



МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

**ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ**

**О.Г.Аврунін, Є.В.Бодянський, С.Б.Безшапочний,
В.В.Семенець, В.О.Філатов**

**ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ ТЕХНОЛОГІЇ
МОДЕЛЮВАННЯ ХІРУРГІЧНИХ
ВТРУЧАНЬ**

Монографія

Харків 2018

УДК 615.47: 616–072.7

Рекомендовано до друку рішенням Вченої ради Харківського національного університету радіоелектроніки (протокол №2/10-3 від 30.01.2018 р.)

Інтелектуальні технології моделювання хірургічних втручань:
монографія./ О.Г. Аврунін, С.Б. Безшапочний, Є.В. Бодянський,
В.В. Семенець, В.О. Філатов – Харків: ХНУРЕ, 2018. – 224 с.

ISBN 978-966-659-236-4

Розглядаються інтелектуальні технології моделювання та планування хірургічних втручань. Наводяться теоретичні основи методів віртуального моделювання та прогнозування результатів малоінвазивних хірургічних втручань. Пропонується комплексна аеродинамічна модель верхніх дихальних шляхів на основі об'єднання даних комп'ютерної томографії та риноманометрії. Обґрунтовуються принципи траєкторного та конфігураційного планування хірургічних втручань і наводяться приклади їх практичного застосування.

Рекомендується для науковців, інженерів та медичних працівників – фахівців в галузі розробки та використання методів та апаратури для сучасної малоінвазивної хірургії.

The intellectual technologies for modeling and planning of surgical interventions are proposed. The theoretical bases of the methods of virtual simulation and prediction of the results of noninvasive surgical interventions are given. The complex aerodynamic model of the upper respiratory tract is proposed and based on the combination of computer tomography and rhinomatometry data. The principles of trajectory and configurationally planning of surgical interventions are proposed and examples of their practical application are given.

Recommended for scientists, engineers and doctors - specialists in the field of development and use of methods and equipment for modern minimal-invasive and image-guided surgery.

Рецензенти:

Н.Г. Косуліна, д-р. техн. наук, професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії та теоретичної електротехніки Харківського національного технічного університету сільського господарства ім. П. Василенка;

В.Г. Дуденко, д-р. мед. наук, професор, завідувач кафедри оперативної хірургії та топографічної анатомії Харківського національного медичного університету.

УДК 615.47: 616–072.7

ISBN 978-966-659-236-4

DOI: 10.30837/978-966-659-236-4

©О.Г.Аврунін, С.Б.Безшапочний, Є.В.Бодянський,
В.В.Семенець, В.О.Філатов, 2018

ЗМІСТ

ВСТУП	5
1 АНАЛІЗ СУЧАСНИХ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИХ ТЕХНОЛОГІЙ КОМП'ЮТЕРНОГО ПЛАНУВАННЯ ТА МОДЕЛЮВАННЯ ХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ.....	7
1.1 Основні принципи побудови інтелектуальних систем для комп'ютерного планування хірургічних втручань	7
1.2 Аналіз методів і засобів інтроскопічної візуалізації в ринології	11
1.3 Аналіз функціональних методів дослідження носового дихання.....	15
1.4 Аналіз обчислювальних методів і засобів планування ринохірургічних втручань	21
1.5 Класифікація методів комп'ютерного моделювання хірургічних операцій, обґрунтування узагальненої структурної схеми і алгоритмічної моделі системи комп'ютерного планування ринохірургічних втручань	26
2 РОЗВИТОК МЕТОДІВ ЕНДОНАЗАЛЬНОЇ ХІРУРГІЇ НАВКОЛОНОСОВИХ ПАЗУХ.....	35
2.1 Історичні аспекти ендоназальної хірургії	35
2.2 Значення структур остеомеотального комплексу.....	38
2.3 Значення патологічних змін латеральної стінки порожнини носа.....	41
2.4 Ендоскопічне дослідження носової порожнини	43
2.5 Особливості комп'ютерної та магнітнорезонансної томографії навколоносових пазух.....	48
2.6 Техніка ендоназальної ендоскопічної полісинусотомії	54
2.7 Ощадливі методики ендоскопічної хірургії навколоносових пазух	58
2.8 Техніка втручання та методика операцій на передній групі навколоносових пазух.....	60
2.9 Техніка втручання на задній групі навколоносових пазух	62
2.10 Методика мікрогайморотомії.....	64
2.11 Ендоскопічна хірургія перегородки носа	66
2.12 Ендоскопічні втручання на носових раковинах.....	67
3 ГІБРИДНІ МОДЕЛІ В ЗАДАЧАХ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ ІНФОРМАЦІЙНИХ СИСТЕМ	70
3.1 Дослідження підходів до задач моделювання процесів прийняття рішень в інформаційних системах	70
3.2 Розширення E-мереж для побудови мережних моделей	73
3.3 Гібридні імітаційно-керуючі моделі на основі інтеграції розширених E-мереж і стохастичних мереж	78
3.4 Розширення гібридних імітаційно-керуючих моделей на основі інтеграції розширених E-мереж, стохастичних мереж і моделей баз знань ..	86
3.5 Підходи до оптимізації процесів керування й прийняття рішень	

за нечітких алгоритмічних обмежень	89
4 РОЗРОБКА МОДЕЛЕЙ І МЕТОДІВ ПОДАННЯ ІНТРАСКОПІЧНИХ ДАНИХ У СИСТЕМАХ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ РИНОХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ.....	93
4.1 Постановка завдання і формування вихідних даних	93
4.2 Розробка критерію вибору методу вторинної обробки інтроскопічних даних	96
4.3 Розробка методу попередньої сегментації внутрішньочерепних структур.....	110
4.4 Розробка методу автоматизованої сегментації носових проходів.....	118
4.5 Розробка моделі представлення інтраскопічних даних в системах комп'ютерного моделювання хірургічних втручань	120
4.6 Обґрунтування структурних модулів підсистеми обробки і відображення інтраскопічних даних анатомічного картування	126
5 РОЗРОБКА МОДЕЛІ ТА МЕТОДУ КОМП'ЮТЕРНОГО ПЛАНУВАННЯ РИНОХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ.....	130
5.1 Розробка аналітичної просторової моделі аеродинаміки носової порожнини	130
5.2 Побудова чисельної просторової моделі аеродинаміки носової порожнини	136
5.3 Розробка методу конфігураційного комп'ютерного планування ринохірургічних втручань	140
5.4 Приклад використання методу комп'ютерного планування ринохірургічного втручання при корекції викривлення носової перегородки	147
5.5 Розробка алгоритмічної моделі конфігураційного комп'ютерного планування ринохірургічних втручань	161
6 РОЗРОБКА КОНЦЕПЦІЇ ПРОВЕДЕННЯ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ РИНОХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ	165
6.1 Розробка структурної схеми системи комп'ютерного планування ринохірургічних втручань	165
6.2 Інтелектуальна технологія моделювання пластичних втручань на обличчі людини	168
6.3 Інтелектуальна технологія моделювання стереотаксичних втручань на головному мозку людини	181
6.4 Формування основних принципів і положень концепції комп'ютерного моделювання ринохірургічних втручань.....	195
6.5 Розробка медико-технічних вимог і практичних рекомендацій для проектування систем комп'ютерного планування в ринохірургії.....	198
Висновки	203
Перелік посилань.....	204

ВСТУП

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 рамкових програм 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[1,2].

Застосування сучасних інтелектуальних 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 у 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[2–13].

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 [11–17]. 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 [18]), 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, змодельовати необхідну конфігурацію носової порожнини та виконати малотравматичне ендоскопічне втручання. Дослідженням у цій області присвячено роботи видатних вітчизняних та закордонних фахівців: С.Б. Безшапчного, А.С. Журавльова, Г.З. Піскунова, Ю.П. Ульянова, W. Bachmann, P. Coleta 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 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. Суттєву підтримку в цьому здатні надати сучасні інтелектуальні технології, які є одним з видів інформаційних технологій, заснованих на знаннях, комплексах програмних, лінгвістичних і логіко-математичних засобів для допомоги діяльності лікаря.

Тому, монографію присвячено висвітленню важливої науково-прикладної проблеми – створення теоретичних основ і концепції комп'ютерного планування функціональних хірургічних втручань.

1 АНАЛІЗ СУЧАСНИХ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИХ ТЕХНОЛОГІЙ КОМП'ЮТЕРНОГО ПЛАНУВАННЯ ТА МОДЕЛЮВАННЯ ХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ

1.1 Основні принципи побудови інтелектуальних систем для комп'ютерного планування хірургічних втручань

Виходячи з практичного досвіду, сучасна концепція комп'ютерного планування хірургічних втручань у різних галузях, зокрема, нейрохірургії, оториноларингології, офтальмології, пластичній та судинній хірургії, базується на запропонованих [16] 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.

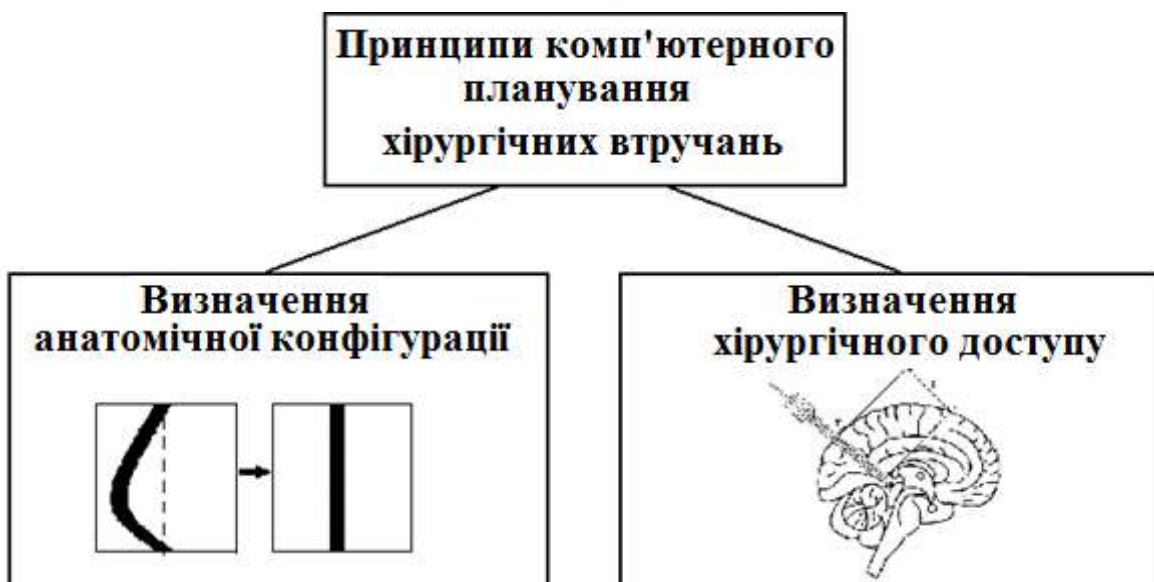


Рис. 1.1. Класифікація принципів комп'ютерного планування

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.

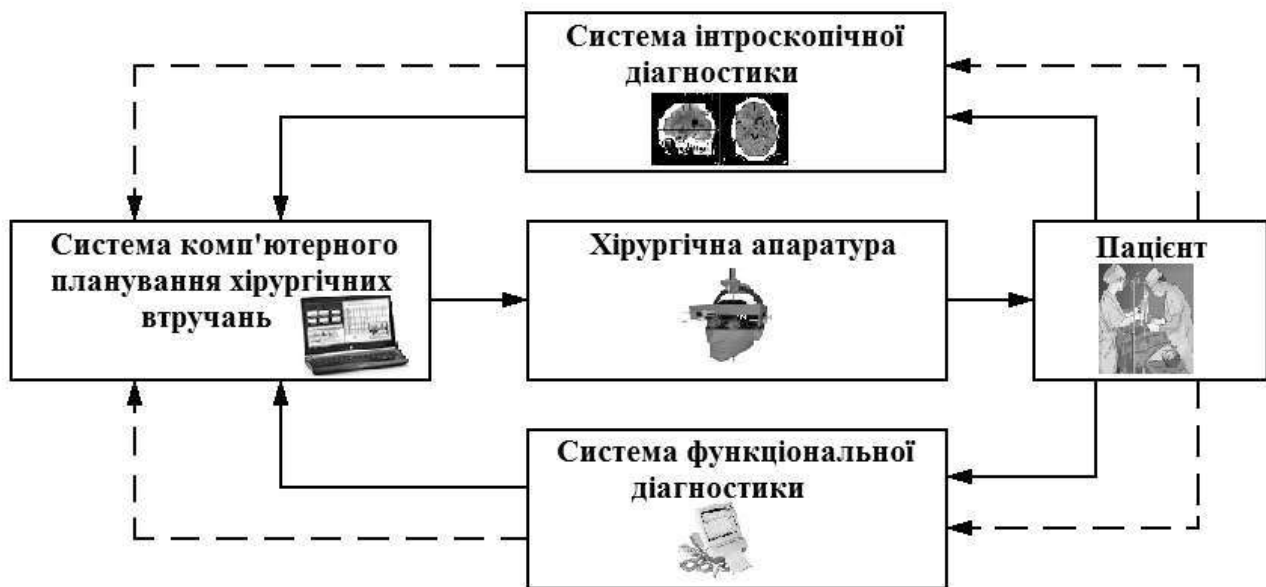


Рис. 1.2. Біотехнічний комплекс інструментальної діагностики та комп'ютерного планування хірургічних втручань

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 [16]. У 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 комплексивже реалізовано в риноларингології, отології, офтальмології, нейрохірургії, пластичній та судинній хірургії (див. рис. 1.4).

Наукова новизна розробок у цьому напрямку полягає 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, реалізовано 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, створено та виконувати відповідні. 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.

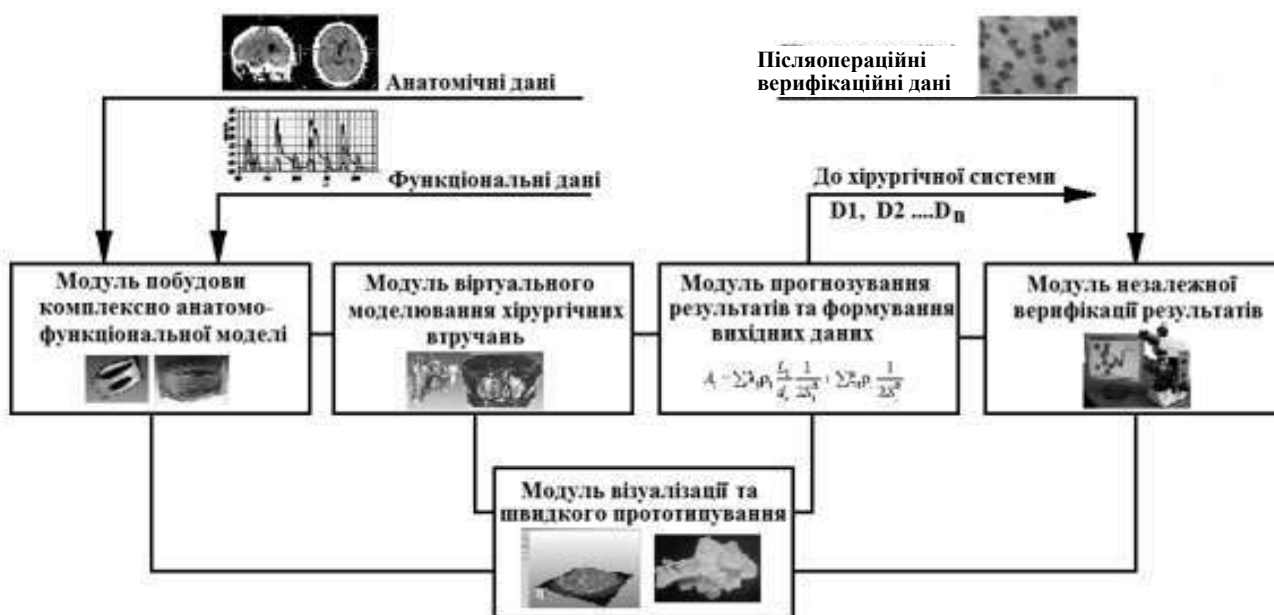


Рис.1.3. Система комп'ютерного планування хірургічних втручань, роботу якої проілюстровано на прикладі функціональної ринохірургії

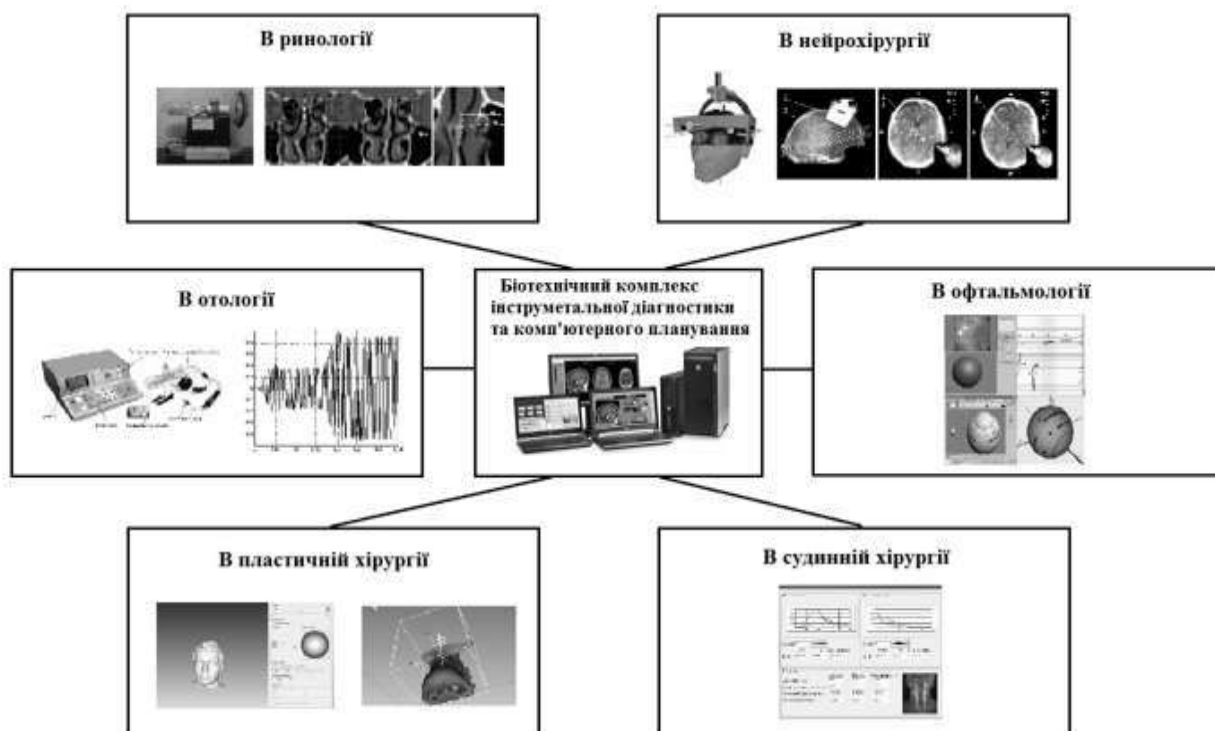


Рис. 1.4. Типові сучасні галузі застосування біотехнічних комплексів для комп'ютерного планування хірургічних втручань

Інтелектуальні технології при моделюванні хірургічних втручань складаються з таких 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 деякій системі;
- підтримка прийняття рішень – сукупність процедур, що забезпечують полегшення процесу ухвалення рішення необхідною інформацією і відповідними рекомендаціями;
- планування – процес знаходження планів дій, що належать 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'єкта із заздалегідь визначеними властивостями за чіткими структурними описами знань про об'єктну основу 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 і засобами для їх ліквідації з метою передачі знань.

1.2 Аналіз методів і засобів інтроскопічної візуалізації в ринології

Основним методом інтраскопічної діагностики внутрішньочерепних структур тривалий час була рентгенографія, заснована на дослідженні внутрішньої структури черепа за допомогою рентгенівського випромінювання (див. рис 1.5.). Отримання рентгенографічного зображення засновано на ослабленні рентгенівського випромінювання під час його проходження через різні тканини, призводить до відображення інтегральної характеристики щільності досліджуваних структур на рентгеночутливій плівці або матриці детекторів [19, 20]. Метод має високу роздільну здатність за координатами – близько 20 пар ліній/мм для плівки [20] і близько 4 пар ліній/мм для цифрових рентгенографічних систем [20–22]. Однак накладення тіней від об'єктів, що знаходяться на шляху проходження променя, ускладнює діагностику слабкоконтрастних об'єктів.



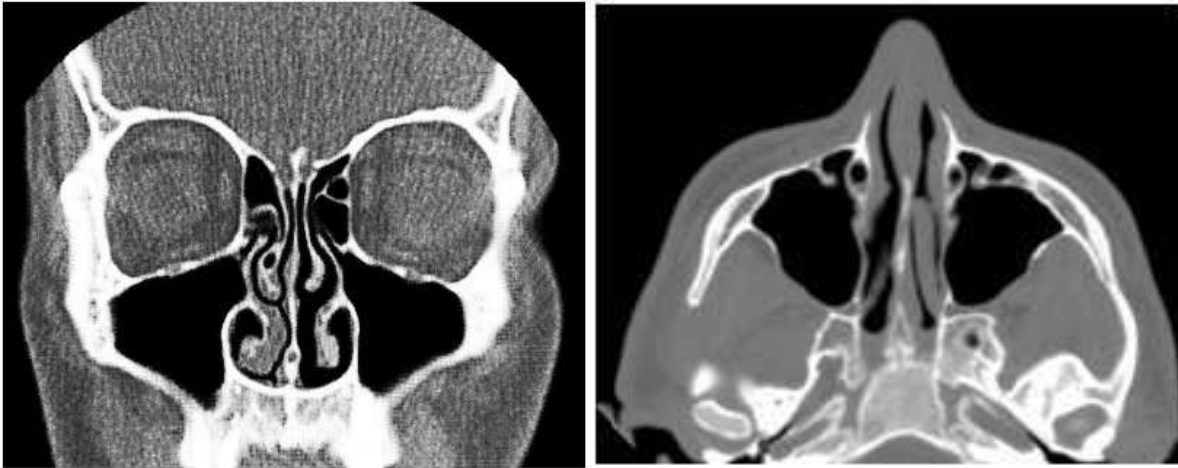
а

б

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

В ході діагностики захворювань придаткових пазух носа застосовують фронтальні та сагітальну проекції рентгенівських знімків [19, 22] 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 [19–22] і важко піддається автоматизації. Це викликано тим, що на кожен елемент результуючого зображення проектується безліч анатомічних деталей, при цьому першорядну роль відіграє правильне рентгенологічне укладання, порушення якого призводить практично до повної неможливості коректно інтерпретувати діагностичне зображення.

На сьогодні найбільш універсальним методом анатомічного картування внутрішньочерепних структур є рентгенівська комп'ютерна томографія [2–10, 13, 16, 23–40]. 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 повітроносних порожнин (див. рис. 1.6). Принципова відмінність методу рентгенівської комп'ютерної томографії від стандартної рентгенографії 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 належать 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 [30–40] та мультиспіральна комп'ютерна томографія МСКТ [39] дозволяють забезпечити просторову роздільну здатність в межах одного зрізу до 0,1 мм з відстанню між площинами зрізів до 0,5 мм.



а

б

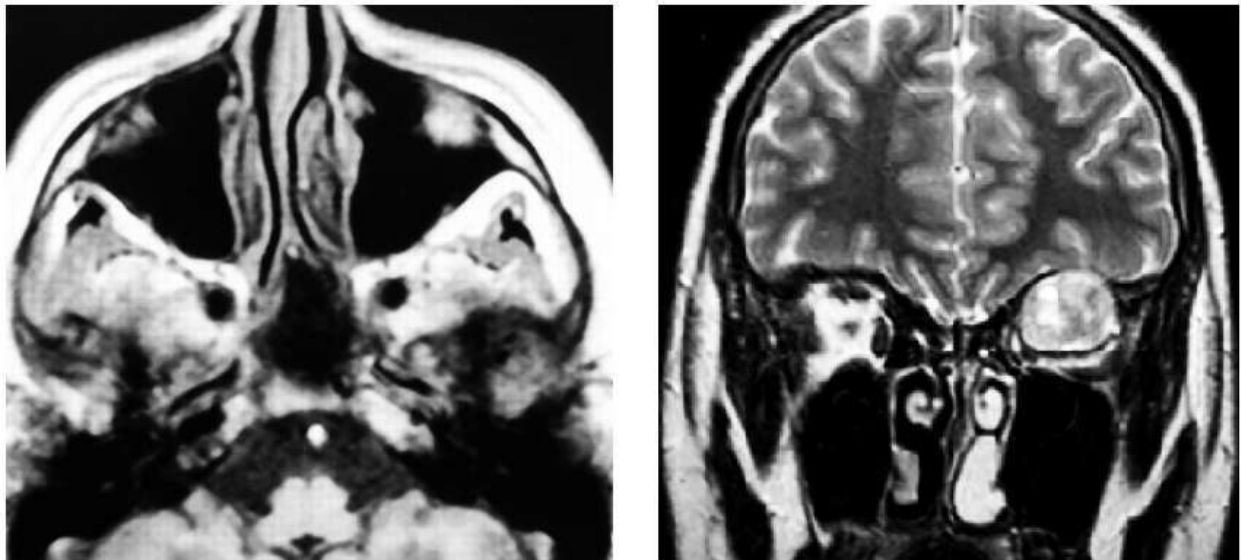
Рис. 1.6. Комп'ютерно-томографічне дослідження носа та навколоносових пазух: а – аксіальний томографічний зріз, б – мультипланарна реконструкція у фронтальній проекції

У ринології рентгенівська комп'ютерна томографія дозволяє візуалізувати повітряні шляхи, кісткові структури, простори і співустя придаткових пазух носа, а також товщину слизової оболонки верхніх дихальних шляхів, стан якої є в ряді випадків важливим діагностичним критерієм [35–42].

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 є можливим через високу індивідуальну варіабельність судин. Одним з найбільш інформативних методів візуалізації судинної системи головного мозку людини є контрастна СКТ [40]. Суть методу полягає у швидкісному спіральному скануванні головного мозку під час внутрішньовенного введення 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 анормальне розташування судин.

Ще одним методом інтраскопічної візуалізації є магнітно-резонансна томографія [45, 46]. 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, чотирма параметрами: протонною щільністю (кількістю ядер водню в досліджуваній тканині); часом спин-гратчастої релаксації (T1); часом спин-спінової релаксації (T2); рухом або дифузиею 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 із зростанням індукції магнітного поля томографа і для низькопольних томографів (з індукцією близько 0,1 Тл) становить близько 3 мм [45]. 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 [47].



а

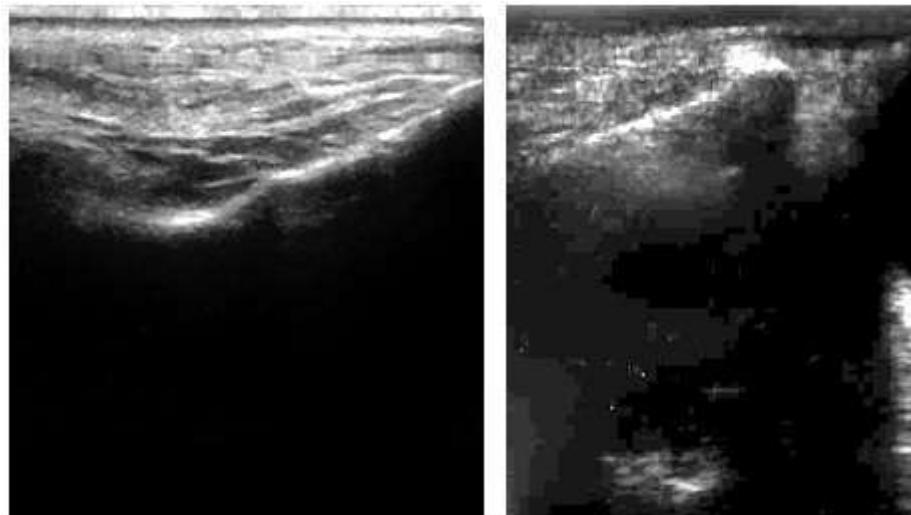
б

Рис. 1.7. Магнітно-резонансне томографічне дослідження носа та навколоносових пазух: а – аксіальний томографічний зріз, б – фронтальний томографічний зріз

Метод МРТ порівняно 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 під час визначення точних розмірів пухлини і її поширеності. Також важливою перевагою методу є відсутність променевого навантаження та отримання довільно-орієнтованих

томографічних зрізів [42, 47]. Однак візуалізація кісткових структур за допомогою магнітно-резонансної томографії скрутна, оскільки через відсутність достатньої кількості рухомих протонів від компактної речовини кістки надходить дуже слабкий МР-сигнал, що робить скрутним хірургічну навігацію по кісткових орієнтирах. Тому, метод МРТ досить рідко застосовується як засіб інтраскопічного картування у функціональній ринохірургії.

Також досить обмежено в ринології застосовується метод транс-краніального 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 [48] при глибині сканування до 8 мм. За наявності рідини в пазухах (основної ознаки синуситів) відбитий ехо-сигнал відбиватиметься 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.



а

б

Рис. 1.8. Ультразвукові синусограми лобних пазух [48]: 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 належать: проби Воячека, Глятцеля та Коля [42–44]. 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 методом 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 під час дихання 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 у 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 кожний (*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 [42,50–69]. Передня активна (під час природного дихання пацієнта) риноманометрія (ПАРМ) полягає в тому (див. рис. 1.9, а), що в одну з ніздрів вставляють трубку з перетворювачем тиску і герметичним obturatorом, у 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 належить виникаюча похибка обчислення коефіцієнта загального повітряного носового опору, через почергове блокування половин носа, яке спричиняється вазомоторною реакцією, що призводить до рефлекторної зміни поперечних розмірів досліджуваного носового ходу, а також зміни 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. рис. 1.9, б) за допомогою розміщеної в роті (при щільно стислих губах) вимірювальної трубки; при цьому дистальна частина трубки не має викликати блювотного рефлексу. Тому, для проведення ЗАРМ від пацієнта може знадобитися звикання до виконання дихальних маневрів шляхом тренування та відсутність високого блювотного рефлексу.

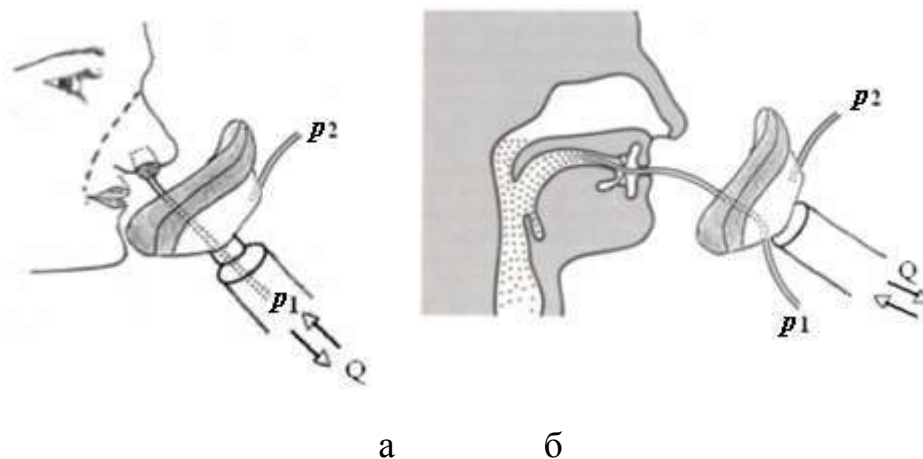


Рис. 1.9.Схеми розміщення перетворювачів тиску p при передній (а) і задній (б) активній риноманометрії (Q – витрата повітря)

Таким чином, при методі ЗАРМ відбувається вимір сумарної витрати повітря під час дихання носом через обидва носових канали і перепаду тисків Δp між атмосферним p_2 (у підмасковому просторі) і в носоглотці (дистальний кінець вимірювальної трубки перетворювача тиску p_1 вводиться через порожнину рота) згідно 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 у витратомірі на основі сопла Вентури,

сигнали тиску датчиків p_1, p_2, p_3 фіксують розрядження, досягають максимального значення, а при затримці дихання сигнали всіх датчиків дорівнюють нулю. Цикл видиху фіксується за 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 рисунку 1.11. У нормі величина аеродинамічного носового опору при ЗАРМ знаходиться в межах $0,3-1,5$ кПа \times с/л.

