідом хірурга;

R_a – ризик, який пов'язаний з анестетичним впливом;

R_ζ – інші фактори.

З усіх вказаних складових лише ризик хірургічного доступу R_c визначається технічними чинниками, а саме – застосуванням методу, при якому формалізується ризик ушкодження внутрішньомозкових структур при переміщенні хірургічного інструмента. Таким чином, виставляючи у відповідність кожній конкретній структурі мозку числове значення, котре характеризує ризик його пошкодження (індекс ризику пошкодження) при операції, досягається можливість обирати траєкторію найменш травматичного

доступу. При цьому обґрунтовано, що анатомо-функціональним структурам головного мозку людини у відповідності з їх фізіологічною значимістю присвоюються індекси інвазивності, які наведені у табл.8.1.

Таблиця 8.1

Значення індексів ризику пошкодження анатомо-функціональних структур головного мозку

Анатомо-функціональна структура або область	Індекс ризику пошкодження, ID_{Σ}
Зовнішні об'єкти сканування (повітря, навігаційні маркери, елементи фіксації голови)	0
Повітря в придаткових пазухах	1
Шлуночки, спинномозкова рідина	2
Кісткові структури	3
Сіра та біла речовина великих півкуль	4
Ядра проміжного мозку	5
Внутрішня капсула	6
Ядра гіпоталамусу та ствола мозку	7
Кровоносні судини	8

Для побудови індивідуалізованої маркованої карти зон ризику здійснювалась попередня сегментація зображення КТ-ангіографічного зрізу (рис. 8.14, а), яка ґрунтується на отриманих шляхом гістограмного аналізу граничних рівнях інтенсивності (рис. 8.14, б - значення T1-T4). Результатом цієї операції є відповідне попередньо-сегментоване зображення томографічного зрізу (рис. 8.14, в).

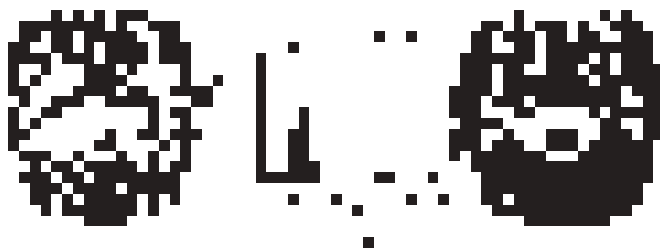


Рисунок 8.14 – Попередня сегментація томографічного зрізу:
 а – томографічний зріз; б – усереднена гістограма томографічного зрізу;
 в – попередньо сегментований томографічний зріз

На рис.8.15 наведено приклад побудови індивідуалізованої маркованої карти зон ризику у відповідності до попередньо сегментованого зрізу КТ-ангіографії та цифрового стереотаксичного атласу головного мозку Талайраха.



Рисунок 8.15 – Побудова індивідуалізованої маркованої карти зон ризику

Наближений вибір області знаходження трепанаційного отвору у загальному випадку для операцій на структурах таламуса задається у вигляді верхньої напівсфери що описана у сферичній системі координат (рис. 8.16).

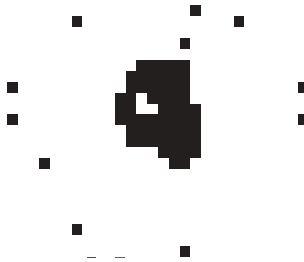


Рисунок 8.16 – Схема розрахунку траєкторії хірургічного доступу

Координати $x(n)$, $y(n)$, $z(n)$ кожного елемента траєкторії хірургічного доступу описуються наступним виразом:

$$\begin{cases} x(n) = x_T + (x_I - x_T)n \cdot \Delta; \\ y(n) = y_T + (y_I - y_T)n \cdot \Delta; \\ z(n) = z_T + (z_I - z_T)n \cdot \Delta, \end{cases}$$

де x_T , y_T , z_T – координати мішені;

x_I , y_I , z_I – координати початку траєкторії;

Δ – крок;

n – елемент траєкторії.

В процесі аналізу інтервалів вздовж кожної траєкторії виконується визначення запропонованої функції інвазивності кожної траєкторії m у відповідності до виразу:

$$F(m) = \sum_{n=1}^N N^{ID_{S\Sigma}(x(n),y(n),z(n))},$$

де F – функція інвазивності;

$ID_{S\Sigma}$ – індекс інвазивності; N – кількість елементів траєкторії.

На рис. 8.17 а наведено схематичне зображення по розрахунку величини інвазивності хірургічних доступів. Як видно з прикладу, значення функції інвазивності хірургічного доступу (T_7-T_{16}) визначається у залежності від величин інвазивностей усіх елементів маркованої карти зон ризику. Значення функції інвазивностей відповідних хірургічних доступів представлено на рис. 8.17, б. З рисунку видно, що операційні доступи, які зачіпають кровоносні судини, є найбільш небезпечними, доступи які зачіпають менш травматичні структури, мають меншу величину функції інвазивності.



Рисунок 8.17 – Приклад розрахунку функцій інвазивності хірургічних доступів: а – схематичне зображення розрахунку функції інвазивності; б – діаграма значень функції інвазивності

Візуалізація карти ризиків (див. рис. 8.18) у відповідності до функцій інвазивності хірургічних доступів є найбільш зручним підходом щодо наочного відображення поля операційного ризику. Для цього будується обмежуюча напівсфера з вершинами, що описують усі можливі траєкторії. Кожній складовій цієї сфери присвоюється відповідне значення ризику хірургічного доступу. Візуалізація цієї напівсфери може виконуватись як у режимі колірного кодування, так і напівтонового. При цьому необхідно враховувати індивідуальні анатомічні особливості голови пацієнта шляхом аналізу персоналізованих об'ємних СКТ даних та ітераційного руху вершин сфери

$$\begin{cases} x_A = R \cdot \sin(\Delta\beta \cdot i) \cdot \cos(\Delta\alpha \cdot j); \\ y_A = R \cdot \sin(\Delta\beta \cdot i) \cdot \sin(\Delta\alpha \cdot j); \\ z_A = R \cdot \cos(\Delta\alpha \cdot j), \end{cases}$$

де R – радіус сфери; $\Delta\alpha$, $\Delta\beta$ – крок азимутального та полярного кутів (див. рис. 8.16); i , j – порядкові номери; x_A , y_A , z_A – координати точки на півсфері.

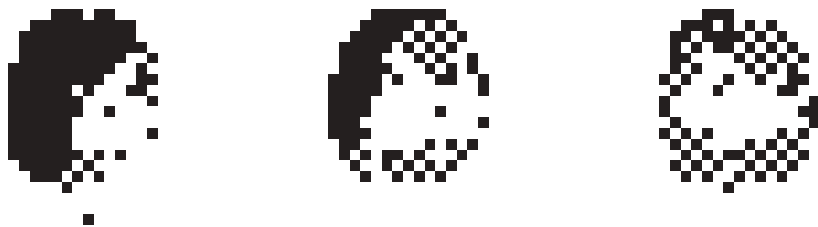


Рисунок 8.18 – Карти ризиків хірургічних доступів при різних значеннях довжини хірургічного інструменту: а – L_1 , б – L_2 , в – L_3 ($L_1 < L_2 < L_3$)

Виконуючи поступовий рух до цілі, ця вершина утворює поверхню досліджуваної структури за рахунок відповідності умови

$$V(x_A + n|\overline{TA}|_x, y_A + n|\overline{TA}|_y, z_A + n|\overline{TA}|_z) < T,$$

де n – номер кроку;

T – граничне значення рентгенівської щільності;

V – поле значень рентгенівської щільності;

$|\overline{TA}|$ – напрям руху;

n – порядковий номер ітерації.

Для урахування параметрів реального хірургічного інструменту було проаналізовано вплив його геометричних розмірів на величину функції інвазивності траєкторії доступу.

Окрім того, при розрахунку карти ризику хірургічних доступів, введено обмеження на довжину хірургічного інструменту L :

$$l \leq L,$$

де l – довжина хірургічного доступу.

Приклад отримання карт ризику хірургічних доступів з урахуванням довжин хірургічних інструментів L_1, L_2, L_3 (за умови, що $L_1 < L_2 < L_3$) наведено на рис. 8.18. При цьому, темними півтонами маркувалися координати доступів, з яких неможливо здійснити хірургічне втручання у задану мішень. Як видно з рис. 8.18, а, при довжині L_1 , для доступу в намічену ціль можливо використання лише 50 % доступів з усіх можливих, у порівнянні з інструментом з довжиною L_3 (рис. 8.18, в), який може використовуватися при 95 % доступів.

Слід зауважити, що довжина хірургічного доступу визначається у відповідності до зовнішньої (трепанацийної) та цільової точок (рис. 8.19):

$$l = \sqrt{(x_M - x_T)^2 + (y_M - y_T)^2 + (z_M - z_T)^2},$$

де x_M, y_M, z_M – координати цілі;

x_T, y_T, z_T – координати центру трепанації.

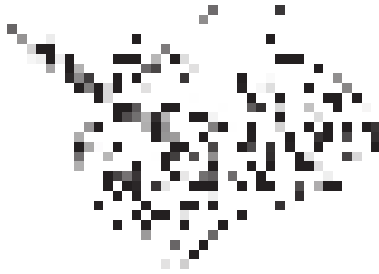


Рисунок 8.19 – Ілюстрація траєкторії стереотаксичного хірургічного доступу

Також у роботі показано, що оцінити ризик хірургічного доступу можна за рахунок забезпечення умови щодо відсутності перетинання інструменту з обмежувальними сферами при поверхневому представленні функціонально важливих анатомічних структур.

$$D - \frac{d}{2} > r,$$

де D – відстань від сфери, що описує анатомічну структуру до хірургічного інструменту;

d – діаметр хірургічного інструменту;

r – радіус відповідної обмежуючої сфери.

Запропоновано, що при послідовному КТ-скануванні в аксіальній площині паралельно орбіто-метальній лінії черепа, верхня частина третього шлуночка (V_3) головного мозку на зображеннях томографічних зрізів схематично представляється у вигляді овалу, як наведено на рис. 8.20,б.

Анатомічні особливості цієї області дозволяють визначити координати передньої (СА) та задньої (СР) комісур (спайок) шляхом аналізу томографічних зображень. Тому, виходячи з топографо-анатомічної конфігурації III шлуночка (V_3) (рис. 8.20) методика визначення спайок мозку СА та СР за аксіальними томографічними зрізами полягає в послідовному скануванні області III шлуночка з кроком 1 мм паралельно орбіто-метальній площині, вимірюванні довжини V_3 і визначенні зрізу, який містить другий (зверху) локальний мінімум довжини третього шлуночка V_3 (зріз #3 на рис. 8.20, б).

Згідно умовам сканування горизонтальний томографічний зріз, що містить вказаний локальний мінімум довжини V_3 , буде розташовуватись у нульовій горизонтальній стереотаксичній площині. При цьому, центр системи внутрішньомозкових стереотаксичних координат розташовується на середині лінії СА-СР. Згідно опису розроблено метод, що дозволяє у автоматичному режимі визначати координати опорних точок СА та СР.



Рисунок 8.20 – Опорні точки внутрішньомозкової системи координат:
 а – третій шлуночок головного мозку у серединній сагітальній площині;
 б – третій шлуночок головного мозку в аксіальних площинах

Після проведення стереотаксичних розрахунків і визначення координат розташування хірургічної мішені (області оперативного втручання) заданими відповідних анатомічних атласів виконується навігаційна прив'язка центра області оперативного втручання до природних орієнтирів черепа пацієнта. При цьому з'ясовано, що згідно проведеному сенситометричному аналізу (рис. 8.21, а) та визначенню коефіцієнту різкості R між точками $I_1(x_1, y_1)$ $I_2(x_2, y_2)$ за формулою:

$$R = \frac{\Delta I}{d} = \frac{|I_2 - I_1|}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}},$$

При виборі навігаційних орієнтирів доцільно використовувати внутрішні границі черепа, які мають приблизно в 2 рази більший усереднений показник різкості R , ніж зовнішні границі (рис. 8.21, б). Структурну схему модифікованого методу комп'ютерного планування стереотаксичних втручань, який включає візуалізацію області оперативного втручання, прив'язку її координат до черепних орієнтирів та вибір траєкторії хірургічного доступу приведено на рис.8.22.

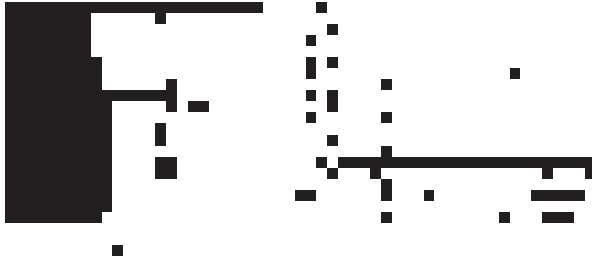


Рисунок 8.21 – Денситометричний аналіз СКТ-зображення ділянки черепа: а – ділянка томографічного зрізу; б – денситограма відповідної ділянки



Рисунок 8.22 – Структурна схема модифікованого методу комп'ютерного моделювання стереотаксичних втручань

Приклад прив'язки внутрішньомозкової системи координат до черепних орієнтирів представлено на рис. 8.23.



Рисунок 8.23 – Схематичне зображення орієнтирів:
а – зображення в аксіальній площині; б – зображення в сагітальній площині; в – зображення в корональній площині

Безпосередня інтраопераційна реєстрація положення хірургічного інструмента та контроль його положення здійснюються за рахунок використання відповідної навігаційної апаратури. Для цього розроблено експериментальний зразок оптичного навігаційного засобу (рис. 8.24, а), який здійснює реєстрацію положення хірургічного інструменту за допомогою двох відкаліброваних цифрових камер. Вигляд робочого вікна управляючої програми щодо розробленого хірургічного навігаційного засобу представлено на рис. 8.24, б. Основними особливостями розробленого зразка є можливість оптичної реєстрації хірургічного інструменту в об'ємі $300 \text{ мм} \times 300 \text{ мм} \times 300 \text{ мм}$ на відстані $200 \div 300 \text{ мм}$, з похибкою визначення положення не більше 2 мм , за умови використання режиму роботи камер з розрізненням $1280 \times 720 \text{ пкс}$, що

забезпечує роздільну здатність пікселю на рівні 3÷6 пкс/мм, виходячи з проведеного досліджу.



Рисунок 8.24 – Експериментальний зразок розробленого навігаційного засобу: а – зовнішній вигляд; б – робоче вікно програмного забезпечення при реєстрації положення хірургічного інструменту

Тестування розроблених засобів проводилося для 28 стереотаксичних оперативних втручань, що проводилися у нейрохірургічному відділенні КЗ ЦЕМД та МК «Харківська обласна клінічна лікарня». Комп'ютерного планування Для кожного було проведено побудову внутрішньомозкової системи координат (рис. 8.25, а), розраховані карти ризику, та відповідні оптимальні траєкторії за якими обчислено положення трепанаційного отвору (рис. 8.25, б,в).

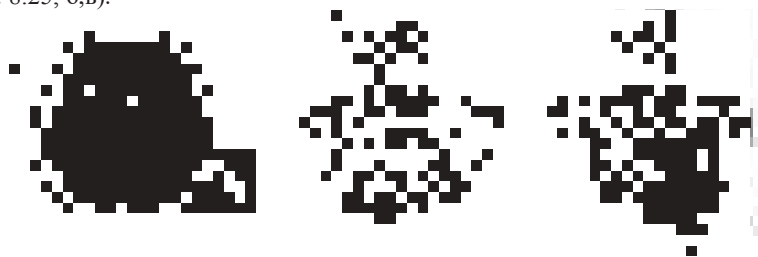


Рисунок 8.25 – Результат траєкторного комп'ютерного планування: а – томографічний зріз з позначеними внутрішньомозковими орієнтирами СА та СР (1 – точка мішені; 2 – дистальний край хірургічного інструменту); б, в – візуалізація проведення нейрохірургічного втручання

Для розрахунку параметрів наведення виконувалося введення хірургічного інструменту вглиб мозку на величину $r_p \approx 15 \div 20$ мм орієнтовному напрямі на мішень. Це дозволило візуалізувати на оглядових рентгенограмах проекції хірургічного інструменту в сагітальній і фронтальних площинах. Можливість розрахунку глибини додаткового введення хірургічного інструменту особливо актуальна під час проведення операцій з множинним наведенням.

Було розроблено програмні засоби для траєкторного комп'ютерного планування та дослідний макет апаратно-програмного засобу для хірургічної навігації. Визначено основні медико-технічні вимоги до системи

комп'ютерного планування стереоаксичних втручань та практичні рекомендації щодо її експлуатації, основними з яких є:

-при інтраопераційній реєстрації положення хірургічного інструменту виявлено, що загальна похибка здебільшого визначається похибками наведення та позиціонування хірургічного інструменту, і складає близько 2 мм. Частота оновлення положення та візуалізації повинні складати близько 15-25 Гц, для забезпечення роботи в реальному режимі часу. Виходячи з частоти оновлення, інертність роботи усіх складових компонентів системи повинна складати не більше 0,04 с;

-при проведенні передопераційного планування, томографічне дослідження повинно проводитися томографічними засобами, що забезпечують сканування області розміром не менше за 300 мм × 300 мм × 300 мм. Розмір пікселя повинен складати не більше 0,5 мм × 0,5 мм, а відстань між зрізами не більше 1 мм, що забезпечує необхідні вищезазначені показники похибки.

8.4. Моделювання хірургічних втручань при лікуванні косоокості

В підрозділі проілюстровано розробку основ для планування оперативних втручань на окоорухових м'язах. А саме побудова тривимірної моделі окоорухового апарату, модулю передопераційного планування та модулю додаткових обчислень.

Запропоновано спосіб визначення координат на поверхні моделі очного яблука. При цьому сферичні координати можна визначити наступним чином:

$$\theta^\circ = \begin{cases} \arctg \frac{x}{z} \cdot \frac{180^\circ}{\pi}; \\ 180^\circ + \arctg \frac{x}{z} \cdot \frac{180^\circ}{\pi}, & \text{при } z < 0; \\ 360^\circ + \arctg \frac{x}{z}, & \text{при } z > 0, x < 0, \end{cases}$$

$$\varphi = \arctg \frac{y}{\sqrt{x^2 + z^2}} \cdot \frac{180^\circ}{\pi},$$

де x, y, z – сферичні координати, φ, θ – сферичні координати сфери.

