

Харківський національний технічний університет сільського господарства
імені Петра Василенка

АВРУНІН Олег Григорович

УДК 615.47: 616–072.7

**ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ, МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ДІАГНОСТИКИ
І КОМП'ЮТЕРНОГО ПЛАНУВАННЯ
В РИНОЛОГІЇ**

Спеціальність 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи

Автореферат дисертації на здобуття вченого ступеня
доктора технічних наук

Харків – 2012

Дисертацією є рукопис.

Роботу виконано на кафедрі біомедичних електронних пристроїв та систем Харківського національного університету радіоелектроніки Міністерства освіти і науки, молоді та спорту України.

Науковий консультант:	доктор технічних наук, професор, лауреат Державної премії в галузі науки і техніки Семенець Валерій Васильович , Харківський національний університет радіоелектроніки, професор кафедри біомедичних електронних пристроїв та систем.
Офіційні опоненти:	доктор технічних наук, доцент, Кіпенський Андрій Володимирович , Національний технічний університет «ХПІ», декан факультету інтегральної підготовки, професор кафедри промислової та біомедичної електроніки; доктор технічних наук, професор, Лисенко Олександр Миколайович , Національний технічний університет України «КПІ», завідувач кафедри конструювання електронно-обчислювальної апаратури; доктор технічних наук, професор, Павлов Сергій Володимирович , Вінницький національний технічний університет, проректор з наукової роботи, завідувач кафедри загальної фізики та фотоніки.

Захист відбудеться 25 січня 2013 р. о 10 годині на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 64.832.01 у Харківському національному технічному університеті сільського господарства ім. Петра Василенка за адресою: 61002, Україна, м. Харків, вул. Артема, 44.

З дисертацією можна ознайомитися у бібліотеці Харківського національного технічного університету сільського господарства ім. Петра Василенка за адресою: 61002, Україна, м. Харків, вул. Артема, 44.

Автореферат розісланий « 24 » грудня 2012 р.

Вчений секретар спеціалізованої вченої ради



О.Д. Черенков

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність проблеми. Прогрес сучасної медицини значною мірою обумовлений широким впровадженням та використанням передових досягнень фізики, хімії, техніки, математичних методів та інформаційних технологій. Сьогодні у всіх індустріально розвинених країнах світу однією з найбільш актуальних соціальних проблем є розробка та впровадження нових медичних технологій для підвищення якості надання медичної допомоги. Це підтверджується, зокрема, пріоритетними напрямками 7-ї Рамкової програми Європейського Союзу, що спрямовані на проведення передових досліджень з метою поліпшення здоров'я європейських громадян, підвищення конкурентноспроможності галузей медичної промисловості, розвитком і утвердженням нових методів лікування і профілактики хвороб.

Застосування сучасних інформаційних технологій у медицині дозволяє суттєво підвищити якість діагностування та лікування різних захворювань за рахунок надання клініцисту додаткової, розширеної інформації щодо патологічного процесу, використання високоточної хірургічної апаратури та засобів функціонального контролю. До сьогодні можна вважати, що завершився прорив в галузі діагностичних методів і технологій інтраскопії, який був ініційований появою в 80-х роках минулого століття методів рентгенівської комп'ютерної і магнітнорезонансної реконструктивної томографії, ультразвукової та ендоскопічної діагностики. Однак методи та апаратні засоби інтраскопії в основному удосконалювалися з акцентом на проведення виключно діагностичних процедур і, як їх логічний розвиток, в останньому десятиріччі став розвиватися напрямок комп'ютерного планування хірургічних втручань.

Проблема розробки технічних засобів операційного планування з урахуванням можливостей сучасного діагностичного та хірургічного обладнання розглядалася досить відособлено, вузькоспеціалізовано, без застосування системного підходу. При цьому відсутність теоретичних основ і чітких принципів сучасного комп'ютерного планування хірургічних операцій суттєво обмежує можливості підвищення ефективності методів оперативного лікування та ускладнює перехід хірургічних процедур до стандартів і критеріїв доказової медицини.

Актуальність методів комп'ютерного планування оперативних втручань особливо гостро виявляється в одній з найменш забезпеченої засобами функціональної діагностики областей – ринології. При цьому важливою проблемою є підвищення ефективності ринохірургічних втручань, що спрямовані на корекцію порушень носового дихання (за різними даними в Україні лише риносинуситами страждають близько 10% населення), для яких необхідні точні дані функціональної та інтроскопічної діагностики верхніх дихальних шляхів, на підставі яких за допомогою методів комп'ютерного планування хірургічних втручань можна здійснити прогнозування результату операції і змодельовати необхідну конфігурацію носової порожнини. Дослідженням у цій області

присвячено роботи видатних вітчизняних та закордонних фахівців: С.Б. Безшапчного, А.С. Журавльова, А.С. Лопатина, Я.А. Накатиса, Г.З. Піскунова, Ю.П. Ульянова, W. Bachmann, P. Cole та ін.

Складність методів планування ринохірургічних втручань на сучасному етапі диктується, насамперед, комплексністю діагностичних і лікувальних задач, які стоять перед фахівцем в умовах великої кількості технічних засобів і надходження різномірної 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. Тому робота присвячена вирішенню науково-прикладної проблеми створення теоретичних основ і концепції комп'ютерного планування функціональних хірургічних втручань у ринології, а також об'єктивізації та підвищенню достовірності методів функціональної діагностики носового дихання.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Робота виконувалась на кафедрі біомедичних електронних пристроїв та систем Харківського національного університету радіоелектроніки ХНУРЕ відповідно до держбюджетних тем «Дослідження теоретичних та технічних засад оцінки стану людини, профілактики, лікування і реабілітації» (№ д/р 0107U001541) та «Дослідження теоретичних і технічних принципів діагностики, оцінки та корекції медико-соціального стану людини» (№ д/р 0110U002532) та згідно з договором № 360/08-11 від 04.01.2011 р. про науково-практичне співробітництво з кафедрою оториноларингології Харківського національного медичного університету за темою «Медикаментозні та немедикаментозні фактори в реабілітації хворих Лор-патологією та асоційованих з нею соматичних захворювань» (№ д/р 0108U005253).

Об'єктом дослідження є процес діагностики носового дихання людини.

Предметом дослідження є теоретичні основи, методи та засоби діагностики і комп'ютерного планування хірургічних втручань у ринології.

Методи досліджень. В роботі використовувалися методи теоретичної фізики, векторного аналізу, технічної гідромеханіки і гідравліки для побудови математичної моделі аеродинаміки верхніх дихальних шляхів, метод кінцевих об'ємів для чисельного моделювання аеродинамічних процесів у носовій порожнині, методи статистичного та дискримінантного аналізу для підвищення достовірності методів риноманометричної діагностики, методи цифрової обробки, аналізу та візуалізації інтраскопічних даних, методи експериментальної перевірки запропонованих методів і засобів функціональної діагностики.

Мета роботи: розробка теоретичних основ, методів і засобів діагностики та комп'ютерного планування хірургічних втручань у функціональній ринології.

Відповідно до поставленої мети розв'язуються такі задачі:

1. Аналіз сучасних комплексів для малоінвазивної хірургії та їх основних структурних компонентів, інструментальних методів функціональної діагностики та планування хірургічних операцій у ринології, формування узагальненої

алгоритмічної моделі комп'ютерного планування ринохірургічних втручань, постановка проблеми та завдань дослідження;

2. Розробка теоретичних основ аеродинамічних процесів потоку повітря у верхніх дихальних шляхах людини;

3. Розробка й удосконалювання методів підвищення достовірності функціональної діагностики верхніх дихальних шляхів;

4. Розробка методів і моделей обробки та подання інтраскопічних даних у системах комп'ютерного планування ринохірургічних втручань;

5. Побудова комп'ютерної моделі та розробка методу планування конфігураційних ринохірургічних втручань;

6. Розробка комплексу методів і засобів для тестування носового дихання на основі аналізу перепадно-витратних характеристик потоку повітря у верхніх дихальних шляхах людини;

7. Розробка принципів побудови, основних медико-технічних вимог і практичних рекомендацій для розробки системи комп'ютерного планування хірургічних втручань у ринології.

Наукова новизна роботи полягає у тому, що:

- вперше розроблено основи теорії комп'ютерного планування ринохірургічних втручань, які базуються на вирішенні конфігураційних анатомо-функціональних задач, що дозволяє розробляти сучасні автоматизовані системи ринохірургічного планування;

- 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 динамічної моделі 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 планування конфігураційних хірургічних втручань у ринології, який за рахунок застосування деформувальної варпінгової математичної моделі аеродинаміки верхніх дихальних шляхів, дозволяє здійснювати віртуальну корекцію ділянок носового ходу з максимальним аеродинамічним опором і виконувати прогнозування функціональних результатів оперативного втручання;

- вперше за даними математичної моделі динаміки потоку повітря в носовій порожнині проведено оцінку розподілу дисипативної функції, яка дозволяє визначити області найбільшої дисипації енергії в залежності від частоти дихання і оцінити стан поверхні слизової оболонки верхніх дихальних шляхів;

- вперше розроблено метод визначення функції носового клапана за даними динамічної задньої активної риноманометрії, який заснований на аналізі форми інспіраторних кривих при форсованому диханні, що дозволяє оцінити ступінь рухливості анатомічних структур носового клапана і його роль в сумарному опорі верхніх дихальних шляхів;

- вперше введено поняття гідравлічного діаметра для носових проходів, використання якого дозволяє за даними просторової інтраскопічної моделі верхніх дихальних шляхів оцінити режим течії повітряного потоку в носовій порожнині та вибрати відповідні методи розрахунку потоку;

- уточнено показники ступеня вентиляції навколоносових пазух за теоретичними та експериментальними (відеоендоскопічними і аеродинамічними) даними, що дозволило оцінити швидкість повітряного потоку і вентильований об'єм придаткових пазух носа.

Практична значущість отриманих результатів.

Розроблено пристрій та спосіб тестування носового дихання з розширеними функціональними можливостями, що в перспективі дозволить вирішити проблему оснащення ринологічних центрів високоякісним і недорогим вітчизняним риноманометричним обладнанням та здійснювати об'єктивну функціональну діагностику верхніх дихальних шляхів.

Розроблено методику атестації та повірки пристрою ПВХ для вимірювання перепадно-витратних характеристик комп'ютерного риноманометра КРМ типу ТНДА-ПВХ, що є основою для створення і вдосконалення в Україні метрологічного забезпечення риноманометричних вимірювань.

Розроблено та впроваджено методику попередніх клінічних випробувань комп'ютерного риноманометра КРМ типу ТНДА-ПВХ для оцінки ступеня порушення носового дихання.

Розроблено способи експрес-діагностики носового аеродинамічного опору у форсованому режимі дихання, що дозволяє спростити процедури риноманометричних обстежень.

Розроблено практичні рекомендації для проведення комп'ютерного планування ринохірургічних втручань.

Розроблено основні медико-технічні характеристики та практичні рекомендації для проектування діагностичних засобів тестування носового дихання. Вихідні медико-технічні вимоги та практичні рекомендації для проектування комп'ютерного риноманометру КРМ типу ТНДА-ПВХ використано при створенні перспективної програми виробництва ДП АТ НДІРВ РАДМІР.

Результати дисертаційної роботи впроваджено і використано в науково-дослідних роботах за д/б темами № 215-1 «Дослідження теоретичних та технічних принципів для визначення просторової конфігурації черепних імплантатів» (2007–2009 рр.) та 247-1 «Дослідження теоретичних основ та принципів діагностики верхніх дихальних шляхів» (2010–2012 рр.) Харківського національного університету радіоелектроніки.

Розроблено комп'ютерний риноманометр КРМ типу ТНДА-ПВХ, а також методи конфігураційного комп'ютерного планування, які пройшли клінічну апробацію в оториноларингологічному відділенні Харківського обласного центру екстреної медичної допомоги та медицини катастроф.

Результати щодо автоматизованого аналізу інтроскопічних зображень та можливостей контролю дихання пацієнта використано у відділенні променевої терапії ДУ Інституту медичної радіології ім. С.П. Григор'єва Національної академії медичних наук України.

Принципи побудови, методи обробки та аналізу риноманометричних сигналів й інтраскопічних даних, алгоритмічна модель, структурна схема та основні медико-технічні вимоги для проектування систем комп'ютерного планування ринохірургічних втручань використовуються при викладанні дисциплін “Методи обробки біомедичних зображень”, “Засоби комп'ютерного аналізу біомедичних даних та зображень”, “Методи обробки біомедичних сигналів і даних”, “Теорія та техніка інтроскопії” на кафедрі біомедичних електронних приладів та систем ХНУРЕ.