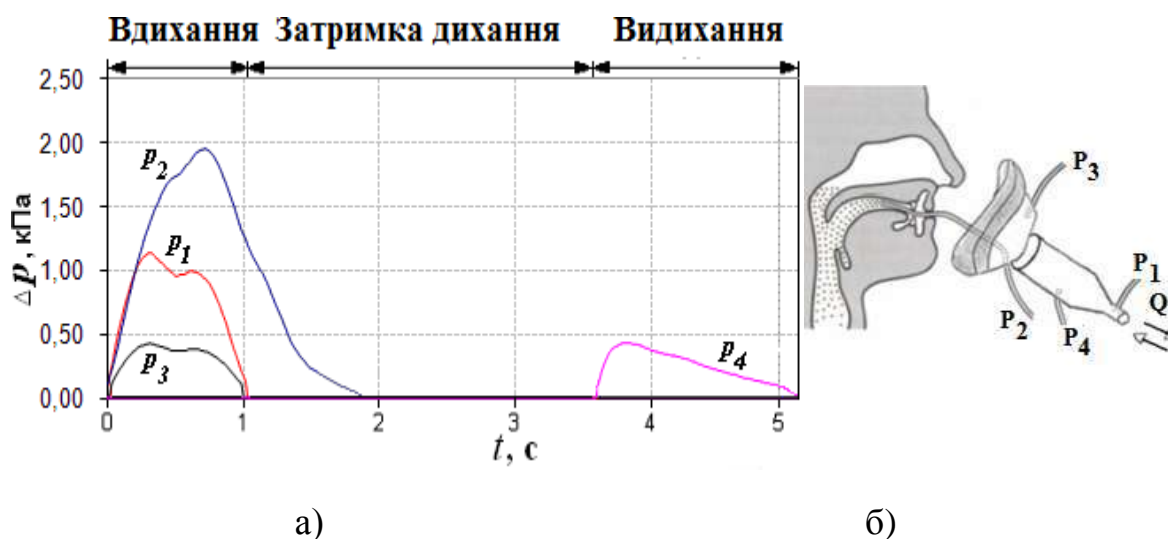


Рис. 1.10. Діаграма дихальних циклів за даними динамічної ЗАРМ (а) і ілюстрація розміщення перетворювачів тиску (б)

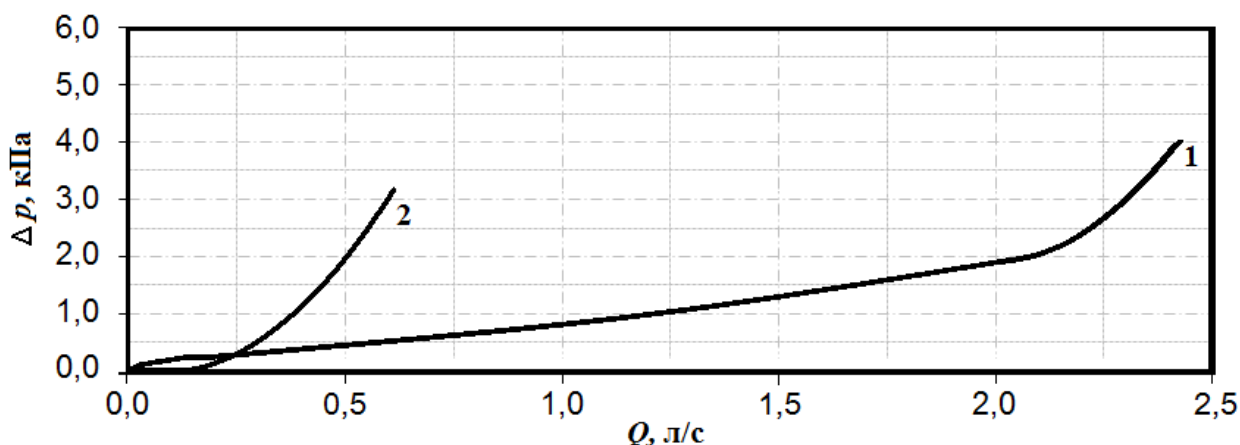


Рис. 1.11. Залежність перепаду тиску на носовій порожнині від витрати повітря, що пропускається за даними ЗАРМ (результати при умовній нормі (1) і при порушенні носового дихання (2))

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

Актуальною є задача забезпечення повторюваності результатів риноманометричної діагностики. Тому, перспективним (володіє меншою варіабельністю) пропонується метод динамічної ЗАРМ під час форсованого дихання, 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) за різних значень перепаду тиску і витрати повітря. Важливим риноманометричним показником у 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) [170–173]. Аналіз риноманометричних даних при цьому має обов'язково враховувати коефіцієнт ефективності носового дихання порівняно з ротовим, згідно з формулою

$$k_E = \frac{Q_I}{Q_D}, \quad (1.3)$$

де Q_H – форсована витрата повітря під час дихання носом;

Q_P – форсована витрата повітря під час дихання ротом.

Причому в нормі цей коефіцієнт має 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 під час дихання 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 комп'ютерна риноманометрична система MasterScope Rhino (Erich Jaeger, Німеччина), RhinoStream (Heinemann Medizintechnik, ФРГ) та Ринолан (Міцар, РФ) [51–69]. 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 залишається проблема повторюваності даних під час вимірювання фізіологічних параметрів організму людини в умовах відсутності еталону [41, 42]. 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 фізіологічність процедури обстеження з урахуванням індивідуальних фізичних можливостей пацієнта. Такий пристрій згідно з наведеною на рис. 1.12 структурною схемою містить вимірювальний блок з перетворювачами тиску і витрати повітря, сигнали яких передаються в інформаційний блок, де виконується оцифровування 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 [42].

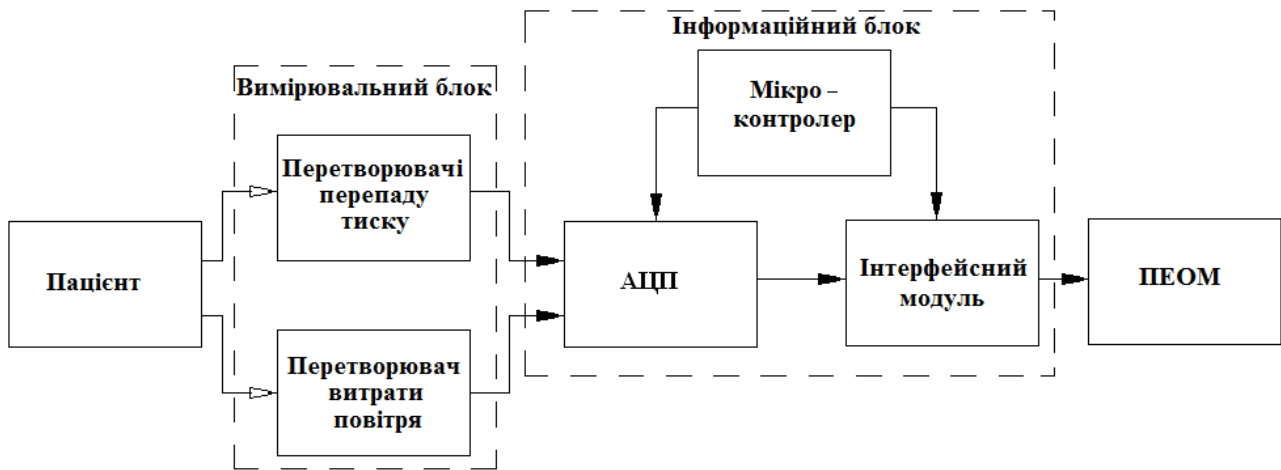


Рис. 1.12. Структурна схема риноманометрії КРМ типу ТНДА-ПВХ

1.4 Аналіз обчислювальних методів і засобів планування ринохірургічних втручань

Як видно зі структурних схем, що наведено 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 у зв'язку з широким впровадженням обчислювальних технологій у 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 [2, 70]. 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 за наявності чітких кількісних критеріїв ефективності. Спочатку основною областю хірургії, де використовувалося обчислювальне планування, що проводиться за чіткими алгоритмами, була стереотаксична нейрохірургія [71–74]. 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

трепанції, формування параметрів наведення хірургічного інструменту і оцінку результатів оперативного втручання.

Подальше ускладнення методів інтраскопії і засобів наведення хірургічного інструменту, пов'язане з підвищенням точності втручань за рахунок впровадження нових технологій (мультимодальної візуалізації і хірургічних роботів), призвело, по суті, до появи нового класу медичної апаратури – систем комп'ютерного планування операцій. Велика кількість робіт присвячена воксельному анатомічному моделюванню внутрішньомозкових структур і автоматизованій обробці інтраскопічних зображень [71–81]. При цьому основною причиною, яка знижує ступінь автоматизації стереотаксичних розрахунків, є інтерактивна сегментація внутрішньомозкових структур [75, 82–84].

В останньому десятиріччі намітилося широке використання методів тривимірного комп'ютерного планування при пластичній реконструкції черепних дефектів [83] і використання для цього засобів просторового моделювання та спеціалізованих віртуальних атласів, заснованих на анімованих деформаціях тканин і процедур проведення реконструктивних операцій. Комп'ютерні системи планування зараз використовуються також у стоматології при зубопротезуванні за даними конусно-променевої рентгенівської томографії та у ветеринарії, наприклад, для травматологічних корегуючих операцій у тварин на основі тривимірної реконструкції КТ-зображень.

Розвиток високотехнологічної хірургічної апаратури призвів до використання методів планування у суміжній до нейрохірургії області – ринології. Спочатку алгоритмічний підхід і комп'ютерні технології тривимірного моделювання в ринохірургічному плануванні застосовувалися під час проведення зовнішньої естетичної ринопластики [85–89]. У цих роботах розглядаються аспекти отримання цифрових зображень особи для прогнозування і оцінки результатів косметичної ринопластики. З'явилося також багато робіт з прогнозування результатів ендоназальних втручань заінтраскопічними даними при ринопластиці і лікуванні різних форм синуситів [85, 86].

Доступ до структур носової порожнини і навколоносових пазух порівняно нескладний, детермінований і, як правило, не вимагає траєкторного аналізу переміщень хірургічного інструменту. Варіанти вибору хірургічного доступу до верхньощелепних [90], лобових [91] і клиноподібних [92] пазух розглядаються, в основному, з метою обґрунтування найбільш раціональних хірургічних прийомів і методик у суто медичних аспектах. Однак для прогнозування і оцінки функціональних результатів у ринохірургії необхідне знання анатоμο-функціональних структур верхніх дихальних шляхів [93–98].

Так, у роботах [93, 94] досліджується фізіологічна роль перегородки носа, що розділяє носову порожнину на два носових проходи, і викривлення якої призводить не тільки до підвищення аеродинамічного опору в звуженому носовому проході, а й до наступної обструкції протилежного (розширеного) носового ходу за рахунок поступового компенсаторного збільшення носових раковин. Зайва пневматизація кісткових структур середніх носових раковин, що діагностується за даними КТ, сприяє розвитку синуситів [95]. Досліджується також роль придаткових пазух носа у формуванні носового опору, вплив їхніх розмірів і розташування співустій на розвиток патологічних процесів у пазухах [42]. Так, за даними [41], потовщення слизової оболонки в області співустій більше 3 мм є достовірною діагностичною ознакою, що свідчить про порушення аерації придаткових пазух і відтоку слизу, тоді як в інших відділах пазух товщина слизової оболонки до 5 мм не є ознакою хронічного патологічного процесу. При цьому відновлення дренажної функції природного співустья є основним завданням у лікуванні синуситів [41–44].

Розглядаються можливості отримання статистично значущих діагностичних показників для планування хірургічного лікування за даними цифрової рентгенографії, МРТ і СКТ [99–101]. Причому, за результатами обстеження 237 хворих [101] чутливість методу СКТ при діагностиці синуситів склала 93,6, специфічність 82,6 і загальна точність 91,1, тоді як для стандартної рентгенографії ці показники склали 80,2; 61,9 і 76,4, відповідно, що дозволяє судити про підвищення достовірності томографічної діагностики за критеріями доказової медицини. З точки зору реалізації стандартів доказової обробки і аналізу медичної інформації, цікава робота [102], спрямована на порівняння результатів роботи трьох програмних утиліт для роботи з файлами в DICOM форматі Dolphin3D v. 11, InVivoDental v. 4.0.70, і OnDemand3D v. 1.0.1.8407 під час обчислення обсягу верхніх дихальних шляхів за вихідними даними конусно-променевої комп'ютерної томографії. Зазначені вище утиліти виконували при цьому автоматизовану сегментацію контурів перетинів верхніх дихальних шляхів. Верифікація проводилася за допомогою інтерактивної сегментації в програмі OrthoSegment з повторенням експерименту через два тижні. При цьому показано, що точність знаходження обсягу верхніх дихальних шляхів залежить від якості сегментації та, не дивлячись на наявність статистичної кореляції між результатами роботи програм, в автоматизованому режимі сегментації присутні неточності, що призводять до систематичних помилок. Для діагностики патологічних процесів у придаткових пазухах носа застосовуються методи візуалізації та аналізу інтраскопічних зображень [78, 84].

Однак під час проведення діагностики та планування тільки з урахуванням анатомічних ознак за даними інтраскопічного картування (наприклад, шляхом накладення перед- і післяопераційних 3D-моделей [103]), не враховується функціональна складова в ході оцінки стану верхніх дихальних шляхів. Тому останнім часом більшість досліджень направлено на оцінку відновлення носового дихання після проведеного лікування за даними об'єктивних функціональних методів обстежень, в першу чергу, риноманометрії та акустичної ринометрії [104–114].

Так, у роботі [105] проводиться обґрунтування контролю аеродинамічних характеристик порожнини носа при ринопластиці і доказ того, що показники комп'ютерної риноманометрії є основою визначення обсягу оперативного лікування патологій порожнини носа. Також проводяться дослідження, спрямовані на вивчення морфо-функціонального стану слизової оболонки верхніх дихальних шляхів [114–121] для незалежної верифікації патологічних станів. При цьому одним з головних показників наявності патологічного процесу є співвідношення келихоподібних клітин і клітин миготливого епітелію, яке в нормі має бути не більше 1/5 і актуальними є завдання об'єктивізації цитологічних досліджень слизової оболонки носової порожнини. У роботах [122–138] також обґрунтовується необхідність використання комп'ютерного моделювання в ринопластиці та проводиться вивчення геометрії носової порожнини та побудова аеродинамічних моделей верхніх дихальних шляхів, однак більшість досліджень носить суто теоретичний характер, а розроблені моделі мають значну обчислювальну складність і їх важко застосувати для оцінки функції носового дихання реальних пацієнтів у ході планування операцій в практичній ринохірургії.

Проведення комп'ютерного хірургічного планування має ґрунтуватися на комплексній анатомо-функціональній моделі, яка поєднує дані інтраскопії з результатами функціональних досліджень. Актуальними є питання вивчення впливу анатомічних утворень носової порожнини на аеродинамічні характеристики верхніх дихальних шляхів і побудова відповідних комп'ютерних моделей, що деформуються та дозволяють проводити функціональне ринохірургічне планування. Проводилися дослідження аеродинаміки верхніх дихальних шляхів на фізичній моделі носової порожнини, створеної за технологією швидкого прототипування з прозорого силікону з підключаючою помпою, що імітує фізіологічні параметри повітряного потоку при фізіологічному циклі дихання. Як робоче середовище був обраний гліцерин з частинками-індикаторами потоку з полівінілу.

При цьому було показано, що ламінарний режим потоку присутній у всіх відділах носової порожнини, крім передньо-нижньої частини середнього носового ходу, і найбільша швидкість повітря в середньому носовому ході, відповідно. В роботі [134] проводилося визначення ефективності функціональних показників верхніх дихальних шляхів при септопластиці, таких як нагрівання і зволоження, за допомогою мініатюрних датчиків вологості та температури в до- і післяопераційному періоді.

В роботі [139] показано, що при резекції носових раковин (істотного збільшення живого перетину носового ходу) фільтруюча функція носової порожнини для частинок діаметром менше 10 мкм зберігається за рахунок турбулентності потоку і осідання частинок на складках слизової, що доводилося експериментально порівнянням даних в оперованих та інтактних носових ходах. В роботі [140] проводилося дослідження впливу видалення 2 мм слизової оболонки по довжині нижнього носового ходу за ґратчасто кінцево-елементною моделлю, що заснована на даних МРТ із високою роздільною здатністю при спокійному диханні (витраті повітря в 0,25 л / с). В роботі [141] досліджувався вплив на аеродинаміку верхніх дихальних шляхів видалення окремих фрагментів або повністю нижньої носової раковини за допомогою чисельних методів (у турбулентному режимі) за вихідними МРТ даними. При цьому автори показують високу варіабельність отриманих даних і необхідність побудови аеродинамічних моделей у ході планування операцій індивідуально для кожного пацієнта. Однак, під час проведення комп'ютерного планування фахівець повинен звільнитися від безлічі рутинних дій, а кількість діагностичних показників (особливо вимірюваних вручну) має бути зведено до мінімуму (обрані найбільш інформативні) і забезпечена форма їх найбільш наочного подання [142].

Для проведення планування оперативних втручань успішно розвивається напрямок віртуальної хірургії, що дозволяє фахівцеві на комп'ютерній моделі виконати відпрацювання етапів хірургічної операції [143–161]. Відсутність віртуального моделювання і знання функціональних областей може призводити до тяжких ускладнень. Наочність просторових моделей не викликає сумнівів і навички, набуті фахівцями у віртуальному операційному середовищі, переносяться на реальні завдання. Однак дані технології, що базуються на методах реалістичної візуалізації (наприклад, віртуальний 3D-ніс [147]), застосовуються сьогодні, в основному, для навчання. Крім того, в їхній склад доцільно ввести засоби віртуальної діагностики, що імітують реальні інтраскопічні системи, що дозволяють фахівцеві наочно вивчити принципи

роботи, достовірність отриманих даних та діагностичні можливості складних інструментальних методів обстежень. Перспективним підходом при цьому є технології доповненої реальності (augmented reality) [160], що дозволяють за допомогою спеціальних апаратно-програмних засобів відобразити додаткову інтраскопічну і функціональну інформацію при візуалізації операційного поля.

Сьогодні відомо досить багато методів для розробки автоматизованих систем підтримки прийняття рішень у медицині, що застосовуються, в основному, для постановки попереднього діагнозу [163–169]. 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. Водночас необхідний чіткий алгоритмічний підхід до планування операцій як до детермінованої послідовності дій за обраними чисельними критеріями, а не підміни цих понять евристичним вибором діагностичних процедур і узагальненої лікувальної тактики [165]. 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 [166] 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 – траєкторні і конфігураційні:

- до траєкторних належать методи концентрації випромінювання для планування променевої терапії, сформовані і досить добре опрацьовані за останні 20 років [170], і методи наведення – планування оперативного доступу, засновані на визначенні оптимальної (наприклад, за критерієм мінімальної інвазивності) траєкторії хірургічного інструменту до зони оперативного втручання. Основною областю застосування цих методів є стереотаксична нейрохірургія, що забезпечує малотравматичний доступ до внутрішньомозкових структур [71–75];

- до конфігураційних належать методи формування необхідної анатомічної конфігурації оперованого органу за заданими функціональними анатомо-фізіологічними показниками. Дані методи широко застосовуються в оториноларингології, наприклад, при функціональній ринопластиці [171] і втручаннях на структурах внутрішнього вуха [172].

Виходячи з кола вирішуваних завдань, узагальнена функціонально-структурна схема сучасного комплексу для малоінвазивної ринохірургії, що відображає взаємодію технічних засобів, щовходять до нього (рис. 1.13), включає в себе такі збільшені 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, якімають 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.

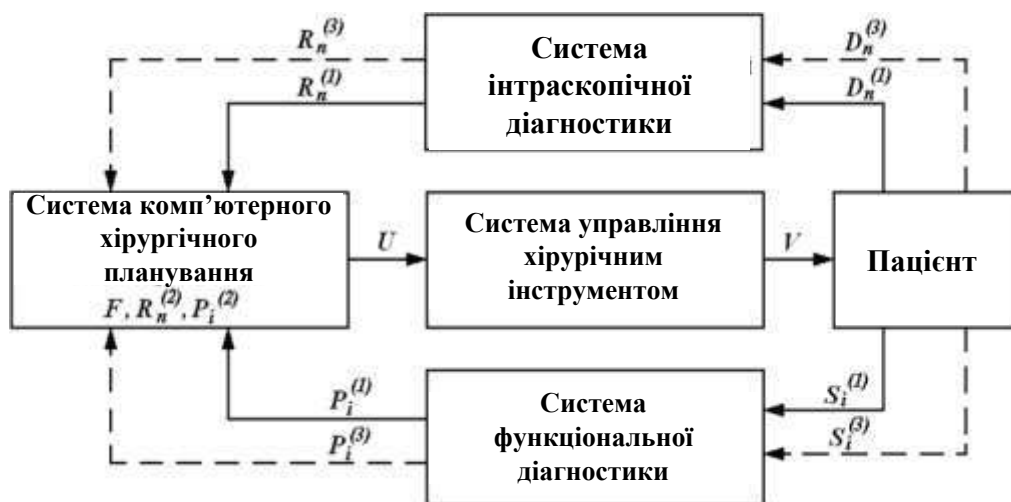


Рис. 1.13. Узагальнена функціонально-структурна схема комплексу для малоінвазивної ринохірургії

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. 1.8), 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 вигляду

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

під час виконання умов

$$P_i^{(\hat{O}_{\min})} \leq P_i^{(*)} \leq P_i^{(\hat{O}_{\max})}; \quad (1.5)$$

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

де $P_i^{(\Phi_{\min})}$, $P_i^{(\Phi_{\max})}$, $R_n^{(A_{\min})}$ и $R_n^{(A_{\max})}$ – 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 їхніх 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 [34];

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

Визначення області допустимих значень функції (1.4), а також вагових коефіцієнтів a_i , у 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 у механічні дії

$$V = f(U).$$

Розглянемо тепер кількісні показники ефективності оперативних втручань, на яких базуються критерії сучасної доказової медицини. На рис. 1.8 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 має ґрунтуватися на побудові структури підсумкової ефективності, що складається з двох інтегральних компонент:

- функціональної (Ф), яка є сукупністю 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 $\phi_i^{(1)}$ і $\phi_i^{(3)}$ – 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 $\phi_i^{(2)}$ і $\phi_i^{(3)}$ – 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_H , що характеризує здешевлення запропонованого методу порівняно з відомими, найближчого економічного ефекту E_B , що враховує зниження витрат на перебування хворого в стаціонарі і оплати лікарняних листів, віддаленого економічного ефекту E_O , що розраховується за кількістю рецидивів захворювання і витрат на можливу інвалідність, і виробничого економічного ефекту E_{II} , пов'язаного з усуненням

виробничих втрат через хворобу працівника і розраховується виходячи з рівня його заробітної плати [173]

$$E = E_H + E_B + E_O + E_{\Pi} . \quad (1.10)$$

Згідно з результатами дослідження, що наводиться в [297] для 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 (сьогодні в Україні рівень заробітної плати працівника виробничої сфери становить не більше 5% від виробленого ним промислового продукту [173] $i = 20$);

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)

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

Відповідно до задач, що розв'язуються, на рис. 1.14 наведено узагальнену структурну схему 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 має 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.

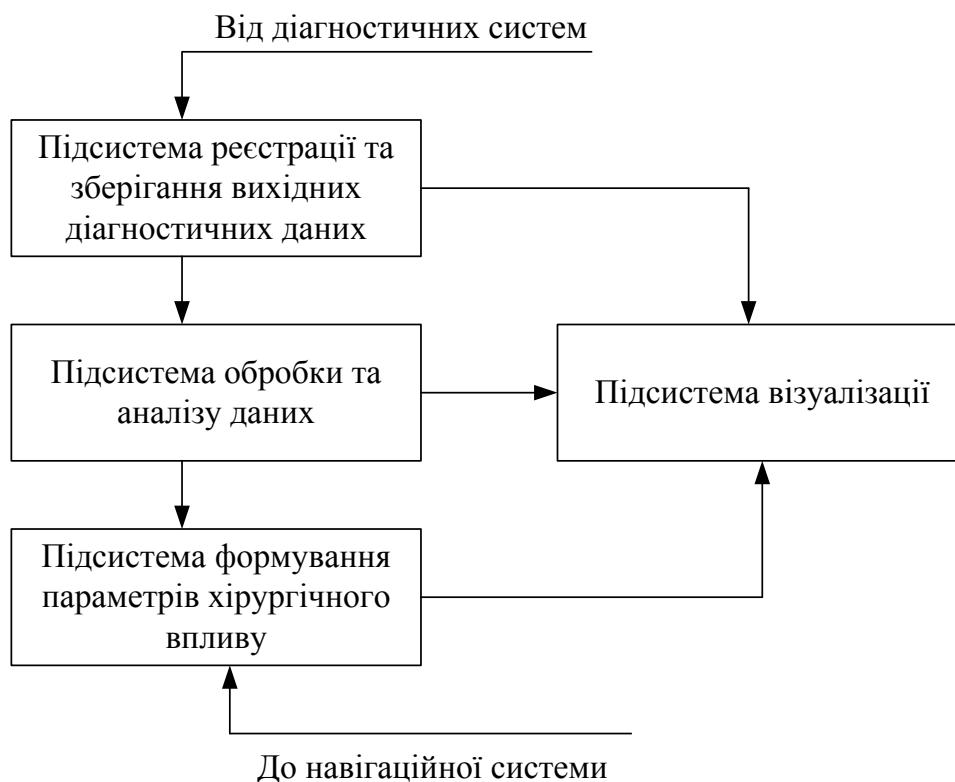


Рис. 1.14. Узагальнена структурна схема системи комп'ютерного планування хірургічних втручань

Згідно 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 під час роботи 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 таких 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 анатоμο-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 також методів досягнення необхідних параметрів;

- прогнозування функціональних результатів оперативного втручання, тобто визначення за функціонально-анатомічною моделлю результуючих параметрів на основі віртуального імітаційного моделювання, спланованого на попередньому етапі оперативного втручання;

- проведення контрольних післяопераційних обстежень, за яких виконується реєстрація функціонально-анатомічних даних у 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 заздалегідь визначеними функціональними показниками і критеріями.

В результаті можна 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 відповідно 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.

Сьогодні 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 у 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 й 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[174–185], 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 в ринології, які можуть сприяти переходу ринохірургії на новий рівень технологій. Тому метою роботи є вирішення науково-прикладної проблеми створення теоретичних основ і концепції комп'ютерного планування функціональних хірургічних втручань в ринології, а також об'єктивізації і підвищенню достовірності методів функціональної діагностики носового дихання. Згідно з поставленою метою вирішуються завдання, спрямовані на створення теоретичних основ аеродинамічних процесів течії повітря у верхніх дихальних шляхах людини; розробки принципів побудови і основних медико-технічних характеристик інтелектуальної системи комп'ютерного планування та моделювання функціональних ринохірургічних втручань.

2 РОЗВИТОК МЕТОДІВ ЕНДОНАЗАЛЬНОЇ ХІРУРГІЇ НАВКОЛОНОСОВИХ ПАЗУХ

2.1 Історичні аспекти ендоназальної хірургії

Сучасна функціональна хірургія навколоносових пазух є продуктом паралельного розвитку двох напрямків: внутрішньоносової хірургії, історія якої почалася ще в XIX сторіччі, і еволюції методик ендоскопічного дослідження носа й навколоносових пазух, що спочатку використовувалися тільки в діагностичних цілях. Тому історичний огляд методів ендоназальної хірургії навколоносових пазух повинен однаковою мірою висвітлювати розвиток двох цих напрямків (А.С.Лопатін, 1998[42]).

Піонером ендоназальної хірургії верхньощелепної пазухи прийнято вважати J. Mikulicz, що вперше в 1887 році описав метод розкриття верхньощелепної пазухи через середній носовий хід. Автор указував, що накладене співустя має тенденцію до закриття й потрібні додаткові зусилля, щоб зберегти його прохідність і забезпечити відтік гнійного секрету з пазухи.

Подібний метод операції був запропонований у тому ж році Ziem (М.Е. Wigand, 1990), що рекомендували його для наступних промивань верхньощелепної пазухи при хронічному гаймориті. З тією ж метою R.Claoue (1912) накладав співустя з верхньощелепною пазухою в нижньому носовому ході. Пізніше G. Voeningaus (1923) і M. Hajek (М.Е. Wigand, 1990), відзначили позитивні результати в лікуванні хронічного гаймориту після широкого розкриття верхньощелепної пазухи через нижній носовий хід і резекції переднього кінця нижньої носової раковини.

Методику розкриття верхньощелепної пазухи через середній носовий хід було детально розроблено в XIX столітті. E.Zuckerkanđl, що описав даний метод в 1892 році, пізніше відмовився від нього через небезпеку ушкодження стінки орбіти. G.Sibenmann повернувся до цього доступу в 1900 році. Для того, щоб сам пацієнт мав можливість промивати верхньощелепну пазуху, автор резеціював передню частину середньої носової раковини й перфорував фонтанелу за допомогою мізинця. Трьома роками пізніше A.Onodi (1903) з цією метою запропонував спеціальний перфоратор [43].

Найближче до сучасних способів ендоназальної хірургії верхньощелепної пазухи наблизений спосіб, описаний G. Killian в 1900 році. Він пропонував

резеціювати гачкоподібний відросток ножицями, одержуючи в такий спосіб доступ до інфундібулума і природного співустя верхньощелепної пазухи.

На початку ХХ століття, почалися дебати про переваги й недоліки двох основних методів ендоназальних операцій на верхньощелепній пазусі. Р. McBride (1900) стверджував, що співустя, накладене в нижньому носовому ході, найбільш ефективно під час лікування хронічного гаймориту. Е. King (1935) вважав, що навіть при гіперпластичному гаймориті після накладення контрапертури в нижньому носовому ході настає видужання. Авторіві був добре відомий той факт, що рентген-контрастний препарат, уведений в оперовану верхньощелепну пазуху через штучний отвір у нижньому носовому ході, здебільшого транспортується убік природного співустя.

Експериментальними дослідженнями А.В. Proetz (1941) довів: якщо пазуха розкрита таким чином, що хоча б частина вдихуваного повітря потрапляє в її порожнину, то діяльність миготливого епітелію припиняється вже через кілька хвилин. Цей факт, на думку автора, має першорядне значення в плануванні хірургічних втручань. На підставі результатів даних досліджень були сформульовані фундаментальні принципи хірургії навколоносових пазух:

- необхідно, якщо тільки це можливо, залишити пазуху функціонуючим механізмом.

- у міру можливості варто залишати недоторканим природне співустя.

- намагатися розкривати пазухи так, щоб струмінь вдихуваного повітря не направлявся безпосередньо в їх порожнину.

- втручання на передільці носа й носових раковинах не повинні змінювати проходження струменю повітря, щоб воно направлялося до природних отворів навколоносових пазух.

Найбільш вагомим аргументом прихильників розкриття верхньощелепної пазухи через середній носовий хід був і залишається механізм природного очищення пазухи. Шляхи транспорту секрету миготливим епітелієм верхньощелепної пазухи були докладно описані W. Messerklinger (1978). Він установив, що напрямки евакуації секрету починаються із дна синусу й розходяться у вигляді зірки по всіх її стінках, направляючись убік природного отвору. Ще раніше А.С. Hilding (1941) показав, що часточки вугільного пилу, введені у верхньощелепну пазуху, переміщаючись за рахунок биття війок миготливого епітелію, як би «обходять» додатковий штучний отвір у нижньому носовому ході. Вони можуть тимчасово залишати пазуху й вертатися в неї знову, але остаточно евакуюються тільки через природне співустя в середньому носовому ході[44].

При втручанні на верхньощелепній пазусі окремі ринохірурги пропонували накладати два співустя: одне в середньому і друге – в нижньому носовому ході (G. Sluder, 1922) або навіть один великий бімеатальний отвір за рахунок видалення більшої частини медіальної стінки пазухи й передніх 2/3 нижньої носової раковини (К.Каспарянц, 1903; L. Rethi, 1903). В останньому випадку хірург одержує можливість видалити й змінену слизову оболонку верхньощелепної пазухи шляхом вискоблювання її стінок гострою кюреткою [44].

Основні принципи етмоїдектомії були описані М. Halle в 1915 році. Н.Р. Mosher (1929) запропонував повністю видаляти середню носову раковину, оскільки вважав, що це значно поліпшує огляд задніх гратчастих кліток і клиноподібної пазухи й робить операцію безпечнішою.