Також запропоновано спосіб визначення моментів сил на поверхні моделі очного яблука, який полягає в наступному:

$$Mx_i = -Fy_i \cdot z_i + Fz_i \cdot y_i,$$

$$My_i = Fx_i \cdot z_i - Fz_i \cdot x_i,$$

$$Mz_i = -Fx_i \cdot y_i + Fy_i \cdot x_i.$$

де Fx_i, Fy_i, Fz_i - проекції вектору сили, що діє в i -й точці, на осі Ox, Oy та Oz відповідно, а Mx_i, My_i, Mz_i - моменти цієї сили відносно відповідних осей після обертання.

Математична модель окорухового апарату з 5-ю векторами сили тяги наведена на рис. 8.28.

Однією з переваг запропонованої математичної моделі є те, що кріплення м'яза до поверхні очного яблука розглядається не як точка, а як деяка поверхня, яка має довжину і ширину. Для підвищення точного розрахунку результуючого вектора сили тяги достатньо цю поверхню розділити на п'ять ділянок і прорахувати момент сили тяги для кожної з них. Якщо розділити протяжність кріплення м'яза на шість ділянок, то така процедура корегує результат всього та тисячні долі, тому підвищувати точність розрахунків немає потреби.

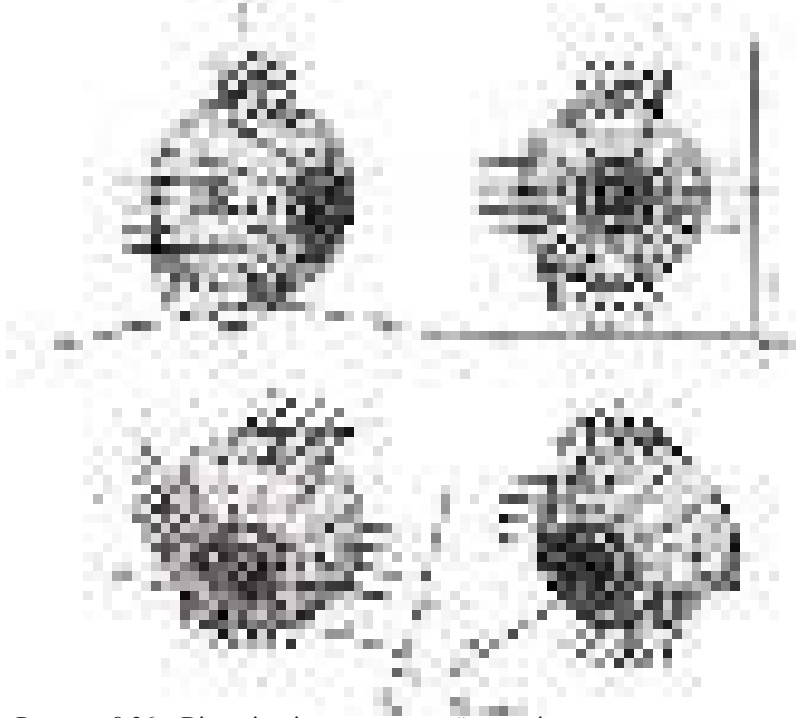


Рисунок 8.26 – Візуалізація математичної моделі окорухового апарату

Запропоновано використовувати метод прийняття рішень та основи побудованої нейронної мережі для передопераційного планування у умовах апріорної невизначеності. Визначення результату прогнозування можна представити як подію, яка виникає при виявленні сукупності вхідних даних про патологію окорухового апарату у пацієнта. Ймовірність настання деякої події може приймати значення від 0 (подія ніколи не настане тобто не буде здійснено передопераційне планування або результат планування буде

помилковий) до 1 (подія настане у будь-якому випадку тобто результат планування буде вірний). Ймовірність позначимо символом $P(H)$, де H - гіпотетична подія, що цікавить нас. Якщо є ймовірність настання події $P(H)$, то є також імовірність ненастання цієї події $P(\bar{H})$. Обидві величини зв'язані співвідношенням $P(H) + P(\bar{H}) = 1$. Структуру нейронної мережі наведено на рис. 8.27.

Для експериментів з використанням знань для синтезу архітектури нейронної мережі прямого поширення розроблено методи, що реалізують процес медичного планування захворювань око рухового апарату в офтальмології. Порівняльний аналіз трьох нейронних мереж показав, що нейронна мережа, побудована і навчена з використанням значень ймовірностей симптомів захворювань, навчається швидше і не схильна до перенавчання.



Рисунок 8.27 – Структура нейронної мережі

Зважаючи на матеріал представлений вище, можна синтезувати структурну схему (рис. 8.28) комп'ютерної системи передопераційного планування хірургічної корекції патології око рухового апарату людини. Наочний вигляд етапів формування тривимірної моделі око рухового апарату людини та робоче вікно комп'ютерної системи передопераційного моделювання хірургічної корекції око рухового апарату людини наведено на рис. 8.29 та 8.30, відповідно. Створена комп'ютерна система передопераційного планування хірургічної корекції косоокості. Вона представляє собою програмне забезпечення на мові високого рівня програмування, яке поєднує у собі складні різні математичні моделі та алгоритми роботи складових системи.



Рисунок 8.28 – Синтезована структурна схема комп'ютерної системи передопераційного планування хірургічної корекції патології окоругового апарату людини

Також оснащена зручною базою даних, для зберігання всієї необхідної інформації про пацієнтів.

для реалізації запропонованих способів розрахунку розроблено програмний засіб, який дозволяє трьохвимірну візуалізацію м'язів очного яблука та діючих моментів сил при проведенні передопераційного хірургічного планування;

- запропоновано спосіб створення тривимірної моделі окоругового апарату, який за рахунок введення геометричних властивостей очного яблука в офтальмологічній сферичній системі координат, дозволяє враховувати індивідуальну анатомічну мінливість при комп'ютерному плануванні хірургічних втручань;

- розроблена регресійна модель статистичної залежності між кутом відхилення очного яблука від первинної позиції та обсягу резекції окоругового м'яза є адекватною за критеріями Стьюдента та Фішера (середня помилка апроксимації не перевищує 10%);

- запропоновано використовувати в передопераційному хірургічному плануванні комп'ютерну систему, яка підвищує ефективність хірургічного втручання на 27%. Комп'ютерна система значно скорочує час перебування пацієнта під наркозом, за рахунок швидкості та зручності отримання необхідних розрахунків.

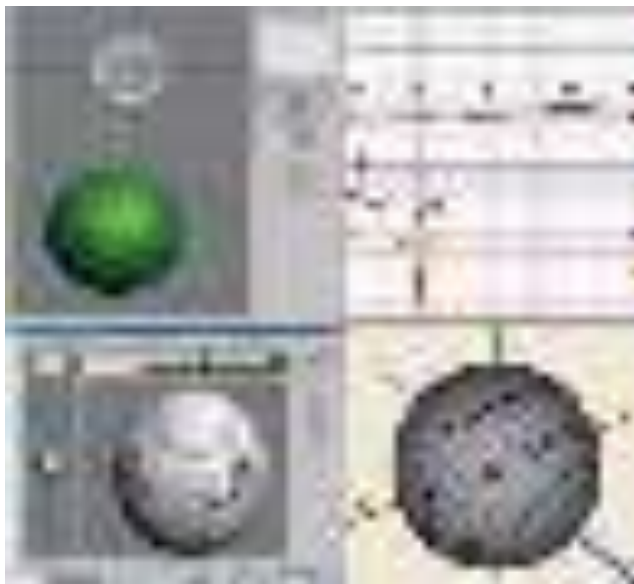


Рисунок 8.29 - Етапи формування тривимірної моделі очорухового апарату людини

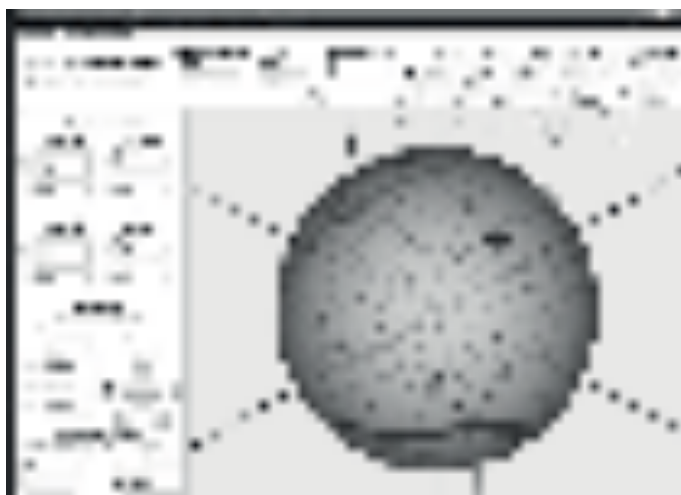


Рисунок 8.30. Робоче вікно комп'ютерної системи передопераційного моделювання хірургічної корекції очорухового апарату людини

8.5. Приклади практичного застосування створених інноваційних програмно-апаратних комплексів в інтересах цивільної та військової медицини

Протягом двох останніх років за допомогою розроблених комплексів проводилися масштабні дослідження в позаклінічних та клінічних умовах, в яких загалом взяли участь близько 24 тисячі осіб. Так в сільських районах Хмельницької області було обстежено близько 20 тис. осіб, в районах Луганської області біля лінії розмежування зони АТО – близько 3 тис. осіб. Також було обстежено близько 300 військовослужбовців частин ЗСУ, розташованих на передньому краї лінії розмежування зони АТО та у Національному військово-медичному клінічному центрі «ГВКГ» (рис. 8.31 – 8.33).



Рис. 8.31. Під час масового скрінінгу в сільських районах Хмельницької області



Рис. 8.32. Обстеження пораненого військовослужбовця у відділенні реанімації для хірургічних хворих у НВМКЦ «ГВКГ»



Рис. 8.33. Обстеження військовослужбовців у польових умовах (Станиця Луганська)

Розроблений програмно-апаратний комплекс корисний тим, що полегшує процес прийняття рішень при обстеженні військовослужбовців як в госпітальних, так і в польових умовах [193,194,195].

Таке обстеження може здійснюватися відповідно до 3 різних сценаріїв, а саме профілактичного (диспансерного) огляду військовослужбовців, обстеження військовослужбовця, який пред'являє скарги на стан здоров'я, нарешті обстеження пораненого чи хворого військовослужбовця.

Випробування комплексу також відбуваються в Національному військово-медичному клінічному Центрі (НВМКЦ) «ГВКГ». Метою цих досліджень був комплексний аналіз післятравматичного пошкодження серцево-судинної системи у пацієнтів з бойовою травмою [196,197].

Таблиця 8.2

Значення КПФС у диспансерних групах здоров'я

	Комплексний показник функціонального стану (КПФС), $M \pm m$
Група I (n=67)	71,3 \pm 9,5
Група II (n=108)	60,4 \pm 7,1*
Група III (n=49)	47,9 \pm 7,8*

* $p < 0.05$ порівняно з КПФС з групою I.

Аналіз сучасної бойової травми свідчить про переважання у постраждалих травми мінно-вибухового генезу зі значним обсягом ураження тканин організму та розвитком супутнього ураження внутрішніх органів.

При травматичній хворобі важкого ступеня, пошкодження внутрішніх органів виявляється у 92,8% потерпілих. А при травматичній хворобі, яка супроводжує мінно-вибухову травму, швидко розвивається гіпоксемія, ендотоксемія, які є важливими чинниками враження зі сторони серцево-судинної системи. Від 6,4% до 59,6% випадків механічних травм різної

локалізації характеризувались розвитком вторинних змін серця у вигляді посттравматичної міокардіодистрофії, результатом якої є дисфункція міокарду [198,199,200].

Серед проявів дисфункції міокарду важливе місце займає зміни у функції передсердь. Порушення функції передсердь можуть бути незалежним чинником ризику розвитку серцевої недостатності. За допомогою доплероехокардіографії встановлено, що на початкових стадіях розвитку систолічної дисфункції лівого шлуночка (ЛШ) в першу чергу зменшується ранній шлуночковий діастолічний потік, що призводить до зменшення пасивного та збільшення активного спорожнення лівого передсердя (ЛП) на що вказує збільшення пікової швидкості систоли ЛП та зменшення співвідношення Е/А. Сама ж величина піку А залежить від переднавантаження ЛП та жорсткості міокарду.

Виходячи з цього, важливим завданням є розробка достатньо простого, доступного ЕКГ-маркеру, за допомогою якого можна фіксувати передвісники, або початок розвитку дисфункції лівого шлуночка а також здійснювати динамічне спостереження за цим параметром. Проведено електрокардіографічне та ехокардіографічне дослідження функції ЛП у віддалений період після перенесеної важкої мінно-вибухової травми у 103 військовослужбовців учасників АТО (чоловіки віком від 19 до 49 років (у середньому 33 ± 8 років), які перебували на стаціонарному лікуванні в НВМКЦ «ГВКГ». Результати дослідження діастолічної функції ЛШ за амплітудно-часовими показниками функції ЛП представлені у таблиці 8.3 [201,202].

Хоча більшість ехокардіографічних морфометричних параметрів під впливом проведеного лікування залишились незмінними ми спостерігали незначне покращення діастолічної функції ЛШ. На що вказує збільшення співвідношення Е/А трансмітрального кровотоку ($1,39 \pm 0,36$ проти $1,83 \pm 0,36$, $p < 0,01$) за рахунок зменшення вкладу систоли передсердя ($Am(MK)$ з $10.7 \pm 3,19$ до $9.6 \pm 3,27$, $p < 0,01$).

Таблиця 8.3

Показники ($M \pm m$) діастолічної функції у поранених військовослужбовців при госпіталізації та після 2-х тижнів лікування.

Показники	Поранені військовослужбовці (n=103)		P
	при госпіталізації	через 2 тижні лікування	
ЛП, см	$3,46 \pm 0,32$	$3,49 \pm 0,31$	
IVRT ЛШ, с	$0,066 \pm 0,014$	$0,066 \pm 0,017$	
Е/А ЛШ, од	$1,39 \pm 0,36$	$1,83 \pm 0,36$	$< 0,01$
AFF ЛШ, %	$32.2 \pm 6,62$	$32,8 \pm 5,09$	
Sm(MK), см/с	$13,2 \pm 2,68$	$12.5 \pm 2,20$	$< 0,01$
Em (MK), см/с	$14.6 \pm 4,00$	$14,7 \pm 3,11$	
Am (MK), см/с	$10.7 \pm 3,19$	$9.6 \pm 3,27$	$< 0,01$
Е/ Em (MK), од.	$5,77 \pm 1,42$	$5,43 \pm 1,19$	

Примітка: р – достовірність різниці показників у порівнянні при госпіталізації та через 2 тижні лікування, де Sm (МК), см/с - швидкість руху фіброзного кільця мітрального клапану в систолу допомогою імпульснохвильової тканинної доплерографії; Em (МК), см/с - швидкість руху фіброзного кільця мітрального клапану в систолу допомогою імпульснохвильової тканинної доплерографії в діастолу у фазу раннього наповнення; Am (МК), см/с - швидкість руху фіброзного кільця мітрального клапану у фазу систоли передсердя; E/Em (МК), од. - відношення максимальної швидкості трансмітрального кровотоку у фазу раннього наповнення до швидкості руху бокової поверхні мітрального кільця при ІТД.

Показано зв'язок між ступенем серцевої недостатності та співвідношенням площ під кривими деполяризації передсердь та шлуночків S_p/S_{QRS} . В даному дослідженні нами вивчалась кореляції між S_p/S_{QRS} та такими ехокардіографічними показниками як E/A, Am(МК), переднє – задній розмір ЛП. Для встановлення зв'язку між показниками ЕКГ та ехокардіограми визначався коефіцієнт лінійної кореляції Пірсона. Результати дослідження наведені в таблиці 8.4.

Таблиця 8.4

Коефіцієнт лінійної кореляції між S_p/S_{QRS} та ехокардіографічними показниками як E/A, Am(МК), ПЗ ЛП.

	E/A	Am(МК)	ПЗ ЛП
S_p/S_{QRS}	0.34	0.51	0.31

Як видно з таблиці, оригінальний електрокардіографічний показник S_p/S_{QRS} має статистично достовірний кореляційний зв'язок середньої сили з показником Am(МК), який відображає вклад систоли лівого передсердя. Таким чином, він може використовуватися як ранній маркер дисфункції міокарда у військовослужбовців з бойовою травмою [203,205,207].

ВИСНОВКИ

У результаті виконання роботи:

Створено наукові основи теорії побудови та організації інтелектуальних біотехнічних систем для діагностики, лікування та реабілітації, які полягають у формуванні основних модельних уявлень, створенні методів, інформаційно-логічної структури та алгоритмічних моделей роботи цих систем для різних галузей медицини. До складу інтелектуальних технологій в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації входять реалізовані авторами роботи методи оброблення та аналізу даних, моделювання біофізичних процесів, прогнозування на їх основі результатів лікування та незалежна верифікація результатів.

Сформовано базові концептуальні засади інтелектуальних технологій для підтримки прийняття діагностичних рішень, віртуального моделювання лікувального процесу та планування реабілітаційних заходів на основі підходу, який поєднує моделювання біофізичних процесів та методи обчислювального інтелекту для сучасних інформаційних систем.

Запропоновано принципи конфігураційного та траскторного віртуального моделювання лікувального процесу, підходи до підвищення достовірності функціональної діагностики на основі методів інтелектуального аналізу даних, новітні підходи щодо реабілітації на основі інформаційних технологій оброблення динаміки змін діагностичних показників.

Реалізовано оригінальні апаратно-програмні засоби функціональної діагностики, лікування та реабілітації в різних галузях медицини.

Робота є першою системною розробкою біомедичної спрямованості щодо впровадження комплексних підходів для діагностики, лікування та реабілітації на основі інтелектуальних технологій аналізу діагностичних даних.