Особистий внесок здобувача. В роботі узагальнено результати багаторічних досліджень [1–43], виконаних автором самостійно і наведених у 11 самостійних роботах [1, 4, 9, 13, 15, 16, 19, 21, 35–37]. Роботи, які виконано у співавторстві, наведено у переліку публікацій [2, 3, 5–8, 10–12, 14, 17, 18, 20, 22–34, 38–43], при цьому в них безпосередньо здобувачу належить вибір напрямку досліджень, постановка завдань на різних етапах виконання роботи, аналіз та інтерпретація отриманих результатів. Автором запропоновано: в роботі [2] – принципи реконструктивного комп'ютерного планування, в роботі [3] – критерії оцінки ефективності методів сегментації інтраскопічних зображень, в роботі [5] – метод реконструкції черепних дефектів, в роботі [6] – методи візуалізації даних контрастної комп'ютерної томографії, в роботі [7] – структура та принципи побудови нейрохірургічних комплексів, в роботі [8] – методи аналізу томографічних зображень, в роботі [10] – аеродинамічна модель носової порожнини, в роботі [11] – метод реконструкції черепних дефектів, у роботі [12] – принципи побудови віртуальних інтраскопічних систем, у роботі [14] – динамічна модель потоку повітря в носовій порожнині, в роботі [17] – динамічна модель обробки риноманометричних даних, у роботі [18] – метод оцінки діагностичних характеристик риноманометрії, в роботі [20] – метод оцінки функції носового клапана за даними електроміографії, в роботі [22] – введення та використання «гідравлічного діаметра для носових проходів» для оцінювання режиму потоку повітря в носовій порожнині, в роботі [23] – принципи комп'ютерного планування хірургічних втручань у ринології, в роботі [24] – запропоновано моделі аерації придаткових пазух носа, в роботі [25] – метод кількісної оцінки ефективності результатів ринохірургічних втручань, в роботі [26] – методи обробки та аналізу риноманометричних даних, у роботі [27] – метод реконструктивного комп'ютерного планування, в роботі [28] – моделі та методи комп'ютерного планування ринохірургічних втручань, в роботі [29] – метод оцінки функції структур м'якого піднебіння, в роботі [30] – метод аналізу функції носового клапана за риноманометричними показниками, в роботі [31] – конструкція приладу для тестування носового дихання, в роботах [32, 33] – теоретичне обґрунтування та конструкції засобів для експрес-діагностики

носового дихання, в роботі [34] – метод комп'ютерного функціонально-естетичного планування в ринології, в роботі [38] – використання методу денситометрії, в роботі [39] – модель функціонування носового клапана, в роботі [40] – обґрунтування медико-технічних вимог до багатофункціонального риноманометра, в роботі [41] – метод динамічної риноманометрії, в роботі [42] – показники оцінки ефективності функціональних результатів ринохірургічних втручань, в роботі [43] – доказові критерії ефективності методів діагностики порушень носового дихання.

Апробація результатів дисертації. Основні результати роботи доповідалися й обговорювалися на наукових конференціях технічної і медичної спрямованості: 10-й Міжнародній науковій конференції «Теорія і техніка передачі, прийому й обробки інформації» (Туапсе, 2004р.), Міжнародній конференції «Функціональна база наноелектроніки» (Кацивелі, 2010–2012 рр.), Міжнародній науково-практичній конференції «Силова електроніка та енергоефективність» (Алушта, 2008, 2010–2012 рр.), Міжнародній науково-практичній конференції «Застосування лазерів у медицині та біології» (Харків, 2008р.), Міжнародному радіоелектронному форумі МРФ (Харків, 2008, 2011 рр.), 18-й Міжнародній науково-практичній конференції «Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я» (Харків, 2010р.), Науково-методичному семінарі «Наука і освіта» (Рим, 2011р.), Конференціях українського медичного наукового товариства оториноларингологів (Дніпропетровськ, 2003р., Судак, 2012р.), а також на наукових семінарах кафедри біомедичних електронних пристроїв та систем ХНУРЕ (2006–2012 рр.).

Публікації: За темою дисертації опубліковано 43 роботи: 25 статей, (з них 4 у закордонних журналах): 23 статті в спеціальних технічних виданнях, 2 статті у спеціальних медичних виданнях, монографія, 9 тез доповідей на наукових конференціях технічного та медичного профілю, отримано 8 патентів України на винаходи.

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота містить вступ, 7 розділів, висновки, перелік використаних джерел та додатки.

Повний обсяг дисертації складає 382 сторінки, у тому числі 76 рисунків та 16 таблиць, які подано на 12 сторінках, список використаних джерел з 347 найменувань на 36 сторінках та 36 сторінок додатків.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

Вступ містить обґрунтування актуальності дисертаційної роботи, формулювання проблеми, мети та задач дослідження, наукової новизни, практичної цінності отриманих результатів, а також дані про особистий внесок автора, публікації й апробації результатів роботи.

У першому розділі проводиться огляд літератури з метою аналізу методів та технічних засобів діагностики та планування хірургічних втручань в ринології, формулюються мета і задачі роботи.

За результатами проведеного аналізу принципів роботи, методів і технічних засобів сучасних комплексів для малоінвазивної хірургії встановлено, що їх

основним структурним компонентом є система комп'ютерного планування, до складу якої входять модулі реєстрації та зберігання вихідних діагностичних даних, підсистеми обробки, аналізу та візуалізації даних, а також формування параметрів хірургічного втручання. Показано, що у ринохірургії вирішуються завдання конфігураційного планування хірургічних втручань, які спрямовані на відновлення носового дихання та вимагають об'єктивних даних інструментальної діагностики функціонального стану верхніх дихальних шляхів. При цьому вирішується завдання формування певної анатомічної конфігурації структур носової порожнини за прогнозованими фізіологічними показниками.

Висвітлено, що розвиток технічних і методологічних засобів призвів до появи високоточних приладів вимірювання фізичних величин. Проте, сьогодні актуальною є проблема повторюваності даних під час вимірювання фізіологічних параметрів організму людини в умовах відсутності еталону. При цьому, методи функціональної діагностики 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.

Розглянуто основні методи діагностування дихальної функції в ринології, найбільш відомим з яких 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)]. 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 ATMOS 200 і ATMOS 300 (ATMOS Medical system GMB, ФРН) та їх аналоги: риноманометр Rhinoscreen і комп'ютерна риноманометрична система MasterScope Rhino (Erich Jaeger, ФРН), RhinoStream (Heinemann Medizintechnik ФРН) та Риолан (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 рефлексної зміни об'єму слизової оболонки верхніх дихальних шляхів, суттєво зменшують достовірність діагностування, тому перспективними слід визначати методи задньої активної риноманометрії (ЗАРМ).

Наведено, що збільшення кількості діагностичних параметрів без достатнього фізіологічного та статистичного обґрунтування, а також чіткої інтерпретації результатів обстеження тільки ускладнює прийняття діагностичних

рішень. Тому актуальними є задачі застосування нових методів та 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, придаткових пазух і носового клапана на аеродинамічні процеси в носовій порожнині.

Показано, що для дослідження та уточнення параметрів функції носового дихання при плануванні ринохірургічних втручань є доцільною розробка риноманометра, який забезпечував би отримання вичерпних даних про аеродинамічний опір носових проходів при максимальній фізіологічності процедури обстеження з урахуванням індивідуальних фізичних можливостей пацієнта.

Обґрунтовано алгоритмічну модель процесу комп'ютерного планування ринохірургічних втручань, що складається з етапів: проведення анатомічних і функціональних діагностичних досліджень для отримання вихідних даних для планування ринохірургічних втручань; аналізу даних функціональних обстежень, під час якого кількісно визначаються основні показники дихання; аналізу даних інтроскопічних досліджень для проведення топографо-анатомічного картування верхніх дихальних шляхів; комплексного аналізу даних анатомо-функціонального картування для визначення ступеня взаємозв'язку між анатомічними та функціональними показниками; прогнозування функціональних результатів і формування плану проведення хірургічного втручання за даними віртуального моделювання оперативного прийому (визначення необхідних показників та методів їх досягнення); визначення ефективності хірургічного втручання і методу комп'ютерного планування за даними контрольних післяопераційних обстежень.

Наведено, що у літературі, яка присвячена застосуванню сучасної медичної інтраскопічної техніки, в основному розглядаються проблеми, які пов'язані з діагностикою різних патологічних станів, досліджуються питання щодо комплексного використання засобів медичної візуалізації, які дають топографо-анатомічну, або функціональну інформацію про досліджуваний орган. Технічні аспекти планування хірургічного втручання за даними проаналізованих джерел засновані, як правило, на емпіричному підході та досвіді спеціалістів. При цьому не проводиться доказовий аналіз ефективності самої процедури хірургічного втручання, а також відсутні чіткі кількісні методи прогнозування та оцінки досягнутого функціонального лікувального ефекту. Удосконалення і розвинення нових методів і засобів для інтраскопічної візуалізації та функціональної діагностики, застосування яких призводить до уточнення фізіологічних параметрів, дозволить сформулювати концепцію і теоретичні основи нових методів комп'ютерного планування хірургічних втручань, які можуть сприяти переходу ринохірургії на новий рівень технологій.

Виходячи з проведеного аналітичного огляду, роботу спрямовано на вирішення науково-прикладної проблеми створення теоретичних основ і концепції комп'ютерного планування хірургічних втручань у ринології, а також

об'єктивізації і підвищення достовірності методів функціональної діагностики носового дихання.

У другому розділі виконано розробку теоретичних основ аеродинаміки верхніх дихальних шляхів для дослідження основних властивостей процесу розповсюдження повітря в носовій порожнині. Розглядаються основні анатомо-функціональні властивості носової порожнини та придаткових пазух й уточнюються деякі положення механіки дихання, при цьому показується, що максимальна миттєва об'ємна витрата повітря Q в інспіраторній фазі дихання складає не більш 8 л/с, а відповідний перепад тиску Δp (розрядження) на носовій порожнині може складати до 40 кПа. Відповідна максимальна потужність носового дихання розраховується за формулою

$$P = \Delta p \cdot Q, \quad (1)$$

і може складати близько 320 Вт, що досягає до 10 % від максимальної механічної (мускульної) потужності, що розвивається людиною. Важливість цього показника в тому, що згідно з фізіологічними уявленнями потужність дихання може визначати потенційні фізичні можливості людини.

Виконано визначення ступеня стисливості повітря і показано, що при швидкостях повітря менш ніж 0,3 М (М – швидкість звуку), які мають бути у носовій порожнині (приблизно 0,15 М), стисливість повітря можна не враховувати під час аналізу аеродинамічних процесів у верхніх дихальних шляхах людини.

За даними розробленої одномірної моделі потоку повітря у верхніх дихальних шляхах, що заснована на живих перетинах носових проходів (рис. 1), які отримуються за сегментованими даними спіральної комп'ютерної томографії (СКТ), число Рейнольдса визначаємо за формулою

$$Re = V \cdot d_r / \nu_{\text{в'язк}}, \quad (2)$$

де V – швидкість потоку повітря в носовому проході, $\nu_{\text{в'язк}}$ – коефіцієнт кінематичної в'язкості повітря, d_r – гідравлічний діаметр, який визначається за формулою

$$d_r = 4S / \Pi, \quad (3)$$

де S – площа перетину носового проходу, Π – змочений периметр.

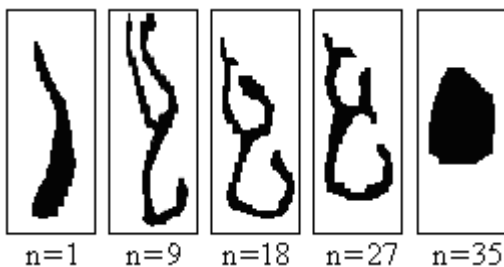


Рис. 1. Сегментація характерних перетинів носового проходу

Відповідно до анатомічної конфігурації перетинів носової порожнини (рис. 1) наведено приклад характерних розподілів гідравлічних діаметрів (рис. 2, а) та значень чисел Рейнольдса (рис. 2, б) вздовж живих перетинів носового проходу при різних витратах повітря. При цьому визначено, що при більшості режимів дихання (за винятком дихання

у повному спокої при витраті повітря до 0,3 л/с), у носовому проході існує турбулентний режим потоку повітря (вибране по аналогії з гідравлікою критичне

значення $Re_{кр} = 2300$ позначено пунктиром). Відповідні максимуми значень гідравлічного діаметра мають місце при щільній формі перетину на вході в носовий прохід, і при майже круглій на виході в носоглотку, що пояснюється малими змоченими периметрами даних перетинів порівняно зі серединними.