Ендоскопічні методики дослідження й лікування набули широкого розповсюдження в багатьох галузях медицини. Оториноларингологи одними з перших взяли на озброєння методики ендоскопії. Перша спроба застосування ендоскопа в ринології була зроблена в 1901 році, коли А. Hirschmann використовував модифікований цистоскоп для огляду порожнини носа, а також верхньощелепної пазухи через накладений дрилем отвір у ділянці Іозза сапіпа. W. Spilberg (1922) модифікував цю методику, запропонувавши вводити в пазуху ендоскоп через отвір у латеральній стінці нижнього носового ходу, зроблений троакаром. У (1925) увели термін «синусоскопія» і розробили ендоскопи з бічною оптикою, які стали прообразом сучасних. Однак у наступні 30 років розвиток оптичної ендоскопії майже зупинився.

Широке використання методів ендоскопічної діагностики й хірургії в ринології почалося в 60–70 роки ХХ сторіччя після проведення німецькими й шведськими вченими ряду досліджень з фізіології й патофізіології й розробки ригідних оптичних систем Хопкінса. Базуючись на нових технічних можливостях, розробив теоретичне обґрунтування й фізіологічні концепції даного методу. Ендоскопічна ринохірургія не стала просто арифметичною сумою можливостей внутрішньоносової хірургії й ендоскопії, а привнесла нову філософію в лікування синуситів у цілому. На сьогодні ендоскопічна й мікроскопічна функціональна ринохірургія є основним методом хірургічного лікування риносинуситів. Якщо анатомічні структури, що утворюють просвіт обох половин носа, симетричні, а перегородка носа не має вираженої деформації й розташована по середній лінії. У випадках аномалій розвитку носових раковин і перегородки носа, ведучих до асиметрії просвіту обох половин носа, на стороні звуження постійно створюється високий ступінь резистентності повітряному потоку. У цих умовах основна маса повітря йде

через більш широку половину носа. Циклічні зміни резистентності порушуються. У зв'язку з постійним функціональним перевантаженням через кілька років у більш широкій половині носа розвивається хронічний риніт, що призводить до поступово наростаючої резистентності повітряному потоку, аж до повної обструкції носа [42].

Перегородка носа, розділяючи його порожнину на дві половини, створює парність органу. Але, регулюючись носовим циклом, ці органи (половини порожнини носа) функціонують із повним навантаженням позмінно, періодично відпочиваючи.

Повноцінний відпочинок можливий при відносно рівній перегородці носа. Скривлена перегородка не дає можливості повноцінно проявлятися носовому циклу й створювати умови позмінного відпочинку, що призводить до розвитку хронічного гіпертрофічного риніту. Таким чином, основною фізіологічною функцією перегородки носа варто вважати створення парного органу – двох половин носа. Безумовно до фізіологічної ролі необхідно віднести й опорну функцію перегородки носа. Втрата хряща перегородки в результаті його руйнування запальним процесом або при надмірній резекції під час операції призводить до деформації носа: западіння спинки носа, ретракції колюмели, деформації носового клапану.

2.2 Значення структур остеомаєтального комплексу

У зв'язку з розвитком ендоназальної ендоскопічної хірургії значна увага приділяється стану остіомаєтального комплексу. Термін «остіомаєтальний» формується із двох слів: озііит (отвір) і теаїиз (хід). Остіомаєтальний комплекс утворення, розташовується у вході в середній носовий хід і є ключовою зоною, що визначає стан передньої групи навколоносових пазух.

Він містить у собі такі анатомічні структури:

- латеральну поверхню переднього кінця середньої носової раковини;
- гачкоподібний відросток, що становить вигнуту, шаблеподібної форми кістку, що нагадує рівнобедрений трикутник, що йде зверху донизу і спереду назад до нижньої носової раковини, утворюючи медіальну стінку гратчастої лійки;
- відразу ж за гачкоподібним відростком розташовується півмісячна щілина, що йде паралельно відростку;
- за верхнім відділом напівмісячної щілини розташований гратчастий міхур, що є найбільшою передньою пазухою гратчастої кістки.

У просторі, утвореному цими анатомічними структурами, відкривається передня група навколоносових пазух. Співустя верхньощелепної пазухи розташовується в нижньому відділі гратчастої лійки й прикрито гачкоподібним відростком попереду, тому при типовому розташуванні цих утворень його неможливо побачити при передній риноскопії.

Лобна пазуха відкривається в лобну кишеню – простір, що розташовується під переднім кінцем середньої носової раковини, що є продовженням висхідної гілки міжтурбінального жолобка між нижньою й середньою носовими раковинами. Верхній відділ гачкоподібного відростка формує дно лобної кишені в його передніх відділах (С.З. Піскунов, В.Ю.Грисько, І.С. Піскунов, 1998).

У зоні остіомеатального комплексу відкриваються клітинки гратчастої лійки, горбка носа, переднього кінця середньої носової раковини, фронтальні клітини.

Гачкоподібний відросток є частиною гратчастої кістки. Нижній його край знаходиться дуже близько до вільного краю середньої раковини. Середина, або носова, поверхня гачкоподібного відростка звернена до середньої лінії. Передня частина цієї поверхні з'єднана з бічною поверхнею переднього кінця середньої раковини, а потім ці дві з'єднані частини, простираючись уперед, прикріплюються до заднього краю й до серединної поверхні носового відростка верхньощелепної кістки. У випадку існування осередку в області передньо-верхній кінець гачкоподібного відростка бере участь у формуванні цієї повітряносної клітинки, сильно розширюючись (М.В. Милославський, 1903). Інша частина серединної поверхні вільна й бере участь в утворенні бічної стінки порожнини носа за носовим відростком верхньої щелепи, слізної кістки й слізного відростка нижньої раковини.

Бічна, або воронкоподібна поверхня гачкоподібного відростка звернена догори й назад. В основному вона утворить серединну стінку лійки й бере участь в утворенні медіальної стінки верхньощелепної пазухи.

Гратчастий міхур є найбільшою з передніх клітин гратчастої кістки. Він становить округлої форми опуклість різної величини, розташовану на медіальній стінці гратчастої кістки, прикритою середньою раковиною. Спереду й знизу від гратчастого міхура розташовуються лійка, пімісячна щілина й гачкоподібний відросток, медіально – середня носова раковина, угорі – група передніх клітин гратчастої кістки, які можуть проникати в лобну пазуху, позаду – горизонтальна частина середньої раковини й задні клітини гратчастої кістки; збоку – паперова пластинка. За гратчастим міхуром є вузький простір –

латеральний синус, що відокремлює гратчастий міхур від основної пластинки середньої носової раковини.

Між гачкоподібним відростком і гратчастим міхуром знаходиться напівмісячна щілина. Передня межа напівмісячної щілини утворюється кістковою пластинкою гачкоподібного відростка. Напрямок напівмісячної щілини відповідає напрямку гачкоподібного відростка, таким чином, вона йде зверху донизу і попереду назад, створюючи з носовими кістками майже прямий кут. Ширина напівмісячної щілини непостійна й залежить від розмірів і розташування гачкоподібного відростка й гратчастого міхура. Півмісячна щілина веде в гратчасту лійку, що є напівканалом, схожий на лійку, більш розширеною частиною звернений донизу і назад, а вузькою частиною – нагору й уперед. Лійка обмежена вгорі нижньою поверхнею і декількома передніми клітинами гратчастої кістки. У лійці розрізняють медіальну й латеральну стінки. Латеральну поверхню створюють кілька передніх гратчастих клітин, слізна кістка, гратчастий міхур, лобний відросток верхньощелепної кістки, частина медіальної стінки верхньощелепної пазухи. Медіальна поверхня лійки на всю довжину представлена латеральною поверхнею гачкоподібного відростка (М.В.Милославський, 1903). Ширина й глибина лійки залежать від розмірів і форми гачкоподібного відростка, а також від конфігурації всіх тих частин гратчастого лабіринту, слізної кістки й інших структур, які утворюють латеральну стінку лійки.

Ширина входу в остіомеатальний комплекс незначна й визначається відстанню між переднім кінцем середньої носової раковини й латеральною стінкою середнього носового ходу, на якій на рівні переднього кінця середньої носової раковини виступає убік раковини гачкоподібний відросток. У цей вузький простір відкриваються співустья передньої групи навколоносових пазух.

Фізіологічне значення цього комплексу аналогічних структур не до кінця зрозуміло. На думку А.С.Лопатіна (1998), у цьому анатомічному утворенні струмінь повітря після проходження носового клапану рухається з максимальною швидкістю й міняє свій напрямок. На його думку, саме сюди в першу чергу потрапляють із вдихуваним повітрям більшість мікроорганізмів і алергенів.

У виникненні патологічного процесу в навколоносових пазухах роль остіомеатального комплексу надзвичайно велика. Відповідно до концепції, наявність вузьких щілин і просторів, що утворюються між вхідними в комплекс анатомічними структурами, сприяє при виникненні запального процесу зіткненню набрякових протилежних ділянок слизової оболонки, блокаді співустья пазух, що веде до порушення їх аерації, порушення евакуації секрету, зниження парціального вмісту кисню в пазусі й розвитку запального процесу.

2.3 Значення патологічних змін латеральної стінки порожнини носа

Латеральна стінка порожнини носа подана функціонально значущими анатомічними утвореннями. У просвіт порожнини носа виступають зверху донизу носові раковини, що відокремлюють від нього три носових ходи, у які відкриваються співустя навколоносових пазух. У вході в середній носовий хід розташовані анатомічні утворення, що формують остіомеатальний комплекс, що розглядається як синусовий клапан, що відіграє важливу роль у регуляції повітрообміну навколоносових пазух з порожниною носа.

Носові раковини не тільки збільшують поверхню активно функціонуючої слизової оболонки, але у зв'язку з наявністю у власному шарі слизової оболонки нижніх і середніх носових раковин печеристих венозних сплетень регулюють просвіт загального носового ходу, ступінь носової резистентності й тепловіддачі повітряному потоку.

Передній кінець середньої носової раковини знаходиться від латеральної стінки середнього носового ходу на 2–3 мм. Ближче всіх з анатомічних утворень латеральної стінки до переднього кінця раковини прилягає гачкоподібний відросток. Задній кінець раковини трохи розгорнутий у бік перегородки носа й відстоїть від латеральної стінки на 3–4 мм. Розгорнуте положення заднього кінця сприяє надходженню на видиху в середній носовий хід більшого об'єму повітря, що сприяє створенню високого ступеня компресії в повітряному просторі середнього носового ходу й кращому надходженню повітря в навколоносові пазухи.

У тих випадках, коли має місце збільшення й гіперпневматизація задніх пазух гратчастої кістки, спостерігається видавлювання заднього кінця середньої носової раковини у бік перегородки носа, завдяки чому формується глибока сфеноетмоїдальна кишень.

Верхня носова раковина в нормі має невеликі розміри, нависаючи у вигляді тонкої слизово-кісткової складки над заднім кінцем середньої носової раковини. Однак іноді спостерігається її гіпертрофія, опущення донизу, збільшення заднього кінця, що прикриває передню стінку клиноподібної пазухи й може сприяти блокаді її співустя.

Анатомічні утворення, що входять до складу остіомеатального комплексу (гачкоподібний відросток; півмісячна щілина, що веде в гратчасту лійку; гратчастий міхур; передній кінець середньої носової раковини), що розташовуються у вході в середній носовий хід, формують складну систему вузьких просторів і щілин, у які відкриваються співустя передньої групи

навколоносових пазух. Форма, розміри та взаємовідношення цих анатомічних структур визначають стан вивідних отворів пазух і можливості їх повітрообміну.

Вхід у середній носовий хід може бути блокований збільшеним переднім кінцем середньої носової раковини. Найчастіше збільшення відбувається за рахунок наявності в ньому клітини гратчастого лабіринту, що блокує не тільки середній, але й загальний носовий хід. У тих ділянках, де слизова оболонка середньої носової раковини стикається із протилежною слизовою оболонкою, відбувається зупинка секрету.

Зрідка може зустрічатися більша кількість клітин у середній носовій раковині. Рідкою аномалією є подвоєння середньої носової раковини.

Піддані значним змінам форма й розташування гачкоподібного відростка. Гачкоподібний відросток може бути збільшеним у розмірах і виступати в просвіт середнього носового ходу. Такий гачкоподібний відросток представляється як самостійне анатомічне утворення, що виступає в просвіт середнього носового ходу. Гіпертрофований відросток може розташовуватися в типовому місці, але може зміщатися назад углиб середнього носового ходу.

У випадку, якщо гіпертрофується одна із клітин гратчастої лійки, розташованої під гачкоподібним відростком, відбувається видавлювання його в просвіт середнього носового ходу. Спостерігаються випадки відсутності гачкоподібного відростка, однак такого роду аномалії звичайно сполучаються з аномаліями інших сусідніх анатомічних утворень.

Гратчастий міхур є найбільшою із групи передніх клітин гратчастої кістки й при нормальній будові є опуклістю округлої форми на медіальній стінці гратчастої кістки, розташованої за півмісячною щілиною. Однак розміри й форма його мінливі. Гратчастий міхур може бути збільшеним, внаслідок чого він висувається передньому напрямку під переднім кінцем середньої носової раковини, заповнюючи собою півмісячну щілину, впритул прилягаючи до гачкоподібного відростка. При більшому ступені гіпертрофії він виступає ще більш уперед, повністю блокує півмісячну щілину й співустья навколоносових пазух, що відкриваються в неї, прилягає впритул до гачкоподібного відростка, відтискуючи його до переду.

Збільшення гачкоподібного відростка й гратчастого міхура несприятливо відбивається на стані співустья навколоносових пазух, що відкриваються в середній носовий хід. Досягши певного ступеня гіпертрофії, ці анатомічні утворення заповнюють гратчасту лійку й півмісячну щілину, блокують співустья навколоносових пазух, у результаті припиняється їх аерація й починається

гострий запальний процес, що переходить у хронічний, якщо не буде усунута причина блокади співусть.

Відсутність гратчастого міхура сполучається з недорозвиненням інших пазух гратчастої кістки, відсутністю або недорозвиненням гачкоподібного відростка. Разом із цим може спостерігатися недорозвинення кісткової основи латеральної стінки середнього носового ходу, що веде до формування фонтанел. Найчастіше при такому сполученні аномалій зустрічається задня фонтанела. У таких випадках слизова оболонка латеральної стінки стоншена, під час дихання, у зв'язку з виникаючим позитивним і від'ємним тиском у порожнині носа, слизова оболонка в ділянці фонтанел флотує, у ній формується одне велике або кілька дрібних співусть меншого розміру. У цих випадках буває досить важко визначити, яке співусть є основним, яке – додатковим.

Таким чином, при ендоскопічному дослідженні можна побачити сполучення аномалій одночасно декількох анатомічних утворень: відсутність гачкоподібного відростка, гратчастого міхура, кісткової основи латеральної стінки середнього носового ходу, що веде до формування фонтанел, найбільш часто – задньої, у якій формується зяюче співусть.

Досить рідко зустрічається співусть в передній фонтанелі – поперед гачкоподібного відростка, іноді воно сполучається зі співустям у задній фонтанелі – за гачкоподібним відростком.

Спостерігається два варіанти аномалій латеральної стінки порожнини носа.

Під час корекції ендоназальних структур латеральної стінки порожнини носа необхідно керуватися принципом ощадливого до них відношення, надаючи їм форму й положення, що забезпечують виконання їх функціональної ролі. Недоцільно формування надто великих співусть навколоносових пазух, що створюють умови для надлишкової аерації навколоносових пазух.

Самостійною кісткою латеральної стінки порожнини носа є нижня носова раковина, що є подовженою опуклою кістковою пластинкою. Нижній край її злегка загнутий і стовщений, верхнім краєм раковина прикріплюється до кісток бічної стінки носа. Ендоскопічні дослідження підтверджують, що розміри, форма й положення її характеризується розмаїттям.

2.4 Ендоскопічне дослідження носової порожнини

Ендоскопічне дослідження порожнини носа може бути виконано твердим або гнучким ендоскопом. Ендоскопію необхідно починати без попередньої підготовки порожнини носа. Це важливо для оцінки стану носового клапана,

визначення кольору слизової оболонки, виявлення наявності відокремлюваного в порожнині носа. Для цього ендоскоп уводиться тільки в присінок порожнини носа. Після цього можна провести анемізацію порожнини носа розчином адреналіну або іншим судинозвужувальним засобом. Для аплікаційної анестезії порожнини носа можна використовувати 10% розчин лідокаїну. Зовнішній вигляд ендоскопічної системи під час проведення оперативного втручання наведено на рис.2.1.

Стандартне дослідження містить у собі три основних моменти. Спочатку ендоскоп проводять по нижньому носовому ходу, звертаючи увагу на колір слизової оболонки нижньої носової раковини, наявність і характер виділень на дні порожнини носа. Потім, у міру просування ендоскопа в носоглотку, оцінюють розміри задніх кінців нижніх носових раковин, а також стан глоткового мигдалику й устів слухових труб. Слизово-гнійне відокремлюване з уражених навколососових пазух може транспортуватися миготливим епітелієм прямо через устя слухової труби, і цей момент може бути пусковим у розвитку ексудативного або хронічного запального процесу в середньому вусі.



Рис. 2.1. Зовнішній вигляд ендоскопічної системи під час оперативного втручання

При рецидивуючих кровотечах із задніх відділів порожнини носа іноді вдається виявити його джерело, наприклад, невелику папілому або гемангіому. Ендоскопія допомагає виявити кісти носоглотки, а також підтвердити діагноз так званої сумки (кісти) Торнвальдта. Остання рідко істотно ускладнює носове дихання, зате може бути причиною неоясненої гугнявості й стікання слизу по задній стінці глотки. Під час дослідження носоглотки в пацієнтів, що страждають храпом або синдромом нічного апное, обов'язково необхідно звертати увагу на розміри трубних мигдалин. Різко гіпертрофована лімфоїдна тканина бічних валиків носоглотки призводить до воронкоподібного звуження її просвіту, що є однією із причин обструкції дихальних шляхів під час сну.

Другий момент дослідження – проведення ендоскопа по середньому носовому ходу. При цьому ендоскоп спочатку орієнтують сагітально, оглядаючи передній кінець середньої носової раковини й гачкоподібний відросток, а потім, проводячи дистальний кінець ендоскопа між зазначеними утвореннями, розвертають його в краніальному й латеральному напрямках і оглядають ділянку лійки й гратчасту буллу.

Можливий варіант огляду середнього носового ходу зворотним рухом після огляду носоглотки. Задній кінець середньої носової раковини дозволяє більш вільно ввести ендоскоп у середній носовий хід, оскільки він більше зміщений до перегородки носа, ніж передній. Для огляду при зворотному русі ендоскопа бічна стінка ендоскопа торкається середньої носової раковини, вводиться в середній носовий хід і повільно виводиться з порожнини носа. Оглядається задній кінець середньої раковини із внутрішньої сторони, доріжка евакуації слизу з верхньощелепної й лобної пазух, доступна для огляду частина латерального синуса, булла, півмісячна щілина, гачкоподібний відросток, передній кінець середньої носової раковини, клітини.

Виводячи ендоскоп з порожнини носа, слід звернути увагу на співвідношення переднього кінця середньої носової раковини й бугра перегородки носа. Бугор перегородки носа, іноді його називають раковиною перегородки, розташований до переду від переднього кінця середньої носової раковини. Він відіграє істотну роль в аеродинаміці в порожнині носа. Серією робіт з вивчення аеродинаміки порожнини носа, що були виконані під керівництвом С.З. Піскунова, встановлено, що рух повітряного струменя при вдиху відбувається турбулентно. На рівні носового клапану струмінь повітря робить повне коло, розкидаючи великі частки із

вдихуваного повітря на поверхню слизової оболонки нижньої носової раковини й перегородки носа. Потім струмінь повітря йде нагору до ділянки бугра носа. Залежно від величини бугра струмінь повітря або проходить по загальному носовому ході уздовж бугра носа на рівні середньої носової раковини, що є більш фізіологічно, або відбивається від бугра носа й вдаряє в передній кінець середньої носової раковини. Частина повітря потрапляє в середній носовий хід. Постійне подразнення струменем повітря слизової оболонки переднього кінця середньої носової раковини призводить до гіпертрофії слизової оболонки й поступового блоку остіомеатального комплексу. При ендоскопії порожнини носа необхідно оцінити співвідношення бугра й переднього кінця середньої носової раковини. Бугор може прикривати передній кінець середньої раковини, і все повітря буде направлятися в середній носовий хід, що надалі призведе до розвитку патологічного процесу. Сама форма середньої носової раковини також може впливати на аеродинаміку. Парадоксально вигнута середня носова раковина може різко звужувати середній носовий хід. На ендоскопічному дослідженні (рис.2.2,а) чітко візуалізується турбулентний потік повітря в носовій порожнині при вдиханні та вигляд анатомічних структур при хронічному вазомоторному риніті (рис. 2.2,б).

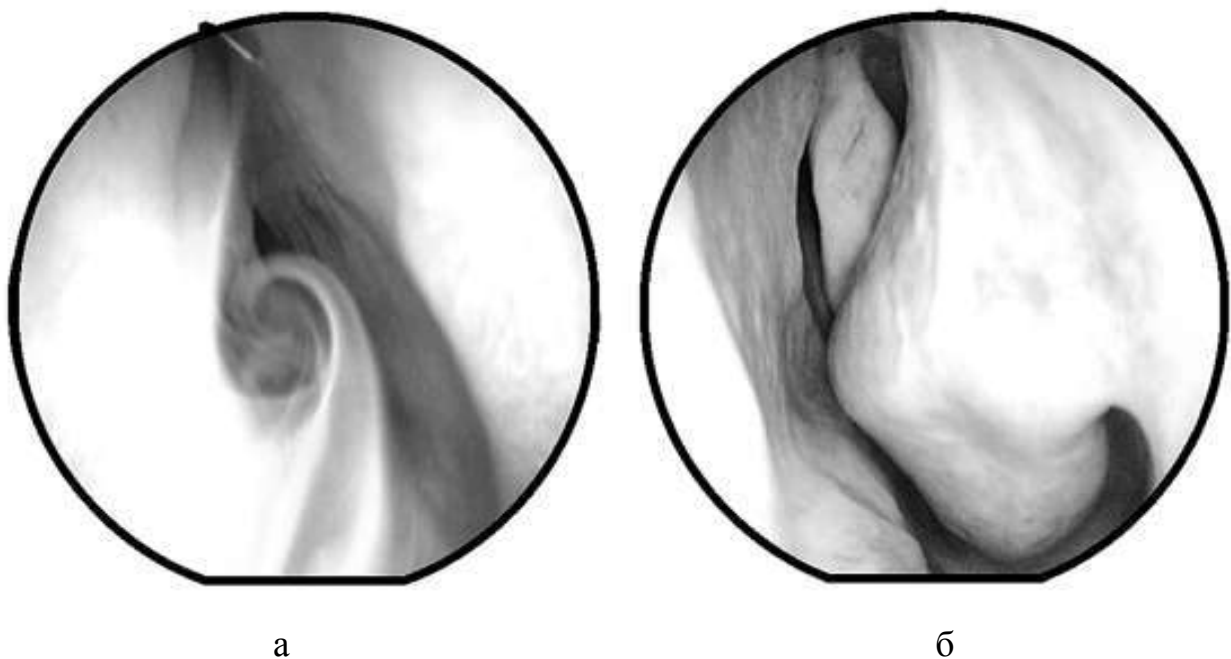


Рис. 2.2. Ендоскопічне дослідження носової порожнини:
а – візуалізація турбулентного потоку повітря при вдиханні;
б – вигляд анатомічних структур при хронічному вазомоторному риніті

Бугор перегородки носа утворений кістковою й хрящовою тканиною. У процесі осифікації перпендикулярної пластинки гратчастої кістки відбувається заміна хрящової тканини кістковою. Цей процес зупиняється на рівні бугра носа, який утворений цим процесом. Одночасна присутність у структурі бугра хондроцитів, кісткової тканини, кісткових лакун, іноді й кісткового мозку робить у цьому місці перегородку більш товстою. Над щільними структурами перегородки слизова оболонка містить печеристі тіла, що додатково збільшує розмір бугра носа. Структури перегородки носа, що впливають на зміну аеродинаміки в порожнині носа, мають потребу в корекції. У ряді випадків у задній фонтанелі вдається виявити додатковий отвір верхньощелепної пазухи. Якщо це співустя має діаметр більше 4 мм, то дистальний кінець ендоскопа можна розгорнути, увести в пазуху й досліджувати її на предмет наявності вмісту кісти й стану слизової оболонки. Це можна зробити й у тому випадку, якщо оперована раніше верхньощелепна пазуха має досить широке співустя в нижньому носовому ході.

При огляді гачкоподібного відростка можна бачити різні варіанти його будови, ряд з яких сприяє формуванню патологічного процесу. Гачкоподібний відросток може бути різко гіпертрофованим і виглядати як додаткова середня носова раковина. У передній фонтанелі може бути додаткове співустя у верхньощелепну пазуху.

Третій момент – введення ендоскопа у верхній носовий хід, ідентифікація верхньої носової раковини й, за можливості, природних отворів клиноподібної пазухи й задніх клітин гратчастого лабіринту. Якщо навіть не видні самі співустя, можна визначити, звідки по передній стінці клиноподібної пазухи стікає гнійне відокремлюване або звідки виходить ніжка поліпа.

Сфеноїдальну кишеню, верхній носовий хід і задні клітини з їхніми співустями та співустям клиноподібної пазухи разом з верхньою носовою раковиною можна назвати заднім остіомеатальним комплексом. Ця зона заслуговує на особливу увагу не тільки з анатомічної будови, але й з потреб клініки. До комп'ютерної томографії й ендоскопічної діагностики ізольоване ураження клиноподібної пазухи виявлялося рідко. Хворі з неясним головним болем потрапляли в неврологічні відділення, і лікування їх було малоефективним. Вивчення комп'ютерних томограм у хворих з нез'ясованою причиною стійкого головного болю дає можливість виявити ізольований задній етмоїдит або сфеноїдит і успішно провести лікування (А.С. Лопатін).

Ендоскопія порожнини носа й верхньощелепної пазухи може бути досить інформативною в ряді конкретних ситуацій. Так, при мікозах оперованої

раніше верхньощелепної пазухи, а також у тих випадках, коли міцетомою зруйнована медіальна стінка пазухи в ділянці середнього носового ходу, ендоскопія може легко підтвердити діагноз. При антрохоанальному поліпі ендоскопічне дослідження визначає, як правило, велике додаткове співустя в ділянці задньої фонтанели, через нижній край якого виходить ніжка поліпа, утворена стінкою кісти. Ендоскопія має важливе значення для виявлення шипів і гребенів у задніх відділах перегородки носа, зокрема в тих ситуаціях, коли задні відділи порожнини носа не видні при передній риноскопії через масивний поліпоз. Додаткову інформацію дає ендоскопія під час обстеження хворих, раніше оперованих на навколоносових пазухах: вона дозволяє виявити синехії між середньою носовою раковиною й латеральною стінкою порожнини носа, стенозування або блокаду накладеного співустя.

Нижній носовий хід оглядається при підведенні ендоскопа під нижню раковину. Якщо раніше виконувалася радикальна операція на верхньощелепній пазусі, можна виявити співустя в пазусі й провести огляд порожнини пазухи. Нерідко в пазусі можна виявити гній, слиз або кістозно-поліпозні маси. Якщо співустя закрилося, можна побачити рубець. Не завжди можна бачити вихід слізно-носового каналу. Він розташований ближче до переднього кінця нижньої раковини на своді нижнього носового ходу. Можна спостерігати рух підфарбованого слизу по нижній носовій раковині: спочатку він спускається донизу, потім піднімається нагору по внутрішній поверхні нижньої раковини до своду нижнього носового ходу. Найшвидший і активний транспорт слизу відбувається на латеральній стінці нижнього носового ходу й по дну порожнини носа. Ушкодження слизової оболонки латеральної стінки нижнього носового ходу веде до порушення мукоциліарного транспорту в цій зоні.

В кожному конкретному випадку передопераційне ендоскопічне обстеження треба проводити якомога ретельніше, щоб не пропустити важливі для з'ясування патогенезу захворювання морфологічні та функціональні порушення.

2.5 Особливості комп'ютерної та магнітно-резонансної томографії навколоносових пазух

У комплекс передопераційного обстеження входить комп'ютерна томографія навколоносових пазух, що має на меті:

- діагностику поширеності патологічного процесу в пазухах;
- виявлення причин, що призводять до рецидивування синуситу;

- уточнення індивідуальних особливостей будови порожнини носа та навколоносових пазух, здатних стати причиною інтраопераційних ускладнень.

Наявність передопераційних комп'ютерних томограм допомагає хірургові уникнути непотрібних втручань на інтактних пазухах і ретельно спланувати хід операції. Найбільш важливими моментами, на які слід звертати увагу в ході аналізу комп'ютерних томограм, є: наявність булли середньої носової раковини, клітин Галлера, аномалій будови гачкоподібних відростків або середніх носових раковин, розміри гратчастої булли й кліти. Ці анатомічні деталі сприяють обструкції остіомеатального комплексу і є причинами рецидивування запального процесу у лобних пазухах, верхньощелепних і передніх відділах гратчастого лабіринту.

Інша ключова ділянка – це верхній носовий хід і верхня носова раковина. Тут розташовані природні отвори клиноподібної пазухи й задніх гратчастих клітин. Наявність навіть дрібного поліпа, ділянки стовщеної слизової оболонки або бульозної верхньої носової раковини може стати причиною обструкції співустя або неояснених головних боїв, а своєчасне виявлення даних особливостей робить майбутню операцію мінімально інвазивною, оощадливою, спрямованою на усунення конкретної патології й не порушує анатомічну структуру й функції інших відділів порожнини носа.

Крім цього, комп'ютерна томографія може виявити деформації перегородки носа, невидимі при передній риноскопії, а іноді навіть під час ендоскопічного дослідження через обтуруючі поліпи або різанням гіпертрофії носових раковин, наприклад, такі, як гребінь або шип у задніх відділах перегородки носа.

Наявність комп'ютерних томограм допомагає хірургові уникнути в ході операції ушкодження життєво важливих навколишніх структур: очниці, зорових нервів, основи черепа й великих судин. Серія коронарних зрізів дає інформацію про будову ділянки ситоподібної пластинки, про те, наскільки низько перебуває остання стосовно місця прикріплення середньої носової раковини. Та ж коронарна проекція дозволяє уточнити ширину інфундібулум, тобто відстань між гачкоподібним відростком і медіальною стінкою очниці. У тих випадках, коли цей простір дуже вузький, існує небезпека penetрації орбітальної стінки голкою або серпоподібним скальпелем уже на самому початку операції –в ході виконання інфільтраційної анестезії й резекції гачкоподібного відростка. Аксіальна проекція є найбільш інформативною для дослідження локальної патології в ділянці задніх стінок верхньощелепних, лобних і клиноподібних пазух, каналів зорових нервів і сонних артерій.

У випадку наявності клітин Оноді коронарна й аксіальна проекції також дають незамінну інформацію про їх розміри й топографічні взаємовідношення із клиноподібними пазухами й навколишніми структурами.

Третій важливий момент, що має бути відбитий у протоколі даного дослідження— це ступінь розвитку різних синусів. Якщо пневматизація гратчастого лабіринту хоча й варіює, але завжди буває досить вираженою, то недорозвинення лобних, клиноподібних і навіть верхньощелепних пазух — явище досить розповсюджене. У випадку, якщо комп'ютерна томографія виявляє аплазію лобних або клиноподібних пазух, завдання хірурга спрощується — достатньо буде зробити ревізію тільки лобної або сфеноетмоїдальної кишені. А в гіпоплазованих верхньощелепних пазухах часто створюються умови для розвитку патологічного процесу. Одна з найбільш частих причин зменшення розмірів пазухи — її часткова облітерація в результаті виконаної раніше операції Колдуелла-Люка, особливо якщо операція виконувалася в дитячому віці. Також причиною малих розмірів пазухи може бути і її справжня гіпоплазія. Комп'ютерна томографія нерідко виявляє різні варіанти гіпоплазії верхньощелепної пазухи, що часто сполучається з надлишковою пневматизацією середньої носової раковини або гратчастої булли. Ендоскопічні втручання на гіпоплазованій пазусі завжди бувають технічно більш складним і сполученим з підвищеним ризиком. При втручанні на гіпоплазованій верхньощелепній пазусі технічні складності виникають через те, що природне співустя перебуває не в сагітальній площині, а розгорнуто назад. Медіальна стінка такої пазухи має форму дуги, своєю опуклістю спрямованою до перегородки носа, а природне співустя розташоване в задній частині цієї дуги й прикрито виступаючою в порожнину носа передньо-медіальною стінкою пазухи. У результаті цього співустя верхньощелепної пазухи буває складно ідентифікувати й розширити за допомогою прямих щипців Блекслі й прямого зворотного викусувача, а саму пазуху не вдається оглянути 30° і 70° ендоскопами. Ці особливості анатомічної будови верхньощелепної пазухи краще виявляються на аксіальних комп'ютерних томограмах.