Розроблено теоретичні основи інтелектуальних технологій побудови та організації систем комп'ютерного моделювання хірургічних втручань, які полягають у формуванні основних модельних уявлень, створенні методів, інформаційно-логічної структури та алгоритмічної моделі роботи даних систем, що дозволяє підвищити ефективність проведення хірургічних втручань у ринології.

Розроблено інтелектуальну технологію конфігураційного комп'ютерного планування та моделювання ринохірургічних втручань для відновлення дихальної функції носового дихання, основними етапами якого є аналіз розподілу аеродинамічних опорів носових проходів за живими перетинами і виявлення областей з підвищеними (максимальними) показниками аеродинамічних опорів з наступною віртуальною корекцією структур носової порожнини і обчисленням прогнозованих параметрів аеродинамічних опорів.

Виявлено, що при малоінвазивній корекції викривлень носової перегородки загальне зниження аеродинамічного носового опору рідко вдається знизити більш ніж в 1,5...2 рази. Перспективою розвитку

запропонованої технології є створення бази знань, яка містить інформацію про характер зміни аеродинамічного носового опору при типових ринохірургічних втручаннях.

Встановлено, що для забезпечення оптимального за критерієм найменшої інвазивності хірургічного доступу необхідно введення функції інтегральної інвазивності траєкторії хірургічного інструменту, яка заснована на використанні індексів інвазивності анатомо-функціональних структур мозку в залежності від рівня небезпеки ушкодження. Використання ступеневої інтегральної функції інвазивності дозволяє ранжувати можливі траєкторії хірургічного доступу без ефекту накопичуючого перекивання при загальній кількості індексів інвазивності.

На основі інтелектуальних технологій обробки аудіологічних даних створено комплекс аудіометричного та імпедансометричного обладнання з розширеними функціональними можливостями для раннього діагностування і профілактики порушень слуху. Розроблено і експериментально апробовано метрологічне методичне та апаратне забезпечення аудіометрів і аналізаторів середнього вуха, яке є основою для проведення подальших робіт по створенню та вдосконаленню в Україні системи метрологічного забезпечення в області ВЧ аудіометрії та акустичної імпедансометрії.

Розроблено програмні засоби для траєкторного комп'ютерного планування та дослідний макет апаратно-програмного засобу для хірургічної навігації. Визначено основні медико-технічні вимоги до системи комп'ютерного планування та практичні рекомендації щодо її експлуатації, основними з яких є:

При інтраопераційній реєстрації положення хірургічного інструменту виявлено, що загальна похибка здебільшого визначається похибками наведення та позиціонування хірургічного інструменту, і складає близько 2 мм. Частота оновлення положення та візуалізації повинні складати близько 15-25 Гц, для забезпечення роботи в реальному режимі часу. Виходячи з частоти оновлення, інертність роботи усіх складових компонентів системи повинна складати не більше 0,04 с.

При проведенні передопераційного планування, томографічне дослідження повинно проводитися томографічними засобами, що забезпечують сканування області розміром не менше за 300 мм × 300 мм × 300 мм. Розмір пікселя повинен складати не більше 0,5 мм × 0,5 мм, а відстань між зрізами не більше 1 мм, що забезпечує необхідні вищезазначені показники похибки.

На основі створених інтелектуальних технологій сформовано принципи побудови діагностичних засобів для тестування носового дихання і систем комп'ютерного планування ринохірургічних втручань, розроблено основні медико-технічні вимоги та практичні рекомендації для проєктування даних систем, що також дозволяє вдосконалити концепцію застосування об'єктивних доказових лікувально-діагностичних методів у різних галузях медицини.

ПЕРЕЛІК ОСНОВНИХ ДРУКОВАНИХ ПРАЦЬ, ЩО ОПУБЛІКОВАНІ ЗА РЕЗУЛЬТАТАМИ РОБОТИ

Наукові статті

1. Лысенко А.Н. Автоматизированные скрининговый и высокочастотный аудиометры // Сучасні проблеми оториноларінгології: Збірник наук. праць – К. – 1993. – С. 98 – 101.
2. Лысенко А.Н. Структура измерительного тракта и уравнение измерения автоматизированного тонального аудиометра // Вісник Київського політехнічного інституту, серія Приладобудування. – 1995. – Вып. 24. – С. 85 - 95.
3. Филатов В.Ф. Наш опыт лечения осложненных заболеваний околоносовых пазух /В.Ф.Филатов,А.С. Журавлев, М.В. Калашник // Российская ринология.– 1995.– №2.– С.51– 52
4. Лысенко А.Н. Новый высокочастотный аудиометр с каналами воздушного и костного звукопроводения // Журн. вушних, носових та горлових хвороб. – 1996. – № 6. – С. 70 – 73.
5. Аврунин О.Г. Визуализация вентролатерального ядра таламуса головного мозга человека / О.Г. Аврунин, В.В. Семенец, С.Ю. Масловский// Радиоэлектроника и информатика.– 1998.– № 1/(2). –С. 132–134
6. Безшапочный С.Б.Синусоскопия в диагностике и лечении лиц с заболеваниями верхнечелюстных пазух/ С. Б. Безшапочный, В.В. Лобурець //Журн. вушних, носових та горлових хвороб.– 1998.–№5. – С.10-13.
7. Аврунин О.Г. Возможности повышения точности расчета зоны оперативного вмешательства при стереотаксических операциях на головном мозге человека/ Аврунин О.Г. // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.– 1998.– № 4. – С. 120–122.
8. Масловський С.Ю.Компьютерная версия стереотаксического атласа головного мозга человека/С.Ю. Масловский, О.Г. Аврунин// Экспериментальна і клінічна медицина.– 1998.– №1. – С. 135–139.
9. Лысенко А.Н. Диагностический высокочастотный аудиометр АВА1 // Український метрологічний журнал. – 1999. – № 3. – С. 52 – 57.
10. Лысенко А.Н. Метод измерения, структура построения и основные функциональные возможности акустического ушного импедансметра АУИ1// Український журнал медичної техніки і технології.– 1999.–№ 1.– С.36–46.
11. Лысенко О.М. Проблеми метрологічного забезпечення акустичних вушних імпедансметрів // Акустичний вісник.– 1999.–Том 2.–№ 4. – С. 62 - 69.
12. Лысенко О.М. Аналіз методу, структури та рівняння відтворення скринінг-аудиометра групового користування АА4 // Вимірювальна техніка та метрологія. – 1999. – № 54. – С. 51 - 59.

13. Лисенко О.М. Метрологічне забезпечення аудіометричних засобів в розширеному діапазоні частот // Наукові вісті НТУУ „КПІ”. – 1999. – № 3. – С. 75 - 81.

14. Лисенко О.М. Визначення порогів чутності людини при повітряному звукопроведенні за допомогою аудіометричного телефону і приладу “штучне вухо” // Український журнал медичної техніки і технології . – 1999. – № 4. – С.27-30.

15. Методы визуализации внутримозговых структур на современном этапе/О.Г. Аврунин, В.В.Семенец, А.Б.Щербакова // Радиозлектроника и информатика.–1999.– № 4(9) – С. 107–108.

16. Лисенко О.М. Аналіз стану та проблеми розвитку ринку аудіометрів і акустичних вушних імпедансметрів в Україні // Вісник Держ. унів. “Львівська політехніка”, сер. “Радиозлектроніка та телекомунікації”. – 2000. – № 387. – С.460 – 464.

17. Аврунин О.Г. Определение закона движения хирургического инструмента в системах магнитного стереотаксиса / О.Г. Аврунин // АСУ и приборы автоматки.–2000.– № 113. – С.18–23.

18. Аврунин О.Г. К вопросу об определении силовых характеристик поля в системах магнитного стереотаксиса/Аврунин О.Г., В.В. Семенец // Радиотехника.– 2001.– № 117.- С.121–124.

19. Аврунин О.Г. Этапы развития стереотаксического метода / О.Г. Аврунин, С.Ю. Масловский, В. А., Пятикоп, В.В. Семенец // Экспериментальна і клінічна медицина.– 2001.– № 1.– С. 125-127

20. Лысенко А.Н., Иващенко А.П. Методика определения метрологических характеристик канала костного звукопроведения аудиометра АВА1 в расширенном диапазоне частот // Український метрологічний журнал. – 2001. - № 2. - С. 19 – 25.

21. Безшапочний С.Б. Комп’ютерна томографія в ендоскопічній ендоназальній функціональній хірургії/ С. Б. Безшапочний, В.В. Лобурець // Журн. вушних, носових та горлових хвороб.– 2001.– №3.– С.13-14

22. Безшапочний С.Б. Ендоскопічна ендоназальна функціональна хірургія: достоїнства, недоліки, перспективи/С.Б.Безшапочний, В.В. Лобурець// Ринологія.– 2002.– №2.– С.3-10

23. Безшапочний С.Б. Деформації зовнішнього носа: клініка, діагностика, лікування/ С. Б. Безшапочний, А.В. Лобурець// Ринологія.– 2002.– №3.– С.26-34

24. Лисенко О.М., Иващенко А.П. Сучасні засоби вимірювальної техніки для дослідження слуху: класифікація, функціональні можливості та тенденції розвитку // Український метрологічний журнал. – 2002. – № 3. – С. 52 – 57.

25. Аврунин О.Г. Методика стереотаксических расчетов при интраоперационном проведении компьютерной томографии/ О.Г. Аврунин // Проблемы бионики. .– 2002.–№ 57.

26. Лисенко О.М., Мироненко П.С., Лазарев Ю.Ф. Моделирование кодированной пневмосистемы акустического ушного импедансметра // *Электроника і зв'язок.* – 2002. - № 16. – С. 49 – 52.

27. Лисенко О.М., Лебедев Д.Ю., Панасюк О.В. Дослідження спектрального вимірювального перетворювача імпедансометричного каналу аналізатора середнього вуха АУПІ // *Вісник НТУУ “КПІ”, серія Приладобудування.* – 2003. - № 26. – С. 105 –

28. Лисенко О.М. Реалізація основних надпорогових процедур в сучасних аудіометричних засобах // *Вісник НТУУ “КПІ”, серія Приладобудування.* – 2003.–№25. – С. 147

29. Аврунин О.Г. Возможности автоматического определения координат опорных стереотаксических ориентиров / О. Г. Аврунин// *Вісник НТУ «ХП».*– 2003.– № 19.– С. 3-8.

30. Масловский С.Ю. Метод проведения КТ-стереотаксических расчетов с учетом индивидуальной варибельности структур таламуса/ С.Ю. Масловский, О.Г. Аврунин // *Вісник проблем біології і медицини.*- 2003.- № 4.- С. 7-10.

31. Лисенко О.М. Визначення метрологічних характеристик дослідних зразків автоматизованого акустического ушного імпедансметра АУПІ // *Наукові вісті НТУУ „КПІ”.* – 2004. - № 1. – С. 79 – 85.

32. Лисенко О.М. Аналіз похибки вимірювання еквівалентного об'єму системи середнього вуха людини імпедансометричним засобом АУПІ // *Вісник НТУУ “КПІ”, серія Приладобудування.* – 2004. - № 27. – С. 129 - 136.

33. Лазарев Ю.Ф., Лисенко О.М. Дослідження кодированной пневмосистемы аналізатора середнього вуха АУПІ // *Наукові вісті НТУУ „КПІ”.* – 2005. – № 2.– С.110-114.

34. Математические аспекты определения геометрических параметров корундовых имплантатов в реконструктивной хирургии фронто-орбитальных костных дефектов / В.И. Сипитый, О.Г. Аврунин, Ю.А. Бабалян, Б.В. Гунько // *Вісник Харківського національного університету ім. В.Н. Каразіна.* – 2005. – №658. – С. 25-31.

35. Сипитый В.И. Краниопластика посттравматических фронтоорбитальных костных дефектов с использованием методики компьютерного моделирования имплантатов / В.И. Сипитый, О.Г. Аврунин, Ю.А. Бабалян, Б.В.Гунько // *Альманах клинической медицины Современные медицинские технологии и развитие специализированной медицинской помощи населению.* – 2005.- Т.8. – Ч.1. – С.76-79.

36. Шамраева Е.О. Построение моделей черепных имплантатов по рентгенографическим данным// Е.О. Шамраева, О.Г. Аврунин // *Прикладная радиоэлектроника.* – 2005.– Т.4.– № 4.– С. 441-443.

37. Опыт проведения стереотаксических расчетов с использованием интра-операционной компьютерной томографии /В.І. Сіпітій., П'ятикоп В.О., І.О. Кутувий, О.Г. Аврунін // *Український нейро-хірургічний журнал.* –2006. – № 3.– С.58-62.

38. Шамраева О.О. Выбор метода сегментации костных структур на томографических изображениях / Е.О. Шамраева, О.Г. Аврунин // Бионика интеллекта. – 2006. – № 2 (65). – С. 83-87.

39. Аврунин О.Г. Опыт разработки программного обеспечения для визуализации томографических данных/ О.Г. Аврунин// Вісник НТУ «ХП». – 2006. – № 23.– С. 3-8.

40. Безшапочний С.Б. Ощадлива ендомікрорінохірургія в лікуванні порушень прохідності слъзовивідних шляхів/ С. Б. Безшапочний, В.В. Лобурець // Ринологія.– 2006.– №4.– С.26-33

41. Лисенко О.М. Проектування акустичного зонду системи реєстрації отоакустичної емісії/ О.М.Лисенко, Д.Ю.Лебедев //Вісник Черкаського державного технологічного університету, 2006, спецвипуск, с. 172-174

42. Шамраева Е.О. Реконструкция объемных моделей черепа и имплантата по томографическим снимкам/ Е.О. Шамраева, А.А. Шамраев, О.Г. Аврунин // Системы обработки информации. – 2007.– Вып. 9(67).– С. 137-140.

43. Аврунин О.Г. Визуализация данных контрастной компьютерной томографии / О.Г. Аврунин, Т.А. Карпенко //Прикладная радиоэлектроника.– 2007.–Т.6.– №1.–С.56-61.

44. Аврунин О.Г. Принципы построения автоматизированных нейрохирургических комплексов / О. Г. Аврунин, Т.В. Носова // Вестник НТУ «ХПИ».– 2007. – № 19.– С. 3-11.

45. Аврунин О.Г. Проектирование автоматизированных систем для трепанации черепа / О. Г. Аврунин, Т. В. Носова // Автоматизированные системы управления и приборы автоматики. – 2007. – Вып. 138. – С. 4-9.

46. Аврунин О.Г. Визуализация верхних дыхательных путей по данным компьютерной томографии / О.Г. Аврунин //Радиоэлектроника и информатика.– 2007. – № 4. – С. 119-122.

47. Некоторые особенности динамики атмосферного аэрозоля в носовой полости / О. Г. Аврунин, Н. И. Белецкий, А. И. Березняков // Біофізичний вісник. – 2007. – № 19(2). – С. 105-111.

48. Лисенко О.М. Розроблення тракту вимірювання та реєстрації сигналів отоакустичної емісії на основі процесора TMS320VC5510/ О.М.Лисенко, Д.Ю.Лебедев // Вісник НТУУ „КПІ”, серія Приладобудування. – 2007. - № 33. – с. 134 – 139.

49. Филатов, В.А. Разработка высокоэффективных средств создания и обработки онтологических баз знаний / С.С. Щербак, В.А. Филатов, А.А. Хайрова // Системы обробки інформації – Х.: Харківський університет ПС. – 2007. – Вып. 8 (66). – С. 120-125.

50. Лисенко О.М. Проблеми метрологічного забезпечення засобів реєстрації отоакустичної емісії (ОАЕ) / О.М.Лисенко, Д.Ю.Лебедев //Медична інформатика та інженерія. – 2008. - № 1. – с. 61 – 65.

51. Безшапочний С.Б. Методи усунення порушень носового дихання/ С.Б. Безшапочний, Ю.А. Гасюк // Ринологія, 2008.–№4.– С.52-61

52. Возможности реконструкции черепных дефектов по данным краниографии / О. Г. Аврунин, А. И. Бых, Е.О Шамраева //Технічна електродинаміка.– Тем. випуск «Силовая електроніка та енергоефективність» .– 2008.– Т. 4.– С. 113-116.

53. The experience software-based design of virtual medical intrascopy systems for simulation study / O. Avrunin, L. Aver'yanova, V. Golovenko, O.Sklyar // International Journal "Information Technologies and Knowledge".–2008.– Vol.2.–P.470-474.

54. Лисенко О.М. Тракт генерації стимулів системи реєстрації отоакустичної емісії на основі цифрового сигнального процесора TMS320VC5510/ О.М.Лисенко, Д.Ю.Лебедев // Электроника и связь. – Киев. – №5. – 2008. - с. 90 -93

55. Дослідження слуху шляхом реєстрації сигналу викликаного затриманою отоакустичною емісією / О.М.Лисенко, Д.Ю.Лебедев, П.Г. Мережаній.Электроника и связь.– Киев. -2009. – №4-5. – С. 175 – 178.

56. Аврунин О.Г. Опыт разработки биомедицинской системы цифровой микроскопии / О. Г. Аврунин // Прикладная радиоэлектроника. – 2009. – Т.8. – №1. – С. 46-52.

57. Аврунин О.Г. Динамическая модель процесса прохождения воздуха через носовую полость / О. Г. Аврунин, Н. И.Белецкий, А. И. Березняков // Біофізичний вісник. – 2009. – №23 (2). – С. 102-105.

58. Злепко С.М. Реєстрація потенціалів біологічно активних точок у системі дистанційного контролю функціонального стану людини на базі сигма-дельта аналого-цифрового перетворювача [Електронний ресурс] / С.М. Злепко, Р.С.Белзецький, С.В.Костішин // Наукові праці Вінницького національного технічного університету. – 2009. – № 1. – 6 с. – Режим доступу до статті : http://www.nbu.gov.ua/e-journals/vntu/2009-1/2009-1.files/uk/09smztdc_ua.pdf.

59. Метод передачі медичної інформації та її збереження в базі даних / С. М. Злепко, П. Г. Прудіус, В. В. Сергєєва, С. В. Тимчик // Медична інформатика та інженерія. — 2009. — № 4. — С. 85—90.