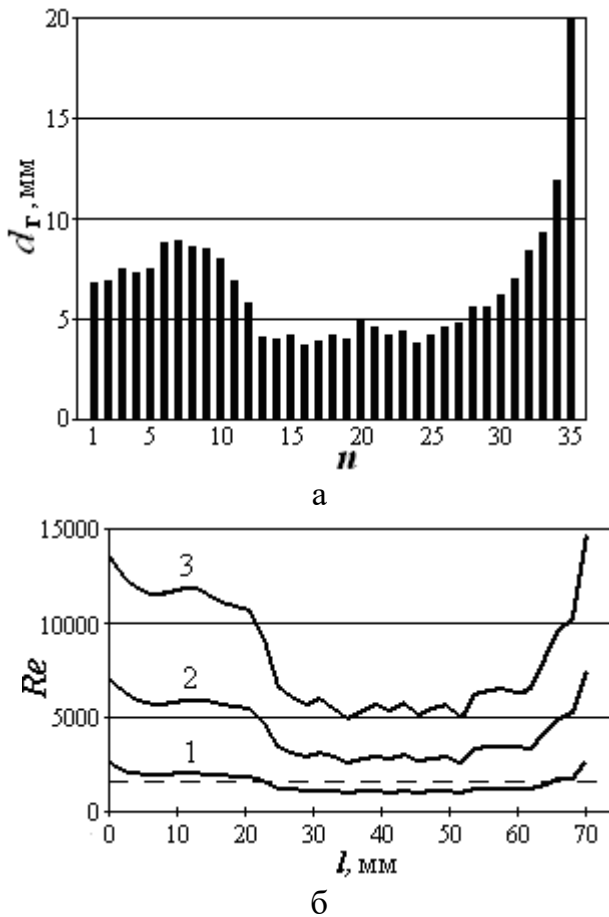


Рис. 2. Приклад характерного розподілу аеродинамічних параметрів за довжиною носового проходу в нормі: а – гідравлічного діаметра d_r , б – числа Рейнольдса (при витраті повітря: 1 – 0,3 л/с; 2 – 1 л/с; 3 – 2 л/с)

Розробка математичної моделі руху повітря в носовій порожнині виконувалась на основі спрощеної геометричної моделі носових проходів, які представлялися круглими циліндричними трубами з радіусом a . При цьому використовувалося рівняння нестационарного ламінарного, не залежного від вісьової координати z потоку в'язкої нестисливої рідини в циліндричній трубі з круглим перетином при зовнішньому тиску, який змінюється за гармонічним законом $p = \Delta p \cos \omega t$, що має вигляд

$$\frac{\partial w}{\partial t} - \nu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} \right) = \frac{\Delta p}{\rho L} \cos \omega t, \quad (4)$$

де w – швидкість течії повітря уздовж осі z , r – радіальна координата здовж радіуса труби, t – час, Δp – перепад тиску здовж труби з довжиною L , ρ – густина повітря, ν – коефіцієнт кінематичної в'язкості повітря, ω – частота гармонічних коливань зовнішнього тиску.

З урахуванням того, що відношення $\Delta p / L$ у рівнянні (4) має вміст градієнта тиску, а також граничних умов ($w = 0$ при $r = a$; та $p = \Delta p$, при $t = 0$), аналітичне розв'язання рівняння виражається через модифіковані циліндричні функції Кельвіна $ber(x)$ і $bei(x)$ та має вигляд

$$w(r, t) = \frac{\sqrt{C_1^2(\omega, r) + C_2^2(\omega, r)}}{\omega \rho} \cos(\omega t - \delta) \cdot \text{grad } p, \quad (5)$$

де $x = r \sqrt{\frac{\omega}{\nu}}$; $x_a = a \sqrt{\frac{\omega}{\nu}}$; δ – різниця фаз між швидкістю та тиском, яка є функцією координат і частоти дихання та визначається як

$$\operatorname{tg} \delta = \frac{C_1(\omega, r)}{C_2(\omega, r)}, \quad (6)$$

$C_1(\omega, r)$ та $C_2(\omega, r)$ – позначення, що визначаються як

$$C_1(\omega, r) = 1 - \frac{\operatorname{ber} x_a \operatorname{bei} x + \operatorname{ber} x_a \operatorname{ber} x}{\operatorname{ber}^2 x_a + \operatorname{bei}^2 x_a}; \quad C_2(\omega, r) = \frac{\operatorname{bei} x_a \operatorname{ber} x - \operatorname{ber} x_a \operatorname{bei} x}{\operatorname{ber}^2 x_a + \operatorname{bei}^2 x_a}.$$

З аналізу напівтонової діаграми залежності різниці фаз δ від безрозмірного радіуса r/a і частоти дихання f (рис. 3) випливає, що різниця фаз збільшується із зростанням безрозмірного радіуса при малих частотах дихання і має мінімум від радіуса в області високих частот дихання (низькі та високі частоти визначаються наведеними на діаграмі значеннями цієї величини). Залежність різниці фаз від частоти більш складна: при малих значеннях різниця фаз збільшується із зростанням частоти, а при великих має екстремуми.

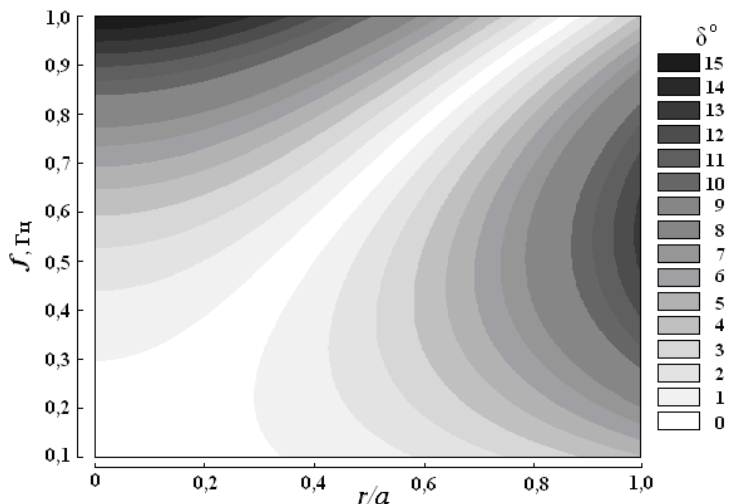


Рис. 3. Напівтонова діаграма залежності різниці фаз δ між перепадом тиску і витратою повітря від безрозмірного радіуса r/a і частоти дихання f при перепаді тиску 1 кПа

Враховуючи те, що швидкість є функцією витрати повітря, то рівняння (5) формально є кінетичним рівнянням переносу, в якому $\operatorname{grad} p$ можна вважати як термодинамічну силу, яка викликає дану витрату, а коефіцієнт, що знаходиться перед $\operatorname{grad} p$ – відповідним коефіцієнтом переносу. Усереднено за період дихання значення скалярного добутку швидкості потоку на термодинамічну силу (процедура аналогічна усередненню потужності змінного струму) визначає величину дисипативної функції потужності

$$D(r) = \frac{\sqrt{C_1^2(\omega, r) + C_2^2(\omega, r)}}{\omega \rho} \operatorname{grad}^2 p \cdot \cos \delta. \quad (7)$$

На напівтоновій діаграмі (рис. 3) світла область відповідає найбільшим значенням дисипативної функції (7): при малих частотах дихання область максимальної дисипації потужності дихання знаходиться біля осі носового проходу, а при підвищенні частоти дихання зміщується до пристінкової області. Розроблена модель не враховує взаємодію повітряного потоку зі стінкою носа, але дозволяє виявити області максимальної дисипації енергії в носовій порожнині за рахунок внутрішнього тертя.

Також проведено аналіз механізму та ступеня аерації навколоносових пазух, за результатами якого показано, що повітряний потік може бути відмінним від нуля тільки на бічній поверхні умовного циліндру (рис. 4), діаметр якого співпадає з діаметром D співустя А-А', а висота – з глибиною h пазухи (внутрішня поверхня придаткової пазухи непроникна для повітря). Відповідно до теореми Гауса величина цього потоку дорівнює швидкості генерування обсягу V повітря у порожнині

$$\iint v_n dS = \frac{dV}{dt} \quad (8)$$

де v_n – нормальна до бокової поверхні циліндра швидкість.

Враховуючи, що всередині визначеної поверхні умовного циліндра відсутні джерела і стоки повітря, права частина рівняння (8) дорівнює 0. Також є очевидним, що відсутні умови, коли нормальна швидкість повітря на різних ділянках поверхні циліндру має протилежну спрямованість. Зміна тангенціальної швидкості повітря (радіальної, відносно носового проходу) на межі співустя, виходячи з рівняння нерозривності, визначається за формулою

$$\Delta v_r = -\Delta v_z, \quad (9)$$

де v_z та v_r – відповідні аксіальна та радіальна компоненти швидкості повітря у носовому проході при вході в співустя. При цьому радіальна швидкість змінює

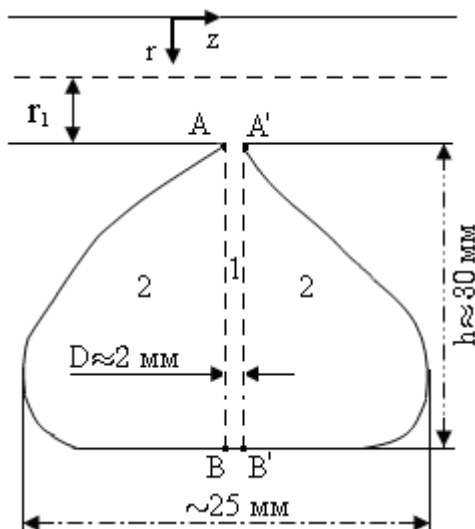


Рис. 4. Схематичне зображення аксіального (щодо осі співустя) перетину верхньощелепної пазухи

свій знак на осі співустя придаткової пазухи (відповідно до розрахунків у симетричних точках А та А' згідно з рис. 4) і фактично визначатиме ефект ежекції, але при відносно малій в'язкості повітря та при невеликих аксіальних швидкостях даний ефект можна вважати несуттєвим. За даними чисельних розрахунків встановлено, що вентильованим об'ємом є вузька внутрішня область пазух (лише 5...10% від її загального об'єму), яка безпосередньо примикає до вхідного отвору (циліндр з об'ємом $V = \pi D^2 h / 4$), при цьому час вентиляції даного об'єму складає приблизно 0,05 с при аксіальній швидкості повітря в носовому проході біля 2,7 м/с. Для практичного підтвердження цього результату

було зроблено експериментальну модель навколоносової пазухи з прозорого скла (рис. 5), у якої носовий прохід подано трубою круглого перетину діаметром 8 мм, а порожнини придаткової пазухи – трьома сполученими циліндрами діаметром 12 мм і довжиною 50 мм. Співустя пазухи виконувалося у вигляді циліндричного отвору діаметром 3 мм. Точками вимірювання тиску були: p_1 – у носовому проході навпроти спів устя; p_2 – у латеральній стінці пазухи навпроти спів устя; p_3 – у дистальній стінці пазухи для вимірювання перепаду тиску в периферійній

області пазухи. При різних значеннях витрати повітря (від 0,3 до 8 л/с) через носовий прохід значення перепаду тиску на перетворювачах були ідентичні, що свідчило про відсутність суттєвих аеродинамічних ефектів усередині придаткової пазухи в процесі дихання. Результати ендоскопічних відеоспостережень під час проведення гайморотомії в оториноларногологічному відділенні Харківського центру екстреної медичної допомоги та медицини катастроф ХЦЕМД та МК при

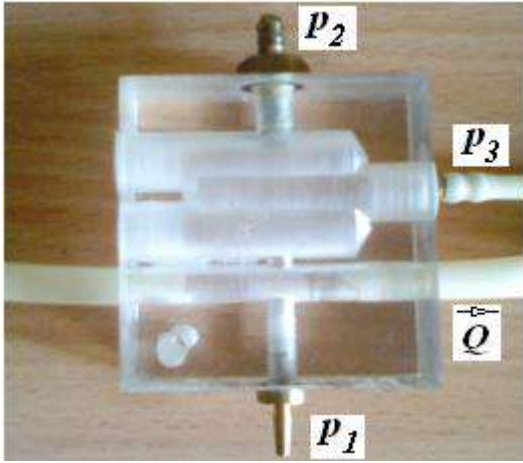


Рис. 5. Натурна модель для оцінки перепаду тиску між областями придаткової пазухи носу та носовим проходом: p_1 , p_2 , p_3 – точки виміру тиску, стрілкою показано напрямок потоку повітря Q через носовий прохід

веденні в носову порожнину сигаретного диму в природному циклі вдиху, який спіралеподібними клубками через співустя проникав до порожнини верхньощелепної пазухи, дозволили визначити наявність турбулентного дифузійного процесу розповсюдження повітря (у даному випадку – дрібнодисперсного аерозолі) із співустя в придаткову пазуху. Теоретична оцінка швидкості дифузійного процесу виконувалась відповідно до закону Фіка і складає біля 0,05 м/с при часі дифузійного повітряного обміну приблизно 0,4 с, що на порядок більше наведеного вище часу аерації областей, виходячи з формули (9), що безпосередньо прилягають до співустій придаткових пазух.