Оптичну ендоскопію і комп'ютерну томографію навколоносових пазух слід вважати обов'язковими методами дослідження, тому що вони дозволяють ринохірургові правильно спланувати майбутню операцію й уникнути виникнення в її ході несподіваних ситуацій.

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) є одним з методів, що відкривають нові перспективи в ринології. Перевагою МРТ є те, що вона може бути виконана в будь-якій площині без зміни положення пацієнта. На відміну

від комп'ютерної, МРТ дає гарне диференціювання м'яких тканин, що дозволяє розрізняти нормальні, запалені, гіперваскуляризовані й пухлинні тканини.

Під час дослідження ННП інформація, одержувана від МРТ, не заміняє результати інших методів дослідження. Знахідки при МРТ можуть бути специфічними, і неправильне трактування отриманих результатів може призвести до діагностичних помилок, гіпердіагностики цілого ряду станів і, як наслідок, призначення непотрібних лікувальних заходів.

Існує думка, що потовщення слизової оболонки гратчастого лабіринту в межах 3 мм можна вважати варіантом норми, але нормальна слизова оболонка верхньощелепних, лобних і клиноподібних пазух не повинна давати сигналу. Будучи високочутливим методом дослідження, МРТ часто виявляє ті зміни слизової оболонки порожнини носа й навколоносових пазух, які не можна розцінювати як патологічні, зокрема процес носового циклу. Ритмічно чергується ступінь кровонаповнення контрлатеральних носових раковин, слизової оболонки порожнини носа й гратчастого лабіринта, що може призвести до діагностичних помилок і вимагає проведення диференціального діагнозу із запальними змінами.

Результати магнітно-резонансної томографії підтверджують значну поширеність змін у навколоносових пазухах, таких як стовщення слизової оболонки й наявність ексудату, що не проявляють себе ринологічною симптоматикою. У ряді випадків більш ретельне обстеження виявляло й клінічні прояви синуситу.

Виявлені при магнітно-резонансній томографії зміни могли бути ознаками стертої форми гострого або хронічного синуситу або наслідками перенесеного раніше запального процесу. Хронічне запалення навколоносових пазух і в період ремісії може характеризуватися необоротними змінами у вигляді стовщення слизової оболонки й порушення механізмів самоочищення пазухи.

Отримані результати показали, що майже в 40% обстежених, що не висувають скарг ринологічного характеру, є ті або інші патологічні зміни в пазухах, отже, далеко не завжди після ліквідації запального процесу й відновлення аерації слизова оболонка пазухи нормалізується повністю. Водночас, магнітно-резонансна томографія привносить елемент гіпердіагностики в дослідження навколоносових пазух. Інтенсивний сигнал на магнітно-резонансних томограмах можуть давати минулі зміни кровонаповнення слизової оболонки порожнини носа й навколоносових пазух, що відбуваються в процесі фізіологічного носового циклу. Такі знахідки можуть помилково трактуватися як синусит.

При ексудативних процесах два основних компоненти створюють картину синуситу: стовщена слизова оболонка й наявність ексудату. набрякова слизова оболонка дає ізоінтенсивний сигнал як в T1-зваженому зображенні, так і в режимі дослідження протонної щільності, у T2 режимі вона дає яскравий сигнал. Це дозволяє диференціювати активний запальний процес у пазухах від фіброзної й рубцевої тканини, які мають середню або низьку інтенсивність сигналу у всіх режимах. Однак виражений поліморфізм змін слизової оболонки при хронічному запаленні не дозволяє повною мірою на підставі даних МРТ диференціювати набрякову слизову оболонку від фіброзних і рубцевих змін при хронічному синуситі.

Факторами, які можуть впливати на показники T1 і T2 є носовий секрет, вміст білка, геморагічного компоненту, в'язкість і температура слизової оболонки. Транссудат є серозною рідиною, він містить величезну кількість рухливих протонів водню й має тривалий час релаксації T1 і T2. Тому класичними ознаками транссудату на магнітно-резонансних томограмах є низькопотужний сигнал у T1 і яскравий сигнал у T2 зображенні.

Запальний ексудат є багатою на білок рідиною з різним вмістом протонів водню. Він дає або яскравий сигнал у T1 і T2 режимах сканування, або виглядає як комбінація сигналів високої й низької інтенсивності.

Порушення дренажу й аерації навколоносових пазух призводить до застою в них секрету. Біохімічні характеристики цього секрету із часом можуть змінюватися. У міру абсорбції води в секреті підвищується процентний вміст білка й глюкопротеїдів. У цих субстратах протони водню менш рухливі, тому що входять до складу макромолекул. Тривалий застій призводить до утворення дуже густого замазкоподібного або гумоподібного матеріалу, у якому практично відсутні рухливі протони. Такий секрет, що є характерним для алергічного грибового синуситу або поліпозного синуситу при бронхіальній астмі, виглядає як темна ділянка на магнітно-резонансних томограмах у T1 і T2 зображеннях. Аналогічну картину можуть давати повітря, геморагічний згусток, кістка, грибкове тіло, а також фіброзна рубцева тканина. Все це вимагає правильної інтерпретації отриманих даних і правильного зіставлення з іншими діагностичними знахідками.

Ретенційні кісти мають низькопотужний сигнал у T1, інтенсивний у T2 зображенні. Через подібну картину на томограмах такі кісти важко диференціювати з набряковими поліпами.

Знахідки при поліпозному синуситу відбивають відносний вміст білка й рідини в поліпах. У міру збільшення «віку» поліпа кількість вільних протонів

водню в ньому зменшується, і картина на томограмах може відповідно мінятися. Набрякові поліпи виглядають так само, як слизова оболонка при гострому запаленні, в «старих» фіброзних поліпах, що містять більшу кількість білка, інтенсивність сигналу в T1-зваженому зображенні збільшується. Яскравість «світіння» поліпа в T2режимі також залежить від вмісту рідини.

При розповсюдженому полілозі навколоносових пазух картина на магнітно-резонансних томограмах буває мозаїчною, визначаючись наявністю множинних поліпів і дуже густого дегідратованого ексудату в уражених пазухах і порожнині носа.

Чергування зон, що дають сигнал різної інтенсивності (від гіперінтенсивних до позбавлених сигналу) свідчить про наявність у пазухах не тільки набрякової поліпозно зміненої слизової оболонки, але й грузлого густого ексудату.

Мукоцеле виглядає на магнітно-резонансних томограмах як порожнинне утворення, заповнене рідким вмістом з більшою кількістю води, що дає гіпо- або ізоінтенсивний сигнал у T1 і гіперінтенсивний сигнал у T2 режимі. Згодом вміст мукоцеле може міняти свій склад, відповідно до чого міняється й характер сигналу: він може бути дрібно, або великодисперсним, а іноді уражена пазуха виглядає навіть як ділянка, позбавлена сигналу, тобто як нормальна пазуха, що містить повітря. Руйнування кісткових стінок і збільшення розмірів пазухи також можуть бути непомітними при магнітно-резонансній томографії.

Поширеність грибкових захворювань навколоносових пазух, що вважалися казуїстикою до середини XX століття, стрімко й неухильно зростала протягом останніх п'ятидесятих років. Такий ріст кількості грибкових синуситів пояснюється як нераціональним використанням нових потужних антибіотиків і інших методів лікування, що гнітять імунну систему і природну резистентність організму, так і поширенням таких захворювань, як цукровий діабет, СНІД та ін. Сучасна класифікація мікозів навколоносових пазух виділяє чотири форми грибкового синуситу, дві з яких є інвазивними (гостра, або блискавична, і хронічна) і ще дві – неінвазивними (міцетоми й алергічний грибковий синусит). Міцетома (грибкове тіло) є найбільш відомою й розповсюдженою формою грибкового синуситу.

Міцетома має дуже щільну консистенцію й містить один, або декілька кальцифікатів, хімічний склад яких крім кальцію представлений ще й деякими важкими металами. Ці кальцифікати добре виявляються на комп'ютерних томограмах і служать патогномонічною ознакою грибкового синуситу.

На магнітно-резонансних томограмах, виконаних у T1 режимі, у центрі ураженої пазухи зазвичай визначається утворення з низькою інтенсивністю сигналу, оточене шаром рідини. У режимі T2 міцетома має ще більш низьку інтенсивність або виглядає як ділянка, позбавлена сигналу, чому може бути прийнята за повітря.

Запалена слизова оболонка в цьому режимі дає інтенсивний сигнал. Однак така класична семіотика міцетоми спостерігається не завжди. У ряді випадків, особливо при кандидозній етіології, міцетома може мати в режимі T1 таку ж інтенсивність, як і навколишня слизова оболонка. Для правильної постановки діагнозу грибкового синуситу необхідне зіставлення даних комп'ютерної й магнітно-резонансної томографії.

2.6 Техніка ендоназальної ендоскопічної полісинусотомії

Незважаючи на те, що існує безліч варіантів ендоназальних ендоскопічних втручань на навколоносових пазухах, об'єм яких може варіювати від інфундібулотомії до етмоїдектомії з фенестрацією верхньощелепної, лобної й клиноподібної пазух, всі методики полісинусотомії можна віднести до однієї із трьох основних різновидів. Перші дві з них це класичні методики. Третя група – різні варіанти ошадливих втручань, зокрема з використанням мікродебрідера, лазера й т.д.

Найбільш широке поширення в усьому світі одержала техніка, що передбачає розкриття пазух гратчастої кістки в напрямку попереду назад.

Цю операцію зазвичай виконують під контролем 0° ендоскопа під місцевою анестезією 1% розчином лідокаїну, причому анестетик вводять піднадкістково в латеральну стінку порожнини носа: в ділянку прикріплення середньої носової раковини й у основи гачкоподібного відростка, а також у саму середню раковину. В анестетик додається розчин 0,18% адреналіну з розрахунку 0,5 мл на 50,0 мл розчину анестетика.

Втручання, як правило, починають із медіальної люксації, іноді з надламом, середньої носової раковини до перегородки носа. Серпоподібним скальпелем виконують півлунний розріз у основи гачкоподібного відростка. Скальпелем перфорують середню частину гачкоподібного відростка близько місця його прикріплення до латеральної стінки порожнини носа, потім продовжують розріз спочатку в напрямку донизу і назад, а потім нагору – до місця прикріплення середньої носової раковини. Заклучна (нижня) частина розрізу розташовується практично паралельно нижній носовій раковині.

Відсічений гачкоподібний відросток зміщують медіально тим же серпоподібним скальпелем, захоплюють щипцями Блекслі й видаляють обертовими рухами. Спочатку мобілізують верхні відділи гачкоподібного відростка, обертаючи щипці в напрямку за годинниковою стрілкою, а потім – нижні, за допомогою обертових рухів у протилежному напрямку. Після видалення гачкоподібного відростка можна оглянути гратчасту буллу. На ній може бути поліпозно змінена слизова оболонка, іноді і явний поліп, що був прикритий гачкоподібним відростком. Гратчасту буллу розкривають, а її стінки також видаляють за допомогою щипців Блекслі. За гратчастою буллою відкривається для огляду базальна пластинка середньої носової раковини. Якщо за даними комп'ютерної томографії задня група гратчастих пазух не залучена в процес, базальна пластинка не перфорується й операція триває на передній групі гратчастих пазух.

Після резекції гачкоподібного відростка й видалення гратчастої булли звичайно вдається візуально або шляхом зондування ідентифікувати природний отвір верхньощелепної пазухи, що розташований спереду гратчастої булли, за гачкоподібним відростком. Якщо потрібно, співустя розширюють до необхідних розмірів зворотним викусувачем у напрямку до переду або щипцями Блекслі в напрямку назад. Нерідкою знахідкою буває додаткове співустя верхньощелепної пазухи, що у цьому випадку необхідно з'єднати із природним.

У тих випадках, коли передопераційна комп'ютерна томографія виявляє патологічний процес у лобній пазусі, виконують ревізію лобної кишені. Спочатку, якщо це не було зроблено раніше, відтинають серпоподібним скальпелем і видаляють верхню частину гачкоподібного відростка. Потім викусувачем Керрисона з губками, що відкриваються зверху, видаляють кістку латеральної стінки порожнини носа в ділянці прикріплення середньої носової раковини. Якщо втручання на гратчастому лабіринті не виконано раніше, прямими щипцями Блекслі розкривають гратчасту буллу й видаляють її стінки. Потім кюретку поміщають за прикріплення переднього кінця середньої носової раковини, у вузькому просторі між середньою носовою раковиною й орбітальною стінкою, і розкривають клітинки, видаляючи кісткові перемички в лобній кишені гратчастого лабіринту. Мета цього етапу операції – домогтися гарного огляду лобної кишені для торцевого ендоскопа. Співустя лобної пазухи ідентифікують візуально або шляхом зондування. Якщо лобне співустя стенозовано або діаметр його менше, ніж 2 мм, співустя розширюють,

видаляючи за допомогою гострої кюретки його передній край. Виконуючи цю частину операції, слід дотримуватися обережності, щоб не видалити слизову оболонку із всіх стінок співустя, тому що це згодом може призвести до розвитку стенозу носолобного отвору в післяопераційному періоді.

За наявності показань втручання на задній групі навколоносових пазух проводять перфорацію базальної пластинки середньої носової раковини. Щоб уникнути ризику ускладнень перфорація накладається в нижньо-медіальному відділі базальної пластинки, тобто максимально близько до середньої лінії й дна порожнини носа. Накладений отвір розширюють нагору й латерально в межах, необхідних для ревізії задніх клітин гратчастого лабіринту. Досить постійними орієнтирами при експозиції верхньої стінки (даху) гратчастого лабіринту є передні й задня гратчасті артерії, їхнього ушкодження слід уникати при видаленні кісткових перемичок гратчастого лабіринта навіть не через небезпеку розвитку кровотечі (вона може бути зупинена анемізацією або біполярною коагуляцією), а через ризик утворення гематоми орбіти. Остання може відбутися через те, що проксимальний кінець пересіченої артерії може вислизнути в орбіту.

З розкритих пазух гратчастого лабіринту віддаляється явна поліпозна тканина. Якщо слизова оболонка верхніх стінок гратчастих пазух виглядає досить рівною, немає необхідності її вискоблювати й видаляти повністю. У післяопераційному періоді із цієї слизової оболонки проходитиме епітелізація порожнини, а наступна місцева кортикостероїдна терапія зніме набряк слизової оболонки.

Техніка операції трансетмоїдального розкриття клиноподібної пазухи. Після широкого розкриття задньої групи клітин гратчастого лабіринту візуалізуємо кісткову стінку, розташовану практично у фронтальній проекції – приблизно передню стінку клиноподібної пазухи. Для того щоб переконатися в тому, що це дійсно так, ідентифікують верхню носову раковину й розташоване за її заднім кінцем природне співустя клиноподібної пазухи, після чого вимірюють і порівнюють дві відстані: перша – від передньої носової ості до природного отвору й друга – від передньої носової ості до передбачуваного місця розкриття передньої стінки клиноподібної пазухи. Ці дві відстані мають бути приблизно однаковими. У тому випадку, якщо місце планованої перфорації насправді є задньою стінкою клітинок Оноді, що розташовуються над клиноподібною пазухою або латеральніше неї, або задньою стінкою ненавмисно розкритої раніше самої клиноподібною пазухи, друга відстань буде істотно більше, ніж перша.

Після візуалізації передньої стінки клиноподібної пазухи, хірург приступає до накладення перфораційного отвору, намагаючись розташувати його якнайнижче й ближче до середньої лінії. Наконечник відсмоктувача просувають уперед і медіально, у напрямку до перегородки носа. При цьому перфорується передня стінка пазухи, а також надломлюється й зміщається до середньої лінії верхня носова раковина. Лінія перелому завжди розташована вертикально й утворює так званий «гребінь», що є важливим розпізнавальним пунктом. Видалення слизової оболонки, так званої «етмоїдальної фонтанели», що покриває латеральну поверхню верхньої носової раковини, дає хірургові можливість ідентифікувати природне співустя клиноподібної пазухи, тепер уже через ґратчастий лабіринт. Видаляючи за допомогою кюретки перемичку між природним співустям і отвором, накладеним у передній стінці, формують широке співустя клиноподібної пазухи з порожниною носа. При ревізії самої клиноподібної пазухи слід пам'ятати про близькість каналів зорових нервів і сонних артерій, які за наявності анатомічних аномалій будови можуть розташовуватися в просвіті пазухи.

Операція починається з резекції задніх відділів середньої носової раковини за допомогою вигнутих ножиців. Цей момент забезпечує згодом широкий доступ до задніх відділів ґратчастого лабіринту й до клиноподібної пазухи. Після розкриття задніх клітин ґратчастого лабіринту перфорують передню стінку клиноподібної пазухи й потім розширюють накладений отвір викусувачем Керрисона. За наявності патологічного вмісту або поліпів їх видаляють із пазухи наконечником відсмоктувача й прямими щипцями, пам'ятаючи про можливе близьке сусідство каналів зорових нервів і внутрішніх сонних артерій. При видаленні нижньої частини передньої стінки клиноподібної пазухи нерідко розвивається кровотеча з основно-піднебінної артерії або її гілок. Його зупиняють біполярною коагуляцією або введенням невеликого тампона, змоченого розчином адреналіну. Місце кровотечі звичайно добре видно, і першим прийомом для зупинки кровотечі можна захопити щипцями Блекслі кровоточиву ділянку і якийсь час її втримувати. Іноді цього буває достатньо для зупинки кровотечі.

Для орієнтації в задніх відділах порожнини носа й визначення передньої стінки клиноподібної пазухи і її природного співустя корисно оглядітися. Для цього визначається задній кінець нижньої раковини, середньої раковини, границі хоани (дуже важливо), задній кінець верхньої раковини. Після такої орієнтації для хірурга, що має досвід, легко виявити навіть закрите природне співустя клиноподібної пазухи й визначити місце розкриття клиноподібної

пазухи через гратчастий лабіринт. У всіх випадках необхідно триматися ближче до перегородки носа й верхнього краю хоани. Слід враховувати, що ближче до хоани кістка передньої стінки клиноподібної пазухи товстіше.

Після широкого розкриття клиноподібної пазухи в хірурга з'являється важливий анатомічний орієнтир – її верхня стінка й дах гратчастого лабіринту, тобто основа черепа. Надалі розкриття клітин гратчастого лабіринту продовжують у напрямку дотримується, уздовж цього анатомічного орієнтиру. Слизову даху гратчастого лабіринту й нюхової ділянки зберігають наскільки це можливо.

Останніми розкривають і видаляють стінки клітин, ідентифікують природний отвір лобної пазухи й розширюють його дотримується кюреткою або бором, дотримуючись обережності, щоб не ушкодити ситоподібну пластинку, розташовану за і медіальніше носолобного співустя.

Верхньощелепну пазуху розкривають вікончатими щипцями з губками, вигнутими на 45° , намагаючись накласти отвір у задній фонтанелі, якнайнижче, ближче до нижньої носової раковини. Після розширення накладеного співустя поліпозно змінену слизову оболонку пазухи видаляють вигнутими ложкоподібними щипцями.

2.7 Ощадливі методики ендоскопічної хірургії навколоносових пазух

Розробка ощадливих методик операцій на навколоносових пазухах вимагає виконання двох умов: по-перше, збереження основних анатомічних структур і нанесення мінімальної шкоди виконуваними ними функціям, по-друге, повного видалення з порожнини носа й навколоносових пазух патологічно змінених тканин, які при недотриманні цієї умови можуть стати причиною рецидиву синуситу. Дотримання цих умов у конкретній ситуації далеко не завжди буває можливим. Якщо видалення середньої носової раковини для забезпечення кращого доступу до уражених пазух засуджується зараз більшістю провідних ринологів, то в питанні про необхідність видалення патологічно зміненої слизової оболонки з уражених пазух думки частіше розходяться. Положення про те, що патологічно змінена слизова оболонка обов'язково прийде в норму після відновлення дренажу й аерації пазухи, не підтверджується клінічними спостереженнями, особливо якщо мова йде про поліпозний процес, кісти та ін.

Термін «мінімально інвазивна хірургія» в останні роки придбав широку популярність у багатьох хірургічних спеціальностях. Він має на увазі видалення

патологічно змінених тканин з мінімально можливою травматизацією навколишніх здорових тканин і органів, у першу чергу шкірних покривів і слизової оболонки, зберігання функціональних і захисних механізмів того анатомічного утворення, на якому проводиться втручання. Такий підхід дає можливість значно знизити морбідність операції й прискорити строки видужання.

Прогрес даного виду хірургії став можливим завдяки розвитку ендоскопічної й мікрохірургічної техніки, розробці методик втручань, виконуваних не при безпосередньому візуальному контролі, а під контролем зображення оперовуваного органа, одержуваного за допомогою ультразвукового сканування або рентгенівських променів, причому сам процес візуалізації при цьому здійснюється звичайно за допомогою комп'ютера.

Водночас зовсім зрозуміло, що відсутність прямого візуального контролю при мінімально інвазивних операціях, атравматичність і обмеження хірургічного доступу не мають супроводжуватися зниженням ефективності лікування, неповною елімінацією наявної патології й погіршенням віддалених результатів. Показання до мінімально інвазивних втручань мають бути чітко визначені, і в ході виконання такого роду операцій хірург повинен завжди мати надійну альтернативу – можливість повернутися до більш радикальної методики в тому випадку, якщо недостатній огляд операційного поля або обмеження хірургічного доступу не дозволяють виконати операцію в необхідному об'ємі.

В ендоскопічній внутрішньоносовій хірургії, цьому досить молодому напрямку, зараз чітко проглядаються дві тенденції. Одна з них припускає більш широке розкриття уражених навколоносових пазух, зазвичай за рахунок резекції гачкоподібного відростка, найціннішої у функціональному відношенні слизової оболонки природних співусть синусів, і видалення зміненої слизової оболонки. Друга тенденція характеризується прагненням усунути наявну патологію навколоносових пазух без їхнього широкого розкриття, зі збереженням основних анатомічних утворень.

У питанні про відношення до природних співусть уражених синусів у ході ендоскопічного втручання найбільш логічною виглядає концепція групи американських учених.

Необхідно диференційовано підходити до техніки операцій на передній і задній групах навколоносових пазух. Такий підхід обумовлений розходженнями в анатомічній будові самих синусів і їх вивідних шляхів. Крім того слід розділяти методики первинних і повторних втручань. У ході останніх ринохірург змушений бути більш радикальним, тому що він зобов'язаний

робити ревізію вже розкритих порожнин, нерідко оперувати в умовах спасального процесу й відсутності важливих анатомічних структур і орієнтирів.

2.8 Техніка втручання та методика операцій на передній групі навколоносових пазух

Втручання починають під контролем торцевого ендоскопа з ідентифікації заднього краю гачкоподібного відростка. Зазвичай для цього середню носову раковину потрібно медіально змістити до перегородки носа, однак від латеропозиції краще втриматися, якщо є досить гарний огляд структур у середньому носовому ході. Зворотний викусувач вводять у середній носовий хід і, розкриваючи його, заводять ріжучу губку за вільний край гачкоподібного відростка якнайближче до нижньої носової раковини. Викусувачем роблять наскрізний розріз у гачкоподібному відростку на всю його довжину в напрямку ззаду наперед. Приблизно в половині випадків відразу після виконання цього розрізу візуалізується співустя верхньощелепної пазухи.

Після цього, перемінивши торцевий ендоскоп на 30-градусний, виконують підслизову резекцію кісткового остову гачкоподібного відростка по верхньому й нижньому краях розрізу. Для цього пуговчатим зондом відсепаровують мукоперіост від кісткового остову, а останній видаляють мікрохірургічними щипцями з губками, вигнутими на 90°. Утворені верхні й нижні шматки слизової оболонки видаляють. При цьому досягається візуалізація розташованого на латеральній стінці інфундібулум напівканалу, по якому секрет з верхньощелепної пазухи евакуюється в задні відділи середнього носового ходу й далі в носоглотку. Після цього за допомогою 30° ендоскопа знаходять природний отвір верхньощелепної пазухи. Після цього видаляють медіальну стінку гратчастої булли, розкриваючи її порожнину. Залишки латеральної стінки гратчастої булли видаляють так, щоб з'єднати накладений отвір із природним співустям.

Подальший хід втручання визначається конкретною ситуацією. Якщо природний отвір має розмір більше 4 мм, можна ендоскопами з бічною оптикою оглянути через нього верхньощелепну пазуху, евакуувати вигнутим наконечником вміст, видалити з пазухи одиночні поліпи або кісту за допомогою щипців Біннера.

Дрібні поліпи й набрякова слизова оболонка, що блокують медіальний край співустя, мають бути видалені прямим або вигнутим на 20° наконечником мікродебрідера. Неушкоджена слизова оболонка країв природного

верхньощелепного отвору забезпечить транспорт вмісту з пазухи в післяопераційному періоді. Збереження механізму самоочищення пазухи є важливою передумовою для санації запального процесу й подальшої нормалізації патологічно зміненої слизової оболонки.

Якщо є додаткове співустя верхньощелепної пазухи, розташоване за природним, то обидва отвори поєднують в одне, видаляючи перемичку між ними. Для цього перемичку розсікають серпоподібним скальпелем або вигнутим на 90° тонким пуговчатим гачком, а утворені язички слизової оболонки видаляють.

Якщо є клінічна картина фронтиту або дані комп'ютерної томографії вказують на наявність патології лобної пазухи, то верхню частину гачкоподібного відростка видаляють прямим агресивним наконечником мікродебрідера, одержуючи, таким чином, доступ до лобної кишені. Щоб повністю виключити можливість ушкодження ситоподібної пластинки, ріжуча частина наконечника має бути спрямована латерально й угору, але не медіально. Потім, повернувши торець 30° ендоскопа догори, ідентифікують нижню стінку (дно) клітки Онодді і тим же наконечником мікродебрідера розкривають її порожнину.

Дуже часто недосвідчений ринохірург, видаливши тільки нижню стінку клітинки Онодді, вважає, що він розкрив лобну кишеню й одержав доступ до співустя лобної пазухи. Щоб уникнути такої помилки, необхідно видалити задню стінку клітинки Онодді вигнутою кюреткою й мікродебрідером, поступово просуваючись нагору й латерально, до зводу клітинки. Так само, як і при операції на гратчастій буллі, для виключення можливості рециркуляції слизу після операції бажано переконатися в тому, що краї природного отвору клітинки Оноддівилучені разом з її стінками.

Після закінчення даного етапу втручання досягається гарний огляд лобної кишені, а також самого лобно-носового співустя, розташованого позаду й медіально стосовно цих кліток. Співустя пальпують кінчиком пуговчатого зонда, вигнутого під кутом 90° . Розташовані в цій ділянці поліпи й стовщениу слизову оболонку акуратно видаляють.

Причиною порушення дренажу й аерації лобної пазухи можуть бути поліп або набрякова слизова оболонка, анатомічні варіанти будови верхньої частини гачкоподібного відростка й клітини Онодді, але не звуження самого кісткового отвору між лобною пазухою й порожниною носа. Тому, слід уникати кюретажу слизової оболонки лобово-носового співустя або спроб розширити його шляхом видалення переднього краю за допомогою бора або кюретки. Цей

метод не тільки вкрай небезпечний у плані ушкодження основи черепа, але й може призводити до стенозування вивідних шляхів лобної пазухи.

За наявності одиночної кістки або поліпа у верхньощелепній пазусі, які не можуть бути вилучені через природний отвір, додатково проводиться мікрогайморотомія.

Якщо мінімально інвазивна операція не сполучається із втручанням на нижніх носових раковинах і перегородці носа – типова тампонада порожнини носа не потрібна. Кровотеча в ході операції звичайно становить близько 10–20 мл і легко зупиняється після заключної анемізації слизової оболонки й введення 2–3 смужок гемостатичної губки «Міроцель» або «Ентоцель» у середній носовий хід.

Таким чином, типова мінімально інвазивна методика операції на передній групі навколоносових пазух поєднує у собі такі етапи:

- ретроградна резекція нижньої частини гачкоподібного відростка;
- видалення нижньої, медіальної й задньої стінок гратчастої булли та клітини Онодді;
- ошадливе видалення змінених тканин навколо природних отворів верхньощелепної й лобної пазух, за наявності додаткового отвору верхньощелепної пазухи – об'єднання його із природним співустям;
- при одиночній кістці або поліпі у верхньощелепній пазусі – їх видалення із застосуваннямікрогайморотомії.

2.9 Техніка втручання на задній групі навколоносових пазух

Передня й задня групи навколоносових пазух не тільки відділені одна від другої чіткою анатомічною межею – базальною пластинкою середньої носової раковини, але й істотно відрізняються механізмами евакуації секрету. Якщо вміст верхньощелепної й лобної пазух, перш ніж потрапити в порожнину носа, проходить по складній системі каналів у передніх відділах гратчастого лабіринту, то природні отвори клиноподібної пазухи й задніх пазух гратчастої кістки відкриваються безпосередньо в порожнину носа. Така будова вивідних шляхів полегшує техніку мінімально інвазивного втручання на цих пазухах. Для відновлення їх дренажу й аерації достатньо зробити ревізію верхнього носового ходу.

Анестезія. Дане втручання роблять під місцевою анестезією. За 15 хвилин до операції у верхній носовий хід вводять тампони, просичені 10% розчином лідокаїну з додаванням адреналіну. Середню носову раковину надломлюють

елеватором і зміщають латерально. У верхній носовий хід уводять 0° ендоскоп і знаходять верхню носову раковину. Ідентифікують співустя клиноподібної пазухи й задніх клітинок гратчастого лабіринту. Перше розташовано медіальніше й нижче верхньої носової раковини або на рівні заднього її кінця, друге – латеральніше неї. Ін'єкції анестетика роблять піднадкiстково в такі місця:

- задній відділ перегородки носа на рівні нижнього краю верхньої носової раковини;

- латеральна стінка верхнього носового ходу на тому самому рівні;

- задній кінець середньої носової раковини;

- над верхнім краєм хоани.

За наявності поліпів у верхньому носовому ході їх також інфільтрують анестетиком. При масивних поліпозних змінах у задніх навколоносових пазухах місцеву інфільтраційну анестезію можна доповнити провідниковою анестезією великого піднебінного отвору. Загальна кількість розчину (Лідокаїн 1%), необхідного для інфільтраційної анестезії на одній стороні, близько – 5,0 мл.

Природний отвір клиноподібної пазухи знаходять прямим або вигнутим на 30° пугувчатим зондом. Розширення природного отвору слід проводити тільки в тих випадках, коли вся порожнина клиноподібної пазухи заповнена поліпами, кістою або дуже грузлим гумоподібним вмістом, характерним для алергічного грибкового синуситу або поліпозного синуситу. За наявності великого сфенохоанального поліпа, що виходить через природний отвір клиноподібної пазухи, він має бути видаленим повністю, разом з «ніжкою», що знаходиться в пазусі.

З отвором задніх гратчастих клітинок поступають у такий же спосіб: вміст пазух видаляють відсмоктувачем, а саме співустя звільняють від поліпозно зміненої слизової оболонки. За наявності поліпів у задніх клітинах гратчастого лабіринту їх видаляють через природний отвір.

Якщо втручання виконується й на передній, і на задній групах навколоносових пазух, то ревiзiю задніх клітин гратчастого лабіринту можна доповнити їх ошадливим розкриттям через середній носовий хід. Для цього базальну пластинку середньої носової раковини перфорують, накладаючи отвір діаметром близько 5 мм, достатнього для введення ендоскопа або мікродебрідера. Щоб виключити можливість ушкодження навколишніх структур, отвір у базальній пластинці накладають якнайнижче й медіальніше, тобто ближче до вільного краю середньої носової раковини. Ретельність видалення поліпів контролюють, уводячи через накладений отвір 0° або 30° ендоскоп. Операцію закінчують пухкою тампонадою верхнього носового ходу гемостатичною губкою (міроцель).