60. Аврунин О. Г. Методика расчета диаметра сопла Вентури для устройства по определению перепадно-расходных характеристик носовых проходов / О. Г. Аврунин // Промислова гідравліка і пневматика. – 2010. – № 2(28). – С. 62-66.

61. Аврунін О.Г. Диагностические возможности электромиографического метода при исследовании функции носового клапана // О. Г. Аврунин, Т. В. Жемчужкина, Т. В. Носова // Бионика интеллекта. – 2010. – №3(74). – С. 99-104.

62. Аврунин О.Г. К определению аэродинамических характеристик верхних дыхательных путей/ О.Г. Аврунин// Технічна електродинаміка. – Тем. випуск «Силовая електроніка та енергоефективність». – 2010. – Ч. 2. – С. 279-284.

63. Совершенствование хирургического лечения мицетом верхнечелюстных пазух / С.Б.Безшапочный, Бен Хассин Мохамед, Д.І. Заболотний и др. // Ринологія, 2010. – № 2. – С. 28-33

64. Безшапочный С.Б. Морфо-функциональні порушення ЛОР-органів та їх роль у виникненні обструктивного апное сну / С. Б. Безшапочный, В.В. Лобурець, А.В. Марченко // Ринологія. – 2010. – №3. – С. 48-54

65. Причины нарушения носового дыхания и методы их устранения // С. Б. Безшапочный, В.В. Лобурець, С.Н. Пшеничный // Оториноларингология (Бас. Мойни Хирургиясы, Астана). – 2010. – № 1– 2. – С. 17-26.

66. Винокурова, Е.А. Интеллектуальный анализ и визуализация нечетких данных на основе метода главных компонент / Е.А. Винокурова, Н.В. Касаткина, В.А. Филатов // Вестник Херсонского национального технического университета, 2010. – № 2 (38) – С. 154-158.

67. Сизов, А.И. Модель «сущность-связь» в задачах представления объектно-реляционных свойств предметной области / А.И. Сизов, С.С. Танянский, В.А. Филатов, Е.Б. Чапланова // УСиМ: Управляющие системы и машины, № 3, 2011. – С. 73-78.

68. Левыкин, В.М. Метод синтеза единой структурной составляющей реляционной модели данных / В.М. Левыкин, В.А. Филатов, Н.В. Черненко // УСиМ: Управляющие системы и машины, № 6, 2011. – С. 10-13.

69. Безшапочный С.Б. Патогенетическое комплексное лечение больных с хроническим гнойным синуситом в стадии обострения/ С.Б. Безшапочный, М.А. Завалий //Оториноларингология (Бас. Мойын Хирургиясы, Астана). – 2011. – № 1– 2. – С. 16-18.

70. Безшапочный С.Б. Определение оптимальных методов хирургического лечения при различных формах локализованного гипертрофического ринита/ С.Б. Безшапочный, В.М.Васильев, А.П. Вахнина // Оториноларингология (Бас. Мойын Хирургиясы Астана). – 2011. – № 1– 2. – С. 21-23

71. Структурно-функциональная организация слизистой оболочки полости носа и околоносовых пазух/ С.Б. Безшапочный, Ю.А. Гасюк, В.В. Лобурець, А.П. Вахнина //Ринологія. – 2011.– № 4.– С. 3-13

72. CamShift Object Tracking Algorithm Implementation on DM6437 EVM Evaluation Module / О. Lysenko? A.Varfolomeyev, О. Antonyuk, М.Tereshin Прикладная радиоэлектроника. – Харьков. - №4. Том 9. – 2010. – с. 528 – 533

73. Порівняльний аналіз сучасних алгоритмів автоматизованої сегментації зображень /О.М. Лисенко, А.Ю.Варфоломеев // Електроніка і зв'язь. – 2011. – № 5 (64). – с. 37–47.

74. Аврунин О.Г. Сравнение дискриминантных характеристик риноманометрических методов диагностики / О.Г. Аврунин, В.В. Семенец, П.Ф. Щапов // Радіотехніка. – 2011. – 164. – С. 102-107.

75. Аврунин О.Г. Принципы компьютерного планирования функциональных оперативных вмешательств / О. Г. Аврунин// Технічна

електродинаміка, тем випуск «Силова електроніка та енергоефективність». – 2011. – Ч. 2. – С. 293-298.

76. Щапов П.Ф. Получение информационной избыточности в системах измерительного контроля и диагностики измерительных объектов / О.Г. Аврунин, П.Ф. Щапов // Український метрологічний журнал. – № 1. – 2011. – С. 47-50.

77. Аврунин О. Г. Экспериментальное исследование пневмоустройства для определения перепадно-расходных характеристик воздушного потока в носовых ходах/ О. Г. Аврунин // Промислова гідраліка і пневматика. – 2011. – №2(32). – С. 34-38.

78. Farouk H. Analysis of Changes of the Hydraulic Diameter and Determination of the Air Flow Modes in the Nasal Cavity/ H. Farouk, A.Khaleel, O. Avrunin// Advances in Intelligent and Soft Computing: Image Processing and Communications Challenges 3.– Springer, 2011. – Vol. 102. – P.303-310.

79. Farouk H. An attempt of the Determination of Aerodynamic Characteristics of Nasal Airways/ H. Farouk, O. Avrunin, A. Khaleel //Advances in Intelligent and Soft Computing: Image Processing and Communications Challenges 3. – Springer, 2011. – Vol. 102. – P. 311-322.

80. Rhinoseptoplasty, outcomes and perspectives / A. Zhuravlev, M. Kalashnik, O. Avrunin et al.//Folia otorhinolaringologica. – 2011.– Vol. 17.– №3.– P. 8-12.

81. Павлов С. В. Оброблення біомедичних зображень із застосуванням швидкого перетворення Фур'є / С. В. Павлов, Д. В. Вовкотруб, Р. Ю. Довгалюк // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2011. – №2 (22). – С. 96-101. – ISSN 1681-7893.

82. Павлов С. В. Фізико-математична модель взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами / С. В. Павлов, Т. І. Козловська, Д. О. Ковальський // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2011. – №2 (22). – С. 127-132. – ISSN 1681-7893.

83. Заболотна Н. І. Система орієнтаційної Мюллер-матричної томографії полікристалічних мереж біологічних кристалів / Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, В. В. Шолота, С. Є. Тужанський // Фотобіологія та фотомедицина. – Харків, 2011: – т. VIII. – №2. – С. 100-106.

84. Bezshapochniy S. Clinical experience of cinnabsin application in treatment of acute and chronic sinusitis // S. Bezshapochniy, V. Loburets //J. Pediatriya . – 2012. – P. 22-29.

85. Implementation of a Real-Time Object Detection System on a TI TMS320DM6437 DSP/O. Lysenko, A.Varfolomieiev , V Dzyuba // Proceedings of Mediterranean Conference on Embedded Computing MECO-2012.– Bar, Montenegro, 2012.– P. 108-111.

86. An improved algorithm of median flow for visual object tracking and its implementation on TI OMAP /O. Lysenko, A.Varfolomieiev // Proceedings of the 5th European DSP in Education and Research Conference EDERC-2012. – Amsterdam, Netherlands, 2012. – P. 261-265.

87. Книгавко Ю.В. Биофизическая интерпретация методики измерения объемных данных при компьютерном планировании пластических вмешательств на лице пациента и проблемы использования этой методики / Ю. В. Книгавко, О. Г. Аврунин // *Технічна електродинаміка, тем випуск «Силова електроніка та енергоефективність».* – 2012. – Ч.3. – С. 184-197.
88. The role of paranasal sinuses in the aerodynamics of the nasal cavities / Н. Farouk, E. Abaida, A. Khaleel, O. Avrunin// *International Journal of Life Science and Medical Research.* – 2012. – Vol. 2. №3.– P. 52-55.
89. П. Кожем'яко, С. В. Павлов, Й. Р. Салдан, А. О. Рожман Оптико-електронні технології оброблення багатоградацийного біозображення методом муза гальненого W-спектра зв'язності // *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології.* -2012. – №1 (23). – С. 93-99.
90. Тымкович М.Ю. Использование DICOM изображений в медицинских системах / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, В.В. Семенец // *Силовая электроника та енергоефективність,* –2012. – Тем. вип. – С. 178-183.
91. С. В. Павлов, С. Н. Перегудов, А. Ф. Яненко Генератор на инфракрасных светодиодах для миллиметровой терапии // *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія.* -2012:- №3 (25). – С. 15–18.
92. Огляд неінвазивних приладів вимірювання рівня цукру в крові / В. І. Макогон, С. М. Злепко, О. С. Макогон, Н. М. Сурова // *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.* — 2012. — № 3. — С. 116—119.
93. Половенко (Селиванова) К.Г. Автоматизированный анализ электрической активности мышц при диагностике экстрапирамидных гиперкинезов / К.Г. Половенко (Селиванова), О.Г. Аврунин // *Силовая электроника та енергоефективність.* –2012. – Тем. вип. – С. 188-193.
94. Filatov V., Chaplanova E. Development of Information Technology of Object-relational Databases Design // *European Researcher,* 2012, Vol.(36), №12.– P. 2095-2101.
95. N. Romanyuk; S. V. Pavlov; R. Yu. Dovhaliuk; N. P. Babyuk; M. D. Obidnyk, et al. Microfacet distribution function for physically based bidirectional reflectance distribution functions, *Proc. SPIE 8698, Optical Fibers and Their Applications 2012, 86980L (January 11, 2013); doi:10.1117/12.2019338; Index SNIP – 0,49.*
96. N. I. Zabolotna; W. Wojcik; S. V. Pavlov; O. G. Ushenko and B. Suleimenov. Diagnostics of pathologically changed birefringent networks by means of phase Mueller matrix tomography, *Proc. SPIE 8698, Optical Fibers and Their Applications 2012, 86980E (January 11, 2013); doi:10.1117/12.2019715; Index SNIP – 0,49.*
97. Руденко, Д.А. Формальный подход к описанию свойств данных в информационных системах / Д.А. Руденко, В.А. Филатов // *Вестник Херсонского национального технического университета № 1 (46) – 2013. – С. 146-149.*

98. R.H. Rovira, S.V. Pavlov, A.S. Kaminsky, M.M. Bayas Methods of Processing Video Polarimetry Information Based on Least-Squares and Fourier Analysis // Middle-East Journal of Scientific Research. – 2013. – №16 (9). – P. 1201-1204.

99. С.В.Павлов, Д.В.Вовкотруб Створення блоків нечіткої логіки біомедичної системи для аналізу структурних змін при діагностиці томограм ока ОКТ // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.- 2013. – №2.– С.146-152.

100. S.V.Pavlov, A.O.Rozhman, N.P.Babyuk, I.D.Ivasyuk Using of fuzzy expert method for diagnosing glaucoma// Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.- 2013. - №2. - 152-157.

101. А.О. Рожман, С.В.Павловб І.Д.Івасюк., М.Г.Тарновський. Методологія реалізації оптико-електронного каналу офтальмоскопа для діагностування патологій сітківки ока // Фотобіологія та фотомедицина.- 2013. - №2 – С.23-28/

102. Аврунин О.Г. О возможности применения современной пропорциональной электроники для моделирования дыхания человека / О. Г. Аврунин, Х. Фарук // Промислова гідравліка і пневматика.– 2013.– № 3(41).– С. 78–82.

103. Н.І.Заболотна С.В. Павлов, І.Д. Івасюк Застосування поляризаційного картографування і двошарових біологічних об'єктів для діагностики стану одного з парціальних шарів // Фотобіологія та фотомедицина. - 2013. - №2 – С.

104. Н.І.Заболотна , Радченко К.О., Колотченко І.В. Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. –2013. – №1(25). – С.54-66.

105. S.V.Pavlov, O.D.Azarov, I.R. Saldan, A.O.Rozhman, N.P.Babyuk Fuzzy expert opto-elektronic system for the analysis of biomedical images (for example diagnosing glaucoma) // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. - №1 (26) 2013. – С.8-14

106. С.В.Павлов, О.Д.Азаров, Д.В.Вовкотруб, Н.П.Бабюк Застосування оптико-електронних технологій для оброблення біомедичних зображень шляхом формування інформаційних ознак // Збірник наукових праць Національного авіаційного університету „Проблеми інформатизації та управління” . - №1(41) 2013. – С. 81-87.

107. Книгавко Ю.В. Расчет функциональных параметров, определяющих показания к проведению ринопластики / Ю.В. Книгавко, О.Г. Аврунин, Х. Фарук // Восточно-Европейский журнал передовых технологий.– 2013.– № 2/10 (62).– С. 24–27.

108. Аврунин О.Г. Определение степени инвазивности хирургического доступа при компьютерном планировании оперативных вмешательств / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович., Х. Фарук // Бионика интеллекта.– 2013.– №2 (81).– С. 101–104.

109. Тымкович М. Ю. Разработка навигационной системы для ринохирургии / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х. Фарук // Энергосбережение, энергетика, энергоаудит.– 2013.– №8 (114).– С. 116–123.
110. Knigavko Y.V. Calculation of venturi nozzles diameter for nasal breathing evaluation device / Y.V. Knigavko, O.G. Avrunin, H.I. Farouk // International Journal of Mechanical Engineering.– 2013.– Vol. 2.– P.21-28.
111. Носова Я.В. Разработка метода экспресс-диагностики бактериальной микрофлоры полости носа/ Я.В. Носова, Х. И. Фарук, О.Г. Аврунин // Проблемы інформаційних технологій. – Херсон: ХНТУ, 2013. – №13. – С. 99–104.
112. Тымкович М.Ю. Аспекты выбора системы координат при изучении индивидуальной анатомической изменчивости строения человека / Дуденко В.Г., Аврунин О.Г., Тымкович М.Ю. и др. // Український журнал клінічної та лабораторної медицини. – 2013. – №3. – С. 38-41.
113. Аврунин, О.Г. Система виртуальной ультразвуковой диагностики для подготовки биомедицинженеров /О.Г. Аврунин, Я.В. Носова // Вісник НТУ «ХП».– 2013.– № 18 (991).– С. 114–120.
114. Farouk H. Comparison Discriminate Characteristics Between Modern TNDA-PRH Rhinomanometer and Previously Methodology / H. Farouk, O. Avrunin // International Journal of General Engineering and Technology (IJGET). – 2013 – Vol. 2, №. 2. – P. 39–50.
115. Кухаренко Д.В., Етапи створення комп'ютерної системи передопераційного планування хірургічної корекції косоокості. / Д.В. Кухаренко, О.Г. Аврунін // Східно - Європейський журнал передових технологій № 6/9 (66) 2013. – С. 26-31.
116. Кухаренко Д.В., Медико-технічні вимоги та практичне застосування комп'ютерної системи передопераційного планування / Д.В. Кухаренко, О.Г. Аврунін, Т.В. Мунтян // Кременчук: Науковий вісник КУЕІТУ. Нові технології № 3-4 – 2013. – С. 41-42.
117. Селиванова К.Г. Моделирование процессов формирования интерференционного электромиографического сигнала. / О.Г. Аврунин, А.А. Гелетка, К.Г. Селиванова // Энергосбережение, энергетика, энергоаудит. Специальный выпуск. – 2013. – Т. 2, №8 (114).– С. 128-133.
118. Селиванова К.Г. Разработка метода автоматизированного тестирования мелкой моторики ведущей руки на графическом планшете. /О.Г. Аврунин, К.Г. Селиванова // Прикладная радиоэлектроника. – 2013. – Т. 12, №3.– С. 459-465.
119. Аврунин, О.Г. Методика метрологической аттестации риноманометров при использовании расходомеров на основе сопла Вентури / О.Г. Аврунин // Радиотехника.– 2013.– № 172 .– С. 154–160.
120. Аврунин, О.Г. Повышение достоверности риноманометрической диагностики путем учета статистических характеристик измеряемых сигналов/ О.Г. Аврунин // Радиотехника.– 2013.– № 174.– С. 73–80.

121. Bodyanskiy, Ye., Vynokurova, O., Hybrid adaptive wavelet-neuro-fuzzy system for chaotic time series identification, *Information Sciences*. – 2013. – 220. – P.170-179.
122. Fractal Structure of Optical Anisotropy Mueller-Matrices Images of Biological Layers/ A.V. Dubolazov, G.D. Koval, N.I. Zabolotna, S.V. Pavlov // *Proc. SPIE*. 9066, Eleventh International Conference on Correlation Optics, 90661W(2013). doi:10.1117/12.2053848
123. A.V. Dubolazov; G. D. Koval; N. I. Zabolotna and S. V. Pavlov. Fractal structure of optical anisotropy Mueller-matrices images of biological layers, *Proc. SPIE* 9066, Eleventh International Conference on Correlation Optics, 90661W (2013); doi:10.1117/12.2053848.
124. J. R. Rovira; Sergey V. Pavlov; Valentina B. Vassilenko; Waldemar Wójcik and L. Sugurova. Methods and resources for imaging polarimetry, *Proc. SPIE* 8698, *Optical Fibers and Their Applications 2012*, 86980T (January 11, 2013); doi:10.1117/12.2019732.
125. S. V. Pavlov; S. V. Sander; T. I. Kozlovska; A. S. Kaminsky; W. Wojcik, et al. Laser photoplethysmography in integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities, *Proc. SPIE* 8698, *Optical Fibers and Their Applications 2012*, 869808 (January 11, 2013); doi:10.1117/12.2019336.
126. Methods of Processing Video Polarimetry Information Based on Least-Squares and Fourier Analysis // RH Rovira, SV Pavlov, OS Kaminski, MM Bayas - Middle-East Journal of Scientific Research, T. 16 (9), 1201-1204 2013. – P.1201-1204.
127. N. I. Zabolotna; S. V. Pavlov; A. G. Ushenko; A. O. Karachevtsev; V. O. Savich, et al. System of the phase tomography of optically anisotropic polycrystalline films of biological fluids, *Proc. SPIE* 9166, *Biosensing and Nanomedicine VII*, 916616. – 2014.
128. S. V. Pavlov; A. G. Ushenko; O. V. Sobko and V. O. Savich. Multivariate system of polarization tomography of biological crystals birefringence networks, *Proc. SPIE* 9166, *Biosensing and Nanomedicine VII*, 916615 (August 27, 2014); doi:10.1117/12.2061105; Index SNIP – 0,49.
129. Multivariate system of polarization tomography of biological crystals birefringence networks / N.I. Zabolotna, S. V. Pavlov, A. G. Ushenko, O. V. Sobko, V. O. Savich // *Proc. SPIE*. 9166, *Biosensing and Nanomedicine VII*, 916615. - (August 27, 2014); doi:10.1117 / 12.2061105.
130. Спивак, Н.О. Компонента ограничений целостности как элемент объектно-реляционной модели данных / В.А. Филатов, Е.Б. Чапланова, Н.О. Спивак // *Науково-технічний журнал «Інформаційно-керуючі системи на залізничному транспорті»* № 6 (109) – 2014. – С. 30-34.
131. Filatov, V. Fuzzy models presentation and realization by means of relational systems // *Econtechmod : an international quarterly journal on economics in technology, new technologies and modelling processes*. – Lublin ; Rzeszow, 2014. – Vol.(3), № 3. – P. 99-102.