Це фундаментальне положення дозволяє не враховувати придаткові пазухи при побудові аеродинамічних моделей верхніх дихальних шляхів і провести переоцінку фізіологічної функції співустій придаткових пазух носа з точки зору ступеня їх вентиляції, що може бути теоретичним обґрунтуванням для перегляду або оптимізації лікувальної тактики під час проведення терапії захворювань верхніх дихальних шляхів.

Третій розділ присвячено розробці моделей і методів функціональної діагностики носового дихання. При цьому за основу був взятий метод задньої активної риноманометрії ЗАРМ, який дозволяє визначити значення аеродинамічного опору носового дихання, що розраховується як відношення перепаду тиску Δp на носовій порожнині до відповідного значення витрати повітря Q

$$A = \Delta p / Q. \quad (10)$$

Удосконалення методу полягає в реалізації вимірювань та візуалізації аеродинамічних показників Δp та Q у динаміці протягом дихальних циклів. При цьому пропонується форсований режим дихання, при якому є можливість визначити екстремальні значення відповідних аеродинамічних показників.

Згідно з методом ЗАРМ (рис. 6) було запропоновано схему розташування перетворювачів, в якій витрата повітря Q визначається за допомогою перетворювача тиску p_1 , що вимірює перепад тиску в дифузорі згідно з принципом сопла Вентурі, а за різницею значень диференційних перетворювачів

$\Delta p = p_2 - p_3$, вимірювальні трубки яких розташовані в носоглотці та підмасковому просторі відповідно, можна безпосередньо визначити перепад тиску на носових проходах. Запропонована схема дозволяє проводити вимірювання вищевказаних аеродинамічних показників дихання в інспіраторній фазі циклу дихання (диференційні перетворювачі p_1, p_2 і p_3 вимірюють розрідження відносно атмосферного тиску в циклі вдихання, а перетворювач p_4 – надмірний тиск у фазі видиху – для індикації повного циклу дихання). За даною схемою реалізовано пристрій для тестування носового дихання – комп'ютерний риноманометр

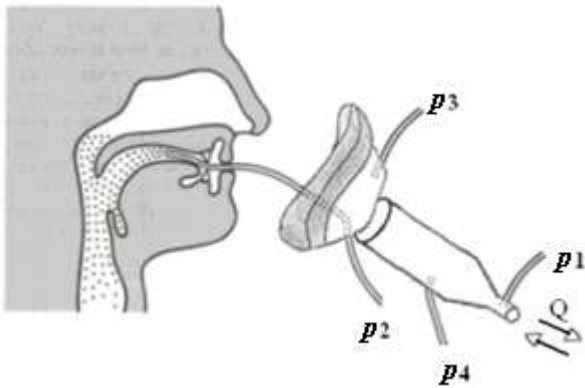


Рис. 6. Схема розміщення точок вимірювання тиску за методом ЗАРМ

КРМ типу ТНДА-ПВХ, конструкцію якого розглянуто в 6-му розділі. З діаграм дихальних циклів (рис. 7) за методом динамічної ЗАРМ у форсованому режимі дихання випливає, що між сигналами датчиків p_1 та p_2 , за даними яких визначаються витрата повітря та відповідний перепад тиску на носових проходах, існує часовий зсув $\Delta t = 0,05$ с, який відповідає різниці фаз $\delta = 9$, що експериментально підтверджує теоретичні викладки, які наведено у другому розділі за формулами (5–7). В ході дослідження дихальних циклів (рис. 7) також встановлено, що в деяких випадках (у циклах 2–4 на відміну від першого) значення перепаду тиску в носоглотці, що фіксується перетворювачем p_2 , не зменшується до нуля – залишковий тиск, що може свідчити про фізичне відокремлення структурами м'якого піднебіння порожнин ротоглотки та носоглотки, що незалежно підтверджувалося за даними високошвидкісної серійної рентгенографії в сагітальній проекції.

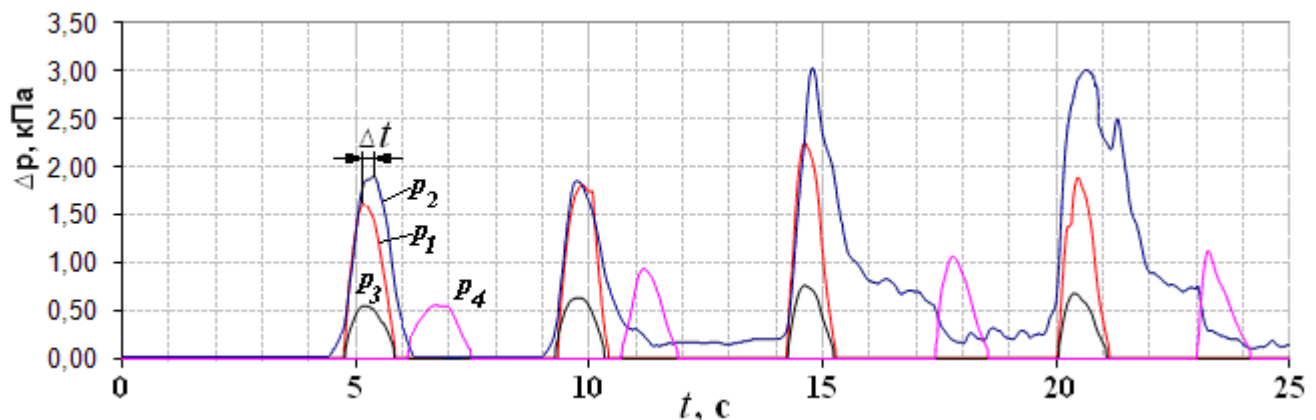


Рис. 7. Діаграма дихальних циклів за даними динамічної ЗАРМ (за допомогою комп'ютерного риноманометра КРМ типу ТНДА-ПВХ)

Форма сигналів витрати повітря при форсованому диханні може свідчити щодо ступеня функціонування носового клапана: при обмеженні повітряного потоку при нормальному функціонуванні клапана форма сигналів витрати повітря має сплюснені вершини та високочастотні складові (рис. 8, а); при

порушенні рухомості структур носового клапана спостерігається гостроконечна (близька до ідеально-синусоїдальної) форма сигналів витрати повітря.

Наведені вище показники мають експериментальний характер і потребують подальших клінічних досліджень для виявлення їх діагностичної значущості.

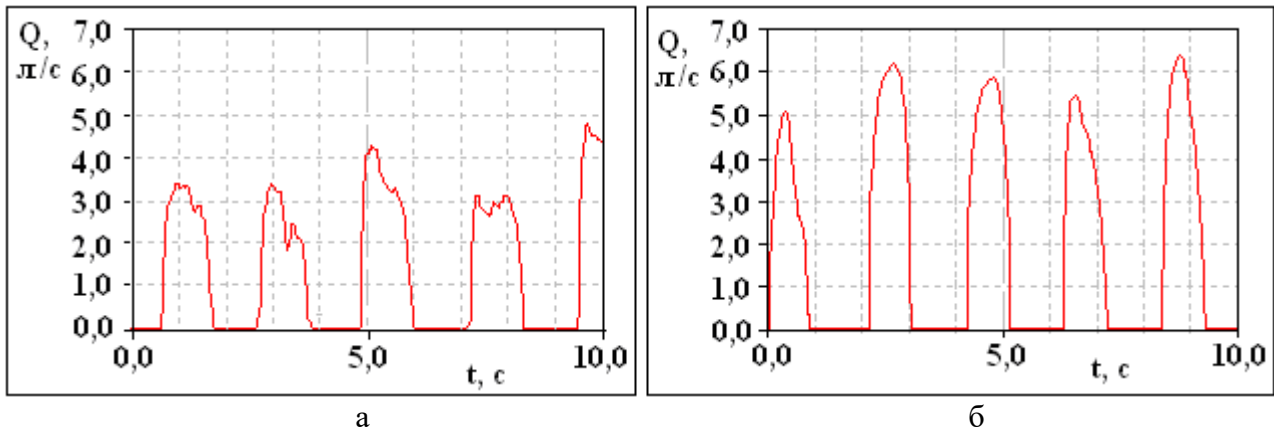


Рис 8. Діаграми витрати повітря: а – у нормі; б – при порушенні функції носового клапана

Запропоновано метод динамічної обробки даних ЗАРМ при форсованому режимі дихання. Вибір моделі обробки риноманометричних даних, які фактично є часовими рядами, виконувався за критерієм найменшої похибки визначення діагностичних параметрів та одержання найбільшої кількості інформації.

Основними моделями обробки даних при цьому були:

– усереднена

$$x_i = \bar{x} + \varepsilon_i^{(1)}, \quad (11)$$

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

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

$$x_i = \bar{x} + B(t_i - \bar{t}) + \varepsilon_i^{(2)}, \quad (12)$$

де $\bar{x}$ – усереднене значення сигналу, $\bar{t}$ і t_i усереднене та i -те значення часового інтервалу відповідно;

– з урахуванням локальних лінійних регресій при поданні результатів вимірювань x_{ji} сумою значень загальної лінійної регресії з кутовим коефіцієнтом B та локальних лінійних регресій з кутовими коефіцієнтами b_j із залишками $\varepsilon_{ji}^{(3)}$ при розділенні часового ряду вимірювань на j інтервалів

$$x_{ji} = \bar{x} + B(t_{ji} - \bar{t}) + b_j(t_{ji} - \bar{t}_j) + \varepsilon_{ji}^{(3)}, \quad (13)$$

де $\bar{t}_j$ – усереднене значення часу на j -му інтервалі, t_{ji} – i -те значення часу на j -му інтервалі.

З урахуванням того, що значення залишків у моделях (11–13) теоретично підпорядковуються як $\varepsilon_{ji}^{(3)} < \varepsilon_i^{(2)} < \varepsilon_i^{(1)}$, та експериментальному визначенню усереднених значень кількості інформації, що відносяться як $I^{(3)} \approx 1,5 \cdot I^{(2)} \approx 3 \cdot I^{(1)}$ (індекс у дужках вказує на тип моделі), для обробки риноманометричних даних був вибраний метод подання даних за моделлю (13) – загальна регресія визначає втому пацієнта під час виконання форсованих дихальних маневрів, а локальні регресії – індивідуальні особливості дихання.

Також був виконаний аналіз дискримінантних властивостей розробленого методу ЗАРМ при форсованому диханні в порівнянні зі традиційним методом ПАРМ (при діагностиці порушень носового дихання при викривленні носової перегородки), шляхом визначення Махаланобісової відстані за формулою

$$\delta = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left(\frac{m_i^{(0)} - m_i^{(1)}}{\sigma_i} \right)^2}, \quad (14)$$

де $m_i^{(0)}$, $m_i^{(1)}$ – усереднені значення i -х діагностичних показників у нормі та при порушенні носового дихання, σ_i – середньоквадратичне відхилення показників, що вибиралося за критерієм $\sigma_i = \max(\sigma_i^{(0)}, \sigma_i^{(1)})$, n – загальна кількість показників: $n = 2$ – при безпосередньому визначенні тільки аеродинамічних характеристик (значень витрати повітря та перепаду тиску на носових проходах); $n = 5$ для кожного окремого аеродинамічного показника з урахуванням динамічних властивостей аеродинамічних сигналів розробленого методу ЗАРМ при форсованому диханні, що визначалися за значеннями F -статистик дисперсійного розкладу при розподілі часових рядів вимірювань на три групи по три виміри в кожній.