Таким чином, мінімально інвазивне втручання на задній групі навколоносових пазух містить у собі такі етапи:

- латеропозиція середньої носової раковини;
- видалення поліпозно зміненої слизової оболонки сфеноетмоїдальної кишені;
- видалення поліпів із клиноподібної пазухи й задніх клітинок гратчастого лабіринту через їх природні отвори;
- при одномоментній операції на передній групі навколоносових пазух-перфорація базальної пластинки й видалення через неї зміненої слизової оболонки.

Кісти верхньощелепних пазух – одне з найпоширеніших захворювань в оториноларингологічній практиці. Вони часто бувають випадковою знахідкою при рентгенографії, КТ або МРТ навколоносових пазух. Часто кісти ніяк не проявляють себе клінічно, але при великих розмірах вони можуть викликати головний біль через тиск оболонки кісти на стінки пазухи й супроводжуватися ускладненням носового дихання. Водночас розміри кісти не завжди корелюють із виразністю викликаних ними симптомами. Наприклад, безсимптомними можуть бути великі кісти, розташовані в нижніх відділах верхньощелепних пазух, тоді як невелика кіста, що розташована на верхній стінці, в області проходження другої гілки трійчастого нерва, часто викликає головний біль. Виділяють три види кіст навколоносових пазух: справжні або ретенційні, лімфангієктатичні й одонтогенні, деякі автори ставлять окремо холестеролові кісти. Перші та другі можуть утворюватися в будь-якому відділі верхньощелепних пазух, а одонтогенні завжди локалізуються на її дні, в альвеолярній бухті, досягають великих розмірів, заповнюючи всю пазуху, і навіть викликають руйнування її кісткових стінок.

2.10 Методика мікрогайморотомії

При вираженій патології у верхньощелепній пазусі результати ендоназальної етмоїдотомії з розширенням співустя в середньому носовому ході далеко не завжди приносять задовільні функціональні результати. Причиною цього є наступне. По-перше, при вузькому середньому носовому ході вкрай складно маніпулювати інструментами у верхньощелепній пазусі. По-друге, для якісного видалення патологічного утворення з переднього або латерального відділу синуса під ендоскопічним контролем необхідно розширити співустя до розмірів близько 1x1,5 см, що, не завжди є бажаним. По-третє, якісно видалити

патологічні утворення, наприклад, мікотичні маси або кісти, з присінково-медіального кута пазухи при такому доступі практично неможливо. Природно, цей недолік істотно впливає на результат оперативного втручання.

В 1978 році Ш. Огаї детально описав техніку ендоскопії верхньощелепної пазухи, при якому троакар вводиться в синус через собачу ямку. Однак канюля стандартного троакару (К.Згогг) занадто вузька для того, щоб виконувати маніпуляції інструментами в порожнині синуса під ендоскопічним контролем. Тому в більшості випадків для виконання хірургічних маніпуляційми використовуємо лійки з відповідним троакаром діаметром близько 5 мм (троакар Козлова, лійка Боєнка).

Техніка операції складається з наступних етапів. Після місцевої інфільтраційної анестезії зони Іюзза сапіпа, яка проводиться навіть при операції під загальним наркозом, троакар шляхом ротації вводиться в зоні найвищої крапки Іюзза сапіпа по лінії між 4-м і 5-м зубами, що проходить паралельно спинці носа на глибину до 5 мм, тобто до того моменту, коли кінець гільзи ввійде в порожнину пазухи. Після цього стилет виводиться. Кровотеча при цьому, як правило, мінімальна, оскільки краї рани притискаються краями лійки. За наявності в пазусі секрету він аспирується. Для огляду всіх відділів синуса здійснюється ротація гільзи.

При цьому ідентифікуються патологічні утворення, що вимагають видалення, а також слизова оболонка, що має здатність до нормалізації. За необхідності проводиться уведення воронки з використанням відповідного стилету. За допомогою щипців Блекслі, кюреток, здійснюється видалення патологічних утворень. Лійку направляють убік патологічного утворення, що підлягає видаленню, що забезпечує можливість постійного візуального контролю. Діаметр лійки, рівний 5 мм, є достатнім для видалення з порожнини синуса поліпів, кіст, сторонніх предметів зубного походження, мікотичних мас. Після завершення видалення патологічно змінених тканин проводиться огляд пазухи й визначається стан природного співустя. За необхідності проводиться його розширення або інші коригуючі втручання. Далі за необхідності проводиться ендоназальна операція, виконуються парціальна або тотальна етмоїдотомія, сфеноїдотомія, фронтотомія, септопластика.

Ушивання рани під губою не проводиться, тому що вона гоїться самостійно. Після операції хворому забороняється сякання протягом 3 днів з метою попередження розвитку підшкірної емфіземи. Реактивні явища з боку м'яких тканин щоби в післяопераційному періоді не виражені. набряк або відсутній, або незначний.

2.11 Ендоскопічна хірургія перегородки носа

Прошло вже більше 100 років з тих пір, як О. Ргеег (1902) описав методику підслизової резекції перегородки носа, але і сьогодні цей метод як міцно входить в арсенал оториноларинголога. Іншим напрямком, було вдосконалювання методів септопластики. Початок цьому було покладено в 1948 році, з появою статті М.Н.Соше, у якій був описаний метод септопластики максиллярно-премаксиллярним доступом. Чітку межу між методами підслизової резекції й септопластики провести неможливо, тому що кожна септопластика супроводжується хоч і ошадливою, але все ж таки резекцією хряща й кістки, а кожна підслизова резекція, як правило, несе в собі й елементи пластики. Але існують ускладнення й небажані наслідки, більш характерні для кожного із цих методів. Відомі такі ускладнення надлишкової підслизової резекції, як перфорація, сідлоподібна деформація спинки носа, ретракція колумели, атрофія слизової оболонки й флотація перегородки під час дихання. Метод септопластики рідше супроводжується перерахованими ускладненнями, зате істотно збільшує ризик розвитку гематоми, хондроперихондриту, а також вторинних деформацій перегородки носа.

Деформації перегородки носа, що призводять до розвитку рецидивуючого синуситу, як правило, носять локальний характер і можуть бути усунуті шляхом ендоскопічного втручання. Останнє може бути виконано одномоментно з корекцією аномалій гачкоподібного відростка, середніх і нижньої носових раковин, ендоназальними операціями на самих пазухах, наприклад, із приводу кісти.

Показаннями до ендоскопічної корекції перегородки носа слід вважати:

- наявність контактних гребенів або шипів перегородки;
- наявність локальної деформованої ділянки носового клапану;
- стовщення передньо-верхніх відділів перегородки (місце контакту хряща перегородки й перпендикулярної пластинки гратчастої кістки);
- необхідність проведення реоперації після попередньо проведеної септопластики.

Частіше ендоскопічна корекція деформацій переділки носа виконується під місцевою анестезією. Після аплікації 10%-м розчином лідокаїну з адреналіном (близько 20 хвилин) ділянку деформації інфільтрують 1 %- розчином лідокаїну з адреналіном по обидва боки переділки. За наявності шипа в кістковому відділі перегородки розріз роблять по його вершині або поряд з нею за допомогою серпоподібного скальпеля, распатором або

відсмоктувачем відшаровують слизову оболонку нагору й донизу, потім шип збивають долотом і видаляють прямими щипцями Блекслі. Шматки слизової оболонки зіставляють і фіксують введенням губчатих («Міроцель», «Ентоцель») або пальчикових тампонів.

За наявності локальної девіації або стовщення перегородки носа поперед деформованої ділянки проводять півовальний розріз слизової оболонки, опуклістю звернений уперед. Подальший хід операції відрізняється тільки обмеженістю області втручання та необхідністю обережного препарування мукопериходрію й мукоперіюсту на протилежній розрізу стороні. На рис. 2.3,а наведено ендоскопічну картину викривлення носової перегородки вліво та відповідні рентгенологічне (рис. 2.3,б) та комп'ютерно-томографічне (рис. 2.3, в) зображення во фронтальній проекції.

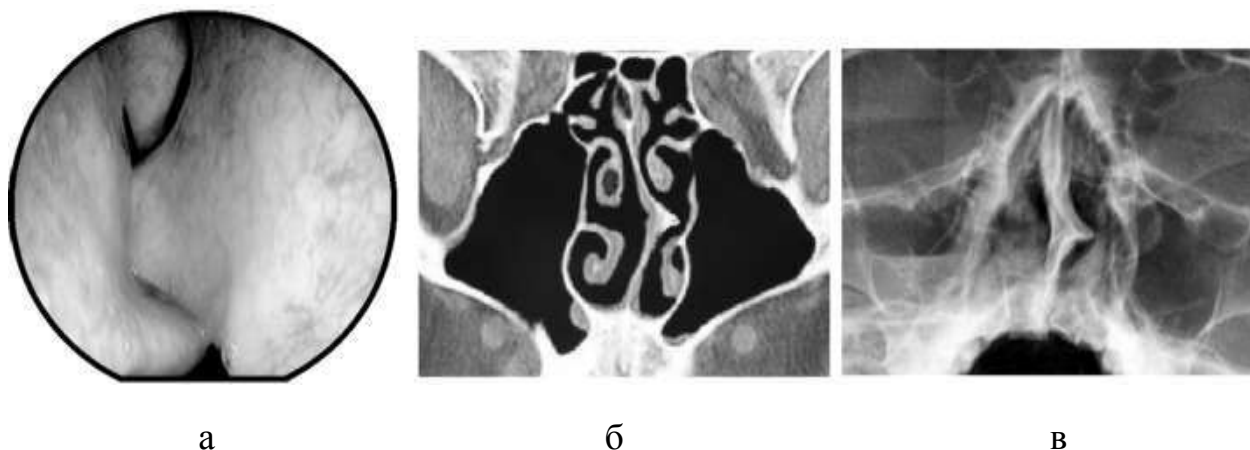


Рис. 2.3. Дослідження при викривленні носової перегородки:
а – ендоскопічне; б – комп'ютерно-томографічне; в – рентгенологічне

2.12 Ендоскопічні втручання на носових раковинах

При хронічному синуситі передній кінець середньої носової раковини часто буває поліпозно зміненим. У такому випадку він може ускладнювати носове дихання, блокувати передні відділи середнього носового ходу або ускладнювати доступ до пазух ґратчастої кістки. У цьому випадку операцію починають з видалення поліпозно зміненої слизової оболонки за допомогою мікродобрідера.

За наявності булли середньої носової раковини виконується резекція латеральної частини раковини. Для цього під контролем 0° ендоскопа за допомогою серпоподібного скальпеля робимо розріз уздовж середньої носової раковини, що проникає в порожнину булли. Розріз проводиться по передньому кінцю раковини, але його краще робити конхотомічними

ножицями, щоб уникнути відриву середньої раковини або її фрагментів. Видалення латеральної стінки булли виконується з урахуванням розташування природного отвору цієї порожнини. Отвір частіше відкривається в задні відділи середнього носового ходу, але при вираженій пневматизації раковини він може відкриватися й у верхній носовий хід. Щоб встановити локалізацію співустя булли, слід розвести латеральну й медіальну стінки в сторони распатором і 0° ендоскопом уважно оглянути її задню стінку. Уточнивши місце розташування природного отвору, у нього вводиться вигнутий пуговчатий зонд, щоб з'ясувати, у середній або у верхній носовий хід відкривається цей отвір. У першому випадку резекція раковини виконується за допомогою серпоподібного скальпеля, ножиць і щипців Блекслі так, щоб лінія розрізу проходила через цеспівустя. При другому варіанті пневматизації виконати резекцію подібним чином неможливо, тому що для цього довелося б практично повністю резеціювати задні відділи середньої носової раковини. Крім того, якщо пневматизована порожнина поширюється далеко назад і її співустя відкривається у верхній носовий хід, то задня частина латеральної стінки цієї порожнини хоча б частково утворена базальною пластинкою середньої носової раковини. У даній ситуації резекції задніх відділів латеральної стінки булли необхідно уникати, тому що подібна техніка операції призведе до патологічної рухливості залишеної частини середньої носової раковини. Щоб уникнути цього, слід видаляти латеральну кісткову стінку тільки до базальної пластинки, орієнтуючись на положення задньої стінки гратчастої булли й латерального синусу. Уточнити варіанти пневматизації середньої носової раковини й вибрати одну з описаних методик операції можна на підставі комп'ютерних томограм, виконаних у коронарній проекції. Ендоскопічне втручання при гіпертрофії заднього кінця середньої носової раковини виконується під контролем 0° ендоскопа за допомогою мікро-дебрідера та викусувача Блекслі.

В багатьох випадках виконуються різні варіанти нижньої конхотомії. Вони включають ультразвукову дезінтеграцію, підслизову вазотомію в сполученні з латеропозицією, видалення гіперплазованих ділянок, зокрема збільшеного заднього кінця та ін.

Ендоскопічна технологія найбільш важлива при операціях з приводу гіпертрофії задніх кінців нижніх носових раковин. Ендоскопічний контроль дозволяє точно накладати, затягти петлю та видалити гіпертрофований фрагмент. Слід пам'ятати, що рух затягнутої петлі вперед, до виходу з носа, може призвести до відриву значно більшої частини раковини, ніж потрібно.

Зрізаний задній кінець раковини видаляється з носоглотки наконечником відсмоктувана.

При тотальній гіпертрофії нижньої носової раковини найбільш ефективними втручаннями ми вважаємо підслизову вазотомію з латеропозицією й остеоконхотомію. Перша із цих операцій показана при збільшенні розмірів раковини в основному за рахунок гіпертрофії її м'яких тканин, друга – при кістковій і змішаній гіпертрофії.

3 ГІБРИДНІ МОДЕЛІ В ЗАДАЧАХ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ ІНФОРМАЦІЙНИХ СИСТЕМ

3.1 Дослідження підходів до задач моделювання процесів прийняття рішень в інформаційних системах

Важливим напрямком створення сучасних систем керування й прийняття рішень, що функціонують в умовах невизначеності простору станів об'єкта, є розробка нових і вдосконалювання існуючих підходів до їхньої побудови й функціонування. Це можливо на основі розширення, адаптації, інваріантності функціональних можливостей систем до складних об'єктів, обліку множини вимог з автоматизованому керування, які часто є суперечливими, погано формалізованими, носять нечіткий, неточний характер. Тому розробникові необхідно шукати нові, можливо недостатньо досліджені рішення [196, 197].

Перспективним є застосування для цілей керування складними об'єктами засобів, що використовують розширення імітаційних моделей, а також дослідження можливостей з включення їх у контур керування. Так, існує ряд підходів, до імітаційних моделей й методів імітаційного моделювання, як інструментарію дослідження й побудови складних систем. Як зазначається в ряді робіт [198], важливе значення для теорії й практики розв'язання прикладних задач має визначення імітаційного моделювання, наведене в дослідженні Р. Шеннона [198]. Його виклад неформально можна інтерпретувати як процес конструювання моделі реальної системи й постановки експериментів на цій моделі з метою або зрозуміти поведінку системи, або оцінити (у рамках обмежень, що накладаються деяким критерієм або сукупністю критеріїв) різні стратегії, що забезпечують функціонування даної системи.

Відповідно до розширеного трактування даного вище визначення, термін «імітаційне моделювання» може охоплювати, виходячи із сутності досліджуваних процесів, детермінованих, стохастичних, нечітких моделей, їхніх можливих сполучень й розширень. Тоді входи моделі й (або) функціональні співвідношення між різними її компонентами можуть містити елементи випадковості, нечіткості, які звичайно стосуються понять невизначеності, принаймні, часткової.

Необхідність моделювання й автоматизації процесів керування з урахуванням оперативних і довгострокових даних про процеси предметної галузі і їхні взаємодії, слабкоформалізовані дані і знання, динаміка розвитку й

взаємодії процесів, їх оптимізації на множині критеріїв і обмежень призводять до доцільності вирішення ряду проблем теоретичного й практичного значення з використанням гібридних моделей. Гібридні моделі мають переваги моделей, від яких вони походять, і, як правило, вільні від їхніх недоліків [199].

Структурну схему використання гібридних імітаційних моделей у математичному забезпеченні вирішення задач автоматизованого керування й прийняття рішень збільшено можна подати відповідно рис. 3.1, де X_1 – вхідний вектор стану середовища функціонування складного об'єкта, X_2 – вхідний вектор стану складного об'єкта, Y – вихідний вектор, що визначає функції автоматизованого керування.

Такий підхід має ті переваги, що модель може бути використана в контурі керування для формування процесів керування, як результатів моделювання, так і в автономному використанні, коли модель використовується переважно як інструмент моделювання.

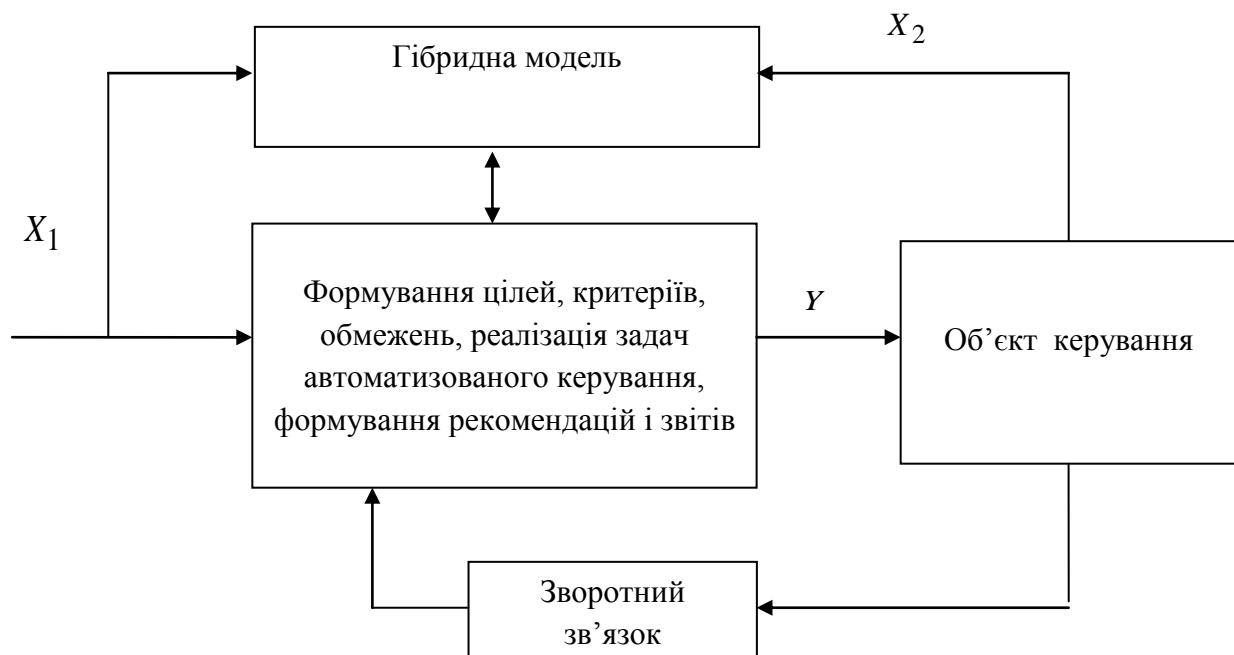


Рис.3.1. Структурна схема застосування гібридної моделі в задачах автоматизованого керування

У зв'язку з тим, як впливає з низки досліджень [199–201], доцільно розглянути, проаналізувати й здійснити вибір перспективних напрямків побудови й структури гібридних моделей.

Важливою складовою досліджень є також раціональний вибір складових моделі й підходів до їхньої реалізації. Моделі й алгоритми подання процесів в

автоматизованих системах обробки інформації й керування характеризуються складною взаємодією в координатах "простір - час", що викликає необхідність дослідження коректності процедур їхньої розробки й реалізації. Виникає задача вибору раціональної структури моделей, які б найбільш адекватно відображали предмет досліджень. Задачі організаційно-технічного керування й обробки інформації звичай носять паралельно-послідовний, дискретний характер, є багатокритеріальними, що вимагає врахування множини факторів $\{L_j\}, j \in J$ і обмежень $\{F_i\}, i \in I$, що визначають особливості предметної галузі.

Застосування аналітичних моделей і моделей на основі теоретико-множинного подання є зручним у ході опису задач малої розмірності й має значну складність і громіздкість у задачах великої розмірності. Застосування однодольних (ординарних) графів [202, 203] дозволяє вирішувати задачі на основі дискретних процесів, але в явному вигляді не допускає врахування додаткових параметрів, що характеризують предметну галузь.

Застосування нейромережних і нейро-фаззі мережних структур [204] носить універсальний характер, значною мірою розширює можливості моделювання, орієнтоване на дослідження складних процесів великої розмірності, але вимагає ефективних процедур навчання [203–206].

Важливим напрямком створення й застосування моделей є імітаційно-керуючі моделі, які функціонують у реальному часі обробки даних і керування, що дозволяє підвищити якість систем і вірогідність процесів прийняття рішень. Як зазначено вище, однією з найбільш складних і відносно мало досліджених предметних галузей є керування процесами обґрунтованого вибору альтернатив у задачах визначення матеріальних ресурсів багатоміністерних виробництв. Процеси функціонують в умовах невизначеності, ризиків, пов'язаних з ринком, обмеженої інформації про об'єкт керування, слабкої формалізації даних і знань предметної галузі.

У цей час існує дефіцит рішень, спрямованих на створення ефективних засобів і моделей для задач автоматизованого керування в умовах складних виробництв. Їхнє рішення сприяє зниженню суб'єктивного фактора, підвищенню вірогідності рішень при невизначеності на множині обмежень, обумовлених предметною галуззю. Як впливає з викладеного вище, перспективним напрямком може бути використання імітаційно-керуючих моделей за умови включення їх у контур автоматизованого керування для моделювання процесів у реальному часі й формування рішень щодо виборур альтернатив.

Застосування графових моделей на основі ГЕРТ-технологій (Graphical Evaluation and Review Technique) виправдане у випадку вирішення задач на основі процедур, що є суттєво стохастичними процесами. Застосування моделей на основі Е-мереж (Extended nets) дозволяє управляти структурою моделі й динамікою модельованих процесів, вирішувати значну кількість задач малої й великої розмірності, реалізованих на основі дискретних паралельно-послідовних процесів. Однак значна складність і системні обмеження не дозволяють ефективно використовувати їх у практичних реалізаціях.

Використання одного або декількох з розглянутих класів моделей, їхнього спільного застосування в складі гібридних моделей визначається предметною галуззю й множиною розв'язуваних задач.

Викладене вище вимагає додаткових досліджень, тому що підходи характеризуються різними можливостями й областями застосування при вирішенні прикладних задач. Очевидно також, що їхня реалізація викликає необхідність залучення сучасних інформаційних технологій.

3.2 Розширення *E*-мереж для побудови мережних моделей

Важливою складовою створення систем керування з використанням засобів штучного інтелекту є розширення можливостей розподілених інформаційно-керуючих систем і виробництв, підвищення вірогідності прийнятих рішень на основі імітаційно-керуючих моделей, які є складовою частиною систем керування, що функціонують у реальному часі в умовах апріорної невизначеності [207–209].

Існує кілька підходів до побудови мереж, які включають засоби керування їхньою структурою й динамікою моделювання. До них, у першу чергу, слід віднести мережі Петрі із пріоритетами, предикатні, кольорові мережі Петрі, оцінні Е-мережі. Найбільш пристосованими для створення моделей з керованою структурою й моделювання таких систем є Е-мережі, у які закладений механізм керування структурою залежно від зовнішніх для мережі умов. В Е-мережі принципово відсутні конфліктні ситуації, що забезпечується за рахунок керування виконанням переходів. Формально Е-мережа може бути подана як:

$$E = \langle (P, B, R_c), T, I(T), O(T), Z, V, Q, \Psi, M_0 \rangle, \quad (3.1)$$

де P – скінченна непуста множина позицій;

B – множина периферійних позицій, $B \subset P$;

R_c – множина обчислювальних позицій, $R_c \subset P$;

T – скінченна непуста множина переходів;

$I(T), O(T)$ – відповідно зв'язки на вході й виході переходів t ;

Z – функція часу виконання переходів;

V – змінні, які віднесені до позицій і змінюють свій стан під час виконання відповідних умов;

Q – скінченна множина обчислювальних процедур, що виключають конфлікти на переходах мережі й керують їхнім виконанням;

Ψ – множина процедур переходу, що управляє зміною кольору маркера;

M_0 – вектор початкового маркування E -мережі.

Переходи в E -мережах мають ряд принципових особливостей порівняно з переходами в мережах Петрі.

Переходи E -мереж моделюють дії, що відбуваються в системі, у результаті яких наступають певні події. Оскільки дії реально пов'язані з витратами часу, то переходи E -мереж реалізуються не миттєво, а протягом деякого заданого інтервалу часу (можливо, випадкового, нечіткого). Значення часу спрацьовування переходів визначає функція $Z: A \rightarrow R^+$.

Кожний перехід E -мережі має три характеристики $a_n = (\pi_n, Z_n, \psi_n)$, де $\pi_n \in \Pi$ – тип переходу; $Z_n \in Z$ – час виконання переходу; ψ_n – процедура переходу. В E -мережах зазвичай використовують переходи п'яти типів $\Pi = \{T, F, I, X, Y\}$ (рис.3.2).

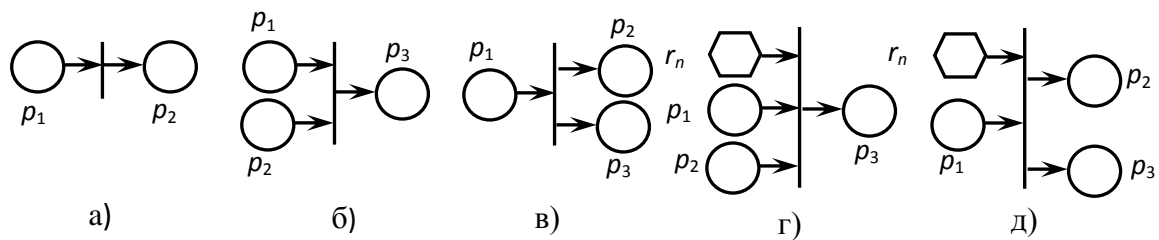


Рис.3.2. Основні типи переходів, що застосовуються в E -мережах:
а – Т-Перехід; б–І-Перехід; в– F-Перехід; г– Y-Перехід; д– X-Перехід

Правила виконання переходів в E -мережах:

$T(p_1, p_2)$ – перехід спрацьовує, коли є маркер у позиції p_1 , а позиція p_2 вільна. В ході виконання переходу видаляється маркер з p_1 і з'являється маркер у p_2 .

$F(p_1, p_2, p_3)$ – перехід спрацьовує, коли є маркер у p_1 , а p_2 і p_3 вільні. Після виконання переходу є маркери в p_1 і p_2 , а p_3 вільна.

$I(p_1, p_2, p_3)$ – перехід спрацьовує, коли p_1 і p_2 мають маркери, а p_3 вільна.

Після виконання переходу маркер є тільки в позиції p_3 .

$Y(r_n, p_1, p_2, p_3)$ – якщо p_1 і p_2 мають маркери, а позиція p_3 вільна, то на переході виникає конфлікт, що вирішується за допомогою обчислювальної позиції r_n . У випадку, якщо $M(r_n)=0$, маркер переходить із p_2 у p_3 . Якщо ж $M(r_n)=1$, то перехід маркера здійснюється з p_2 у p_3 . Конфлікт на переході не виникає, якщо маркер є тільки в якійсь одній із двох позицій на вході, а позиція на виході при цьому вільна. У такому випадку перехід виконується за Т-схемою незалежно від того, яке значення (0 або 1) приймає $M(r_n)$.

$X(r_n, p_1, p_2, p_3)$ – конфлікт на Х-переході має місце, якщо p_1 маркірована, а p_2 і p_3 вільні. Як і у випадку F-переходу, конфлікт розв'язується за значенням $M(r_n)$.

Значення $M(r_n)$ знаходяться за допомогою обчислювальної процедури $q(r_n) \in Q$, виконання якої полягає в почерговій перевірці пов'язаних з r_n предикатів P_{r1} і P_{r2} . Під час виконання якогось одного із цих двох предикатів $M(r_n) = 1$, при виконанні іншого предиката $-M(r_n) = 0$. Якщо й P_{r1} і P_{r2} мають помилкові значення, то $M(r_n)$ – «Невизначеність». У цьому випадку вирішальна позиція блокує перехід до результативного виконання процедури $q(r_n)$ (означає, що необхідно знову визначити умову r_n).

Як впливає з викладеного вище, E-мережа принципово відрізняється від мереж Петрі й має певні переваги за рахунок більш гнучкої структури. Істотним їхнім обмеженням є деяка громіздкість структури (3.1) і необхідність врахування множини умов їхнього використання [207]. Вони також орієнтовані на дослідження детермінованих процесів і, меншою мірою, на імовірнісні або нечіткі процеси, що вимагає залучення зовнішніх змінних [207]. Орієнтація на дослідження переважно максимум двох альтернатив розвитку процедур керування й моделювання [207, 210] вимагає для реальних об'єктів складних громіздких процедур і конструкцій побудови макропереходів. В умовах невизначеності необхідно враховувати нечіткість в описі об'єкта й керування переходами мережі, але існуючі рішення на таке не здатні. Введення для кожного з можливих параметрів додатково зовнішніх стосовно мережі змінних викликає істотні труднощі в практичних застосуваннях.

У зв'язку з викладеним вище, доцільно створення й реалізація таких мереж у складі розглянутих моделей, які мають переваги існуючих рішень, але вільні від зазначених недоліків [208].

Розширення E- мережі має такий вигляд:

$$E^{(m)} = \langle P, T, I(T), O(T), Q, \Theta, M_0 \rangle, \quad (3.2)$$

де P – скінченна непуста множина позицій;

T – скінченна непуста множина переходів;

$I(T), O(T)$ – відповідно зв'язки на вході й виході переходів t ;

Q – скінченна множина обчислювальних процедур, які управляють виконанням переходів, формують колір маркерів обчислювальних позицій і виключають конфлікти на переходах мережі;

Θ – скінченна множина умов виконання компонент мережі, простору станів мережі й процедур переходу, що керує зміною кольору (атрибутів) маркера, визначає пріоритети щодо позицій на вході й виході переходу, а також визначає функцію часу Z виконання переходів;

M_0 – вектор початкового маркування E -мережі.

Введемо поняття дозволених (актуальних)

$$I(T) \supset I^u(T), O(T) \supset O^u(T) \quad (3.3)$$

і заборонених (не актуальних)

$$I(T) \supset I^{nu}(T), O(T) \supset O^{nu}(T) \quad (3.4)$$

зв'язків на мережі. На основі (3.3), (3.4) реалізується можливість керування структурою мережі відповідно до логіки об'єкта моделювання.

Для цілей використання E -мережі в складі мережних моделей з керованою структурою (ММКС) розглянемо правила інтерпретації.

1. Множина переходів T інтерпретує множину дій складного об'єкта.

2. Множина позицій P інтерпретує множину умов виконання переходів, причому

$$P \supset B, P \supset Rc,$$

де B – множина периферійних позицій,

Rc – множина обчислювальних позицій.

3. Множина обчислювальних позицій Rc маркується, якщо для відповідних дій виконуються умови.

4. Зв'язки $I(T), O(T)$ визначають причинно-наслідкові зв'язки між умовами й діями реального об'єкта.

5. Зв'язки (3.3), (3.4) визначають відповідно дозвалені й заборонені причинно-наслідкові зв'язки реального об'єкта.

6. Функція часу Z виконання переходів інтерпретує часові характеристики виконання дій.

7. Скінченна множина обчислювальних процедур Q визначає атрибути маркування позицій Rc , що визначається зовнішніми стосовно мережі умовами

$$Q = Q_D \cup Q_{Pr} \cup Q_F,$$

де Q_D – скінченна множина детермінованих обчислювальних процедур, які керують виконанням переходів і виключають конфлікти на переходах мережі;

Q_{Pr} – скінченна множина імовірнісних обчислювальних процедур, які керують виконанням переходів і виключають конфлікти на переходах мережі;

Q_F – скінченна множина нечітких обчислювальних процедур, які керують виконанням переходів і виключають конфлікти на переходах мережі.

8. Скінченна множина умов Θ виконання компонент мережі, їхнього пріоритету й простору станів мережі визначається простором станів предметної галузі. Для забезпечення пріоритетів виконання переходів запропоноване використання інгібіторних дуг у функціях $I(T), O(T)$ з урахуванням їхніх інтерпретації.

9. Вектор початкового маркування M_0 E -мережі визначає початковий стан об'єкта керування.

10. Множина векторів маркування $\{M_l\}, l \in L$ E -мережі визначає простір станів об'єкта керування.