132. Pavlov S.V. Selective irradiation of superficial tumours depending on the photosensitiser fluorescence in the tissue/ O.M. Chepurina, V.V. Kholin, S.V. Pavlov, and etc. // *Information Technology in Medical Diagnostics II*. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 53-58.

133. Pavlov S.V. Methods and computer tools for identifying diabetes-induced fundus pathology // S.V. Pavlov, T.A. Martianova, Y.R. Saldan, and etc. // *Information Technology in Medical Diagnostics II*. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 87-99.

134. Pavlov S.V. The complex degree of coherence of the laser images of blood plasma and the diagnostics of oncological changes of human tissues // O.V. Dubolazov, A.G. Ushenko, S.V. Pavlov, and etc. // *Information Technology in Medical Diagnostics II*. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 185-194.

135. O.V. Dubolazov, A.G. Ushenko, Y.A. Ushenko, M.Yu. Sakhnovskiy, P.M. Grygoryshyn, N. Pavlyukovich, O.V. Pavlyukovich, V.T. Bachynskiy, S.V. Pavlov, V.D. Mishalov, Z. Omiotek & O. Mamyrbayev. Laser Müller matrix diagnostics of changes in the optical anisotropy of biological tissues/ *Information Technology in Medical Diagnostics II*. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 195-203.

136. Pavlov S.V. Laser microscopy of polycrystalline human blood plasma films/ O.V. Dubolazov, A.G. Ushenko, S.V. Pavlov, and etc. // *Information Technology in Medical Diagnostics II*. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 205-217. Pavlov S.V. Tele-detection system for the automatic sensing of the state of the cardiovascular functions in situ // R.H. Rovira, S.V. Pavlov, W. Wójcik and etc. // *Information Technology in Medical Diagnostics II*. CRC Press / Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 289-296.

Pavlov S.V. Multichannel system for recording myocardial electrical activity // O. Vlasenko, W. Wójcik, S.V. Pavlov, and etc. // *Information Technology in Medical Diagnostics II*. CRC Press / Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 307-314.

137. Sergey I. Vyatkin, Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. Offsetting and blending with perturbation functions // *Proc. SPIE 11045, Optical Fibers and Their Applications 2018, 110450W, 2019*; doi: 10.1117/12.2522353; <https://doi.org/10.1117/12.2522353>.

138. Sergey I. Vyatkin, Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. A GPU-based multi-volume rendering for medicine // *Proc. SPIE 11045, Optical Fibers and Their Applications 2018, 1104513, 2019*; doi: 10.1117/12.2522408; <https://doi.org/10.1117/12.2522408>.

139. Sergey I. Vyatkin, Olexander N. Romanyuk, Sergii V. Pavlov, and etc. Offsetting and blending with perturbation functions // *Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018, 108082Y, 2018*; doi: 10.1117/12.2501694; <https://doi.org/10.1117/12.2501694/>.

140. Пономаренко, Л.А. Минимизация вычислительных затрат при доступе к данным в распределенных экономических системах поддержки принятия решений / Л.А. Пономаренко, С.С. Танянский, В.А. Филатов // Управляющие системы и машины. - 2014. - № 3. - С. 74-80.

133. Тымкович М.Ю. Способ реконструкции интактной поверхности хирургических доступов / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х.И. Фарук // Восточно-европейский журнал передовых технологий.- 2014.- № 4/9 (70) .- С.37 – 41.

134. Шушляпина Н.О. Современные аспекты компьютерного планирования функциональных оперативных вмешательств по восстановлению носового дыхания и обоняния/ Н.О. Шушляпина, А.С. Журавлев, О.Г. Аврунин. // Ринологія. – 2014.– №-2. – С.51-58.

135. Селиванова К.Г. Разработка интерактивных тестов для оценки уровня развития мелкой моторики / К.Г. Селиванова, О.Г. Аврунин, В.В. Семенец // Вісник Харківського національного університету ім. В.Н. Каразіна. Серія «Соціальні комунікації». – 2014. – Вип. 6. (№1143). – С. 72-75.

136. Дослідження процесу кровообігу в басейні середньої мозкової артерії за наявності симптом ішемічного інсульту / [С. І. Владов, О. Г. Аврунін, В. О. Мосьпан, О. О. Юрко] // Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського. – Кременчук : КрНУ, 2014. – Вип. 2/2014 (85). – С. 106–111.

137. Математическая модель кровеносного сосуда при возникновении негерметичности в его стенке / С. И. Владов, О. Г. Аврунин, В. А. Мосьпан, А. А. Юрко// Восточно-Европейский журнал передовых технологий. Серия : Математика и кибернетика – прикладные аспекты. – Харьков : ЧП «Технологический Центр», 2014. – 3/4 (69), 2014. – С. 42–48.

138. Результаты клинической апробации модели системы кровообращения человека в виде согласованной длинной линии / С. И. Владов, О. Г. Аврунин, В. А. Мосьпан, А. А. Юрко // Вісник Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут». Збірник наукових праць. Тематичний випуск : Нові рішення в сучасних технологіях. – Харків : НТУ «ХПІ». – 2014. – № 36 (1079). – С. 10–19.

139. Носова Я.В. Биотехническая система оценки слизистой оболочки верхних дыхательных путей / Я.В. Носова, О.Г. Аврунин, Ю.М. Калашник, Н.О. Шушляпина // Вісник Національного технічного університету. Сер. нові рішення в сучасних технологіях.- 2014.- №36(1079).- С.19-25.

140. Selivanova K.G. A method of computer testing of the level of development of graphic skills / K.G. Selivanova, O.G. Avrunin, H.I. Faruk // International Journal of Computer Science and Engineering (SJCSE). – 2014. – Vol. 3, Issue 2. – P. 19-26.

141. Селиванова К.Г. Математическое моделирование электромиографического сигнала / К.Г. Селиванова, О.Г. Аврунин, А.А.

Гелетка // Вісник національного технічного університету «ХПІ». Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2014. – № 36 (1079). – С. 31-39.

142. Bodyanskiy, Ye., Dolotov, A., Vynokurova, O., Evolving spiking wavelet-neuro-fuzzy self-learning system, Applied Soft Computing. – 2014. – 14. – P. 252-258.

143. The Surgical Navigation System with Optical Position Determination Tecnology and Sources of Errors // O.G. Avrunin, M. Alkhoraef, H. I. S. Farouk, M.Y. Tymkovich // USA Journal of Medical Imaging and Health Informatics.– 2015.– Vol. 5.– P. 1–8.

144. Тымкович М.Ю. Оптимизация нейрохирургических доступов с использованием цифрового атласа внутримозговых структур / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович // «Вісник НТУ «ХПІ» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2015. – № 39 (1148). – С. 63-67.

145. Тымкович М.Ю. Метод построения внутримозговой системы стереотаксических координат на основе лофтинговой модели третьего желудочка / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович // Вісник НТУ «ХПІ» зб. наук. пр. Темат. вип. : Механіко-технологічні системи та комплекси. – Харків : НТУ "ХПІ". – 2015. – № 36 (1145). – С. 33-38.

146. Tymkovych M.Y. Classification of CT-brain slices based on local histograms / O.G. Avrunin, M.Y. Tymkovych, S.V. Pavlov, S.V. Timchik, P. Kisala, Y. Orakbaev // Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications. – 2015. – P. 161-168.

148. Селиванова К.Г. Биомеханическая модель функционирования мышц для определения двигательных нарушений / О.Г. Аврунин, К.Г. Селиванова // Динаміка та міцність енергетичних і сільськогосподарських машин та біотехнічних систем: розділ у колективній монографії / за ред. О.В. Горика., С.Б. Ковальчука – П.: Сімон, 2015. – С. 64-70 с.

149. Bodyanskiy E.V., Tyshchenko O.K., Deineko A.O., An evolving radial basis neural network with adaptive learning of its parameters and architecture, Automatic control and computer sciences. – 2015. – 49. – №5 – pp. 255-260.(Scopus)

150. Bodyanskiy E.V., Tyshchenko O.K., Deineko A.O., An evolving neuro-fuzzy system with online learning/self-learning, I.J. Modern education and computer science (IJMECS). – 2015. –Vol. 7 (2). – pp. 1-7.

151. Bodyanskiy, Ye., Tyshchenko, O.K., Kopaliani, D.S., An Extended Neo-Fuzzy Neuron and its Adaptive Learning Algorithm International Journal of Intelligent Systems and Applications.– 2015.–№ 02. – p. 21-26 DOI: 10.5815/ijisa.2015.02.03.

152. Ronald Rovira; Marcia M. Bayas; Sergey V. Pavlov; Tatiana I. Kozlovskaya; Piotr Kisala, et al. Application of a modified evolutionary algorithm for the optimization of data acquisition to improve the accuracy of a video-polarimetric system, Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications. –2015, 981619; doi:10.1117/12.2229087.

153. Natalia I. Zabolotna; Sergii V. Pavlov; Kostiantyn O. Radchenko; Vladyslav A. Stasenko; Waldemar Wójcik, et al. Diagnostic efficiency of Mueller-matrix polarization reconstruction system of the phase structure of liver tissue, Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications, 2015, 98161E; doi:10.1117/12.2229018.

154. Oksana Chepurna; Irina Shton; Vladimir Kholin; Valerii Voytsehovich; Viacheslav Popov, et al. Photodynamic therapy with laser scanning mode of tumor irradiation, Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications, 2015, 98161F; doi:10.1117/12.2229030.

155. Olexander N. Romanyuk; Sergii V. Pavlov; Olexander V. Melnyk; Sergii O. Romanyuk; Andrzej Smolarz, et al. Method of anti-aliasing with the use of the new pixel model, Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 981617 (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229013.

156. S. O. Romanyuk; S. V. Pavlov; O. V. Melnyk. New method to control color intensity for antialiasing. Control and Communications (SIBCON), 2015 International Siberian Conference. –2015. –DOI: 10.1109/SIBCON.2015.7147194.

157. Diagnostic efficiency of Mueller - matrix polarization reconstruction system of the phase structure of liver tissue / Natalia I Zabolotna, Sergii V Pavlov, Kostiantyn O Radchenko, Vladyslav A Stasenko, Waldemar Wójcik, Nazym Kussambayev // Proc. SPIE. 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161E. –doi: 10.1117/12.2229018.

158. Laser photoplethysmography in integrated evaluation of collateral circulation of lower extremities/ Sergii V. Sander, Tatiana I. Kozlovska, Valentina B. Vassilenko, Volodymyr S. Pavlov, Andrii Y. Klapouschak, Piotr Kisała, Ryszard S. Romaniuk, // Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161K (December 18, 2015); doi: 10.1117/12.2229042.

159. Photodynamic therapy with laser scanning mode of tumor irradiation / Oksana Chepurna, Irina Shton, Sergii Pavlov and others // Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015, 98161F (17 December 2015); doi: 10.1117/12.2229030.

160. Носова Я.В. Визуалізація обонятельної щели /Носова Я.В., Шушляпина Н.О., Носова Т.В./ Вістник Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут» Випуск 39(1148), 2015-С .73-76.

161. Method of expression of certain bacterial microflora mucosa olfactory area/O. Avrunin, Y. Nosova, N. Shushlyapina et. all// Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications 2015.- Vol. 9816.- P. 981657-62, doi:10.1117/12.2229074.

163 Filatov V., Radchenko V. Reengineering relational database on analysis functional dependent attribute// Proceedings of the X Intern. Scient. and Techn. Conf. «Computer Science & Information Technologies» (CSIT'2015), 14-17 sept. 2015. – Lviv, Ukraine. – P. 85-88.

162. Безшапочный С.Б. Совершенствование методов реабилитации пациентов после эндоназальной функциональной фронтотомии/ С.Б.

Безшапочний, А.В. Лобурець //Астана медициналық журналы. – 2016. – № 3. – С.222-235

163. Loburets A., Bezshapochniy S., Loburets V . Approach on rehabilitation of patients after functional endonasal surgery of the frontal sinus / A. Loburets, S. Bezshapochniy, V. Loburets //Wiadomości Lekarskie. – 2016. – № 6. – P.714-719

164. Застосування препаратів на основі гіалуронової кислоти у комплексному лікуванні хворих на хронічний фронтит / С.Б. Безшапочний, А.В. Лобурець, К.С. Непорада // Ринологія.– 2016. –№3-4. – С.22-32

165. Попередження облітерації штучного співустя після ендоназальної фронтотомії у пацієнтів з хронічним фронтитом / С. Б. Безшапочний, А.В. Лобурець// Проблеми екології та медицини. Том 20, № 5–6, 2016. С.14–19

166. Аврунин О. Г. Возможности определения давления в подмасочном пространстве при риноманометрии / О. Г. Аврунин, Х. И. Фарук, Т. С. Кононенко // Вісник НТУ «ХПІ» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2016. № 25 (1197). – С. 17-22.

167. Злепко С. М. Оцінювання метрологічних характеристик фотоплетизмографічного приладу діагностування стану периферичного кровообігу / С. М. Злепко, Т. І. Козловська, В. А. Стасенко, С. В. Павлов, В. П. Думенко // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. - 2016. – № 1 (35). – С. 4-12

168. Тымкович М.Ю. Построение трехмерной модели кровеносной системы головного мозга для задач планирования и тренировки проведения нейрохирургических вмешательств / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович, А.И. Бых // Вісник НТУ «ХПІ» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2016. № 25 (1197). – С. 11-16.

169. Tymkovych M. Capabilities to visualize the operating region of surgical intervention relatively to cranial landmarks for neuronavigation / O.G. Avrunin, M. Tymkovych, T. Kononenko // Estonia, Tallin, Eureka: Physics and Engineering. – 2016. – Volume 1(2). – P. 21-30.

170. Визначення масштабу та повороту об'єкта шляхом кластеризації в методах відслідковування на основі обчислення оптичного потоку/ О.М. Лисенко, А.Ю. Варфоломеев // Electronics and Communication. - Vol. 21, № 2 (91), 2016. – с. 32 – 40

171. . An Improved Algorithm of Median Flow for Visual Object Tracking and Its Implementation on ARM Platform/O. Lysenko, A.Varfolomieiev // Journal of Real-Time Image Processing (JRTIP), Springer. – 2016. – ISSN 1861- 8200. – Volume 11, Issue 3, Page(s): 527–534.Режимдоступу: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs11554-013-0354-1>.

172. Modification of the KCF tracking method for implementation on embedded hardware platforms /O. Lysenko, A.Varfolomieiev// Proceedings of the IEEE First International Conference Radio Electronics & Info Communications (UkrMiCo-2016). – Kyiv, Ukraine. – 2016. – P. 1-5. DOI:10.1109/UkrMiCo.2016.7739644

173. Возможности определения КТ-параметров костного мозга в планировании радионуклидной терапии костных метастазов / Л.О. Аверьянова, Л.В.Товстокова, О.Г. Аврунин, А.В. Грушка // Вісник НТУ «ХПІ» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2016. № 25 (1197). – С. 5-10.
174. Ronald H. Rovira; Stanislav Ye. Tuzhansky; Sergii V. Pavlov; Sergii N. Savenkov; Ivan S. Kolomiets, et al.Polarimetric characterisation of histological section of skin with pathological changes, Proc. SPIE 10031, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016, 100313E (September 28, 2016); doi:10.1117/12.2249373.
175. S. V. Pavlov; V. B. Vassilenko; I. R. Saldan; D. V. Vovkotrub; A. A. Poplavskaya, et al.Methods of processing biomedical image of retinal macular region of the eye, Proc. SPIE 9961, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces V, 99610X (September 26, 2016); doi:10.1117/12.2237154.
176. Анализ эффективности комплексного применения препаратов, содержащих гиалуронат натрия, в реабилитации пациентов после эндоназальной фронтотомии/ С. Б. Безшапочний, А.В. Лобурець // Журн. вушних, носових і горлових хвороб. – 2017. – №2. – С.37–45
177. ValentinaK. Serkova, SergeyV. Pavlov, SergeyM. Ziepkо, andetc. Medical expert system for assessment of coronary heart disease destabilization based on the analysis of the level of soluble vascular adhesion molecules, Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104453O (7 August 2017); doi: 10.1117/12.2280984
178. Sergey I. Vyatkin, Sergii A. Romanyuk, Sergii V. Pavlov. Using lights in a volume-oriented rendering, Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104450U (7 August 2017); doi: 10.1117/12.2280982;
179. Leonid I. Timchenko, Sergii V. Pavlov. Bio-inspired approach to multistage image processing, Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104453M (7 August 2017); doi: 10.1117/12.2280976
180. Vladimir V. Kholin, Oksana M. Chepurna, Sergii V. Pavlov and etc. In-vivo monitoring of oxygen saturation in murine carcinoma during PDT by diode laser light diffuse reflectance, Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104453N (7 August 2017).
181. Sergii V. Pavlov, Aleksandr T. Kozhukhar, et al. Electro-optical system for the automated selection of dental implants according to their colour matching // PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 3/2017. – P. 121-124. - doi:10.15199/48.2017.03.28.
182. Vladimir V. Kholin, Oksana M. Chepurna, Sergii Pavlov et al. Methods and fiber optics spectrometry system for control of photosensitizer in tissue during photodynamic therapy, Proc. SPIE 10031, Photonics Applications in Astronomy,

Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016, 1003138 (September 28, 2016); doi:10.1117/12.2249259.