Проведений аналіз дозволяє зробити висновок, що запропонований в роботі метод риноманометричних вимірювань, який заснований на принципі ЗАРМ при форсованому диханні, має в 1,7 рази більші дискримінантні властивості в порівнянні з традиційним ПАРМ, і дозволяє знизити ймовірність помилки (що пов'язана з Махаланобісовою відстанню (14) через інтеграл імовірності Лапласа) при прийнятті діагностичного рішення з 0,36 до 0,21 (рис. 9) та використовувати даний метод для функціональної діагностики верхніх дихальних шляхів. Урахування динамічних властивостей (F -статистик дисперсійного перетворювання) часових рядів вимірювальних сигналів, які дозволяють оцінити індивідуальні особливості дихання, забезпечує додаткове істотне (з 0,21 до 0,1) зниження імовірності помилки прийняття діагностичного рішення (рис. 9). При цьому видно, що значення перепаду тиску має більш важливе (приблизно в 1,5 рази) діагностичне значення в порівнянні з показниками витрати повітря, а також деякі динамічні властивості вимірювальних сигналів (які не зменшують імовірність похибки) може бути виключено із аналізу при прийнятті діагностичного рішення.

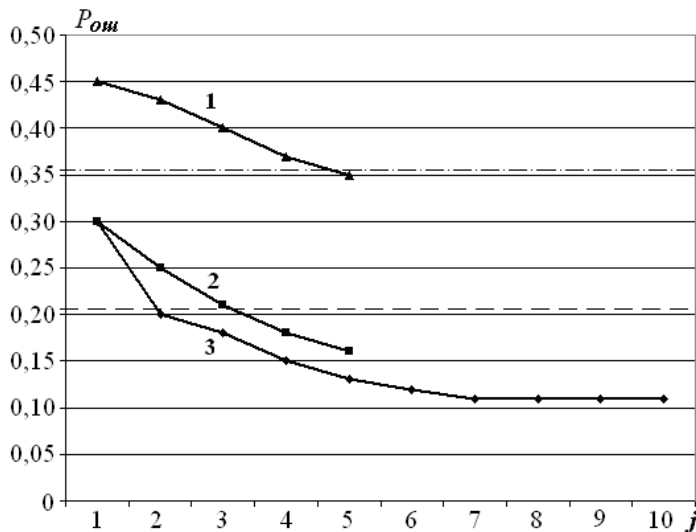


Рис. 9. Залежність зменшення ймовірності похибки прийняття діагностичного рішення (j – розмір простору інформативних параметрів): 1 – для сигналу витрати повітря; 2 – для сигналу перепаду тиску; 3 – з урахуванням ознак усіх сигналів (пунктиром та штрих-пунктиром позначено тільки діагностичні можливості методів форсованої ЗАРМ та ПАРМ та без урахування динамічних властивостей сигналів)

різкості та визначається за формулою

$$R = |\Delta B| / d, \quad (15)$$

де d та $|\Delta B|$ – евклідова відстань та перепад інтенсивності між прилягаючими контурними елементами зображення, відповідно. Визначення показників, що відносяться до формули (15), найбільш зручно виконувати за даними денситометричного аналізу з реалізацією алгоритму автоматизованого пошуку значних перепадів інтенсивності. Застосування цього критерію дозволило визначити, що серед методів фільтрації локальних завад, які використовуються для вторинної обробки СКТ-зображень, найбільш ефективним є метод медіанної фільтрації з розміром апертури (3×3) фільтра, як за ступенем усунення локальних завад, так і за показником збереження контурної різкості анатомічних об'єктів.

Сегментація воксельного об'єму СКТ-даних виконувалась за методом багаторівневої граничної сегментації та морфологічних операцій з побудовою бінарних $F(i, j, k, l)$ та узагальненої $f(i, j, k)$ воксельних моделей

$$f(i, j, k) = \begin{cases} 1; & F(i, j, k, l) = 1; \\ 0; & F(i, j, k, l) = 0 \end{cases}, \quad (16)$$

де i, j, k – просторові координати вокселя, l – індекс сегментованого об'єкта.

Процедура автоматизованої сегментації складалася з двох етапів: на першому – виконувався аналіз інтенсивності окремих елементів обсягу відповідно до граничних значень, які визначалися за гістограмними екстремумами; на другому – проводилася рекурсивна розмітка тривимірних

У четвертому розділі розглядається розробка моделей і методів подання інтраскопічних даних у системах комп'ютерного планування ринохірургічних втручань. Вихідними даними були набори зображень аксіальних томографічних зрізів розміром 512×512 елементів (з відстанню між зрізами 1...2 мм), що отримувались за результатами спірально-комп'ютерно-томографічного СКТ обстеження голови людини. При цьому запропоновано додатковий емпіричний чисельний критерій щодо застосування методів вторинної обробки томографічних зображень при фільтрації локальних завад, який ґрунтується на максимумі показника вихідної контурної

областей з однаковою інтенсивністю, що належать різним анатомічним об'єктам. Виділенню підлягали повітряні шляхи носової порожнини та придаткових пазух, слизова оболонка, м'якотканинні, кісткові утворення та судини (при проведенні СКТ-ангіографії).

Розроблено інформаційну модель подання даних для проведення комп'ютерного планування хірургічних втручань, що характеризує дискретну просторову операційну область (напівтонову вексельну модель) і є структурою з ідентифікаційних графічних G-буферів, до якої входить узагальнена воксельна модель, що на основі бінарних воксельних моделей у вигляді характеристичних H – буферів містить інформацію про приналежність виділених елементів об'єму до певних анатомічних структур, а також ідентифікаційної моделі, яка складається з ID – буферів, що містять додаткові функціональні параметри, такі як дані щодо аеродинамічного картування повітряних шляхів, щільності та реологічних властивостей навколишніх тканин. Інформаційна модель може подаватися для візуалізації в структурованому, або для зберігання – у координатному видах, залежно від етапу комп'ютерного планування хірургічного втручання. Відображення даних інформаційної моделі верхніх дихальних шляхів може виконуватися як при безпосередньому графічному виведенні узагальненого воксельного об'єму (рис. 11, а), так і в режимі напівпрозорості навколишніх тканин (рис. 11, б).

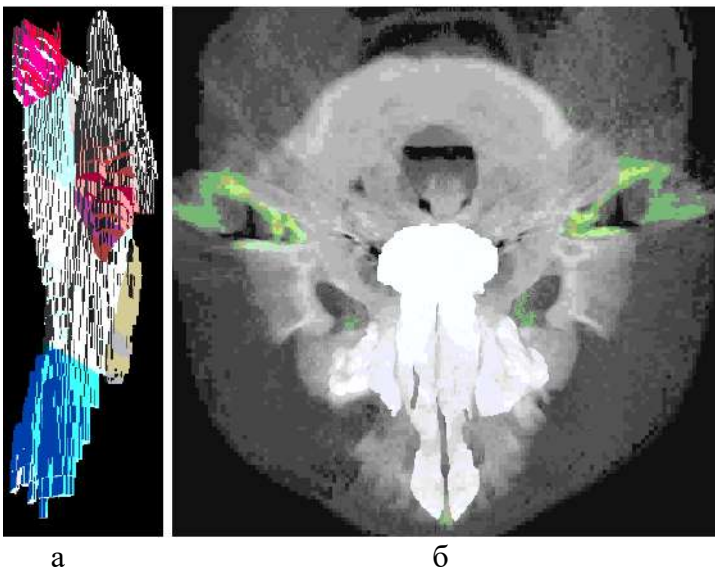


Рис. 11. Приклади візуалізації узагальнених воксельних моделей верхніх дихальних шляхів: а – узагальнена воксельна модель повітряних шляхів, б - узагальнена воксельна модель повітряних шляхів у режимі напівпрозорості навколишніх тканин

У п'ятому розділі розглядається розробка моделей та методу комп'ютерного планування ринохірургічних втручань.

Метою комп'ютерного планування ринохірургічних втручань є визначення за даними аеродинамічного моделювання ділянок носової порожнини, що мають найбільший опір повітряному потоку і потребують хірургічної корекції, віртуальне моделювання оперативного прийому та прогнозування отриманого функціонального результату.

Розроблено просторову модель аеродинаміки носової порожнини, що дозволило за аналітично-чисель-

ними методами шляхом адаптації результуючих аналітичних виразів для каналів круглої форми до складної геометричної конфігурації носових проходів визначати розподіли швидкостей повітря в ламінарному (рис. 12, а) та турбулентному (рис. 12, б) режимах, що має значення для оцінювання ступеня травматизації слизової оболонки на відповідних ділянках носових проходів.

Розроблено метод конфігураційного комп'ютерного планування ринохірургічних втручань, який заснований на припущеннях, що носова порожнина розглядається як паралельне з'єднання двох носових проходів (повітряних каналів), тому витрата повітря через кожний з них (виходячи з рівняння нерозривності) дорівнює сумарному $Q_{\Sigma} = Q_1 + Q_2$, а перепад тиску між вхідними та вихідними отворами постійний $\Delta p_1 = \Delta p_2 = \Delta p = \text{const}$.

У турбулентному режимі визначення аеродинамічних опорів для кожного з носових проходів визначається як

$$A^{(T)} = \lambda \rho \sum_{n=1}^N \frac{\Delta l(n)}{d_e(n) \cdot 2S^2(n)}, \quad (17)$$

де N – кількість перетинів носових проходів, $d_e(n)$ та $\Delta l(n)$ – гідравлічний діаметр та довжина n -ї ділянки носового проходу, відповідно, $\rho = 1,205 \text{ кг/м}^3$ – густина повітря, λ – коефіцієнт Дарси, що дорівнює $\lambda = 64 / \text{Re}$ для ламінарного та $\lambda = 0,32 / \text{Re}^{0,25}$ для турбулентного режимів течії повітря.

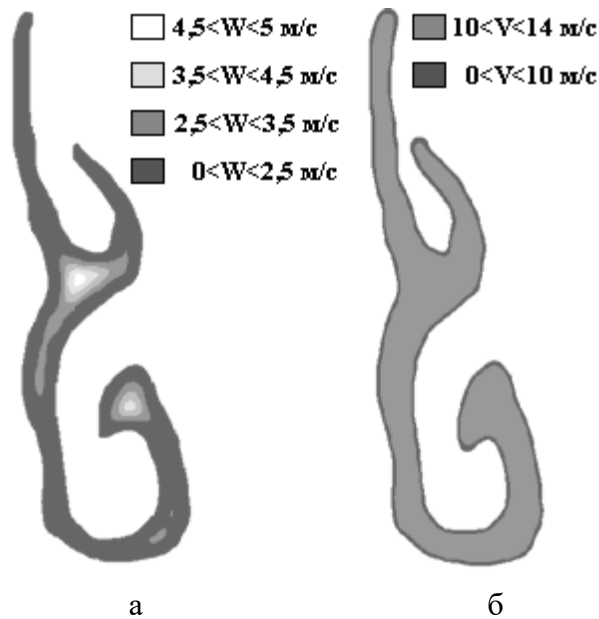


Рис. 12. Приклад результату аналітичного моделювання розподілу швидкостей у носових проходах: а – в ламінарному; б – в турбулентному режимах

З урахуванням квадратичної залежності перепаду тиску від витрати повітря, яка існує в турбулентному режимі, сумарна витрата повітря через носову порожнину при певних за формулою (19) аеродинамічних опорах кожного носового проходу ($A_1^{(T)}$, $A_2^{(T)}$)

$$Q_{\Sigma} = Q_1 + Q_2 = \sqrt{\frac{\Delta p}{A_1^{(T)}}} + \sqrt{\frac{\Delta p}{A_2^{(T)}}} = \sqrt{\frac{\Delta p}{A_{\parallel}^{(T)}}}, \quad (18)$$

де $A_{\parallel}^{(T)}$ – еквівалентний аеродинамічний опір паралельних носових проходів

$$A_{\parallel}^{(T)} = \left(\frac{\sqrt{A_1^{(T)}} \cdot \sqrt{A_2^{(T)}}}{\sqrt{A_1^{(T)}} + \sqrt{A_2^{(T)}}} \right)^2. \quad (19)$$

У ламінарному режимі аеродинамічні

опори ($A_1^{(Л)}$, $A_2^{(Л)}$) кожного носового проходу відповідно визначаються з урахуванням у виразі (18) коефіцієнта Дарсі за формулою Гагена-Пуазейля з підстановкою замість характерних розмірів перетинів їх гідравлічних діаметрів при чисельному знаходженні відповідних площин та змочених периметрів перетинів. При цьому сумарна витрата повітря складатиме

$$Q_{\Sigma} = Q_1 + Q_2 = \frac{\Delta p}{A_1^{(Л)}} + \frac{\Delta p}{A_2^{(Л)}} = \frac{\Delta p}{A_{\parallel}^{(Л)}}, \quad (20)$$

де $A_{\parallel}^{(л)}$ – еквівалентний аеродинамічний опір паралельних носових проходів

$$A_{\parallel}^{(л)} = \frac{A_1^{(л)} \cdot A_2^{(л)}}{A_1^{(л)} + A_2^{(л)}}. \quad (21)$$

Віртуальна корекція конфігурації носової порожнини виконується за допомогою двовимірного варпінгу – методу деформації зображення за масивом ключових точок-орієнтирів (рис. 13).