11. Керування структурою моделі здійснюється шляхом зміни складових (3.3), (3.4) і реалізації кінцевої множини обчислювальних процедур Q з урахуванням їх складових.

Для формування маркера в деякій обчислювальній позиції R_c доцільно застосувати такі правила:

А) група детермінованих правил $if / then(D)$. У позиції R_c маркер існує, якщо консеквент правила – «істина»;

Б) група імовірнісних правил $if / then(Pr)$. У позиції R_c маркер існує, якщо консеквент правила – «істина» зі значенням ймовірності $p \geq p^*$, де p^* – деяке граничне значення;

В) група нечітких правил $if / then(F)$. У позиції R_c маркер існує, якщо консеквент правила – «істина» зі значенням функції належності $\mu(x_0) \geq \mu^*(x_0)$, де $\mu^*(x_0)$ – деяке граничне значення.

У ряді практичних випадків для реалізації правила В) у мережу (3.2) доцільно ввести нейроноподібні позиції, які можуть бути віднесені до обчислювальних позицій з R_c мережі (3.2). Вони є деякими граничними елементами пам'яті.

Порівняльний аналіз використання мережі (3.1) і запропонованого підходу до побудови мережі (3.2) показав, що розмірність мережі (3.2) менша за

рахунок розширення можливостей компоненти Ψ в (3.1) на можливості компонента Θ в (3.2), а також уведенням більш потужних множин відповідно вхідних і вихідних позицій переходів типу X і Y . У практичних застосуваннях цей вигравш може досягти істотного значення (до 10 %).

Підхід має переваги перед існуючими рішеннями [208, 210], що ґрунтуються на можливості використання знань експерта, які носять імовірнісний і (або) нечіткий характер, довгострокових і оперативних даних про потенційних постачальників, їхньому стані, можливих ризиках, підвищенні вірогідності процесів автоматизованого керування на основі використання при автоматизованому керуванні мереж з керованою структурою.

3.3 Гібридні імітаційно-керуючі моделі на основі інтеграції розширених E -мереж і стохастичних мереж

Застосування гібридних імітаційно-керуючих моделей для керування процесами в інформаційно-керуючих системах багатомономенклатурних виробництв є ефективним засобом, що дозволяє підвищити вірогідність прийнятих рішень і, як наслідок, якість процесів і технологій, їхню конкурентоспроможність на ринку праці й виробів [211].

Як визначено в [208, 209], застосування гібридних моделей, заснованих на деякій інтеграції моделей, є перспективним напрямком, але одночасно викликає певні труднощі. Це, у першу чергу, пов'язано також з необхідністю аналізу стохастичних процесів, що мають складну структуру. У зв'язку із цим доцільним є розширення мережних моделей і їхніх функціональних можливостей [208, 212].

Метою цих досліджень є розширення можливостей інформаційно - керуючих систем і виробництв, підвищення вірогідності прийнятих рішень на основі застосування розширень мереж з керованою структурою, які функціонують в умовах апріорної невизначеності й мають істотні переваги над існуючими рішеннями. Це визначає актуальність і перспективність досліджень.

Постановка задачі. Модель аналізу процесів автоматизованого керування на основі E -мереж і їхніх розширень [207, 208, 212] реалізує функції моделювання з урахуванням даних і знань про об'єкт аналізу, включаючи нечіткі.

Значна частина модельованих процесів є стохастичними, а це є причиною труднощів їхнього подання мережною моделлю [208], наприклад, при їхній складній взаємодії (наявність ітераційних процедур, циклів тощо).

Необхідно запропонувати й обґрунтувати розширення отриманих раніше мережних моделей за рахунок механізмів, спрямованих на моделювання й дослідження таких процесів. Модифікація має розширити можливості моделей при одночасному збереженні всіх отриманих раніше переваг [208] і результатів при вирішенні прикладних задач [211].

Підходи до розширення мережних моделей. Як визначено в [208], найбільш зручними для моделювання складних систем за необхідності врахування деяких зовнішніх факторів є *E*-мережі [207, 213, 214], у яких закладені механізми керування мережею й динамікою її виконання залежно від зовнішніх для мережі факторів і умов. В *E*-мережах принципово вирішено проблему конфліктів, що є актуальним для деяких інших моделей, зокрема моделей з використанням мереж Петрі [213]. У зв'язку з цим доцільно як базову мережу прийняти модифіковану *E*-мережу (3.2) [208].

Для реалізації процедур моделювання стохастичних процесів часто використовуються системи масового обслуговування [216], стохастичні мережі Петрі [217], мережі, що використовують ГЕРТ-технології. Через те, що моделі на основі мереж Петрі з використанням підходів [216, 217] мають ряд недоліків через їхню деяку функціональну обмеженість, розглянемо можливості інтеграції *E*-мереж і стохастичних мереж.

Формально стохастична мережа може бути подана у вигляді

$$G = \langle N, K \rangle, \quad (3.5)$$

де N – множина вузлів мережі, $N = N_1 \cup N_2$,

N_1 – вузли з детермінованими виходами,

N_2 – вузли з імовірнісними виходами, причому в загальному випадку

$$N_1 \times N_2 \neq \emptyset, N_2 \times N_1 \neq \emptyset, \quad (3.6)$$

де K – множина дуг мережі.

Вузли (3.6) мережі графічно наведені на рис 3.3: з детермінованими виходами на рис. 3.3, а; з імовірнісними виходами на рис. 3.3, б.



Рис. 3.3. Вузли мережі

Стохастична мережа для виконання деякої дії (вузла) не потребує виконання всіх його вхідних дуг і дозволяє існування циклів і петель. Вузли стохастичної мережі можуть бути інтерпретовані як стани (дії) системи, а дуги – як переходи з одного стану в інший. Такі переходи можна розглядати як виконання узагальнених операцій, що характеризуються щільністю розподілу, ймовірністю виконання тощо. Кожний внутрішній вузол виконує дві функції: вхідну й вихідну.

Вхідна функція визначає умову, за якої вузол може бути виконаний.

Вихідна функція визначає сукупність умов, пов'язаних з результатом виконання вузла, наприклад, чи мають виконуватися всі операції, яким даний вузол безпосередньо передує, або деяка їхня підмножина, або тільки одна з них.

За визначенням, початковий вузол виконує тільки вихідну функцію, а кінцевий вузол – тільки вхідну.

Існують, принаймні, такі типи вхідних функцій: тип 1 – вузол виконується, якщо виконані всі дуги, що входять у нього; тип 2 – вузол виконаний, якщо виконується будь-яка дуга, що входить у нього; тип 3 – вузол виконаний, якщо виконується будь-яка дуга, що входить у нього, за умови, що в заданий момент часу може виконуватися тільки одна дуга.

Існують принаймні такі типи вихідних функцій: тип 1 – всі дуги, що виходять із вузла виконуються, якщо цей вузол виконаний – це детермінована вихідна функція; тип 2 – рівно одна дуга, що виходить із вузла, виконується, якщо цей вузол виконаний. Якщо описати вибір такої дуги за допомогою положень теорії ймовірностей, то така функція є імовірнісною вихідною функцією.

Застосування ГЕРТ-технологій дозволяє при вирішенні практичних задач визначити імовірнісні характеристики виконання технологічних і виробничих процесів, математичне сподівання й дисперсію часу, необхідних для виконання цих процесів при відомих законах розподілу. Існують також ефективні засоби обчислення загальних параметрів мережі (топологічне правило Мейсона), застосування яких значно знижує як рутинну, так і творчу складові моделювання й аналізу реальних процесів.

Взаємодіючі процеси, як зазначено вище, можуть бути представлені цілеспрямованою взаємодією деякої підмножини активних процесів для виконання поставлених задач.

Стохастичні процеси і їхня взаємодія можуть бути представлені так званими потоковими графами. Їхньою особливістю є подання елементів системи за допомогою вузлів, а взаємозв'язок між вузлами здійснюється напрямленими дугами. Принципова неможливість виділити умови й дії в

мережі (3.6) суттєво обмежує їхнє застосування. Однак у ході опису складних стохастичних взаємодіючих процесів їхнє використання є перспективним.

Властивості потокових графів можуть бути використані для реалізації методів редукування графа до істотно простої структури, що знижує складність вирішення прикладних задач. Важливим результатом у цьому напрямку необхідно вважати топологічне рівняння Мейсона.

Визначення 3.1. Петля L на орієнтованому графі – це зв'язна послідовність інцидентних вузлів і орієнтованих дуг.

Для зручності використання топологічного рівняння Мейсона введені поняття петлі n -ого порядку і її пропускну здатності.

Визначення 3.2. Петлею n -го порядку L_n називатимемо n не зв'язаних між собою петель першого порядку.

Визначення 3.3. Петля першого порядку L_1 визначена як петля, що не містить інших петель при досягненні кожного з вузлів з довільного вузла петлі.

Введемо формальне поняття нульового порядку L_0 .

Визначення 3.4. Петля нульового порядку L_0 формально визначена як петля, що не містить принаймні одного вузла і однієї дуги.

Тоді еквівалентний коефіцієнт пропускання T^* n не зв'язаних між собою петель першого порядку L_1 може бути поданий, як:

$$T^*(L_n) = \prod_{k=1}^n T^*_k . \quad (3.7)$$

Після нескладних перетворень топологічне рівняння Мейсона H з урахуванням (3.7) може бути подано у вигляді

$$\sum_{k=0}^n (-1)^k T^*(L_k) = 0 . \quad (3.8)$$

Розв'язання рівняння (3.8) дозволяє визначити еквівалентну передатну функцію стохастичної мережі.

Розширення мережної моделі. Для цілей визначення найбільш ефективного використання ГЕРТ-технологій пропонується гібридна модель

$$S_{\Sigma} = E^{(m)} \cup G . \quad (3.9)$$

У роботі [408] обґрунтована така інтерпретація E -мережі, що застосована в (3.9) [211]. Множина переходів T інтерпретує множину дій системи, множина позицій P інтерпретує множину умов виконання дій $P \supset V, P \supset R_c$, V – множина периферійних позицій, R_c – множина обчислювальних позицій, множина обчислювальних позицій R_c одержує маркування, якщо виконуються вхідні

зовнішні умови для відповідних дій, зв'язки $I(T), O(T)$ визначають причинно-наслідкові зв'язки реального об'єкта.

Функція часу Z виконання переходів інтерпретує часові характеристики виконання дій; скінченна множина обчислювальних процедур Q визначає атрибути маркерів позицій R_c на основі виконання зовнішніх процедур; скінченна множина умов Θ виконання компонент, їхнього пріоритету й простору станів мережі визначається на основі зовнішніх для мережі даних; вектор початкового маркування $M_0 E$ – мережі визначає початковий стан об'єкта дослідження; множина векторів маркування $\{M_l\}, l \in L E$ – мережі визначає простір станів об'єкта дослідження.

Аналіз положень, що визначають правила інтерпретації й формування простору станів з урахуванням визначення стохастичної мережі згідно з (3.6), дає можливість сформулювати таке твердження [211].

Твердження 3.1. Якщо задано модель взаємодії процесів на основі E -мережі, деякі з яких носять стохастичний характер, що визначає логіку подальшої їхньої взаємодії, то у вхідну R_c позицію відповідного переходу E -мережі достатньо додатково ввести стохастичну мережу, що реалізує деякі ГЕРТ-технології.

Дійсно, справедливість твердження 3.1 буде очевидною, якщо врахувати, що виходи стохастичної мережі в складі моделі визначають ймовірності появи результатів досліджуваних процесів предметної галузі з метою вибору найкращих варіантів. Тоді, увівши граничне значення для ймовірності p^* , ми маркуємо позицію R_c маркером певного кольору за виконання умови $p \geq p^*$, що й визначає подальші умови функціонування імітаційно-керуючої моделі.

Наслідок. У більшості практичних випадків розширення E -мережі на основі стохастичної мережі й ГЕРТ-технологій шляхом уведення їх у деякі обчислювальні позиції з $\{R_c\}$, відповідно до твердження 3.1, дозволяє ефективно вирішити поставлені задачі.

Зауваження. При подальших розширеннях вимог до імітаційно-керуючих моделей і досліджуваних процесів бажано також розглянути інші механізми й більш загальні підходи до модифікації моделей.

Методи й алгоритми практичної реалізації. У ряді робіт на основі ГЕРТ-технологій визначено, що система є досить універсальною й обмежень на її застосування в практичних додатках не спостерігається. Для систем на основі

ГЕРТ-технологій практично немає обмежень на застосування відомих законів розподілу. Це робить її досить універсальною.

Таким чином, стратегія вирішення практичних задач із використанням технологій ГЕРТ може включати такі основні дії:

1. Будуємо модифіковану E -мережу.

2. Для деяких обчислювальних позицій з $\{R_c\}$ будуємо стохастичну мережу. Для цього:

а) взаємодію досліджуваних процесів подано у вигляді стохастичної мережі з ГЕРТ - вузлами N (рис. 3.3);

б) для кожної дуги з K стохастичної мережі визначимо умовну ймовірність і твірну функцію моментів;

в) для кожної дуги обчислюємо передатну функцію W ;

г) перетворимо мережу на еквівалентну;

д) використовуючи правило Мейсона (3.8), обчислюємо функцію W для всієї мережі;

е) обчислюємо математичне сподівання й дисперсію для досліджуваних процесів.

Розв'язання топологічного рівняння (3.8) включає такі основні кроки:

Крок 1. Обчислити еквівалентний коефіцієнт пропускання (3.7) для усіх петель порядку n .

Крок 2. Обчислити значення

$$\sum_{k=0}^n (-1)^k T^*(L_k). \quad (3.10)$$

Крок 3. Значення (3.10) порівняти до нуля й обчислити еквівалентну функцію для всієї мережі (3.3).

Розглянемо особливості застосування пропонованого методу для вирішення прикладних задач у системах керування з вибору альтернатив. Нехай заданий фрагмент задачі після прийняття рішень вибору виробників і потенційних постачальників високочутливих компонентів систем контролю стану технологічного об'єкта. Деяка кількість m виробів має відповідати підвищеним вимогам. Нехай існує кілька потенційних постачальників

$$\{B_i\}, i \in I. \quad (3.11)$$

У розглянутому прикладі кількість потенційних постачальників дорівнює двом. Існують альтернативи прийняття рішень, що відображено фрагментом E -мережі (рис. 3.4). Мережа описує дії, які включають ряд дій типу: виконання

навантаження (П), транспортування (ТР), операції забезпечення збереження й контролю якості й стану (КС) виробів тощо.

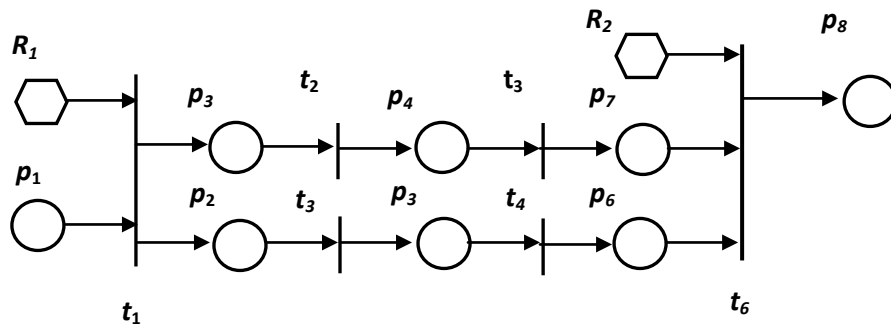


Рис. 3.4. Фрагмент E-мережі

За умовами задачі $j \in J$ постачальники поставляють вироби, до яких висуваються звичайні вимоги. Для виконання спеціальних вимог споживача за випуском $m = 2$ виробів, що відповідають підвищеним вимогам, постачальникові необхідно здійснити випуск більшої кількості виробів, тому що ймовірність випуску виробу з необхідними властивостями становить p_j . Споживач згодний оплатити всі витрати постачальника. Для цього йому важливо оцінити витрати по альтернативах і вибрати мінімальні витрати.

Для розв'язання розглянутої задачі мережу (рис. 3.4) модифікуємо так, що з метою формування відповідного кольору маркера в позицію R_2 додатково введемо стохастичну мережу (рис. 3.3). На основі мережі (рис. 3.3) у задачі оцінюємо математичне сподівання μ_{1E} необхідних обсягів випуску виробів за кожним варіантом. Нехай час виготовлення одного виробу постійний $z = const$, а ймовірність випуску виробу зі спеціальними властивостями за першим варіантом становить $p_1 = 0.25$, а за другим – $p_1 = 0.30$.

Згідно з (3.10), для мережі (рис. 3.5) складемо топологічне рівняння

$$1 - W_3 - W_4 - W_1 W_2 W_A + W_3 W_4 = 0. \quad (3.12)$$

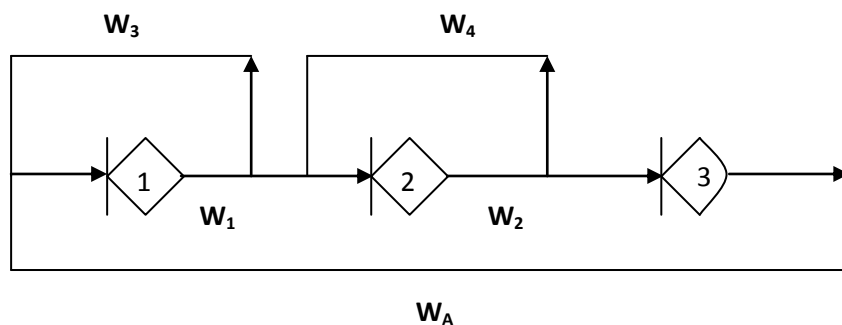


Рис. 3.5. Стохастична мережа

З огляду на те, що в (3.12)

$$W_A = \frac{1}{W_E},$$

де W_E – еквівалентна передатна функція мережі, одержуємо

$$W_E = \frac{W_1 W_2}{1 - W_3 - W_4 + W_3 W_4}. \quad (3.13)$$

Оскільки $p_1 = 0.25$, визначимо значення передатних функцій як

$$W_3 = W_4 = 0.75e^s, W_1 = W_2 = 0.25e^s. \quad (3.14)$$

Тоді, з урахуванням (3.13) і (3.14), можна одержати

$$W_E(s) = \frac{0.0625e^{2s}}{1 - 1.50e^s + 0.5625e^{2s}}. \quad (3.15)$$

Оскільки ймовірність виконання мережі $p_E = 1$, то $W_E(s)$ (3.15) дорівнює умовній твірній функції моментів випадкової величини $M_E(s)$.

Визначимо необхідну кількість випуску виробів за першим варіантом як знаходження математичного сподівання випадкової величини

$$\mu_{1E} = \left. \frac{\partial M_E(s)}{\partial s} \right|_{s=0}. \quad (3.16)$$

Виконавши нескладні обчислення, згідно з (3.16), можемо одержати для першого варіанта

$$\mu_{1E} = 8.$$

Аналогічно за другим варіантом, для якого $p_2 = 0.30$, можемо одержати

$$W_3 = W_4 = 0.70e^s, W_1 = W_2 = 0.30e^s. \quad (3.17)$$

Тоді, з урахуванням (3.13) і (3.17), можна одержати

$$W_E(s) = \frac{0.09e^{2s}}{1 - 1.40e^s + 0.49e^{2s}}. \quad (3.18)$$

З урахуванням (3.18) шукане розв'язання для другого варіанта буде

$$\mu_{1E} \approx 7.$$

Колір маркера мережі й потенційний постачальник визначається як результат знаходження однієї з оцінок

$$\min(C_j(\mu_{1E_j}) + C_j(\Pi_j + TP_j + KC_j)), \quad (3.19)$$

де C_j – вартісні показники виконання відповідних дій, або

$$\min_{j \in J} (\tau_j(\mu_{1E_j}) + \tau_j(\Pi_j + TP_j + KC_j)), \quad (3.20)$$

де τ_j – часові показники виконання відповідних дій.

Таким чином, оцінюючи варіанти з урахуванням очікуваних вартісних витрат згідно з (3.19) або очікувані часові витрати згідно з (3.20), експерт може одержати обґрунтоване рішення про керування процесами вибору постачальника.

Слід зазначити, що критерії (3.19), (3.20) можуть в обґрунтованих випадках використовуватися також спільно або бути розширеними.

У практичних рішеннях застосування в системах керування запропонованого підходу дає можливість істотного підвищення вірогідності прийнятих рішень при одночасному скороченні витрат часу на їхнє прийняття.

3.4 Розширення гібридних імітаційно-керуючих моделей на основі інтеграції розширених E -мереж, стохастичних мереж і моделей баз знань

Моделі процесів обробки даних та керування [207, 218] в системах керування в умовах виробництва є ефективним засобом, що дозволяє підвищити якість виробів, процесів і технологій, їхню конкурентоспроможність на етапах життєвого циклу. Необхідність розробки й застосування моделей для цілей керування обумовлена принаймні такими чинниками: зниження рівня кваліфікації фахівців, що приймають рішення; істотний вплив суб'єктивного фактору; значна трудомісткість, а часто й неможливість реалізації процедур керування в умовах невизначеності; необхідність прийняття рішень в умовах жорсткого обмеження на матеріальні й часові ресурси [208, 209].

Постановка задачі. Існує базаданих (БД) про об'єкти дослідження, наприклад, про потенційних розробників, виробників і постачальників комплектуючих матеріалів, засоби і умови постачання. Дані про об'єкти визначені на множині відношень

$$\{R_i(A_{i,1}, A_{i,2}, \dots, A_{i,n})\}, i \in M, \quad (3.21)$$

де $A_{i,n}$ – деякий n -атрибут i -об'єкта.

Існує база знань (БЗ), що містить знання про особливості кожного з атрибутів $A_{i,n}$ у відношеннях (3.21), їхній взаємозв'язок у вигляді якісних або кількісних характеристик і умов застосування.

Знання реалізуються на основі логічного виведення й можуть бути подані правилами виду

$$if / then . \quad (3.22)$$

Мета виконання системою відповідних рішень, які реалізуються в реальному часі й визначаються предметною галуззю, представлена в загальному випадку у вигляді знаходження екстремуму деякого функціонала

$$J \xrightarrow{F^*} extr, \quad (3.23)$$

де F^* – множина обмежень.

Необхідно запропонувати модель, що дозволяє, з використанням даних і знань, обмежень предметної галузі, реалізувати керування складними об'єктами, вибір альтернатив із множини (3.21) на основі (3.23) [208].

Структура імітаційно-керуючої моделі. Відповідно до постановки задачі досліджень, необхідно запропонувати, обґрунтувати й реалізувати структуру гібридної моделі, що включає складові, що є вихідними умовами для досягнення поставленої мети: дані про об'єкти, включаючи, наприклад, їхні реквізити, фінансові й господарські показники, умови й відстані транспортування, можливі ризики, пріоритети тощо. При цьому зазначені характеристики можуть носити як об'єктивний, так і суб'єктивний характер [208]. Модель має також дозволяти засобами моделювання здійснювати керування в заданій предметній галузі згідно з (3.23).

Слід зазначити, що знання (3.22) включають правила й групи правил виду

$$\text{if } A_{i,n_1} \text{ or } A_{i,n_2} \dots \text{ or (not) } A_{i,n_z} \text{ then } B_i, \quad (3.24)$$

$$n_z \in N_1, N_1 \subseteq N$$

$$\text{if } A_{i,n_1} \text{ and } A_{i,n_2} \dots \text{ and (not) } A_{i,n_z} \text{ then } B_i, \quad (3.25)$$

$$n_z \in N_1, N_1 \subseteq N$$

де B_i – деяка резолюція, що пов'язана з i -м об'єктом;

N – множина атрибутів.

Знання (3.22) можуть включати правила й групи правил виду

$$\text{if } A_{i,n_1} \text{ or } A_{i,n_2} \dots \text{ or (not) } A_{i,n_z} \text{ then } B_k, \quad (3.26)$$

$$n_z \in N_1, N_1 \subseteq N, k \in K$$

$$\text{if } A_{i,n_1} \text{ and } A_{i,n_2} \dots \text{ and (not) } A_{i,n_z} \text{ then } B_k, \quad (3.27)$$

$$n_z \in N_1, N_1 \subseteq N, k \in K,$$

де B_k – деяка резолюція, пов'язана з набором $k \in K$ об'єктів.

Знання про атрибути об'єктів і резолюції в (3.24) – (3.27) можуть носити детермінований (D), імовірнісний (Pr), нечіткий (F) характер [219].

Дані й знання предметної галузі визначені в часі Z , можуть змінюватися, оновлюватися, ставати неактуальними. Це викликає необхідність представлення самих об'єктів і їхніх атрибутів з (3.21), а також знань з (3.24) – (3.27) у вигляді деяких динамічних об'єктів. Між деякими атрибутами,

наприклад, об'ємами постачань, вартістю, відстанями й т.д., в (3.21) можуть існувати зв'язки й функціональні залежності. У цьому випадку доцільне застосування методів математичного програмування [220]. Слід також зазначити, що обмеження при вирішенні задач математичного програмування можуть носити алгоритмічний характер, включаючи імовірнісні й нечіткі змінні, що істотно ускладнює застосування класичних підходів, вимагає їхнього розширення і уточнення.

Все це призводить до необхідності розробки й застосування нових підходів до вирішення поставлених задач. З урахуванням наведеного вище аналізу розроблена структура гібридної моделі (рис. 3.6) [208].

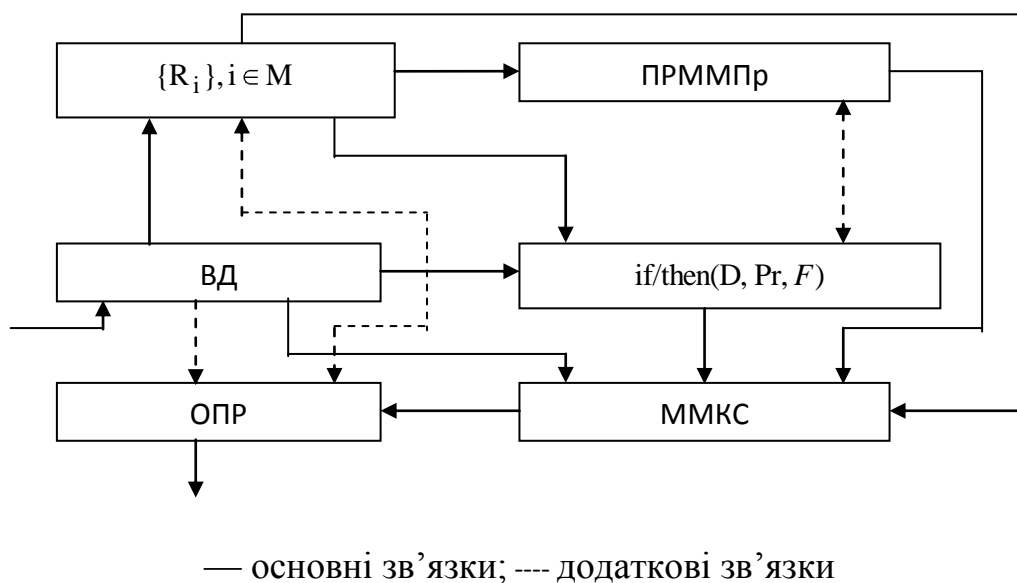


Рис. 3.6. Структура гібридної моделі

Відповідно до моделі (рис. 3.6), дані на вході включають інформацію про об'єкти, які носять як довгостроковий, так і оперативний характер. Вони формують базу даних і умови оперативного характеру про об'єкти, які визначають додаткові умови функціонування мережної моделі з керованою структурою. База знань включає детерміновані, імовірнісні, нечіткі правила, які реалізують шляхом логічного висновку умови виконання дій мережної моделі.

Позначення на моделі (рис. 3.6): ВД – дані на вході системи; $\{R_i\}, i \in M$ – множина даних про об'єкти; множина правил, що включає: if / then(D) – детерміновані правила; if / then(Pr) – імовірнісні правила; if / then(F) – нечіткі; ПРММПр – прийняття рішень методами математичного програмування; ММКС – мережна модель з керованою структурою; ОПР – особа, яка приймає рішення.

Особливості прийняття рішень із використанням методів математичного програмування визначаються наявністю обмежень алгоритмічного характеру, включаючи імовірнісні й нечіткі змінні. Їхнє використання вимагає додаткових досліджень у зв'язку з тим, що класичні підходи не мають практичних механізмів урахування таких змінних в обмеженнях [221, 222, 223].

Таким чином, реалізація моделі (рис. 3.6) вимагає цілеспрямованих комплексних дій за її побудою й дослідженням.

Вирішення практичних задач керування в умовах апріорної невизначеності здійснюється шляхом:

- формування БД;
- формування БЗ і процедур логічного виведення;
- формування структури й простору станів мережі $E^{(m)}$;
- забезпечення реалізації обчислювальних рішень засобами ПРММПр;
- визначення на мережі множини дозволених зв'язків і виключення з розгляду множини заборонених (неактуальних) зв'язків;
- визначення альтернатив, які задовольняють (3.23) на множині обмеження предметної галузі;
- формування рішень згідно з (3.23);
- ОПР при прийнятті відповідальних рішень у задачах керування оперують додатково даними, знаннями (див. рис. 3.6) і критеріями, які враховують деякі інші, часто погано формалізовані дані й знання.

Запропонований підхід використаний у задачах керування й визначення альтернатив для забезпечення ресурсами високотехнологічних багатономенклатурних виробництв, що підтвердило його ефективність.

Підхід має переваги над існуючими рішеннями [210], що пояснюється додатковим використанням імовірнісних і нечітких знань експерта, довгострокових і оперативних даних про потенційних постачальників ресурсів, скороченням строків прийняття рішень, підвищенням вірогідності за рахунок раціонального вибору шляхів і альтернатив вирішення практичних задач на основі їхнього моделювання мережами з керованою структурою.

3.5. Підходи до оптимізації процесів керування й прийняття рішень за нечітких алгоритмічних обмежень

Як впливає з викладеного вище, важливою складовою реалізації функцій моделювання й прийняття рішень у системах керування складними технологічними об'єктами є застосування методів оптимізації [223, 224] і

використання їх для прийняття рішень у гібридних мережних моделях розглянутого класу. Особливістю розглянутих об'єктів є те, що деякі із взаємодіючих процесів представлені в нечіткому просторі станів, що часто робить неприйнятними класичні підходи.

Нечітке математичне програмування й підходи на його основі [226, 227] включають додатково множину неточно (нечітко) визначених критеріїв, їхніх значень і обмежень. Нечіткий підхід полегшує задачу особи, яка приймає рішення, дозволяючи їй нечітко, приблизно формулювати критерії, цілі й обмеження. Синтез теорії нечітких множин і класичних методів оптимізації є основою створення нових методів і ефективних рішень, що й визначає актуальність досліджень.

Мета, якої дотримуються при виборі й ухваленні оптимального рішення, полягає в тому, щоб виявити найкращий (оптимальний) варіант дії за наявності деяких обмежень. У роботі [208] визначено, що методи прийняття оптимальних рішень можуть бути ефективними в імітаційно - керуючих моделях, побудованих на основі спільного комплексного використання мереж з керованою структурою, реляційних баз даних і баз знань [228].

Пам'ятаючи про спільність, розглянемо деяку узагальнену задачу, що часто зустрічається в практичних застосуваннях.

Нехай задана задача лінійного програмування з обмеженнями, деякі з них можуть бути представлені у вигляді нечітких алгоритмічних обмежень *if/ then*. Необхідно запропонувати підходи до рішення задачі у складі гібридних моделей.

Існуючі розв'язання задачі нечіткого лінійного математичного програмування можуть бути сформульовані як розв'язання задачі максимізації (або мінімізації) заданої функції на заданій множині припустимих альтернатив, що описується системою рівнянь або нерівностей. Причому опис функцій, параметрів, від яких залежать ці функції, і самої множини X може бути представлено нечіткими змінними в нечіткому просторі станів. Таким чином, класична задача лінійного математичного програмування перетворюється на задачу нечіткого лінійного математичного програмування.

Розрізняють кілька постановок задачі нечіткого математичного програмування. Деякі з них розглянуто в [226]:

- максимізація функції

$$F : X \rightarrow R^I, \quad (3.28)$$

де R^1 – числова вісь на заданій нечіткій множині припустимих альтернатив, обумовлених функцією належності

$$\mu(X) \rightarrow [0, 1]; \quad (3.29)$$

- нечіткий варіант задачі математичного програмування, заснований на модифікації класичної задачі математичного програмування, що досить докладно обґрунтована, наприклад, в [224, 223].