183. Bodyanskiy, Y., Vynokurova, O., Savvo, V., Tverdokhlib, T., Mulesa, P. Hybrid clustering-classification neural network in the medical diagnostics of the reactive arthritis (2016) International Journal of Intelligent Systems and Applications, 8 (8), pp. 1-9.

184. Filatov V., Voloshchuk O., Spivak N. Implementation and support fuzzy systems by means the relational data model // «Współpraca Europejska»/ «European Cooperation», Vol 4, No 11 (2016). – P. 49-61.

185. Константінов, С.М. Часткове відображення моделей даних при інтеграції інформаційних систем / С.М. Константінов, Ю.Л. Пономаренко, В.О. Філатов // Економіко-математичне моделювання соціально-економічних систем. Зб. наук. праць, – Київ, 2016. – С. 140-158.

186. Бодяньський Є.В., Тищенко О.К, Бойко О.О., Еволюційна каскадна система на основі нейро-фаззи вузлів Радіоелектроніка, інформатика, управління. – 2016. – №2(31). – С. 40-45.

187. Bodyanskiy Ye. Hybridgeneralizedadditivewavelet-neuro-fuzzysystemanditsadaptivelearning / BodyanskiyYe., VynokurovaO., Pliss I., Peleshko D., Rashkevych Yu. // Eds. Zamojski W., Mazurkiewicz J., Sugier J., Walkowiak T., Kasprzyk J., «Dependability Engineering and Complex Systems». – Brunow, Poland. – 2016. – P. 51-61.

188. Бодяньський Є.В. Послідовне нечітке кластерування на основі нейрон-фаззи підходу / Є.В.Бодяньський, А. О. Дейнеко, Я.В. Куценко // Науковий журнал «Радіоелектроніка, інформатика, управління». – 2016. – №3. – С. 30-38.

189. Безшапочний С.Б. Досвід застосування методу комп'ютерного планування хірургічного втручання у пацієнтів з хронічним фронтитом// С. Б. Безшапочний, А.В. Лобурець, О.Г. Аврунін// Світ медицини та біології. – 2017. – №3. – С.27–32.

190. . Bodyanskiy Ye. On-line kernel clustering based on the general regression neural network and T. Kohonen's self-organizing map / Ye. Bodyanskiy, A. Deineko, Y. Kutsenko // Automatic Control and Computer Sciences.– 2017. – 51(1). – P. 55-62. DOI 10.3103/S0146411617010023.

191. Adaptive multivariate hybrid neuro-fuzzy system and its on-board fast learning / Ye. Bodyanskiy, O. Vynokurova , G. Setlak, D. Peleshko, P. Mulesa // Neurocomputing. – 2017. – Vol. 230.– P. 409-416.

192. The value of magnetocardiography in patients with and without relevant stenoses of the coronary arteries using an unshielded system By Hailer B., Chaikovsky I., Schäfer H., Van Leeuwen P. PACING AND CLINICAL ELECTROPHYSIOLOGY Volume: 28 Issue: 1 Pages: 8-16 Published: 2005.

193. Magnetocardiography in coronary artery disease with a new system in an unshielded setting By Hailer B., Chaikovsky I., Auth-Eisernitz S., Schafer H., Van Leeuwen P., Grönemeyer D. CLINICAL CARDIOLOGY Volume: 26 Issue: 10 Pages: 465-471 Published: 2003.

194. Медицинские аспекты применения устройства ФАЗАГРАФ в клинической практике и в домашних условиях // Чайковский И., Файнзильберг Л. КИЕВ: МНУЦ ИТИС Pages: 74 Published: 2009.

195. The value of magnetocardiography in the course of coronary intervention // By Hailer B., Van Leeuwen P., Chaikovsky I., Eisernitz S., Schafer H., Grönmeyer D. ANNALS OF NON-INVASIVE ELECTROCARDIOLOGY Volume: 10 Issue: 2 Pages: 188-196 Published: 2005.

196. Detection of coronary artery disease in patients with normal or unspecifically changed ECG on the basis of magnetocardiography//Chaikovsky I, Kohler J, Hecker Th, Hailer B, Sosnytskyy V, Budnik N, Steinberg F PROCEEDINGS OF THE 12-TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMAGNETISM, Pages: 565-568 Published: 2000.

197. Анализ электрокардиограммы в одном, шести и двенадцати отведениях с точки зрения информационной ценности: электрокардиографический каскад// Чайковский И. - КЛИНИЧЕСКАЯ ИНФОРМАТИКА И ТЕЛЕМЕДИЦИНА – 2009. – № 10. – С. 48-58.

198. Magnetocardiography in clinical practice: algorithms and technologies for data analysis // Chaikovsky I., MEDICAL SCIENCE Volume: 3 Issue: 4 Pages: 3-29, Published: 2011.

199. Predictive value of the magnetocardiogram for location of regional ischemia or infarction as detected by quantitative analysis of the coronary arteriogram. Ebmeyer S, Chaikovsky I, Hailer B, Erbel R, Wojczik H, Budnyk M, Simon R// INTERNATIONAL CONGRESS SERIES Volume: 1300 Issue: 6 Pages: 463-467 Published: 2007.

200. Sensitivity and specificity of magnetocardiography, using computerized classification of current density vectors maps, in ischemic patients with normal ECG and echocardiogram // Fainzilberg L, Chaikovsky I, Auth-Eisernitz S, Awolin B, Ivaschenko D, Hailerr B. INTERNATIONAL CONGRESS SERIES Volume: 1300 Issue: 6 Pages: 463-467 Published: 2007.

201. Магнітне картування серця—нова інформаційна технологія неінвазивної електрофізіології Сосницький ВМ, Войтович ІД, Бойчак МП, Мясніков ГВ, Чайковський ІА, Сосницька ТВ ДОПОВІДІ НАН УКРАЇНИ – 2011. – № 1. – С. 166-172.

202. Амбулаторное мониторирование ЭКГ: новые информационные технологии и средства измерения // Чайковский И. ЖУРН. АМН УКРАЇНИ– 2009. – Том 15 - № 4. – С. 769-779.

203. Current Density Distribution Maps Threshold Processing Udovychenko Y., Popov A., Chaikovsky I. IEEE 34TH INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE ON ELECTRONICS AND NANOTECHNOLOGY, Pages: 313-315 Published: 2013.

204. Эффективность оценки течения острого коронарного синдрома по данным анализа первого отведения ЭКГ на фазовой плоскости // Чайковский И.А., Батушкин В.В., Файнзильберг Л.С., Стаднюк Л.А., Семергей Н.А.,

Чичерова Т.С., Холодняк И.В. - ЖУРН. АМН УКРАЇНИ- 2007. – Том 13 - № 1. – С. 104-113

205. Development of pattern recognition method for diagnosis of myocardial ischemia and noncoronarogenic myocardial diseases based on current density distribution maps // Chaikovskyy IA, Budnyk MM, Najafian MA, Martynenko SS, Dovbysh AS, Kovalenko OS 17TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMAGNETISM ADVANCES IN BIOMAGNETISM-BIOMAG2010 Pages: 424-424 Published: 2019

206. Magnetocardiographic mapping: a noninvasive approach to follow up percutaneous transluminal coronary angioplasty results // Hecker Th, Auth-Eisernitz S, Chaikovskyy I, Kohler J, Sosnytsky V, Groenemeyer D, Steinberg F, Hailer B. PROCEEDINGS OF THE 12TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMAGNETISM Pages: 572-575 Published: 2001

207. Современный анализ технических действий и функционального состояния квалифицированных бегунов на средние дистанции // Бобровник В.И., Хмельницкая И.В., Чайковский И.А., Тихоненко Я.П. // НАУКОВИЙ ЧАСОПИС НПУ ІМЕНІ МП ДРАГОМАНОВА. СЕРІЯ 15: НАУКОВО-ПЕДАГОГІЧНІ ПРОБЛЕМИ ФІЗИЧНОЇ КУЛЬТУРИ (ФІЗИЧНА КУЛЬТУРА І СПОРТ) – 2015. – Том 12. – С. 7-15

208. Magnetocardiography in Unshielded Setting: Heart Electrical Image Based on 2-D and 3-D Data in Comparison with Perfusion Image Based on PET Results—Clinical Cases // Chaikovskyy II, Primin M., Nedayvoda I., Budnyk M. IN CORONARY ARTERY DISEASES / Ilya Chaikovskyy and Natalija N. Sidorova Eds. – In-Tech: Rijeca, 2012., Pages 43-58

209. Magnetic mapping of the heart-new information technology of noninvasive electrophysiology // Sosnitsky V.M., Voitovych I.D., Boichak M.P., Miasnykov G.V., Chaikovskyy I.A., Sosnytska T.V. - REPORTS OF THE NATIONAL ACADEMY OF SCIENCES OF UKRAINE – 2011. – № 1. – С. 166-171

210. Electrocardiographic image of myocardial ischemia: Real measurements and biophysical models // Baum O.V., Chaikovskyy I.A., Popov L.A., Voloshin V.I., Fainzilberg L.S., Budnyk M.M. - BIOPHYSICS Volume: 55 Issue: 5 Pages: 812-821 Published: 2010

211. SQUID-imaging technology to study magnetic nanocarriers for targeted magnetic transport // Budnyk M.M., Dudchenko N.O., Stavynska O.M., Alekseytsev Y.O., Dudchenko O.K., Chaikovskyy I.A. at al. - MATERIALWISSENSCHAFT UND WERKSTOFFTECHNIK: ENTWICKLUNG, FERTIGUNG, PRÜFUNG, EIGENSCHAFTEN UND ANWENDUNGEN TECHNISCHER WERKSTOFFE Volume: 40 Issue: 4 Pages: 302-307 Published: 2009.

212. Aleksandr S. Kovalenko, Sergey V. Tymchyk, Sergey V. Kostyshyn, Sergey M. Zlepko, Waldemar Wójcik, and etc. "Concept of information technology of monitoring and decision-making support", Proc. SPIE 10445, Photonics

Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104452D (7 August 2017).

213. Sergii M. Zlepko, Sergii V. Tymchyk, and etc. "An informational model of sportsman's competitive activities", Proc. SPIE 10031, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016, 100312N (28 September 2016).

214. Leonid I. Timchenko, Sergii V. Pavlov, and etc. Precision measurement of coordinates of power center of extended laser path images // Proc. SPIE 10808, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2018, 1080810; doi: 10.1117/12.2501628.

215. Yosyp R. Saldan, Sergii V. Pavlov, Dina V. Vovkotrub, Waldemar Wójcik, and etc. Efficiency of optical-electronic systems: methods application for the analysis of structural changes in the process of eye grounds diagnosis // Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017, 104450S; doi: 10.1117/12.2280977.

216. Vladimir V. Kholin, Oksana M. Chepurina, Sergii V. Pavlov, and etc. Determination of oxygen saturation and photosensitizer accumulation in the tumor with the help of LED and laser diode-based irradiation sources and fiber-optics probes // PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 5/2017. – P. 122-124.; doi:10.15199/48.2017.05.25.

217. Sergii V. Pavlov, Aleksandr T. Kozhukhar, et al. Electro-optical system for the automated selection of dental implants according to their colour matching // PRZEGLĄD ELEKTROTECHNICZNY, ISSN 0033-2097, R. 93 NR 3/2017. – P. 121-124. - doi:10.15199/48.2017.03.28.

218. O.G. Avrunin, M.Y. Tymkovich, H. Farouk Ismail Saed, A.V. Loburets, I.A. Krivoruchko, A. Smolarz & S. Kalimoldayeva. Application of 3D printing technologies in building patient-specific training systems for computing planning in rhinology / Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP.1-8.

219. K.G. Selivanova, O.G. Avrunin, S.M. Zlepko, S.V. Tymchyk, B. Pinaiev, T. Zyska & M. Kalimoldayev. Virtual training system for tremor prevention/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 9-14.

220. O.G. Avrunin, Y.V. Nosova, N.O. Shushlyapina, A.S. Zlepko, A.I. Bezuglyi, T. Zyska & G. Ziyatbekova. Formalization of the diagnosis of olfactory disorders/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 23-29.

221. O.G. Avrunin, Y.V. Nosova, N.O. Shushlyapina, V.V. Kuzmenko, A.S. Zlepko, W. Wójcik & D. Nuradilova. Determination of the odorivector evaporation intensity during an olfactory study/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 31-38.

222. O.G. Avrunin, E. Mustetsova, S.M. Zlepko, N.I. Zabolotna, D.M. Baranovskiy, A.M. Dyvak, M. Maciejewski & A. Bazarbayeva. Possibilities of

apnea diagnostics by fuzzy logic methods/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP.39-46.

223. A.D. Cherenkov, N.G. Kosulina, S.M. Zlepko, T.A. Chernyshova, N.A. Shpakova, Z. Omiotek & M. Kalimoldayev. Diagnostics of early human tumours in microwave with UHF-sensing/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 111-117.

224. S.V. Kostishyn, S.M. Zlepko, M.V. Moskovko, V.V. Bychkov, H.S. Lepekhina, D. Sawicki & A. Kalizhanova. Automation equipped working place of the neurologist of a perinatal centre/ Information Technology in Medical Diagnostics II. CRC Press, Balkema book, 2019 Taylor & Francis Group, London, UK, PP. 137-144.

Тези доповідей

225. Безшапочный С.Б. Роль ринопневмотахометрии в оценке эффективности эндоназальных оперативных вмешательств / С.Б. Безшапочный, А.А. Кудрявцев, В.В. Лобурец // Матеріали міжнародної науково-практичної конференції оториноларингологів. Сімферополь, 1995. С.35.

226. Лысенко А.Н. Выбор метода и структуры измерительной цепи акустического ушного импедансметра // Труды VIII съезда оториноларингологов Украины: Част. 4. Киев, 1995. С.237–238.

227. Филатов В.Ф. О роли внутрипазушного давления в патогенезе хронических синуситов / В.Ф.Филатов, А.С. Журавлев, М.В. Калашник // Актуальные вопросы отоларингологии. Симферополь, 1997. С. 122–123

228. Безшапочный С.Б. Синусоскопия как щадящий метод диагностики та лікування захворювань принососих пазух / С.Б. Безшапочный, Н.Б. Соннік, А.М. Соколов // Матеріали міжнародної наукової конференції Сучасні проблеми ЛОР-онкології. Одеса, 1997. С.8–9.

229. Филатов В.Ф. Компьютерное моделирование в ринопластике/ В.Ф. Філатов, М.В. Калашник, А.С. Журавльов // Матеріали ІХ з'їзду оториноларингологів України. Київ, 2000. С. 147–149.

230. Лысенко А.Н. Современные методы и средства для исследования слуха человека // Перспективи розвитку приладобудування: Праці наук.-метод.семінару міжн. конф. СЛАВПРОМ-2001. Львів-Славсько, 2001. – С.60–61.

231. Лебедев Д.Ю., Лисенко О.М., Мелешко В.В. Дослідження спектрального вимірювального перетворювача аналізатора середнього вуха АУП1 // Приладобудування 2002: підсумки і перспективи: Тези доповідей науково-технічної конференції. Київ, 2002. – С. 28.

232. Лисенко О.М. Реалізація основних надпорогових процедур в сучасних аудіометричних засобах // Приладобудування 2003: стан і

перспективи: Тези доповідей Другої науково-технічної конференції. Київ, 2003. –С. 132–133.

233. Гончарук Ю.П., Лысенко А.Н. Применение микроощных микроконтроллеров серии MSP430 фирмы TexasInstruments в портативных аудиометрах // Приладобудування 2003: стан і перспективи: Тези доповідей Другої науково-технічної конференції. Київ, 2003. – С. 146.

234. Денситометрия как новый метод оценки эффективности устранения последствий травм параназальных синусов / А.С. Журавльов, М.В. Калашник, М.И. Яценко, О.Г. Аврунин // Матеріали щорічної конференції Українського наукового медичного товариства оториноларингологів. ЖВНГХ, 2003. № 3. С. 178–179.

235. Лисенко О.М. Аналіз похибки вимірювання еквівалентного об'єму системи середнього вуха людини в імпедансометричному засобі АУП1 // Приладобудування 2004: стан і перспективи: Тези доповідей Третьої науково-технічної конференції. Київ, 2004. – С. 180–181.

236. Аврунин О.Г. Принципы построения сложных нейрохирургических систем/ О.Г. Аврунин// Тезисы докладов 10-й Международной научной конференции «Теория и техника передачи, приема и обработки информации». Харьков – Туапсе, 2004.–С. 175–176.

237. К построению экспертных систем для диагностики отоневрологических синдромов / О.Г. Аврунин, Г.М. Блувштейн, А.І. Бих, А.С. Журавльов, М.В. Калашник // Журнал вушних, носових і горлових хвороб.2004. – № 5. – С. 100.

238. Лисенко О.М. Комплекс приладів з розширеними функціями діагностування порушень слуху людини // Приладобудування 2005: стан і перспективи: Тези доповідей Четвертої науково-технічної конференції. Київ, 2005. – С. 240.

239. Лисенко О.М. Розроблення тракту вимірювання та реєстрації сигналів отоакустичної емісії на основі процесора TMS320VC5510 / О.М. Лисенко, Д.Ю. Лебедев// П'ята наук.-техн. конференція “Приладобудування 2006: стан і перспективи”. Київ, 2006. – С. 229–230.

240. Лисенко О.М. Проблеми слухового скринінгу новонароджених та засоби їх вирішення/ О.М. Лисенко, Д.Ю. Лебедев// Міжнародний науково-практичний семінар „Актуальні питання технологічного менеджменту в галузі охорони здоров'я”. Луцьк, 2006. – С. 56

241. Аврунин О.Г. Опыт разработки виртуальных интраскопических систем /О.Г. Аврунин// Материалы ХХІХ Международной научно-практической конференции «Применение лазеров в медицине и биологии».Харків: ХНУ, 2008. – С.247–248.

242. Аврунин О.Г. Проблемы обработки интраскопических изображений на современном этапе / О. Г. Аврунин //Сб. Науч. трудов. 3-го Междунар. радиоэлектронного форумаМРФ-2008.– Т. 4. Харьков: АНПРЭ, ХНУРЭ, 2008. – С.230–233.