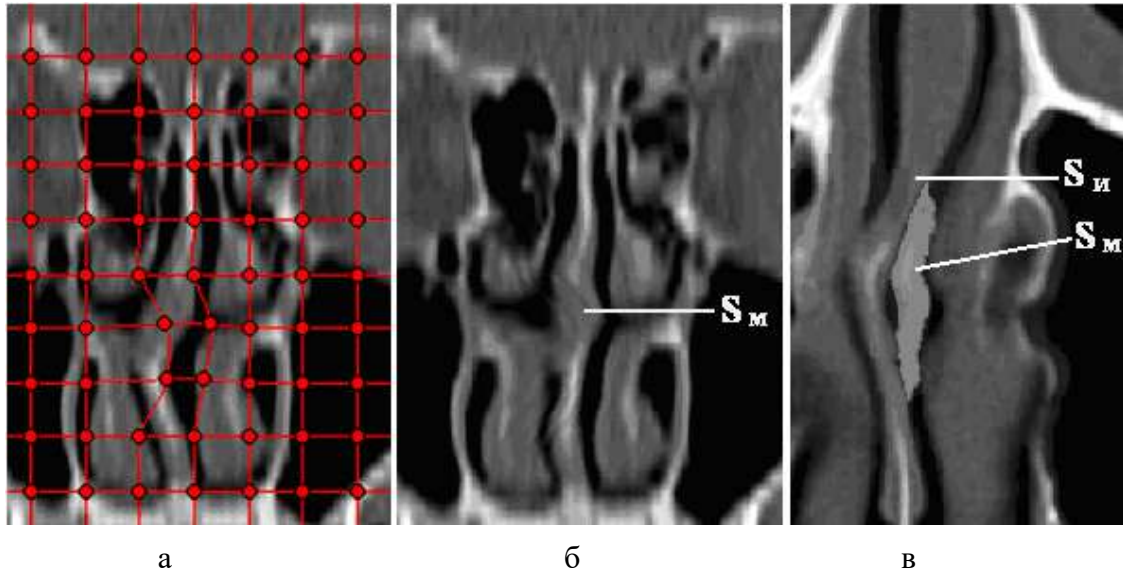


Рис. 13. Ілюстрація процедури виконання двовимірного варпінгу за матрицею ключових точок за даними СКТ: а – вихідне зображення, б – результат варпінгу у фронтальному перетині; в – результат варпінгу у аксіальному перетині з позначенням вихідного $S_{\text{И}}$ та змодельованого $S_{\text{М}}$ положень носової перегородки

Таким чином, під час проведення комп'ютерного конфігураційного планування ринохірургічного втручання обчислюються аеродинамічні опори носових проходів у передопераційному стані та після віртуальної зміни конфігурації анатомічних структур носової порожнини на основі варпінгу. Після цього знаходяться коефіцієнти $(k_{\Pi}^{(т)}, k_{\Pi}^{(л)})$, 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). Прогнозовані значення витрати повітря та відповідного перепаду тиску Q_{Π} і Δp_{Π} визначатимуться (для усунення методичних похибок, що пов'язані з растровим поданням томографічних зображень) згідно з даними риноманометричних досліджень $(Q_s, \Delta p_s)$ у турбулентному

$$Q_{\Pi} = Q_s \cdot \sqrt{k_{\Pi}^{(т)}}; \Delta p_{\Pi} = \frac{\Delta p_s}{k_{\Pi}^{(т)}}, \quad (22)$$

та ламінарному

$$Q_{\Pi} = Q_s \cdot k_{\Pi}^{(л)}; \Delta p_{\Pi} = \frac{\Delta p}{k_{\Pi}^{(л)}} \quad (23)$$

режимах потоку повітря.

Урахування індивідуальних фізіологічних особливостей пацієнта виконується за даними інспіраторної спірометрії при форсованому диханні ротом – при прогнозуванні відношення витрат повітря при максимально форсованих носовому та ротовому диханнях не має перевищувати 0,5. За даними прикладу розрахунку аеродинамічних опорів для окремого носового проходу в турбулентному (рис. 14, а) та ламінарному (рис. 14, б) режимах можна визначити, що в турбулентному режимі суттєвий вклад у загальний аеродинамічний опір вносять структури носового клапану (на вході в носовий прохід), а корекція вихідної анатомічної конфігурації з відповідними аеродинамічними опорами (1) виконується у серединних перетинах носового проходу при незначних відмінностях між післяопераційними (2) і прогнозованими (3) даними. Загальне зменшення аеродинамічних опорів знаходиться в межах 1,8...2,6 рази.

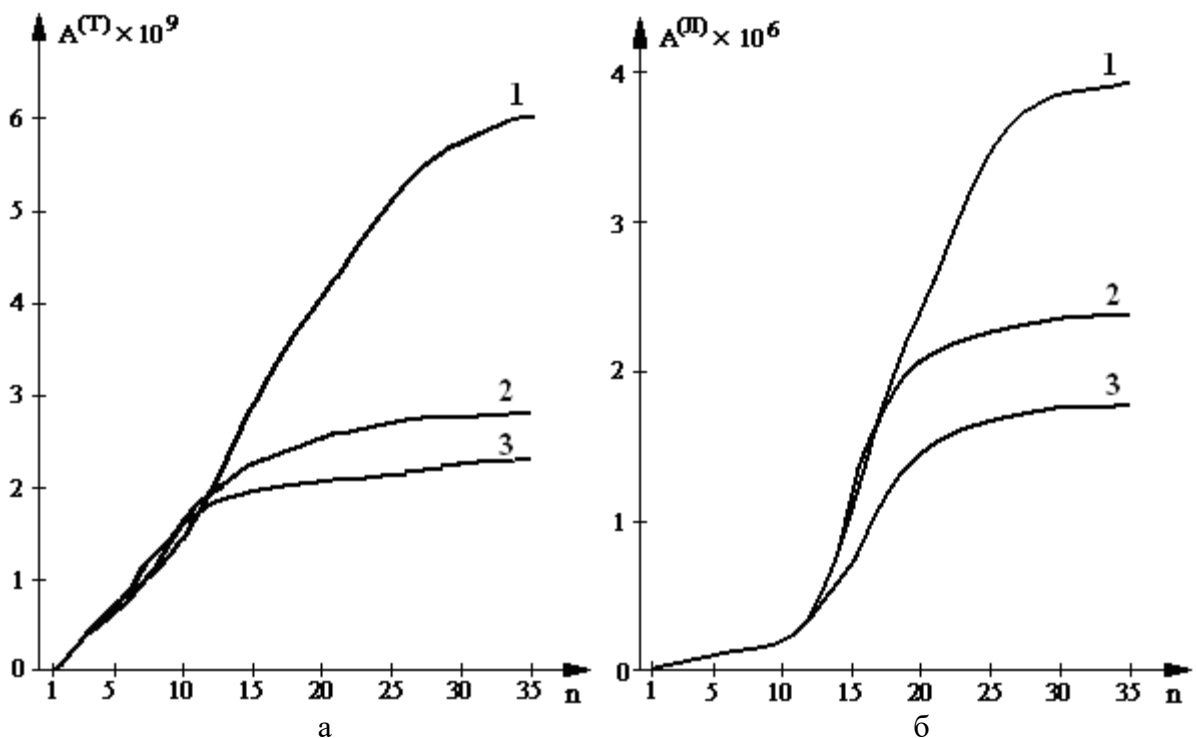


Рис. 14. Зміна сумарного аеродинамічного опору в одному з носових проходів (за перетинами n) у турбулентному (а) і ламінарному (б) режимах течії повітря (1– вихідні дані, 2 – післяопераційні дані, 3 – результати прогнозування)

Також в підрозділі розроблено основи побудови віртуальних інтроскопічних систем, до складу яких входять блоки (програмні модулі), в яких виконується моделювання властивостей біологічного об'єкта і, безпосередньо, імітаційне моделювання процесу одержання діагностичного зображення на основі моделей систем реєстрації, реконструкції, обробки та візуалізації даних. При цьому віртуальні інтроскопічні системи, що засновані на реконструктивних принципах отримання діагностичних зображень, відрізняються тільки реалізацією модулів реєстрації даних, які враховують особливості систем сканування при вимірюванні певних фізичних властивостей фантомних об'єктів. Це дозволяє спеціалістам інженерного та медичного профілів досліджувати на віртуальних моделях основні властивості реальних діагностичних систем, а також

алгоритмів реконструкції зображень при високому рівні інтерактивності процесів навчання та тренінгу.

У шостому розділі приведені матеріали щодо розробки конструкції, основних медико-технічних вимог та методики метрологічних випробувань комп'ютерного риноманометра КРМ типу ТНДА-ПВХ для тестування носового дихання на основі визначення перепадно-витратних характеристик (рис. 15),



Рис 15. Комп'ютерний риноманометр КРМ типу ТНДА-ПВХ

комбінована схема якого (рис. 16) складається з пристрою визначення перепадно-витратних характеристик ПВХ (позначення згідно з паспортом метрологічної атестації) та еластичної маски з трубопроводами, що накладається герметично на обличчя пацієнта. Конструктивно пристрій ПВХ складається з витратоміра $РА_{ПВХ}$, який встановлюється у повітряному тракті ПТ, блоку перетворювачів тиску БПТ, модуля аналого-цифрового перетворювача АЦП, який через інтерфейс USB підключається

до персональної електронно-обчислювальної машини ПЕОМ. Витратомір виконано за принципом сопла Вентурі. До корпусу витратоміра кріпиться адаптер із зворотним клапаном КЗ та контрольною точкою тиску КТТ.