Виникають важливі для практики випадки:

а) якщо «пом'якшити» обмеження, тобто допустити можливість їхнього подання в нечіткому просторі станів, то одержимо задачу нечіткого математичного програмування;

б) замість максимізації деякої функції можна прагнути до досягнення деякого прийняттого, наперед заданого значення функції на основі використання функцій (3.29).

На цей час відомі розв'язання (3.28) для випадків (3.29) [226]. Аналіз показав, що зазначені рішення не охоплюють важливий випадок нечітких алгоритмічних обмежень. Це істотно обмежує можливості прийняття рішень для випадку присутності нечітких алгоритмічних обмежень. Особливо це характерно для практичних випадків, коли зіштовхуються із застосуванням точної теорії оптимізації до неточних моделей, критеріїв і обмежень, де немає обґрунтованих вимог точного визначення деяких величин (продуктивність, прибуток, часові витрати тощо) і де занадто часто проявляються труднощі обчислювального характеру.

Нехай задана функція мети оптимізаційної задачі лінійного програмування

$$\sum_{j=1}^n c_j x_j \rightarrow \min_{x_j \in \Omega}, \quad j = \overline{1, n}, \quad j \in J, \quad (3.30)$$

де c_j – деякі коефіцієнти;

x_j – деякі змінні.

Для змінних функції (3.30) існують обмеження двох видів:

- лінійні обмеження:

$$\Omega: AX \leq B; \quad A = \| a_{ij} \|_{mn}, \quad X = \| x_1, x_2, \dots, x_n \|, \quad B = \| b_1, b_2, \dots, b_m \|; \quad (3.31)$$

- алгоритмічні обмеження на основі нечітких правил типу

$$if/ then. \quad (3.32)$$

Сьогодні існує значна кількість досліджень теоретичного й практичного характеру, що дає можливість їхнього використання повною мірою при вирішенні прикладних задач. У зв'язку із цим, розв'язання задачі (3.30) – (3.32)

може бути подане у вигляді двох складових, які взаємно доповнюють одна одну. Запропонуємо стратегію знаходження шуканих розв'язань.

Перша складова включає вирішення класичної задачі лінійного програмування типу (3.30), (3.31).

Використовуючи відомі підходи, здійснюємо знаходження невідомих x_j , які визначають чисельні характеристики деякої предметної галузі.

Однак існують також обмеження для (3.30) типу (3.32), що вимагає додаткових досліджень.

Обмеження типу (3.32), у загальному випадку, можуть включати деяку множину правил, у яких деякі зі змінних не присутні в (3.30) або (3.31), наприклад:

$$\begin{array}{l} \text{if } x_i \text{ is "мале" and } x_k \text{ is "велике" or } x_m \text{ is "середнє"} \\ \text{then } P \text{ is "велике"} \end{array}, \quad (3.33)$$

причому змінна P не включена в (3.30), (3.31), $\{i, k, m\} \subset J$.

Друга складова розв'язання задачі (3.30) – (3.32) здійснює вирішення (3.29) при відомих з розв'язку (3.30), (3.31) значеннях x_j . Для цієї мети доцільне використання процедур прямого нечіткого логічного виведення на основі Заде-Мамдані-підходу типу

$$\begin{array}{l} \text{if } x \text{ is } \mu_1(x) \text{ then } y \text{ is } \mu_2(y) \\ x' \text{ is } \mu_1'(x) \\ \hline y' \text{ is } \mu_2'(y) \end{array}, \quad (3.34)$$

де x' – результат розв'язання (3.30), (3.31) для якоїсь зі змінних;

y' – деякий шуканий розв'язок (3.34) з наступною дефаззифікацією відносно y' , що у цьому випадку визначає змінну P .

Якщо дефаззифіковане значення P' користувача не задовольняє, то здійснюємо нечітке зворотне логічне виведення для задовольняючого значення P' . Після вирішення здійснюємо дефаззифікацію та вводимо необхідну корекцію невідомих у (3.30), (3.31).

Таким чином можливе ефективне використання гібридних моделей в задачах прийняття рішень інтелектуальних систем.

4 РОЗРОБКА МОДЕЛЕЙ І МЕТОДІВ ПОДАННЯ ІНТРАСКОПІЧНИХ ДАНИХ У СИСТЕМАХ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ РИНОХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ

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 та розміри необхідна в ході побудови 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 одномодальних обстеженнях), на перший план виходить процес автоматизації підготовки інтраскопічних зображень для хірургічного планування. Зорові візуальні методи вивчення реєстрованих зображень займають за часом десятки годин [186–195] не задовольняють за швидкістю рішення практичні медичні завдання. Наприклад, за даними [186], 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 [186–195].

У загальному випадку процес автоматизованого аналізу інтраскопічних зображень включає в себе стадії попередньої обробки, сегментації, опису об'єктів (визначення ознак) і їхню класифікацію. Основною причиною

порівняно низького рівня автоматизації програмних продуктів для аналізу медичних зображень [186–189] 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 мають бути засновані на вивченні специфіки відображення досліджуваних об'єктів.

Автоматизований аналіз інтраскопічних зображень заснований на ідентифікації характерних ознак і їхньому 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 належатиме 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 [186–195]. З вільнопоширюваних програмних засобів є різні утиліти для перегляду файлів у Dicom-форматі з набором додаткових засобів, середовища, що постачаються 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 їхнє 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 подання, обробки та аналізу інтраскопічних даних для систем комп'ютерного планування у функціональній ринохірургії. Вихідними даними є результати інтраскопічного топографо-анатомічного картування голови пацієнта за допомогою томографа Somatom + Emotion (Siemens, Німеччина) за стандартним протоколом, основні параметри якого вказані в табл. 4.1. Орбіто-меатальна площина O_m є аксіальною площиною, що проходить через центр O зовнішнього кута орбіти і центр m зовнішнього слухового проходу. Вказівка координат орієнтирів для встановлення площини O_m виконується затопограмою 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.

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

Перетворення виконувалося за допомогою розробленої програмної утиліти, що дозволяє зчитувати метадані DICOM - файла, визначати кількість виконаних у результаті обстеження томографічних зрізів і їх нумерацію, причому номер файла кожного аксіального томографічного зрізу відповідає його z-координаті при висхідній індексації від самого нижнього зрізу.

З огляду на те, що зображення томографічних зрізів мають просторову роздільну здатність 512 × 512 елементів, а кількість зрізів досягає 250, то для

подання вихідних даних доцільно виділити тривимірний масив значень інтенсивності

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

де $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ – 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 відповідних осях ($i, j \in [0; 511], k \in [0; 249]$) для наборів даних, що використовуються).

Функція інтенсивності приймає дискретні значення $B(i, j, k) \in [0; 255]$. З огляду на те, що всі дані томографічних обстежень видаються в цифровому вигляді, значення індексів i, j, k елементів зображення далі за контекстом 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 розглядатимуться зображення окремих томографічних зрізів $B_k(i, j) = B(i, j, k = const)$, причому індекс k опускатиметься 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, оскільки 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. Сьогодні базові підходи до сегментації зображень досить добре освітлені в літературі [190–195].

Разом з тим, у літературі [190–195] також розглядається широкий спектр методів і алгоритмів попередньої обробки зображень – точкових і локальних операцій, що включають корекцію яскравості та контрасту, та фільтрації завад і перетворення вихідних даних. Для обробки інтраскопічних даних розробляються як універсальні алгоритми, так і алгоритми, що застосовуються, наприклад, тільки для рентгенографічних зображень. Однак у 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 граничними значеннями виділити області, що належать анатомічним структурам з різною щільністю (інтенсивністю). При цьому якість результату методу порогової сегментації залежатиме від ступеня однорідності фрагментів зображення, що належать анатомічним об'єктам з певною щільністю. Тому процедури обробки мають 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 $B_i^{(1)}, B_i^{(2)}$ – 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, оскільки 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 під час обробки. 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 реалізується практично на інших апаратних ресурсах, має бути спрямований на підготовку даних до вирішення поставлених прикладних завдань сегментації і подальшого аналізу даних.

Первинна обробка в інтраскопії спрямована на компенсацію нелінійності передатних характеристик і фільтрацію шумів детекторів у 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, що 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, їхня вторинна обробка має розглядатися виключно як підготовчий етап сегментації і ґрунтуватися на подальшому підвищенні однорідності областей, відповідних за щільністю певним анатомічним структурам.

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 завад на томографічних зображеннях пов'язана зі спотвореннями сигналу і виникненням артефактів, наприклад, від хірургічної апаратури, зовнішніх рентген-контрастних міток, які задають базову площину сканування, кісткових фрагментів малої площі й інших чинників.

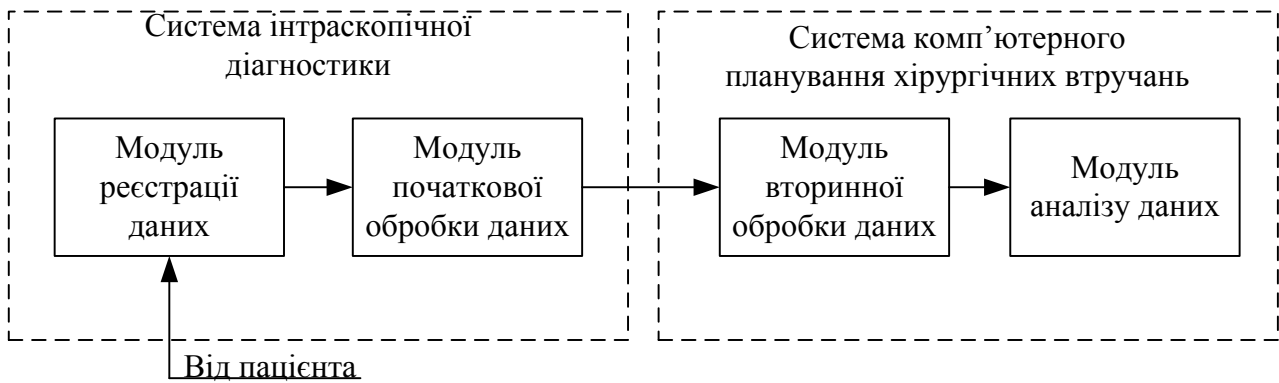


Рис. 4.1. Структурна схема розміщення модулів обробки даних в інтраскопічній системі і системі для планування

Традиційно для боротьби з імпульсними і високочастотними шумами на зображеннях застосовуються методи лінійної та нелінійної просторової фільтрації, спрямовані на усунення високих частот у спектрі шуму [190].

Лінійна двовимірна фільтрація в загальному вигляді є згорткою вхідного сигналу $B(x, y)$ й 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 вихідного 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 належить 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 $(m \times n)$

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

де 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 локальному околі 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 усереднюючій 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 локального околу 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 околу, 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 завадами є метод медіанної фільтрації, який здійснюється за допомогою переміщення квадратної маски $A((2p+1) \times (2p+1))$ за зображенням $B(x, y)$ 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 за зростанням $V(V(1) \leq \dots \leq V((2p+1)^2))$, 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 заглушення локальних завад при наведених вище видах просторової фільтрації. Томографічне зображення $B(x, y)$ при цьому подається сумою неспотворених значень інтенсивностей елементів і завади $v(x, y)$

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

Враховуючи за формулою (2.11) адитивну модель подання локальної завади $v(x, y)$ з дисперсією σ_v^2 вх на зображенні $B(x, y)$, дисперсія шуму σ_v^2 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.

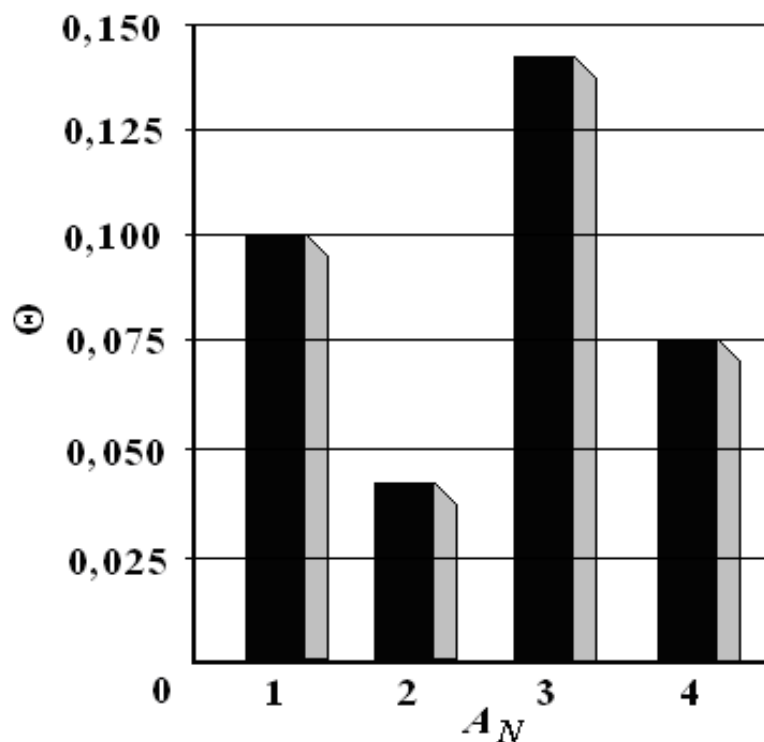


Рис. 4.2. Значення коефіцієнтів Θ зміни дисперсії шуму для усереднюючих фільтрів: 1 – з маскою A_1 ; 2 – з маскою A_2 ; 3 – з маскою A_3 ; 4 – з маскою A_4

Ефективність методу медіанної фільтрації істотно залежить від лінійних розмірів спотвореної ділянки зображення. Цей метод дозволяє повністю

усунути локально розташовані завади на зображенні, які мають площу $S_{\Pi} = p^2 i$, відповідно, не перевищують половини площі $S_A = (2p + 1)^2$ апертури фільтра $S_{\Pi} \leq \frac{1}{2} S_{\Phi}$. Однак, якщо лінійна усереднююча фільтрація призводить до згладжування на зображенні будь-яких перепадів інтенсивності, зокрема контурів об'єктів, то медіанна фільтрація більш стійка до розмиття меж об'єктів, з огляду на їх, як правило, більшої площі (протяжності) порівняно з площею завади. Для зменшення ефекту розмиття меж анатомічних об'єктів алгоритм реалізовувався нерекурсивно шляхом запису результуючих даних в окремий графічний буфер.

З огляду на те, що межі анатомічних структур на інтраскопічних зображеннях часто є опорними орієнтирами під час проведення 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 межах контрастних анатомічних структур. При цьому вводиться коефіцієнт контурної різкості R перепаду інтенсивностей 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 межі між областями з максимальним перепадом інтенсивності $\Delta B = 255$ (для напівтонових зображень з восьмибітовим поданням 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 вигляду

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

З огляду на те, що чисельник у формулі (4.15) є константою при максимальному перепаді інтенсивності, дослідженню підлягає тільки зміна довжини контуру n_p за різних типів обробки. Ілюстрація значень

коефіцієнтів відносної зміни різкості $R^{(0)} / R^{(A_N)}$ для фільтрів з масками A_N наведена на рис. 4.3, з якого видно, що стандартна усереднююча 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 порівняно 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 в 1,5 рази.

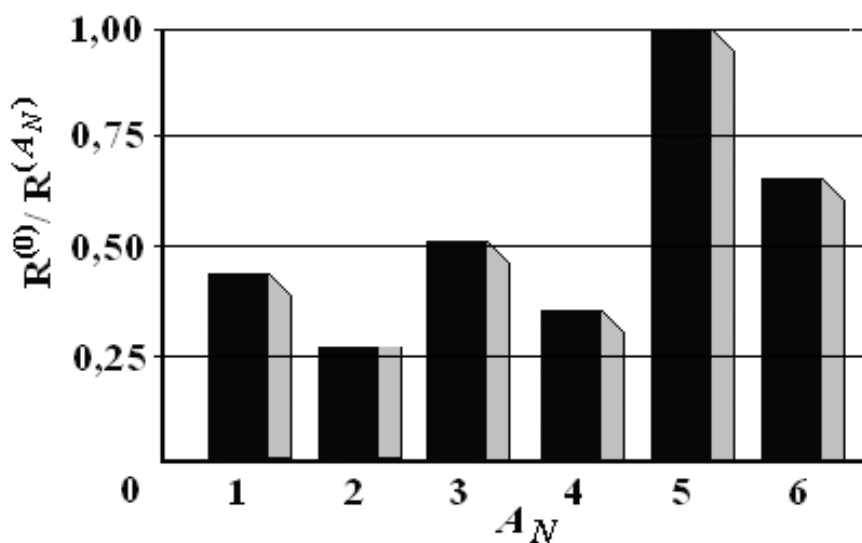


Рис. 4.3. Значення коефіцієнтів відносної зміни різкості для фільтрів: 1 і 2 – усереднюючих; 3 і 4 – гаусових; 5 і 6 – медіанних з апертурою $p=1$ і $p=2$, відповідно

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 $l(n_p)$ профілю інтенсивності $I(l(n_p))$. Дослідженню підлягали фрагменти профілів $I(l(n_p))$ інтенсивності, розташовані біля меж медіальних стінок верхньощелепних пазух на відстані близько 60 і 230 елементів зображення по довжині траєкторії $I(l(n_p))$ [229].

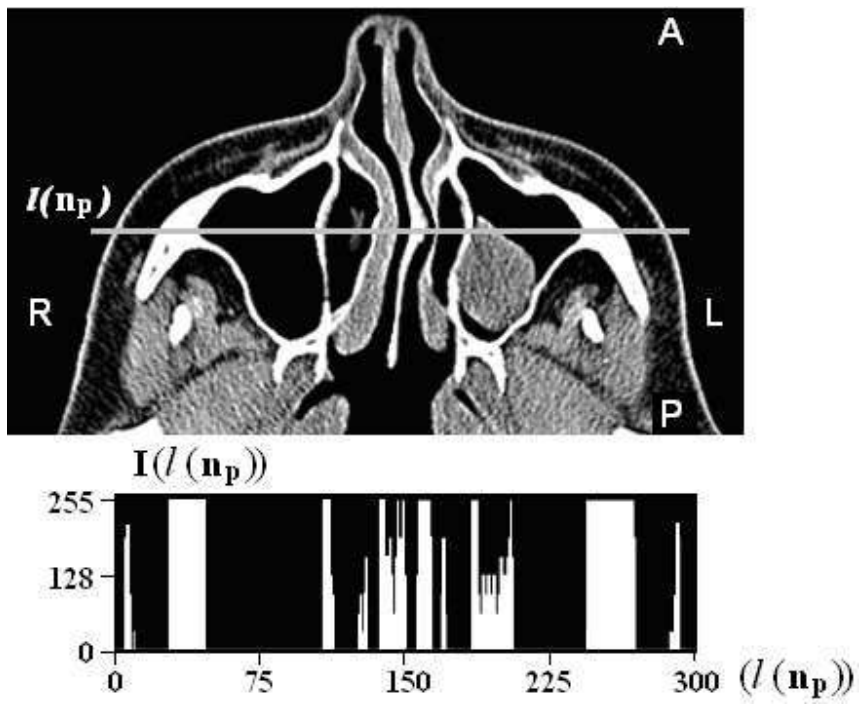
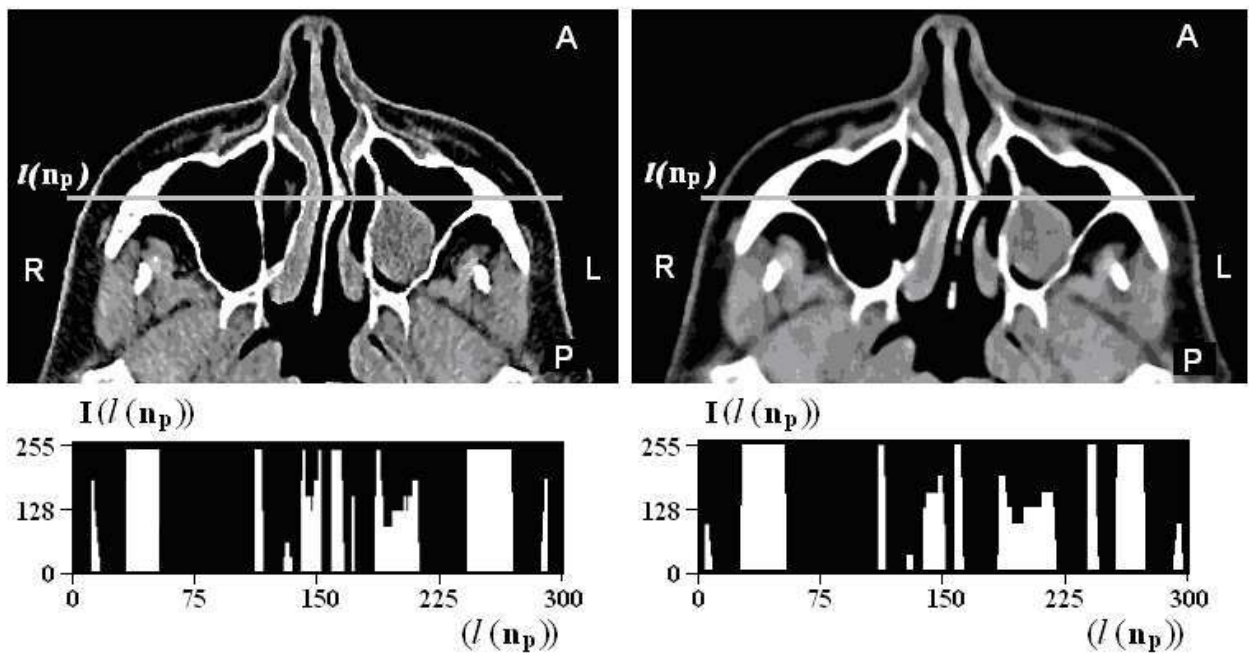


Рис. 4.4. Початкове томографічне зображення з позначеним профілем інтенсивності $I(l(n_p))$, наведеними в нижній частині рисунка



а

б

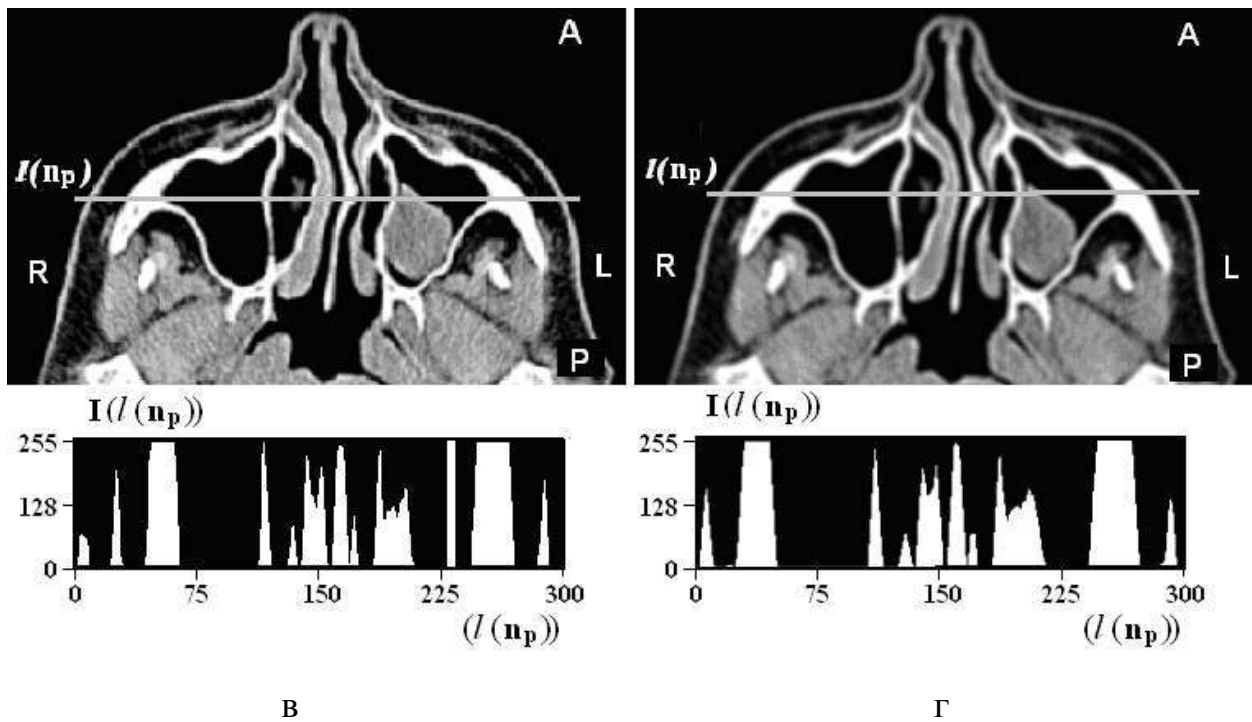


Рис. 4.5. Томографічні зображення з позначеними профілями інтенсивності $I(l(n_p))$, наведеними в нижній частині рисунка: для медіанної фільтрації з апертурою вікна $p = 1$ (а) і $p = 2$ (б); в – для Гаусової фільтрації з маскою A_4 ; г – для усереднюючої фільтрації з маскою A_2

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 подати 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.

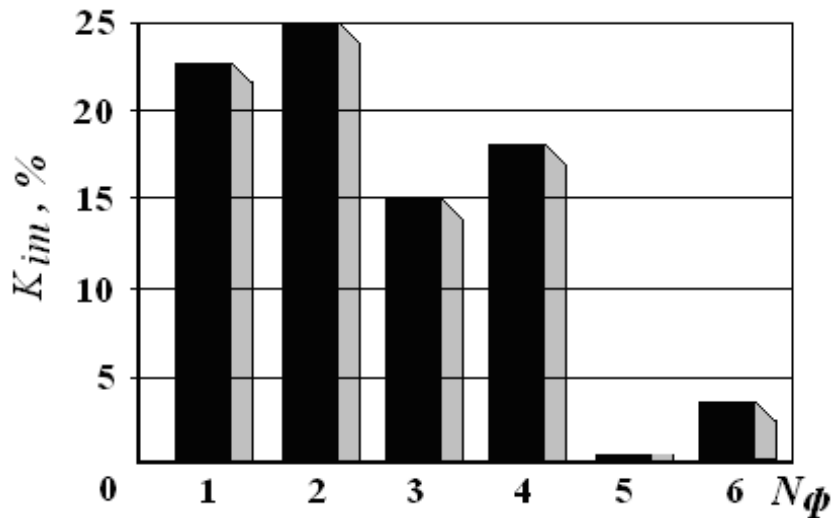


Рис. 4.6. Відносне значення кількості змінених елементів об'єктів до загальної кількості елементів зображення: для фільтрів з масками 1–4 (A_1, A_2, A_3, A_4); 5 і 6 – для медіанних фільтрів з параметрами апертури $p = 1$ і $p = 2$ відповідно

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

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

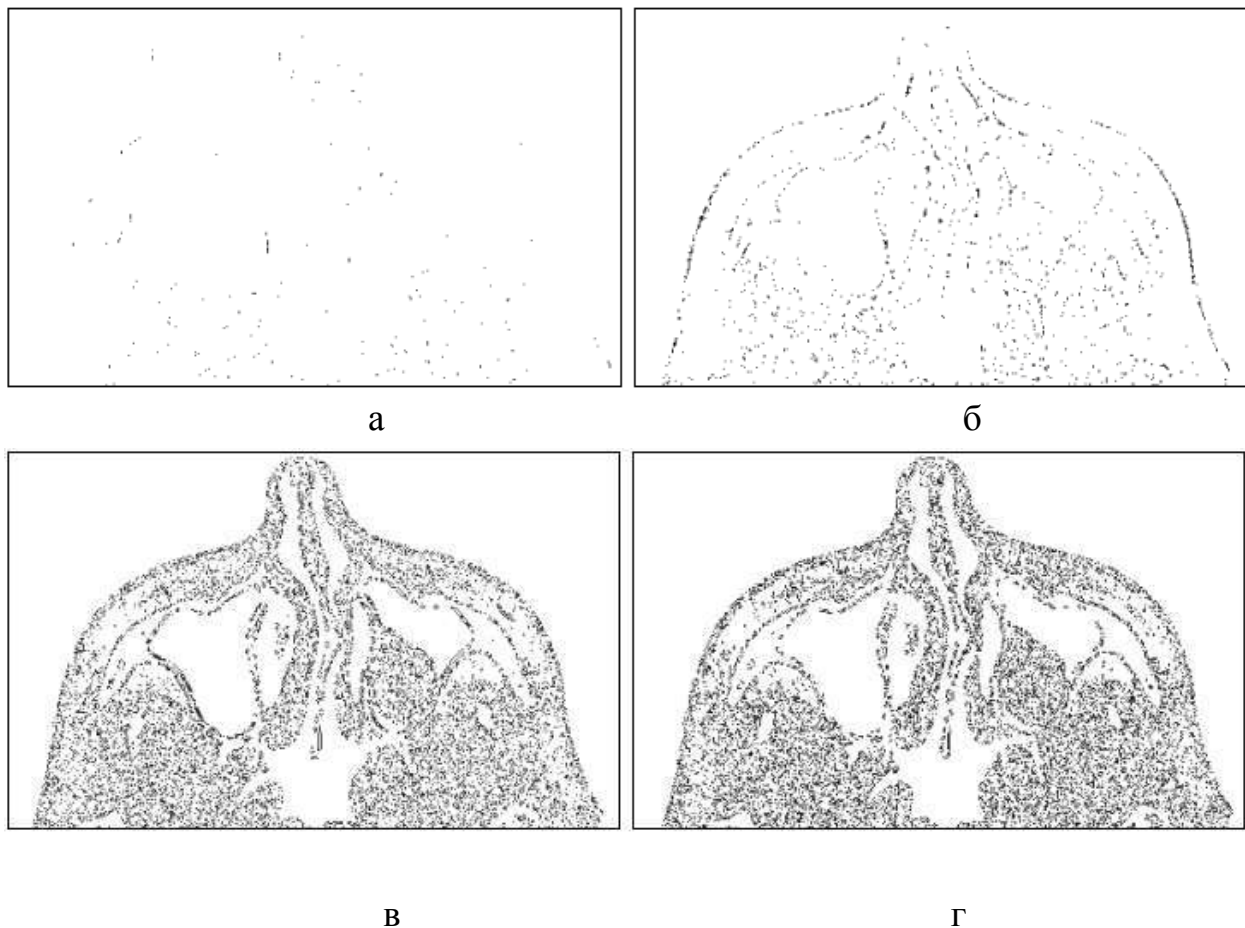


Рис.4.7. Різницеві зображення до і після обробки фільтрами: медіанна фільтрація з апертурою вікна $p = 1$ (а) і $p = 2$ (б), відповідно; в – Гаусова фільтрація з маскою A_4 ; г – усереднююча фільтрація з маскою A_2

Для визначення контурів анатомічних структур проводилось обчислення градієнтних характеристик зображення за формулою (4.4) з шаблонами A_{pv} і A_{pg} – вертикальної і горизонтальних меж за Превіттом, відповідно [324–327]

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

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.

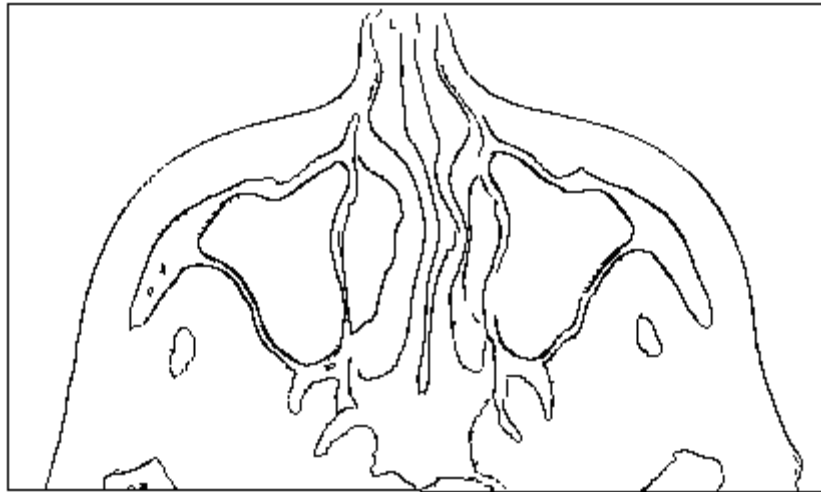


Рис. 4.8. Контурне зображення СКТ-зрізу (див. рис. 4.4)

Чисельно параметр K_k можна подати 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 до формул (4.17–4.19) із заміною позначень it 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 межах 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.