243. Предоперационный эндоскопический анализ тканей верхнечелюстной пазухи / Г.П. Рузин, А.С. Журавлев, М.В. Калашник, Д.С.Демяник // Матеріали всеукраїнської науково-методичної конференції з міжнародною участю «Досягнення стоматології та їх впровадження в учбовий процес». Харків, 2008. – С. 42–43.
244. Лисенко О.М. Засоби суб'єктивного слухового скринінгу новонароджених // О.М. Лисенко, Д.Ю. Лебедев / IV Міжнародна науково-технічна інтернет-конференція: «Новости научной мысли – 2008». Прага (Чехія), 2008. – С. 85–87.
245. Лисенко О.М. Проблеми метрологічного забезпечення педіатричних аудіометрів / О.М. Лисенко, Д.Ю. Лебедев // IV Міжнародна науково-технічна інтернет-конференція: «Перспективныe разработки науки и техники». Przemysl (Польща), 2008. – С. 85–88.
246. Аврунін О.Г. Дослідження ступеня рухливості носового клапану за даними електроміографії / О. Г. Аврунін, Т. В. Жемчужкіна, Т. В.Носова // Матеріали 18-ї міжнародної науково-практичної конференції «Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я». Ч.3. Харків: НТУ «ХП», 2010. – С. 84.
247. Аврунін О.Г. Обоснование основных медико-технических требований для проектирования многофункционального риноманометра / О.Г. Аврунін, А.И. Бых, В.В. Семенец // Сборник научных трудов 3-й международной научной конференции «Функциональная компонентная база микро-опто- и нано-электроники».Харьков, ХНУРЕ. 2010.– С. 280–281.
248. Бых А.И. Диагностические возможности современной риноманометрии / А. И. Бых, Т. Г. Силантьева, О. Г. Аврунін // Сборник научных трудов научно-методического семинара «Наука и образование». Хмельницький – Рим. ХНУ, 2011. – С. 88–89.
249. Половенко (Селиванова) К.Г. Автоматизированный анализ количественных параметров электромиограмм в норме и при патологии / О.Г. Аврунін, К.Г. Половенко (Селиванова) // Проблемы информатики и моделирования: XI Международная науч.-техн. конф., 2011г.: тезисы конф. Харьков, 2011. – С. 5.
250. Книгавко Ю. В. Система компьютерного планирования пластических вмешательств на лице человека методом объемной деформации / Ю.В. Кигавко, О.Г. Аврунін // Сб. научных трудов 5-й МНК Функциональная база нанoeлектроники. Харьков: ХНУРЕ, 2012. – С. 35–38.
251. Журавлев А.С. Сравнение диагностических возможностей методов оценки дыхательной функции верхних дыхательных путей / А.С. Журавлев, О.Г. Аврунін, Ю.М. Калашник // Матеріали наукової конференції «Сучасні методи діагностики і лікування хронічних запальних захворювань ЛОР-органів». ЖВНГ, 2012. № 3с. –С. 78–79.
252. Тымкович М.Ю. Проблемы оптической регистрации положения маркеров в хирургической навигационной системе / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунін, А.И. Бых // ХНУРЕ, «Функціональна база нанoeлектроніки». Харьков, 2012. –С. 298–301.

253. Криотерапія хронического гнойного гайморита. / А.С. Журавлев, М.В. Калашник, Н.О. Шушляпина, М.И. Яценко, О.В. Бондаренко // Журнал вушних, носових та горлових хвороб. 2012. –№5с. –С. 60–61.

254. Осінський В. І. Квантово-розмірні джерела світла для фотомедицини / В.І. Осінський, С.В. Павлов, О.С. Камінський // Лазерная хирургия : науч.-практ. конф., 1-2 мар. 2012 р. : тезиси докл. Черкасси, 2012. – С. 244.

255. Павлов С.В. Лазерна растрова поляриметрия біотканин / С.В. Павлов, С.Є. Тужанський, О.С. Камінський, Рональд Ровіра Хурадо // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія : III міжнар. наук.-практ. конф., 29-31 трав. 2012 р. : тези доп. Вінниця, 2012. – С. 74–75.

256. Павлов С.В. Метод поляризаційного картографування двошарових об'єктів для діагностики / С. В. Павлов, Н. І. Заболотна, О. Ф. Карбовський // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія : III міжнар. наук.-практ. конф., 29-31 трав. 2012 р. : тези доп. Вінниця, 2012. –С. 76–77.

257. Павлов С.В. Оброблення зображень томограми макулярної зони сітківки за допомогою застосування швидкого перетворення Фур'є / С.В. Павлов, Д.В. Вовкотруб, Р.Ю. Довгалюк // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія : III міжнар. наук.-практ. конф., 29-31 трав. 2012 р. : тези доп. Вінниця, 2012. –С. 78–80.

258. Заболотна Н.І. Аналіз лазерних зображень плазми крові у діагностиці патологічних змін молочної залози / Н.І. Заболотна, О.П. Мінцер, Б.П. Олійниченко // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія : III міжнар. наук.-практ. конф., 29-31 трав. 2012 р. : тези доп. Вінниця, 2012. – С. 91–92.

259. Павлов С.В. Оптико-електронна експертна система для обробки біомедичних зображень / С.В. Павлов, Д.В. Вовкотруб, В.Д. Мартинюк, А.Б. Огородніков // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах : XI міжнар. наук.-практ. конф., 5-8 чер. 2012 р.: тези доп. Хмельницький, 2012. – С. 29.

260. Павлов С.В. Лазерна поліметрія двошарових біологічних тканин для діагностики фізіологічного стану одного з парціальних шарів / С.В. Павлов, Н.І. Заболотна, Ровіра Рональд // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах : XI міжнар. наук.-практ. конф., 5-8 чер. 2012 р. : тези доп. Хмельницький, 2012. –С. 30–31.

261. Романюк О.Н. Застосування відеокарт для неграфічних обчислень / О.Н. Романюк, Р.Ю. Довгалюк, С.І. Вяткін, Д.Л. Благодир // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах : XI міжнар. наук.-практ. конф., 5-8 чер. 2012 р. : тези доп. Хмельницький, 2012. – С. 23–24.

262. Pavlov S.V. Pixel-based parallel algorithm for retinal vessel tree segmentation / S.V. Pavlov, D.V. Vovkotrub, A.A. Rozman, R.Yu. Dovhaliuk // Комп'ютерна графіка та розпізнавання зображень : міжнар. наук.-техн. інтернет- конф., м. Вінниця, 15 квіт. 2012 р. Вінниця, 2012. – С. 153–155.

263. Павлов С.В. Інформаційні оптико-електронні технології дослідження біомедичних об'єктів / С.В. Павлов, І.І. Бурденюк, А.А. Поплавська // Комп'ютерна графіка та розпізнавання зображень : міжнар. наук.-техн. інтернет- конф., м. Вінниця, 15 квіт. 2012 р. Вінниця, 2012. – С. 236–237.

264. Павлов С.В. Обробка біомедичних зображень дна ока для системи аналізу його патологій / С.В. Павлов, Д.В. Вовкотруб, А.О. Рожман, Р.Ю. Довгалик // Комп'ютерна графіка та розпізнавання зображень : міжнар. наук.-техн. інтернет- конф., м. Вінниця, 15 квіт. 2012 р. Вінниця, 2012. – С. 237–238.

265. Павлов С.В. Оцінювання периферичного кровообігу нижніх кінцівок за допомогою лазерної фотоплетизмографії / С.В. Павлов, С.В. Сандер, Т.І. Козловська // Применение лазеров в медицине и биологии : XXXVIII междунар. науч.-практ. конф., 3-6 окт. 2012 г. : тезиси докл. Ялта, 2012. – С. 53.

266. Rovira Jurado Ronald. Ellipse parameter sinrotated system of reference: a matrix based aproach / RoviraJuradoRonald, L.V. Marchenko, V.B. Vasilenko, S.V. Pavlov // Оптиелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС–2012» : VI міжнар. наук.-техн. конф., 1-4 жов. 2012 р. : тези доп. Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2012. –С. 6.

267. Павлов С.В. Сенсорні властивості гетероструктури наноплівки (CeOx+5%Co)-(p-Si) на пари фосфіну / С.В. Павлов, А.В. Ющенко, Т.І. Ющенко // Оптиелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС–2012» : VI міжнар. наук.-техн. конф., 1-4 жов. 2012 р. : тези доп. Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2012. –С. 78.

268. Павлов С.В. Моделювання процесу оброблення біомедичного зображення диска зорового нерва. / С.В. Павлов, В.Б. Василенко, Вальдемар Вовчик, Д.В. Вовкотруб, А.А. Поплавська // Оптиелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС–2012» : VI міжнар. наук.-техн. конф., 1-4 жов. 2012 р. : тези доп. Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2012. – С. 86–87.

269. Павлов С.В. Принципи побудови та особливості експертних систем для обробки зображень / С.В. Павлов, І.І. Бурденюк, А.А. Поплавська, А.О. Рожман // Оптиелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС–2012» : VI міжнар. наук.-техн. конф., 1-4 жов. 2012 р. : тези доп. Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2012. –С. 106–107.

270. Pavlov S.V. Processing coherent tomographic images / S. Pavlov, A. Poplavskiy, Y. Nikolaychuk, D. Vovkotrub // Оптиелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС–2012» : VI міжнар. наук.-техн. конф., 1-4 жов. 2012 р. : тези доп. Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2012. – С. 115–116.

271. Павлов С.В. Оптичні конфокальні системи для дослідження патологій очного дна / С.В. Павлов, К.І. Гаврилюк, В.Д. Мартинюк, В.П. Думенко // Оптиелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС–2012» : VI міжнар. наук.-техн. конф., 1-4 жов. 2012 р. : тези доп. Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2012. –С. 119.

272. Павлов С.В. Оптико-електронна система оброблення біомедичних зображень / С.В. Павлов, Н.В. Ганиш, А.О. Рожман // Оптикоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС–2012»: VI міжнар. наук.-техн. конф., 1-4 жов. 2012 р. : тези доп. Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2012. –С. 127–128.

273. Павлов С. В. Методи Фур'є та вейвлет-перетворення для оброблення фотоплетизмографічних сигналів / С.В. Павлов, Т.І. Козловська, А.М. Козак, Л.В. Марченко // Контроль і управління в складних системах (КУСС-2012) : VIII міжнар. конф., 9-11 жов. 2012 р. : тези доп. Вінниця, 2012. – С. 135–136.

274. Павлов С.В. Експертна нейронечітка оптико-електронна система аналізу біомедичних зображень / С.В. Павлов, В.Б. Василенко, І.І. Бурденюк, А.А. Поплавська // Контроль і управління в складних системах (КУСС-2012) : VIII міжнар. конф., 9-11 жов. 2012 р. : тези доп. Вінниця, 2012. – С. 136–137.

275. Павлов С.В. Методи попереднього оброблення двовимірних біомедичних зображень / С.В. Павлов, В.Б. Василенко, Л.В. Марченко, І.І. Бурденюк // Контроль і управління в складних системах (КУСС-2012) : VIII міжнар. конф., 9-11 жов. 2012 р. : тези доп. Вінниця, 2012. –С. 137.

276. Автоматизоване робоче місце лікаря (на прикладі АРМ лікаря-терапевта) / С.М. Злепко, А.С. Коваленко, П.Г. Прудіус, Н.М. Сурова // Тези доповідей Третьої Міжнародної науково-практичної конференції «Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія», м. Вінниця, 29–31 травня 2012 року. Вінниця : ВНТУ, 2012. – С. 68–69.

277. Селиванова К.Г. Использование цифрового графического планшета для тестирования индивидуальных особенностей мелкой моторики рук / К.Г. Селиванова, О.Г. Аврунин, Н.Д. Евстратов // Функциональная база нанoeлектроники: VI Международная науч. конф., сборник научн. трудов. Харьков, 2013. –С. 266–269.

278. Selivanova K.G. Method of hand movement testing on graphic tablet / K.G. Selivanova, O.G. Avrunin // Biomedical engineering: I Russian-German conference on Biomedical engineering (RGC-2013), October, 23rd-26th, 2013: proceedings of conference. Hannover, Germany, 2013. – P. 58.

279. Pavlov S. Fiber-optical technology for analysis of vascular system / S. Pavlov, V. Vassilenko, V. Kojemiako, P. Kolisnik // Матеріали міжнародної українсько-японської конференції з питань науково-промислового співробітництва, м. Одеса, 24-25 жовтня 2013 р. Одеса, 2013. –С. 142.

280. Аврунин О.Г. Роль информационного моделирования при разработке системы для оценки слизистой оболочки верхних дыхательных путей человека / О.Г. Аврунин, Я.В. Носова, Х.И. Фарук // Международная конференция «Проблемы биомедицины. наука и технология» в рамках Материалы 5-го МРФ. Харьков :ХНУРЭ, 2014. С.93–95.

281. Журавлева А.С. К вопросу о малоинвазивных методах лечения гайморитов / А.С. Журавлев, М.В. Калашник // Журнал вушних, носових та горлових хвороб. 2014. –№5-с.–С. 50.

282. Журавлев А.С. Эндоскопическая хирургия верхнечелюстных синусов / А.С. Журавлев, М.В. Калашник, Е.В. Демина // Матер. XII з'їзду отоларингологів України. Львів, 2015. –С. 46.

283. Пристинкова течія повітря – перспективний підхід к вивченню патогенезу деяких захворювань порожнини носу / Н.О. Шушляпіна, О.Г. Аврунін, Я.В. Носова, Х.И. Фарук // Матеріали конференції Українського наукового медичного товариства оториноларингологів «Сучасні методи діагностики та лікування хронічних запальних захворювань верхніх дихальних шляхів та вуха». Дніпропетровськ : ЖВНГХ, 2015. –№ 5-с. – С. 204–205.

284. Тымкович М.Ю. Компьютерная система для расчета нейрохирургических доступов / О.Г.Аврунин, М.Ю. Тымкович, Д. Драуиль // ИСТ-2015. – 2015. –С.110–111.

285. Компьютерная система для тестирования обонятельного анализатора/ Я.В. Носова., В.В. Семенец, Т.С.Кононенко, Х.И. Фарук // Материалы 4-й Международной научно-технической конференции «Информационные системы и технологи –2015». Харьков : ХНУРЭ, 2015. – С.91–92.

286. Сравнительная характеристика показателей носового дыхания при передней и задней активной риноманометрии у пациентов с искривленной носовой перегородкой / А.С. Журавлев, М.В. Калашник, Ю.М. Калашник // Матер. XII з'їзду отоларингологів України. Львів, 2015. – С. 47.

287. Журавлев А.С., Аврунин О.Г., Шушляпіна Н.О., Филтзов М., Демина Е.В. Застосування сучасних симуляційних технологій під час навчання студентів оториноларингології. Симуляційне навчання в системі підготовки медичних кадрів : матеріали І навч.-метод. конф., присвяченої 212-й річниці від дня заснування ХНМУ (Харків, 30 лист. 2016 р.). Харків : ХНМУ, 2016. –С. 48–49.

288. Шушляпіна Н.О., Журавлев А.С., Аврунин О.Г. Дослідження пристінкової течії повітря при вивченні патогенезу деяких ринологічних захворювань. Новітні технології в діагностиці та лікуванні запальних та алергічних захворювань ЛОР-органів : матеріали Щорічної традиційної весняної конф. Українського наукового медичного товариства оториноларингологів (Одеса, 16-17 травня 2016 р.). Спеціальний випуск «Журнал вушних, носових і горлових хвороб». Одеса, 2016. №3-с. – С.156–157.

289. O. Avrunin, N. Shushlyapina, Y. Nosova. Features of nasak breathing testing in the forced mode Conference Proceedings of the International Scientific Internet – Conference Modern Problems of Improve Living Standards in a Globalized World (Opole-Berdansk–Slavyansk, December 8, 2016). Opole–Berdansk–Slavyansk, 2016. – P. 425–427. ISBN 978-83- 62683-871 (Electronic edition).

290. Nosova, Ya.V., Faruk, Kh.I., Avrunin, O.G. A tool for researching respiratory andolfaction disorders //Telecommunications and Radio Engineering

(English translation of *Elektrosvyaz and Radiotekhnika*).- 2018.- Vol.77 (15).- P. 1389-1395; DOI: 10.1615/TelecomRadEng.v77.i15.90.

291. Computerized classification of patients with coronary artery disease but normal or unspecifically changed ECG and healthy volunteers // Chaikovskiy I, Primin M, Nedayvoda I, Vassilyev V, Sosnitsky V, Steinberg F PROCEEDINGS OF 13TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMAGNETISM Pages: 534-537 Published: 2002

292. K-NN binary classification of heart failures using myocardial current density distribution maps // Udovychenko Y., Popov A., Chaikovskiy I. SIGNAL PROCESSING SYMPOSIUM (SPSYMPO) Pages: 1-5 Published: 2015

Патенти

293. Спосіб контролю слуху і аудіометр для його здійснення: пат. 3897 Україна: МКИ А 61 В 5/12. / Шидловська Т.В., Бригідер В.О., Лисенко О.М. №4850151/14 ; заявл. 14.05.90 ; опубл. 27.12.94, Бюл. № 6–1.

294. Апарат для стереотаксичних операцій на глибоких структурах головного мозку: пат. № 34855А, Україна, МПК А61В19/00 / Аврунін О.Г., Семенець В.В., Масловський С.Ю., Сіпій В.І., П'ятикоп В.О., Кутовий І.О. Промислова власність. Офіційний бюлетень.–2001.– № 2.

295. Стереотаксична система дистанційного електромагнітного управління хірургічним інструментом: пат. № 39424А, Україна, МПК А61В19/00. / Аврунін О.Г., Семенець В.В., Масловський С.Ю., П'ятикоп В.О. Промислова власність. Офіційний бюлетень.–2001.– № 5.

296. Портативний ручний імпедансний аудіометр: пат. 52523А Україна: МПК7 А 61 В 5/12. / Лисенко О.М. № 2002087069; заявл. 29.08.02; опубл. 16.12.02; Бюл. ДДІВ № 12.