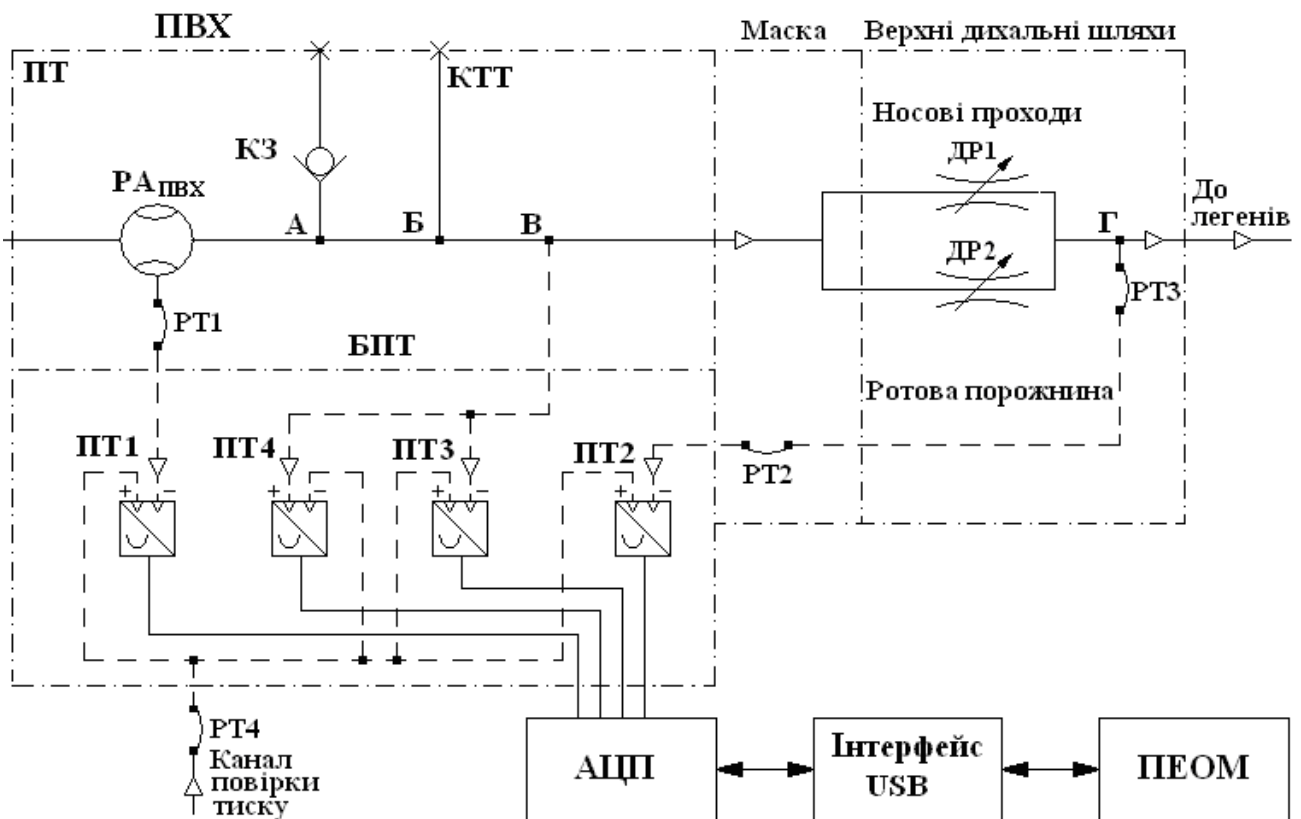


Рис. 16. Комбінована схема комп'ютерного риноманометра КРМ типу ТНДА-ПВХ

До вихідного отвору адаптеру приєднується маска з вхідним каналом В для проходу повітря і каналом Г у вигляді гнучкого рукава РТ2, що входить у всередину маски для розміщення його дистального кінця в ротовій порожнині пацієнта (при цьому доцільно застосувати жорсткий пластиковий мундштук для виключення можливості перетискання губами гнучкого рукава). Носові проходи пацієнта схематично показані як паралельно розташовані регульовані дроселі ДР1 та ДР2, кожен з яких включає опір відповідного носового проходу. При цьому вважається змінність значень опорів носових проходів залежно від фізіологічних та патологічних показників.

Блок БПТ містить перетворювачі тиску ПТ1...ПТ4 з електричними контактами та гнучкі рукави для з'єднання перетворювачів тиску з витратоміром РА_{ПВХ} (через РТ1) і ротовою порожниною Г (РТ2 та РТ3). Гнучкий рукав РТ4 використовується для одночасного тестування (перевірки) перетворювачів тиску ПТ1...ПТ4. Вимірювання тисків проводиться у таких точках: ПТ1 – тиск (розрідження) у витратомірі РА_{ПВХ}; ПТ2 – тиск (розрідження) в ротовій порожнині пацієнта (в точці Г); ПТ3 – тиск (розрідження) на вході в маску (канал В); ПТ4 – надлишковий тиск на виході з маски (канал В). Зворотний клапан КЗ, що приєднується в точці А до повітряного тракту, служить для обмеження надлишкового тиску у фазі видихання – для уникнення пошкодження перетворювачів ПТ1...ПТ4 та перешкоджання відриву маски від обличчя пацієнта через достатньо високий аеродинамічний опір витратоміром РА_{ПВХ}. Контрольна точка тиску КТТ(Б) служить для підключення додаткового перетворювача тиску (за необхідності). Таким чином, риноманометрична діагностика виконується в інспіраторній фазі дихання. Аналіз результатів тестування проводиться шляхом використання методу динамічної обробки вимірювальних сигналів, який розглянуто у 3-му розділі, побудови графічної залежності перепаду тиску від витрати повітря, розрахунку потужності дихання та коефіцієнта аеродинамічного опору за формулами (1) та (10), відповідно.

Для виконання метрологічної атестації розробленого пристрою було розроблено тестову установку та методику вимірювань значень тисків та витрати повітря, що засновані на комбінованій схемі, яка відрізняється від зображеної на рис. 16 введенням джерела витрати повітря (компресора), регульованого дроселя для створення пневматичного опору і еталонного витратоміра. Використання еталонного витратоміра дозволяє провести оцінку точності вимірюваних витратоміром ПВХ даних і, за необхідності, здійснити коригування значення коефіцієнта витрати для мінімізації похибки, який входить до класичної формули розрахунку витрати повітря за допомогою сопла Вентурі

$$Q = \mu \varepsilon \varepsilon_c S_c \sqrt{\frac{2}{\rho} \Delta p}, \quad (24)$$

где μ – коефіцієнт витрати, ε і ε_c – поправкові коефіцієнти, S_c – площа сопла, ρ – густина воздуха, Δp – перепад тиску на витратомірі.

Основні показники технічної характеристики пристрою ПВХ у ДП «Харківстандартметрологія» (свідоцтво метрологічної атестації № 05-0102 від 01.04.2010 р.) наведено у табл. 1. Для забезпечення вимірювань витрати повітря у повному діапазоні зміни тисків перетворювача ПД1 (з метою підвищення точності вимірювань у діапазонах до 4 л/с та до 8 л/с) пристрій ПВХ комплектується витратомірами з трьома номінальними значеннями діаметрів сопел (7; 8 та 9 мм).

Розроблено методику проведення попередньої клінічної апробації комп'ютерного риноманометра КРМ типу ТНДА-ПВХ, що включає правила використання, забезпечення відповідних заходів безпеки та санітарної обробки пристрою, виконання дихальних маневрів, обробки, аналізу й інтерпретації результатів обстеження як при звичайному тестуванні носового дихання, так і при комп'ютерному плануванні та оцінюванні функціональної ефективності ринохірургічних втручань.

Таблиця 1

Основні технічні характеристики пристрою ПВХ

Найменування параметра	Один. вимір.	Значення при номінальному діаметрі сопла, мм:		
		7	8	9
1. Витрата повітря: 1.1. максимальна 1.2. мінімальна	л/с	4±0,2 0,6	6 ±0,2 0,8	8 ±0,5 1,0
2. Межі виміру тиску і перепаду на опорі (дроселі): 2.1. верхній 2.2. нижній	кПа	10,0 0,14	10,0 0,14	10,0 0,14
3. Максимальний тиск (під час перевірки на герметичність)	кПа	± 10	± 10	± 10
4. Допустима приведена похибка під час вимірювання тиску	%	± 5	± 5	± 5
5. Допустима відносна похибка під час вимірювання витрати: 5.1. для максимального значення 5.2. для мінімального значення 5.3. для інших значень витрати	%	– 5 + 5 ± 5	– 5 + 5 ± 5	– 5 + 5 ± 5
6. Умови експлуатації: 6.1. Діапазон температур 6.2. Атмосферний тиск, 6.3. Відносна вологість	°C мм. рт. стовп. %	15...25 720...780 40...60		
7. Споживана потужність, не більш	Вт	4		
8. Засіб підключення до ПЕОМ		Інтерфейс USB		

Аналіз експериментальних досліджень за допомогою розробленого пристрою ПВХ (з відомими метрологічними характеристиками) на тестових аеродинамічних опорах (розширення / звуження трубопроводу через дросельну шайбу, поворот потоку і з'єднання трубопроводів різного діаметру) показав можливість отримання за допомогою розробленого пристрою достатньо надійних результатів вимірювань аеродинамічних параметрів, у ряді випадків близьких до розрахункових. Однак взаємний вплив місцевих опорів, у тому числі звужень і розширень на такій короткій ділянці умовного трубопроводу, як носовий хід (у середньому по довжині до 70 мм) не може бути точно врахований теоретичними розрахунками, тому достовірно можна визначати тільки втрати по довжині носових ходів за формулою (17).

Також на основі гіпотези про стабільність максимального значення механічної потужності дихання у форсованому режимі, що визначається за формулою (1), розроблені спрощені способи тестування носового дихання у форсованому режимі, які засновано на аналізі інспіраторної механічної потужності, що дозволяє, за рахунок зменшення загальної кількості вимірюваних параметрів (і відмови від маски), істотно спростити процедуру риноманометричного обстеження, а також враховувати індивідуальні фізіологічні можливості пацієнта. Розроблені спрощені способи тестування носового дихання можуть забезпечувати похибку визначення основних показників повітряного потоку в межах 10% виключно при форсованому диханні. Це пов'язано з тим, що при довільній інтенсивності дихання точна порівняльна оцінка відповідності потужних характеристик дихання неможлива і на даному етапі обмежує можливості їх застосування.

У сьомому розділі проведено розробку концепції комп'ютерного планування ринохірургічних втручань.

Розроблено структурну схему системи комп'ютерного планування ринохірургічних втручань, основними функціональними компонентами якої є: модуль мультимодальної реєстрації та зберігання вхідних діагностичних інтроскопічних та функціональних даних; модулі двомірної та просторової візуалізації з можливостями відображення додаткових сегментованих даних, що міститься в спеціалізованих графічних G-буферах, для побудови просторової інформаційної моделі комп'ютерного планування; модулі комплексного аналізу анатоμο-функціональних даних та віртуального моделювання хірургічного втручання для прогнозування функціональної ефективності хірургічного впливу, за результатами роботи яких в модулі формування базових навігаційних параметрів виконується визначення геометричних характеристик області оперативного втручання і параметри відповідних хірургічних впливів. Також до складу системи входить модуль, в якому визначається аналіз результатів післяопераційних обстежень та незалежна верифікація досягнутого функціонального результату за даними морфологічних досліджень цитологічних мікропрепаратів поверхні слизової оболонки носових раковин з метою визначення динаміки зміни клітинних співвідношень.

Сформульовано базові принципи функціонування та проектування та даних систем, що полягають в:

забезпеченні методологічної доказовості – використання методів інструментальних обстежень, які мають високу повторюваність результатів та діагностичну значущість;

необхідності проведення комплексних анатомо-функціональних досліджень та їх сукупного аналізу для проведення конфігураційного комп'ютерного планування, що полягає в прогнозуванні функціональних параметрів дихання при зміні просторового розташування анатомічних структур;

дотриманні принципів інтерактивності при забезпеченні максимального ступеня автоматизованого виконання формалізованих процедур обробки, сегментації та аналізу діагностичних даних з можливістю інтерактивного завдання параметрів і коректування результатів фахівцем на всіх етапах роботи системи;

гнучкості – можливості модифікації алгоритмічної моделі комп'ютерного планування в залежності від типу вирішуваних завдань та вибору діагностичних і прогностичних показників;

визначенні кількісних критеріїв функціональної ефективності результатів ринохірургічних втручань з використанням даних незалежної цитологічної верифікації, які в сукупності з попередніми та післяопераційними показниками утворюють медичну доказову базу ефективності застосовуваних методів діагностики і комп'ютерного планування.

Основними медико-технічними вимогами для проектування систем комп'ютерного планування ринохірургічних втручань є такі:

просторове розрізнення базової напівтонової воксельної моделі має становити не більш ніж 0,5 мм, що відповідає розмірам досліджуваних анатомічних структур 1 мм і обмежується дозволом скануючих систем сучасних томографів;

базовим режимом СКТ-візуалізації під час аналізу анатомо-топографічних даних є м'якотканинне вікно з відображенням структур у діапазоні щільності 0-300 HU;

інтерфейсний модуль системи має забезпечувати підтримку протоколів взаємодії з медичними базами даних (локальними і віддаленими), телемедичних функцій і роботу зі спеціалізованими медичними (DICOM) та стандартними форматами графічних файлів без втрати інформації;

кількість ключових точок, яка визначає просторовий дозвіл варпінгової моделі при конфігураційному плануванні ринохірургічних втручань, вибирається виходячи з розмірів структур, що підлягають деформації, і має складати не менше двох ключових точок на модифікувальний об'єкт;

для функціональної діагностики в ринології під час дослідження об'єктивних характеристик носового дихання необхідно застосовувати метод динамічної ЗАРМ, який дозволяє визначати основні показники носового дихання, такі як об'ємну витрату повітря і відповідний перепад тиску на носовій порожнині, коефіцієнт аеродинамічного носового опору, потужність носового

дихання, показники функціонування носового клапана, рухливості м'якого піднебіння та дисипації енергії при терті повітря об стінки носової порожнини;

урахування індивідуальної анатомо-фізіологічної варіабельності при проведенні риноманометрії повинно виконуватися на основі даних інспіраторної спірометрії і методів обробки, що враховують втому та індивідуальні особливості дихання за часовими глобальними та локальними трендами вимірювальних сигналів;

похибки вимірювань основних функціональних діагностичних показників дихання мають перебувати в межах 5%;

при апаратній реалізації системи необхідно вибирати сертифіковане в Україні обладнання;

для стабільності роботи системи необхідно передбачити захист від несанкціонованого доступу до калібрувальних та інших спеціалізованих даних – ця вимога не суперечить відкритості системи і дозволяє підвищити стійкість роботи вимірювального обладнання та обчислювальних алгоритмів.

ВИСНОВКИ

1. У результаті аналітичного огляду науково-технічної та медичної інформації встановлено, що відсутня теоретична база, яка необхідна для розробки сучасних доказових методів функціональної діагностики та планування хірургічних втручань у ринології. Тому в роботі вирішено проблему створення теоретичних основ і концепції комп'ютерного планування хірургічних втручань у ринології, а також розроблено методи та моделі, які дозволяють об'єктивізувати та підвищити достовірність методів функціональної діагностики носового дихання.

2. Розроблено основи теорії побудови та організації систем комп'ютерного планування ринохірургічних 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.

3. На підставі теоретичних і експериментальних досліджень встановлено, що найбільша турбулізація потоку виникає при вході і на виході з носового каналу, причому при спокійному диханні (витрата повітря не більше 0,3 л/с) режим потоку повітря у верхніх дихальних шляхах можна вважати ламінарним, при форсованому – турбулентним; повітрообмін у придаткових пазухах носа здійснюється зі швидкістю близько 5 см/с і носить дифузійний турбулентний характер, на відміну від аеродинамічних процесів у носовій порожнині, за яких швидкість повітря становить величину порядку 10...20 м/с (час дифузійного повітрообміну складає порядку 0,4 с). Ці положення можуть стати теоретичним обґрунтуванням для перегляду або оптимізації лікувальної тактики в ході проведення терапії захворювань верхніх дихальних шляхів.

4. Розроблено концепцію побудови діагностичних засобів для тестування носового дихання, яка за рахунок застосування методу, що реалізує принцип динамічної задньої активної риноманометрії і динамічної моделі обробки даних,

дозволяє забезпечити об'єктивну оцінку аеродинамічного опору верхніх дихальних шляхів при максимальній фізіологічності вимірювальних процедур з урахуванням індивідуальної варіабельності. З аналізу риноманометричних показників у динаміці при форсованому диханні можна оцінити ступінь рухливості м'якого піднебіння і анатомічних структур носового клапана, а також величину різниці фаз (у середньому, близько 9°) між сигналами перепаду тиску та витрати повітря, що характеризує ступінь дисипації енергії при терті повітря об стінки носової порожнини. Отримані результати є обґрунтуванням для розробки додаткових діагностичних критеріїв функціональної діагностики верхніх дихальних шляхів.

5. Запропонований в роботі метод задньої активної риноманометрії при форсованому диханні дозволяє знизити ймовірність помилки при прийнятті діагностичного рішення з 0,36 до 0,21 у порівнянні із традиційним методом передньої активної риноманометрії. Додавання до параметрів апаратно-методологічних засобів динамічних характеристик вимірюваних сигналів забезпечує додаткове (з 0,21 до 0,1) зниження ймовірності помилки прийняття діагностичного рішення. При цьому більшу ніж в 1,5 рази діагностичну значущість мають дані перепаду тиску в порівнянні з величиною витрати повітря.

6. Розроблено метод конфігураційного комп'ютерного планування ринологічних 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. За результатами тестування методу 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 запропонованого методу є створення бази даних, які містять інформацію про характер зміни аеродинамічного носового опору при типових ринохірургічних втручаннях.

7. Розроблено та сертифіковано як індивідуальний вимірювальний засіб пристрій для визначення перепадно-витратних характеристик ПВХ з похибкою реєстрації вимірюваних параметрів не більше 5% (свідоцтво про державну метрологічну атестацію № 05-0102 від 01.04.2010р). Даний пристрій входить до складу комп'ютерного риноманометра КРМ типу ТНДА-ПВХ для тестування носового дихання, що дозволило провести клінічну апробацію пристрою та сприяє етапу його сертифікації як медичного приладу.

8. На основі сформованих принципів побудови діагностичних засобів для тестування носового дихання і систем комп'ютерного планування ринохірургічних втручань розроблено основні медико-технічні вимоги та практичні рекомендації для проектування даних систем, що також дозволяє вдосконалити концепцію застосування доказових лікувально-діагностичних методів у ринології.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Аврунин О.Г. Возможности автоматического определения координат опорных стереотаксических ориентиров / О. Г. Аврунин // Вісник НТУ «ХПІ». – 2003. – № 19. – С. 3-8.
2. 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.
3. 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.
4. Аврунин О.Г. Опыт разработки программного обеспечения для визуализации томографических данных / О. Г. Аврунин // Вісник НТУ «ХПІ». – 2006. – № 23. – С. 3-8.
5. 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.
6. Аврунин О.Г. Визуализация данных контрастной компьютерной томографии / О.Г. Аврунин, Т.А. Карпенко // Прикладная радиоэлектроника. – 2007. – Т.6. – № 1. – С. 56-61.
7. Аврунин О.Г. Принципы построения автоматизированных нейрохирургических комплексов / О. Г. Аврунин, Т.В. Носова // Вестник НТУ «ХПИ». – 2007. – № 19. – С. 3-11.
8. 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.
9. Аврунин О.Г. Визуализация верхних дыхательных путей по данным компьютерной томографии / О.Г. Аврунин // Радиоэлектроника и информатика. – 2007. – № 4. – С. 119-122.
10. 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.
11. Возможности реконструкции черепных дефектов по данным краниографии / О. Г. Аврунин, А. И. Бых, Е.О Шамраева // Технічна електродинаміка. – Тем. випуск «Силова електроніка та енергоефективність». – 2008. – Т. 4. – С. 113-116.
12. The experience software-based design of virtual medical intrascopy systems for simulation study / О. Avrunin, L. Aver'yanova, V. Golovenko, O.Sklyar // International Journal "Information Technologies and Knowledge". – 2008. – Vol.2. – P. 470-474.
13. Аврунин О.Г. Опыт разработки биомедицинской системы цифровой микроскопии / О. Г. Аврунин // Прикладная радиоэлектроника. – 2009. – Т.8. – № 1. – С. 46-52.

14. 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
15. 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.
16. 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.
17. 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.
18. Аврунин О.Г. Сравнение дискриминантных характеристик риноманометрических методов діагностики / О. Г. Аврунин, В. В. Семенец, П.Ф. Щапов // Радіотехніка. – 2011. – 164. – С. 102-107.
19. Аврунин О.Г. Принципы компьютерного планирования функциональных оперативных вмешательств / О. Г. Аврунин // Технічна електродинаміка, тем випуск «Силовая електроніка та енергоефективність». – 2011. – Ч. 2. – С. 293-298.
20. 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.
21. Аврунин О. Г. Экспериментальное исследование пневмоустройства для определения перепадно-расходных характеристик воздушного потока в носовых ходах / О. Г. Аврунин // Промислова гідравліка і пневматика. – 2011. – №2(32). – С. 34-38.
22. 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.
23. 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 «Силовая електроніка та енергоефективність». – 2012. – Ч.3. – С. 184-197.
24. The role of paranasal sinuses in the aerodynamics of the nasal cavities / H. Farouk, E. Abaida, A. Khaleel, O. Avrunin // International Journal of Life Science and Medical Research. – 2012. – Vol. 2. № 3.– P. 52-55.
25. Rhinoseptoplasty, outcomes and perspectives / A. Zhuravlev, M. Kalashnik, O. Avrunin et al. // Folia otorhinolaryngologica .– 2011.– Vol. 17.– № 3.– P. 8-12.

26. Щапов П.Ф. Повышение достоверности контроля и диагностики объектов в условиях неопределенности: монография / О. Г. Аврунин, П. Ф. Щапов. – Харьков: ХНАДУ, 2011. – 192 с.

27. Пат. 79131 Україна, МПК А61В5/107. Спосіб нейрохірургічного планування при проведенні реконструктивних втручань щодо пластики фронтоорбітальних кісткових дефектів / Аврунін О. Г., Сіпій В. І., Бабалян Ю. О., Семенець В. В., Шамраєва О. О.; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки – № а200501307; заявл. 14.02.2005; опубл. 25.05.2007, Бюл. № 7.

28. Пат. № 92395 Україна, МПК А61В5/08. Спосіб планування оперативних втручань при лікуванні порушень повітряної провідності верхніх дихальних шляхів / Аврунін О. Г., Журавльов А. С., Калашник М. В, Яценко М. І., Семенець В.В.; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки – № а200815033; заявл. 26.12.2008; опубл. 12.07.2010, Бюл. № 20.

29. Пат. № 94525 Україна, МПК А61В5/055. Спосіб визначення рівня резекції м'якого піднебіння при лікуванні храпу / 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.

30. Пат. № 95018 Україна, МПК А61В5/08. Спосіб об'єктивного визначення функції носового клапана / Аврунін 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

31. Пат. № 91762 Україна, МПК А61В 5/08. Пристрій для тестування носового дихання / Аврунін О. Г. , Журавльов А. С., Калашник М. В, Яценко М. І., Семенець В. В.; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки.– № а200814356; заявл. 15.12.2008; опубл. 25.08.2010, Бюл. № 16.

32. Пат. № 94357 Україна, МПК А61В5/00. Спосіб непрямого визначення перепаду тиску в верхніх дихальних шляхах людини / 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.

33. Пат. № 94853 Україна, МПК А61В5/085, А61В5/087, А61В5/091. Спосіб визначення аеродинамічних характеристик верхніх дихальних шляхів людини / 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.

34. Пат. № 97779, Україна, МПК А61В 5/08. Спосіб планування ринологічних функціонально-естетичних оперативних втручань / Аврунін О. Г., Кнігавко 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. 2012. – № 5.

35. 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.

36. Аврунин О.Г. Опыт разработки виртуальных интраскопических систем / О. Г. Аврунин // Материалы XXIX Международной научно-практической конференции «Применение лазеров в медицине и биологии». – Харків, ХНУ, 2008. – С. 247-248.

37. Аврунин О.Г. Проблемы обработки интраскопических изображений на современном этапе / О. Г. Аврунин // Сб. Науч. трудов. 3-го Междунар. радиозлектронного форума МРФ-2008. – Т. 4. – Харьков: АНПРЭ, ХНУРЭ, 2008. – С. 230-233.

38. 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.

39. Аврунін О.Г. Дослідження ступеня рухливості носового клапану за даними електроміографії / О. Г. Аврунін, Т. В. Жемчужкіна, Т. В. Носова // Матеріали 18-й міжнародної науково-практичної конференції «Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я». – Харків. – 2010. – НТУ «ХПІ». – Ч.3. – С. 84.

40. Аврунин О.Г. Обоснование основных медико-технических требований для проектирования многофункционального риноманометра / О. Г. Аврунин, А. И. Бых, В. В. Семенец // Сборник научных трудов 3-й международной научной конференции «Функциональная компонентная база микро-опто- и наноэлектроники». – Харьков, ХНУРЕ. – 2010. – С. 280-281.

41. Бых А.И. Диагностические возможности современной риноманометрии / А. И. Бых, Т. Г. Силантьева, О. Г. Аврунин // Сборник научных трудов научнометодического семинара Наука и образование. – Хмельницький – Рим. – ХНУ, 2011. – С. 88-89.

42. Книгавко Ю. В. Система компьютерного планирования пластических вмешательств на лице человека методом объемной деформации / Ю. В. Кигавко, О. Г. Аврунин // Сб. научных трудов 5-й МНК Функциональная база наноэлектроники. – Харьков: ХНУРЕ, 2012. – С. 35-38.

43. Журавлев А.С. Сравнение диагностических возможностей методов оценки дыхательной функции верхних дыхательных путей / А. С. Журавлев, О. Г. Аврунин, Ю. М. Калашник // Матеріали наукової конференції «Сучасні методи діагностики і лікування хронічних запальних захворювань ЛОР-органів». – ЖВНГ. – 2012. – № 3с. – С. 78-79.