297. Діагностичний аудіометр: пат. 62853 Україна: МПК7 А 61 В 5/12./ Лисенко О.М. № 2003087893; заявл. 21.08.03; опубл. 15.12.03; Бюл. ДДІВ № 12.

298. Ендоскоп з функцією експрес-діагностики характеру та рівня бактеріального обмінення слизової оболонки верхніх дихальних шляхів: пат. № 54872А, Україна, МПК А61В1/04, G02В23/26. / Аврунін О.Г., Семенець В.В., Сліпченко М.І., Калашник М.В., Журавльов А.С., Калашник Ю.М.; Промислова власність. Офіційний бюлетень.–2003.– №3

299. Спосіб визначення об'єктивного ступеня гіперемії слизової оболонки верхніх дихальних шляхів: пат. № 69236А, Україна, МПК А61В1/04, G02В23/26. / Аврунін О.Г., Семенець В.В., Калашник М.В., Журавльов А.С., Калашник Ю.М. Промислова власність. Офіційний бюлетень.–2004.– №8.

300. Імпедансний аудіометр: пат. 69368А Україна: МПК7 А 61 В 5/12. / Лисенко О.М. № 20031213247; заявл. 31.12.03; опубл. 16.08.04; Бюл. ДДІВ № 8.

301. Аудіометр: пат. 69369А Україна: МПК7 А 61 В 5/12. / Лисенко О.М. № 20031213248; заявл. 31.12.03; опубл. 16.08.04; Бюл. ДДІВ № 8.

302. Система реєстрації отоакустичної емісії (варіанти): пат. 70880А Україна: МПК7 А 61 В 5/12. / Лебедев Д. Ю. 2004. Бюл. ДДІВ № 10.

303. Магнітна стереотаксична система: пат. № 62500, Україна, МПК А61В19/00. / Аврунін О.Г., Семенець В.В. Промислова власність. Офіційний бюлетень.–2006.– №2.

304. Радіотермометр з функцією неінвазивного визначення локалізації температурних аномалій у внутрішніх тканинах людини: пат. № 75814, Україна, МПК А61В6/02, G01К13/00./ Аврунін О.Г., Азархов О.Ю., Булгаков В.І., Сакало С.М., Семенець В.В. Промислова власність. Офіційний бюлетень.– 2006.– №5.

305. Спосіб нейрохірургічного планування при проведенні реконструктивних втручань щодо пластики фронтоорбітальних кісткових дефектів: пат. 79131 Україна: МПК А61В5/107. / Аврунін О.Г., Сіпітій В.І., Бабалян Ю.О., Семенець В.В., Шамрасва О.О. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. № а200501307 ; заявл. 14.02.2005 ; опубл. 25.05.2007, Бюл. № 7.

306. Педіатричний аудіометр: пат. 39052 Україна: МПК А 61В 5/12. / Лебедев Д.Ю. 2009. Бюл. ДДІВ № 2

307. Спосіб планування оперативних втручань при лікуванні порушень повітряної провідності верхніх дихальних шляхів: пат. 92395 Україна: МПК А61В5/08. / Аврунін О.Г., Журавльов А.С., Калашник М.В, Ященко М.І., Семенець В.В. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. № а200815033 ; заявл. 26.12.2008 ; опубл. 12.07.2010, Бюл. № 20.

308. Пристрій для тестування носового дихання: пат. 91762 Україна: МПК А61В 5/08. / Аврунін О.Г., Журавльов А.С., Калашник М.В, Ященко М.І., Семенець В.В. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. № а200814356 ; заявл. 15.12.2008 ; опубл. 25.08.2010, Бюл. № 16.

309. Спосіб визначення опорних стереотаксичних орієнтирів при інтра-операційному використанні рентгенівської комп'ютерної томографії: пат. № 88662, Україна, МПК А61В5/05./ Аврунін О.Г., Сіпітій В.І., П'ятикоп В.О., Кутовий І.О., Семенець В.В, Носова Т.В. Промислова власність. Офіційний бюлетень.–2009.– №21.

310. Спосіб нейрохірургічного планування при проведенні втручань на глибинних структурах головного мозку: пат. № 89675, Україна, МПК А61В5/055, А61В5/103, А61В5/026./ Аврунін О.Г., Сіпітій В.І., П'ятикоп В.О., Кутовий І.О., Семенець В.В, Носова Т.В. Промислова власність. Оф. бюлетень.–2010.– №4.

311. Спосіб визначення аеродинамічних характеристик верхніх дихальних шляхів людини: пат. 94853 Україна: МПК А61В5/085, А61В5/087, А61В5/091. / Аврунін О.Г., Семенець В.В., Журавльов А.С., Калашник Ю.М. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. № а201005086 ; заявл. 27.04.2010 ; опубл. 10.02.2011, Бюл. № 3.

312. Спосіб непрямого визначення перепаду тиску в верхніх дихальних шляхах людини: пат. 94357 Україна: МПК А61В5/00. / Аврунін О.Г., Семенець В.В., Журавльов А.С., Калашник Ю.М. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. № а201005085 ; заявл. 27.04.2010 ; опубл. 26.04.2011, Бюл. № 8.

313. Спосіб визначення рівня резекції м'якого піднебіння при лікуванні храпу: пат. 94525 Україна: МПК А61В5/055. / Аврунін О.Г., Семенець В.В., Журавльов А.С., Калашник Ю.М. ; заявник та патентовласник Харківський

національний університет радіоелектроніки. № а201002545 ; заявл. 09.03.2010 ; опубл. 10.05.2011. Бюл. № 9.

314. Спосіб об'єктивного визначення функції носового клапана: пат. 95018 Україна: МПК А61В5/08. / Аврун О.Г., Семенець В.В., Журавльов А.С., Калашник Ю.М. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. № а201003288 ; заявл. 22.03.2010 ; опубл. 25.06.2011. Бюл. № 12.

315. Засіб для слухового ехоскринінгу: пат. 59378 Україна: МПК А 61В 5/12 / Лебедев Д.Ю. 2011. Бюл. ДДІВ № 9.

316. Оптикоелектронний біопроекторний годинник: пат. 97555 Україна: МПК G04G 3/00, G04G 9/00. / Кожем'яко В.П., Рамі Р. Хамді, Павлов С.В., Маліновський В.І. № а201005735 ; заявл. 12.05.2010 ; опубл. 27.02.2012, Бюл. № 4/2012.

317. Спосіб планування ринологічних функціонально-естетичних оперативних втручань: пат. 97779 Україна: МПК А61В 5/08. / Аврун О.Г., Книгавко Ю.В., Журавльов А.С., Калашник Ю.М., Саєд Х.И., Пашенко А.А. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. № а201108547 ; опубл. 12.03.2012, Бюл. № 5.

318. Офтальмоскоп фотографічний: пат. 70129 Україна: МПК А61В 3/12. / Павлов С.В., Рожман А.О., Вовкотруб Д.В., Рязанов О.В. ; заявник і патентовласник Вінн. нац. техн. університет. № u201113978 ; заявл. 28.11.2011 ; опубл. 25.05.2012, Бюл. № 10/2012.

319. Аудиометр: пат. 73123 Україна: МПК А 61В 5/12. / Володін С.В. 2012. Бюл. ДДІВ № 17.

320. Кореляційна система аналізу для патологій очного дна: пат. 77057 Україна: МПК А61В 3/06. / Павлов С.В., Вовкотруб Д.В., Гаврилук К.І., Рожман А.О. ; заявник і патентовласник Вінн. нац. техн. університет. № u201208811 ; заявл. 17.07.2012 ; опубл. 25.01.2013, Бюл. № 2.

321. Оптико-електронний пристрій діагностування стану периферичного кровообігу: пат. 78617 Україна: МПК А61В 5/02. / Павлов С.В., Козловська Т.І., Козак А.М., Рональд Ровіра Хурадо (особистий). № u201211007 ; заявл. 21.09.2012 ; опубл. 25.03.2013, Бюл. № 6.

322. Спосіб підвищення об'єктивності ольфактометричних досліджень: пат. 110453 С2 Україна: МПК А61В 5/08(2006.01). / Аврун О.Г., Журавльов А.С., Шушляпіна Н.О. Носова Я.В., Фарук Х. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. №а201500604 ; заявл. 26.01.2015 ; опубл. 25.05.2015, Бюл.№10 – 2с.

323. Пристрій для тестування респіраторних порушень нюху: пат. 110452 Україна: МПК А61В 5/08 (2006.01). / Аврун О.Г., Журавльов А.С., Шушляпіна Н.О., Носова Я.В., Фарук Х. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. № а201500603 ; заявл. 26.01.2015 ; опубл. 10.06.2015, Бюл.№11 – 4с.

324. Спосіб визначення ступеня впливу повітряного потоку на слизову оболонку носової порожнини: пат. 111311 С2 Україна: МПК А61В 5/08(2006.01), А61В 5/087 (2006.01), А61В 34/10 (2016.01),G09В 23/28(2006.01). / Аврун О.Г., Безшапочний С.Б., Журавльов А.С., Шушляпіна Н.О., Лобурець В.В., Носова Я.В., Тимкович М.Ю., Фарук Х. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет

радіоелектроніки. № а2015 07110 ; заявл. 16.07.2015 ; опубл. 26.10.2015, Бюл.№20 – 5с.

325. Спосіб визначення порушень дрібної моторики рук: пат. 104173 Україна: МПК А61В 5/11. / Селіванова К.Г., Аврунін О.Г. ; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. Заявл. 10.08.2015 ; опубл. 12.01.2016. Бюл. № 1.

326. Спосіб визначення структури паравертебральних м'язів за допомогою комп'ютерної томографії: пат. 111269 Україна: МПК А61В 6/03 (2006.01), G06Т 7/40 (2006.01), G06F 15/18 (2006.01). / Тимкович М.Ю., Аврунін О.Г., Скіданов А.Г., Радченко В.О., Нессонова М.М. ; заявник і власник Харківський національний університет радіоелектроніки. Заявл. 19.09.2014 ; 11.04.2016, Бюл. №7.

327. Спосіб діагностики ронхопатії: пат. 117425 Україна: МПК А61В 5/087 (2006.01)/ Аврунін О. Г.; Мустецова О. В.; Журавльов А. С.; Калашник Ю.М.,Безшапочний С.Б., Чигрінова О.А.; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – № а 2017 05774; заявл.12.06.2017; опубл. 25.07.2018, Бюл. № 14. – 4 с.

328. Спосіб діагностики функціональних порушень носового дихання : пат. 117868Україна: МПК А61В 5/087 (2006.01)/ Аврунін О. Г.; Носова Я. В.; Кононенко Т.С.; Журавльов А. С.; Шушляпіна Н. О.; Калашник Ю. М.; заявниктапатентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. –№ а 2016 13354; заявл. 30.01.2017; опубл. 10.10.2018, Бюл. № 19. – 4 с.

329. Спосіб планування функціональних ринохірургічних втручань : пат. 118125Україна: МПК А61В 5/087 (2006.01)/ Аврунін О. Г.; Носова Я. В.; Фарук Хушам І.С.; Журавльов А. С.; Шушляпіна Н. О.; Калашник Ю. М., Безшапочний С.Б.,Лобурець А.В.; заявник та патентовласник Харківський національнийуніверситет радіоелектроніки. – № а 2016 13339; заявл. 26.12.2016; опубл.26.11.2018, Бюл. № 22. – 8 с.

Монографії

330. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.

331. Tetiana I. Kozlovska, Sergiy V. Pavlov. Optoelectronic means of diagnosing human pathologies associated with peripheral blood circulation // Monograph: LAP LAMBERT Academic Publishing, Beau Bassin 71504, Mauritius, 2019. – 56 p.

332. Лисенко О.М. Сучасні методи та засоби дослідження слуху людини: монографія. Київ : Видавництво “КВІЦ”, 2002. – 176 с.

333. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи : монографія / Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Петрук В.Г., Колісник П.Ф. Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 254 с.

334. Гибридные нейро-фаззи модели и мультиагентные технологии в сложных системах : монографія / Е.В. Бодянский и др. ; под ред.. Е.В. Бодянского. Дніпропетровськ : Системні технології, 2008. – 403 с.

335. Інформаційна технологія психофізіологічного тестування і відбору персоналу для органів внутрішніх справ : монографія / С.М. Злепко та ін. Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2008. – 154 с.
336. Фізичні основи біомедичної оптики : монографія / С.В. Павлов та ін. Вінниця : ВНТУ, 2010. – 155 с.
337. Методи і засоби психофізіологічного відбору кандидатів на службу за контрактом в Збройні Сили України : монографія / Злепко С.М., Коваль Л.Г., Петренко В.В., Белзецкий Р.С. Вінниця : ВНТУ, 2010. – 204 с. ISBN 978-966-641-344-7.
338. Аврунин О.Г., Щапов П.Ф. Повышение достоверности контроля и диагностики объектов в условиях неопределенности: монография. Харьков: ХНАДУ, 2011. – 192 с.
339. Апаратура для фізіотерапії та діагностики: навч. посіб. / С.М. Злепко та ін. Вінниця : ВНТУ, 2011. – 212 с.
340. Лисенко О.М. Методи та засоби аудіометрії і акустичної імпедансометрії. Київ : Видавництво ТОВ “Спринт-Сервіс”, 2012. – 260 с. (гриф НТУУ “КПІ”).
341. Павлов С.В., Кожем'яко В.П., Бурденюк І.І. Оптико-електронні технології аналізу біомедичних зображень : монографія. Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2012. – 166 с. ISBN 978-966-641-456-7.
342. Інформаційні технології для управління діяльністю людини : монографія / Шиян А.А., Злепко С.М., Павлов С.В., Хаїмзон І.І. Вінниця : ВНТУ, 2012. – 316 с. ISBN 978-966-2462-84-5.
343. Мікроелектронні сигнальні перетворювачі теплових сенсорів потоку : монографія / З. Ю. Готра та ін. Вінниця: УНІВЕРСУМ – Вінниця, 2012. – 234 с.
344. Гасюк Ю.А., ЛобурецВ.В. Клинико-морфологические аспекты риносинуситов : монография. Киев : ООО «Вістка», 2013. – 150 с.
345. Интеллектуальное управление технологическими процессами : монография / Е.В. Бодянский и др. Днепропетровск : Национальная металлургическая академия Украины, 2013. – 213 с
346. Медичні інформаційні системи в діагностиці, лікуванні і прогнозуванні цукрового діабету : монографія / С. М. Злепко та ін. Вінниця: ВНТУ, 2013. – 188 с. ISBN 978-966-641-510-6.
347. Злепко С.М., Новіков В.О. Методи і засоби оцінювання та керування станом організму людини при старінні : монографія. Херсон : ХНТУ, 2014. – 120 с. ISBN 978-966-97-401-1-3.
348. Павлов С.В., Козловська Т.І., Василенко В.Б. Оптико-електронні засоби діагностування периферичного кровообігу з підвищеною достовірністю : монографія. Вінниця : ВНТУ, 2014. – 140 с.
349. Аврунин О.Г., ТомашевскийР.С., ФарукХ.И. Методы и средства функциональной диагностики внешнего дыхания: монография. Харьков : ХНАДУ, 2015. – 208 с.

350. Информатизация процессов реабилитационно-восстановительного лечения постинсультных больных / С. М. Злепко и др. Мариуполь: ПГТУ, 2016. – 336 с. ISBN 978-966-604-186-2.

351. Филатов В.А., Козырь О.Ф. Управление информационными ресурсами посредством автономных сценариев : монография. LAP LAMBERT Academic Publishing, 2016.– 200 p.

352. Методи і засоби для визначення функціонального стану спортсменів-багатоборців / Злепко С.М., Московко М.В., Тимчик С.В., Костишин С.В. Вінниця : ПП «ГД Едельвейс і К», 2017. – 76 с. ISBN 978-617-7237-31-9.

353. Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, Sergii Pavlov, Sergii Zlepko end etc. Information Technology in Medical Diagnostics, CRC Press, London, 2017. – 210 p.

354. Сучасні інтелектуальні технології функціональної медичної діагностики: монографія / О.Г. Аврунін, Є.В. Бодяньський., М.В. Калашник, В.В. Семенець, В.О. Філатов. Харьков : ХНУРЕ, 2018. – 248 с.

355. Інтелектуальні технології моделювання хірургічних втручань: монографія / О.Г. Аврунін, С.Б. Безшапочний Є.В. Бодяньський., В.В. Семенець, В.О. Філатов. Харьков : ХНУРЕ, 2018. –210 с.

356. Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання: монографія / О.Г. Аврунін, Є.В. Бодяньський., В.В. Семенець, В.О. Філатов, Н.О. Шушляпіна. Харьков: ХНУРЕ, 2018. – 125 с.

Посилання на додаткові літературні джерела

357. Primin M.A., Nedayvoda I.V. Inverse problem solution algorithms in magnetocardiography: New analytical approach and some results. International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics, 2009, Vol.29, N2 P.65-81/

358. Primin M.A., Nedayvoda I.V. A method and an algorithm to reconstruct the spatial structure of current density vectors in magnetocardiography. Cybernetics and Systems Analysis, 2017, Vol.53, N3, P.485-494.

358. Метод и алгоритм получения элементов тензора пространственных производных вектора магнитной индукции в задаче поиска магнитных аномалий. Кибернетика и системный анализ, 2019, №2.-С. 188-200.

359. Chaikovsky I., Primin M., Nedayvoda I. at al. Magnetocardiographic polar map image reveal regional wall motion abnormalities: comparison study with stress-echocardiography// //Journal of the American College of Cardiology 2017;70(Suppl.16):C88.

360. Chaikovsky I., Primin M., Nedayvoda I. at al. Monitoring of myocardial viability in patients with myocardial infarction based on magnetocardiographic analysis of ventricular depolarisation.

Навчальні посібники

361. Біомедичні оптико-електронні системи і апарати. Ч.1. Неінвазивні методи діагностики серцево-судинної системи : навч. посіб. / С.В. Павлов, С.М. Злепко та ін. Вінниця: ВДТУ, 2003. – 115 с.

362. Реєстрація, обробка та контроль біомедичних сигналів : навч. посіб. / В.Г. Абакумов, С.В. Павлов, С.М. Злепко та ін. ; за ред. В.Г. Абакумова. Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2011. –320 с.