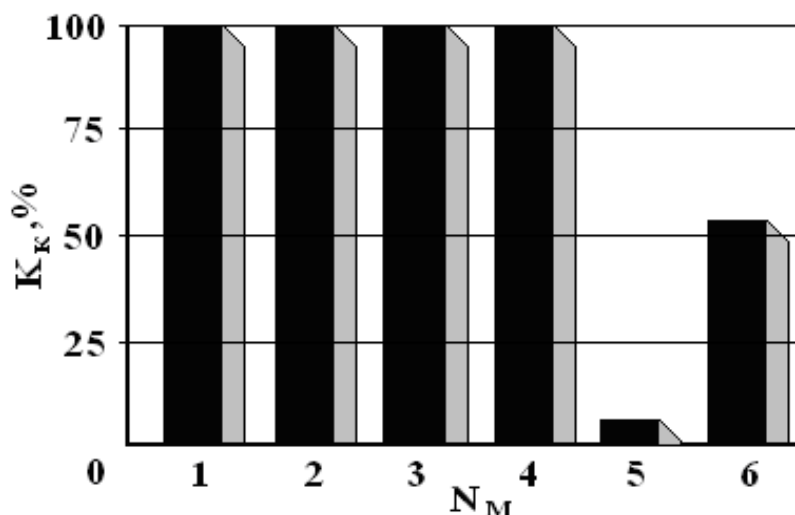


Рис.4.9.Відносне значення кількості змінених контурних елементів об'єктів до сумарної довжини меж: для фільтрів з масками 1–4 (A_1, A_2, A_3, A_4); 5 і 6 – для медіанних фільтрів з параметрами апертури $p = 1$ і $p = 2$

Низькочастотна фільтрація (як стандартна усереднююча, так і Гаусова) дозволяє заглушити високочастотні шумові викиди, але при цьому має ряд недоліків, основними з яких є розмиття меж об'єктів (їх високочастотні складові є корисним сигналом) і мала ефективність заглушення імпульсних завад порівняно з медіанною фільтрацією, повністю усуває локальні викиди інтенсивності при адаптованих до їхньої площі розмірами апертури фільтра.

На даному етапі метод медіанної фільтрації є найкращою процедурою вторинної обробки інтраскопічних даних за ступенем заглушення локальних завад і величиною показників, пов'язаних з контурною різкістю анатомічних об'єктів [190].

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 мають відповідати реальним анатомічним об'єктам і відповідати вимозі однорідності по відношенню до деякого формального критерію. Як базова ознака 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 $W \in [l_{HU \min}, l_{HU \max}]$ [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 у порожнині черепа доцільно вибрати вікно візуалізації з граничними параметрами щільності $[0, 255]$, середнім значенням 128 і дискретністю рівнів $\Delta l_{HU} = 1$. 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 таких умов:

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

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

- області об'єктів не перекриваються

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

причому

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

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 внутрішньо-

венному введенні рентген-контрастної речовини візуалізувати судини. Тому далі розглядатиметься 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.

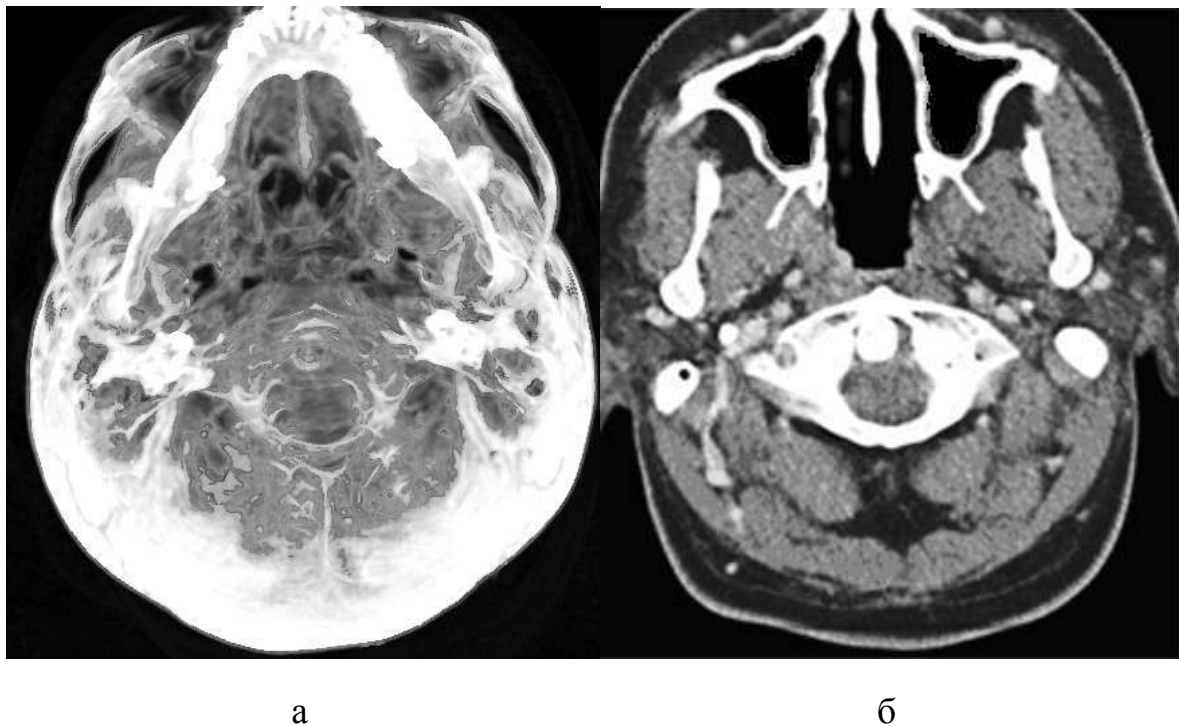


Рис. 4.10. Візуалізація вихідних даних СКТ-ангіографії:

а – просторове відображення СКТ-даних у режимі МІР; б – зображення СКТ-зрізу на рівні верхніх дихальних шляхів

Гістограма $G(b)$ отриманого полутонового об'єму є розподілом 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 згідно 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 за СКТ-ангіографічними даними, наведена на рис. 4.11, а, і має велику кількість локальних екстремумів. Тому, для подальшого аналізу проводилося усереднення гістограми методом ковзаючого середнього за формулою

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

де N – параметр усереднення гістограми, що знаходиться в діапазоні від 5 до 9 і підбирається емпірично (залежно від характеристик вихідного зображення) для отримання прийняттого ефекту згладжування [190].

Усереднена гістограма $\bar{G}(b)$ (рис. 4.11, б) є мультимодальною з чітко вираженими п'ятьма 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 визначення граничних значень T_l , що відповідають граничним величинам інтенсивностей об'єктів на напівтонової воксельній моделі. Для знаходження екстремумів на гістограмі вводяться допоміжні величини, що дорівнюють усередненим значенням рівнів в околах 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

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

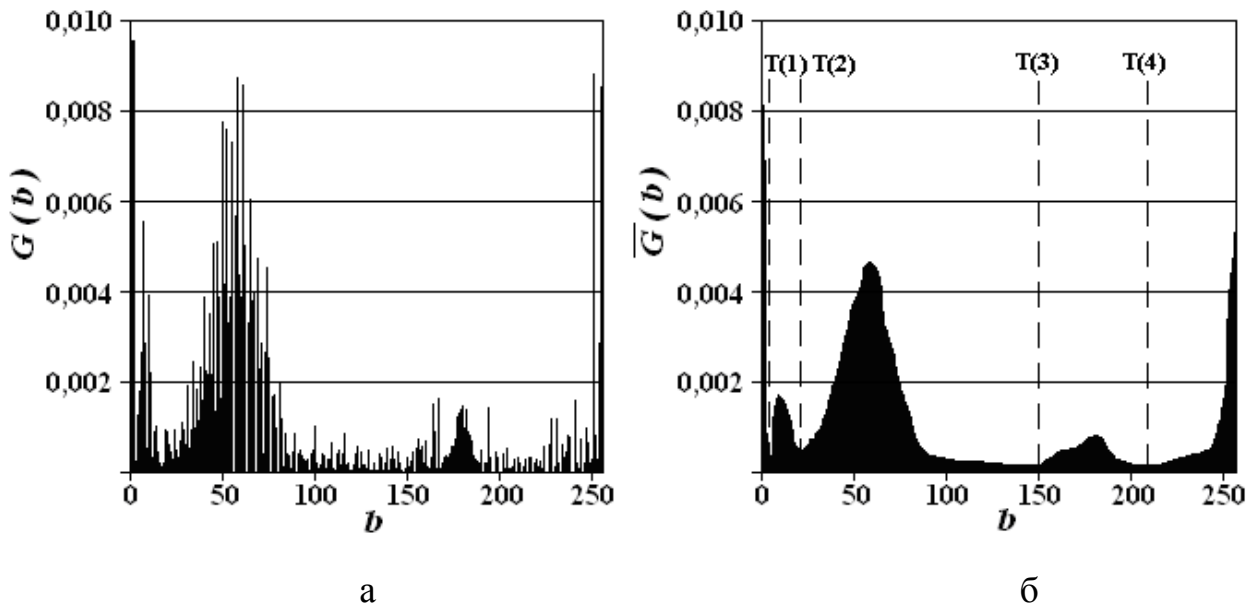


Рис. 4.11. Гістограми напівтонової воксельної моделі, зображеної на рис. 4.10: а – вихідна гістограма; б – усереднена гістограма з параметром усереднення $p = 7$

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

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

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 зформулою

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

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

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

Як видно з рис. 4.14, б, кількість максимумів на усередненій гістограмі дорівнює кількості об'єктів, основні порогові значення $T(1)$, $T(2)$, $T(3)$, $T(4)$ 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 позрізово шляхом послідовного прямого і зворотного сканування периферійних областей зверху вниз на кожному зрізі до виявлення одного з елементів зображення, яке не відповідає за щільністю діапазону $[T(0); T(1)]$.

Далі виконується етап розмітки об'єктів з однаковими інтенсивностями згідно із запропонованим алгоритмом. 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 позрізового перегляду даних бінарних воксельних моделей $F(i, j, k, l)$ і порядкового сканування зверху вниз у площині кожного зрізу та обчислення значень логічного оператора $\Pi(D_3(i, j, k), F(i, j, k, l))$, який забезпечує перевірку

наявності в тривимірній зв'язковій області D_3 з центром у точці (i, j, k) вже переглянутих об'єктів у 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 $П.N(l)$ виявлених заздалегідь розмічених об'єктів з інтенсивністю l у зв'язковій області D_3 . У разі, коли значення бінарної характеристичної функції в центральній точці дорівнює 1 ($F(i, j, k, l) = 1$) і в зв'язковій області D_3 відсутні заздалегідь розмічені об'єкти ($П.N(l) = 0$), то центральна точка позначається 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 ($П.N(l) = 1$), то центральній точці присвоюється індекс вже розміченого об'єкта, якщо більше одного заздалегідь розміченого об'єкта ($П.N(l) > 1$), то виконується процедура злиття об'єктів – рекурсивного перевизначення всіх значень елементів $F_R(i, j, k, l)$ до виконання однорідності даних у 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 наведено результати попередньої багатозначної сегментації анатомічних структур томографічного зрізу, наведеного 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.

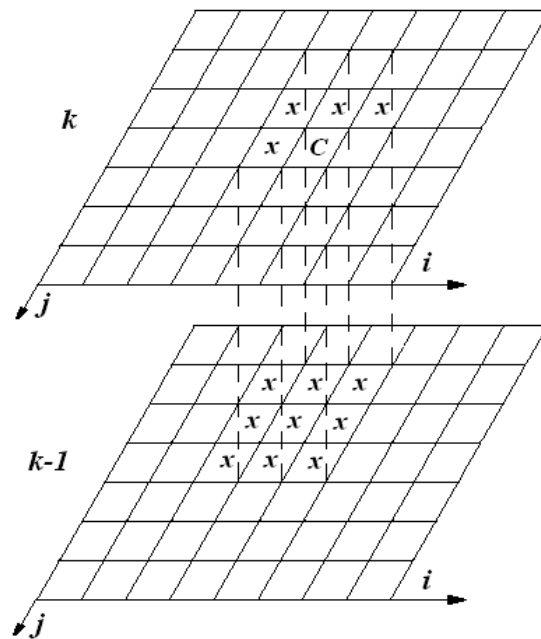
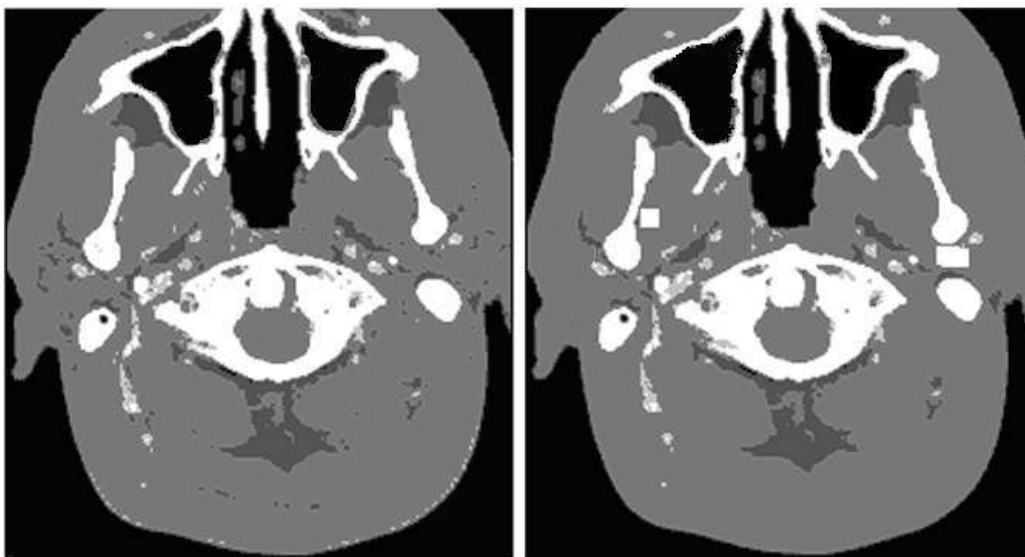


Рис. 4.12. Ілюстрація елементів даних, що переглядаються (x) у тривимірному оточі $D_3(C)$ точки C в ході обчислення значень логічного оператора $\Pi(D_3(C), F(C, l))$



а

б

Рис. 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 подається аеродинамічними процесами тільки в носових проходах, як було показано у підрозд. 2.5. Тому, основним завданням під час розробки геометричних моделей для дослідження аеродинамічних характеристик повітряного потоку у верхніх дихальних шляхах є автоматизована сегментація носових проходів без врахування співустій додаткових пазух носа. Результати попередньої сегментації повітроносових порожнин верхніх дихальних шляхів згідно з розробленим вище алгоритмом 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, що дорівнює 1, показує, що сегментують повітровмістні структури).

Далі виконується формування багатозначною функцією розмітки виявлених об'єктів $F_R(i, j, k, 1)$ згідно з розробленими алгоритмами і 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 співустій додаткових 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 порівняно 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

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

де 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 повітроносові 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 співустій і знаходиться в діапазоні від 2 до 4, що відповідає середнім діаметрами співустій з розмірністю в [мм].

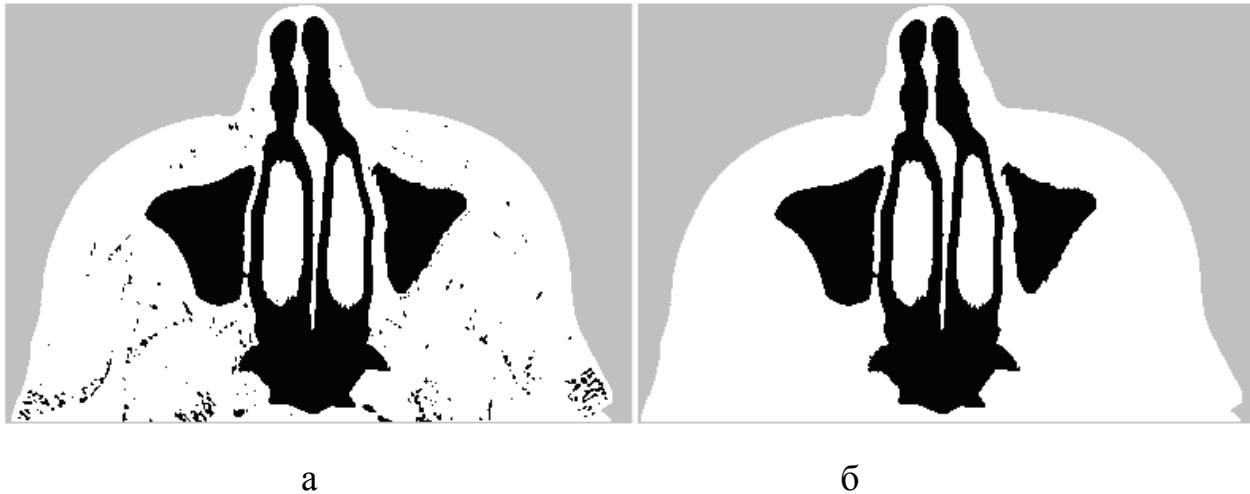


Рис. 4.14.Результати сегментації повітроносових порожнин на зображенні аксіального СКТ-зрізу: а – зображення після попередньої порогової обробки; б – зображення після логічної фільтрації об'єктів з малою площею

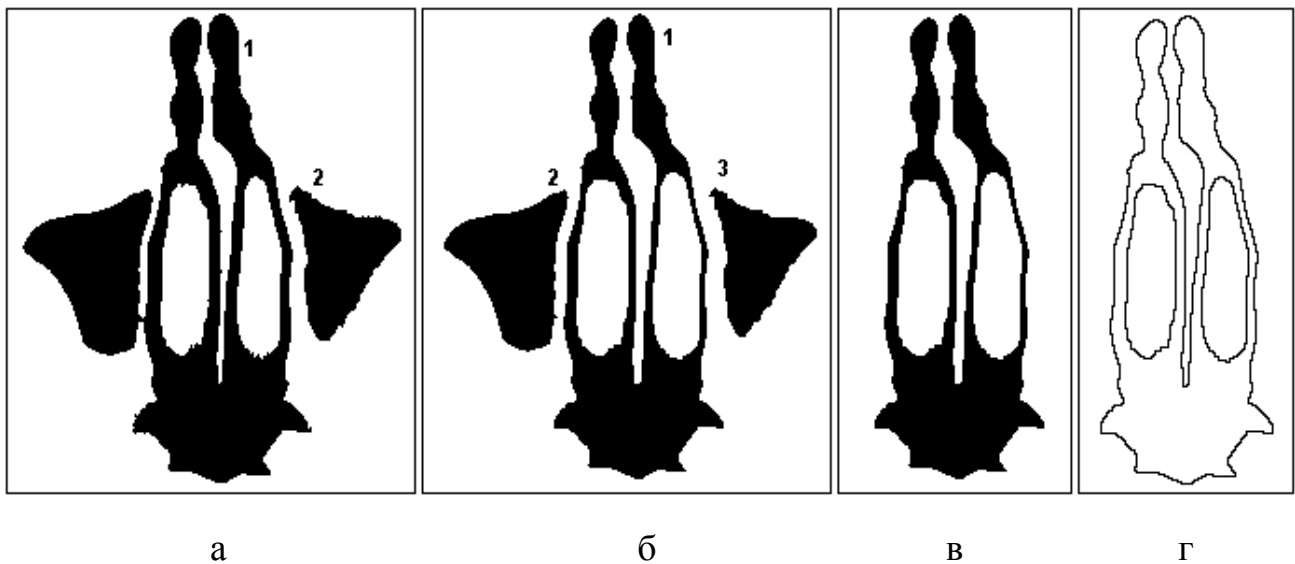


Рис. 4.15.Результати сегментації носових проходів на зображенні аксіального СКТ-зрізу: а – вихідне з розміткою носових проходів і лівої верхньощелепної пазухи; б –повітроносових порожнин верхніх дихальних шляхів після операції ерозії з розміткою носових проходів і верхньощелепних пазух; в – носових проходів після морфологічногонарощування; 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 номери m відповідного об'єкта, який анатомічно відповідатиме носовим ходам. Потім виконується процедура $Renum(m)$ для перепозначення елементів зображення, відповідних носовій порожнині, а також операція нарощування областей (рис. 4.15, в)

$$F \oplus S = \bigcup_{F(i,j,k,1) \in F} S_F, \quad (2.34)$$

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 у 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 під час роботи з різними зображеннями.

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

Для візуалізації томографічних даних, що становлять тривимірний 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 залежно 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 їхню 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, N (характеристичний) і ID (ідентифікаційний), відповідно. Такий вид подання 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 також блоків формування узагальненої й ідентифікаційної воксельної моделей. Стандартна воксельна модель згідно з формулою (4.51) задає дискретний просторовий об'єкт з точністю, яка визначається здатністю тривимірного 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

укоординатних буферах H_C , де для кожного вокселя, що має середнє арифметичне значення характеристичної функції, записуватимуться тільки його три двобайтові координати (i, j, k) .

При цьому обсяг 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 однобітове кодування, то вираш 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 візуалізованої моделі (H_S, ID_S – бінарних структурованих, $H_{S\Sigma}$ і $ID_{S\Sigma}$ – узагальненої та ідентифікаційної воксельних моделей, відповідно).

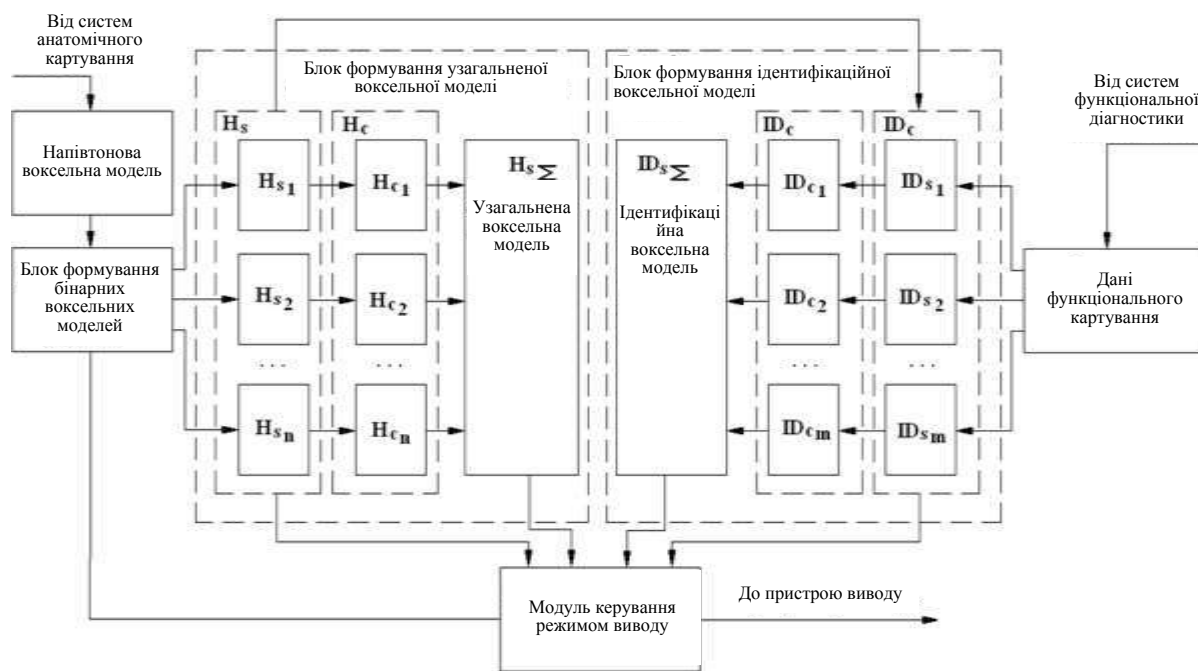


Рис. 4.16. Структура перетворення даних в інформаційній воксельній моделі для комп'ютерного планування ринохірургічних втручань

Незалежно від виду конкретної моделі подання об'єму при візуалізації кожного вокселя виконується процедура графічного виведення

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

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

$\Delta x, \Delta y, \Delta z$ – розміри вокселя за відповідними осями координат,
 r, g, b – колірні складові рівня інтенсивності в системі RGB ,
 α_c – ступінь прозорості вокселя (α -канал).

Таким чином, наприклад, для відображення узагальненої воксельної моделі за пошаровими томографічними 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 тривимірної візуалізації в роботі використовується прикладний програмний інтерфейс API OpenGL [231], 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, виконуватиме графічний вивід.

При воксельній візуалізації (рис. 4.17) відображаються із 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).

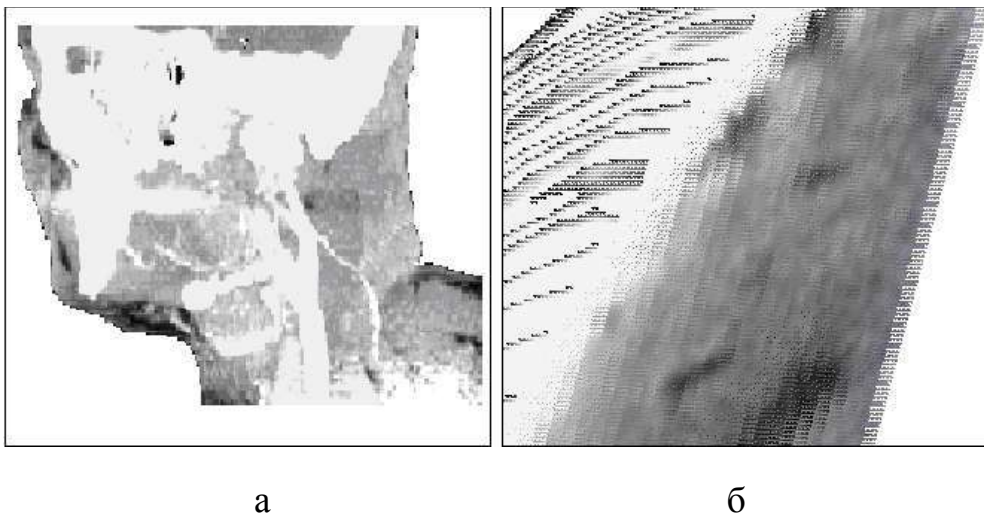
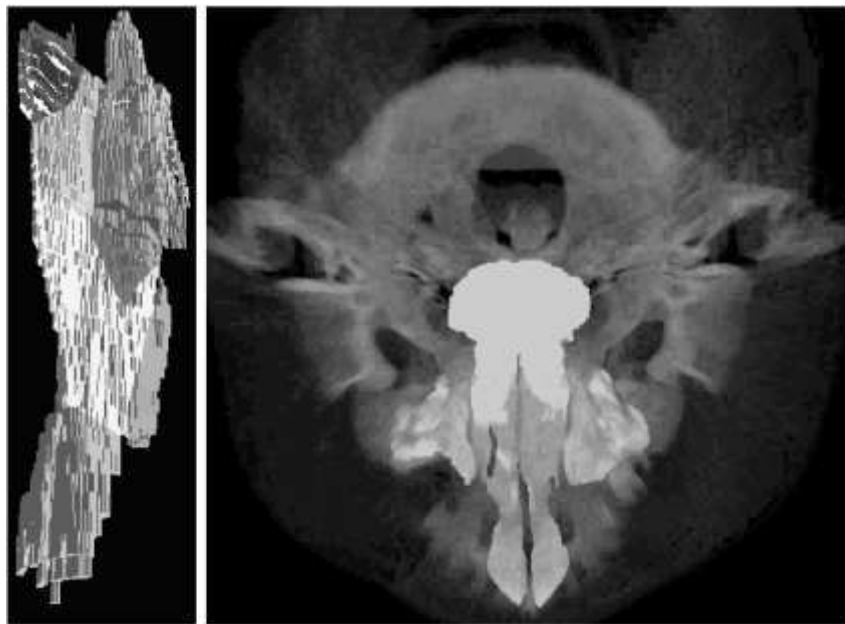


Рис. 4.17. Ілюстрація воксельної візуалізації СКТ-даних: а – просторове відображення голови в проекції, близькою до сагітальної; б – віртуальний частковий розріз головного мозку на рівні третього шлуночка

Для апроксимації поверхонь анатомічних об'єктів використовуються вершини зовнішніх граней (прямокутників) їх граничних вокселів. Далі виконується процедура тріангуляції – 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.



а

б

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

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 у площині зрізу складають $\Delta_{x,y} = 0,5$ мм, то кількість вокселів, що припадають на поверхню черепа, становить близько 1000 на кожному зрізі. Оскільки кожна зовнішню грань вокселя можна уявити двома трикутниками, а кількість томографічних зрізів = 200, то в ході побудови моделі поверхні черепа виконується побудова близько 400000 трикутників за формулою

$$N_t \approx 2 \cdot \pi \cdot d_{\text{ч}} \frac{n_z}{\Delta_{x,y}},$$

що дозволяє приблизно оцінити кількість графічних примітивів при тріангуляції 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 тріангуляції вихідних воксельних даних наведено на рис. 4.19, де відображені каркасна модель (а), за якою чітко видно структуру геометричних примітивів, і полігональна модель із затіненою поверхнею (б).

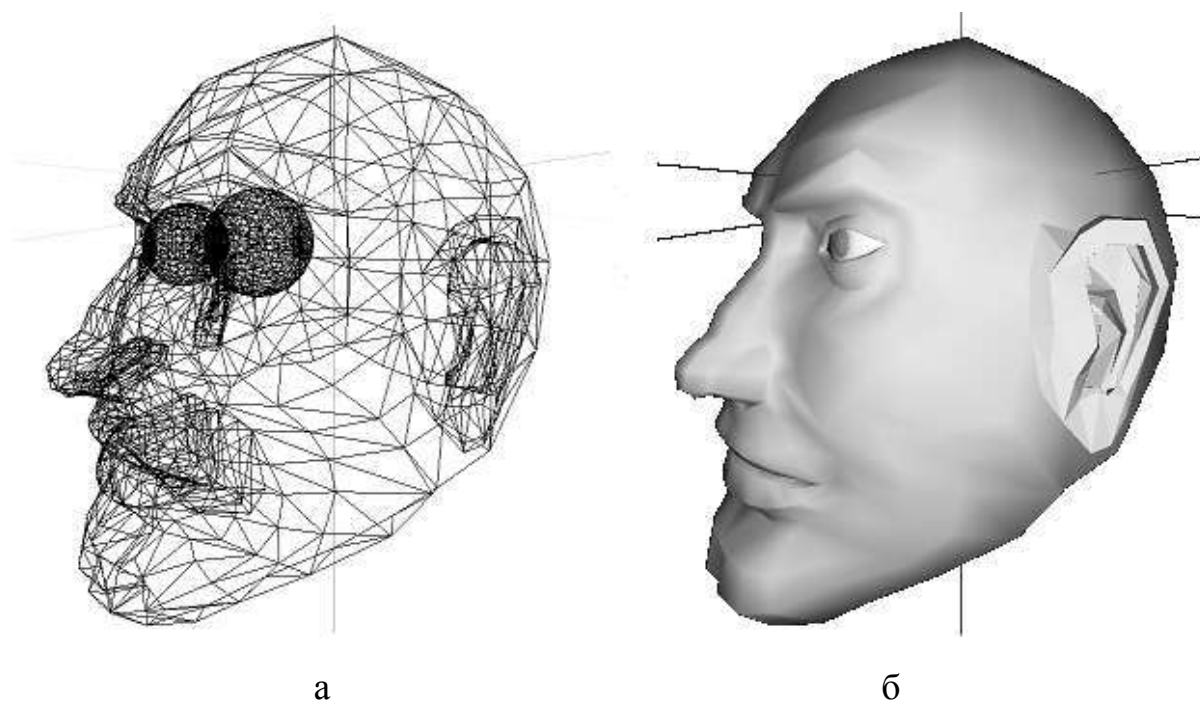


Рис. 4.19. Ілюстрація візуалізації поверхні голови в результаті тріангуляції вихідних воксельних даних: а – каркасна полігональна модель; б – полігональна модель із затіненою поверхнею

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 [231]

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

де A, B, \dots, N – константи,

(x, y, z) і (X, Y, Z) – координати об'єктів до і після перетворення, відповідно.

В ході обчислень 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 має включати в себе такі 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, у якому виконується попередня обробка інтраскопічних зображень, спрямована на усунення локальних завад, 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 мультипланарних реконструкцій, що дозволяє відображати зображення томографічних зрізів у 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, у яких містяться значення бінарних характеристичних функцій окремих анатомічних структур;
- модуль формування 3D моделі подання даних, у 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 подання 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 й ідентифікаційної) моделей подання інтраскопічних даних комп'ютерного хірургічного планування.

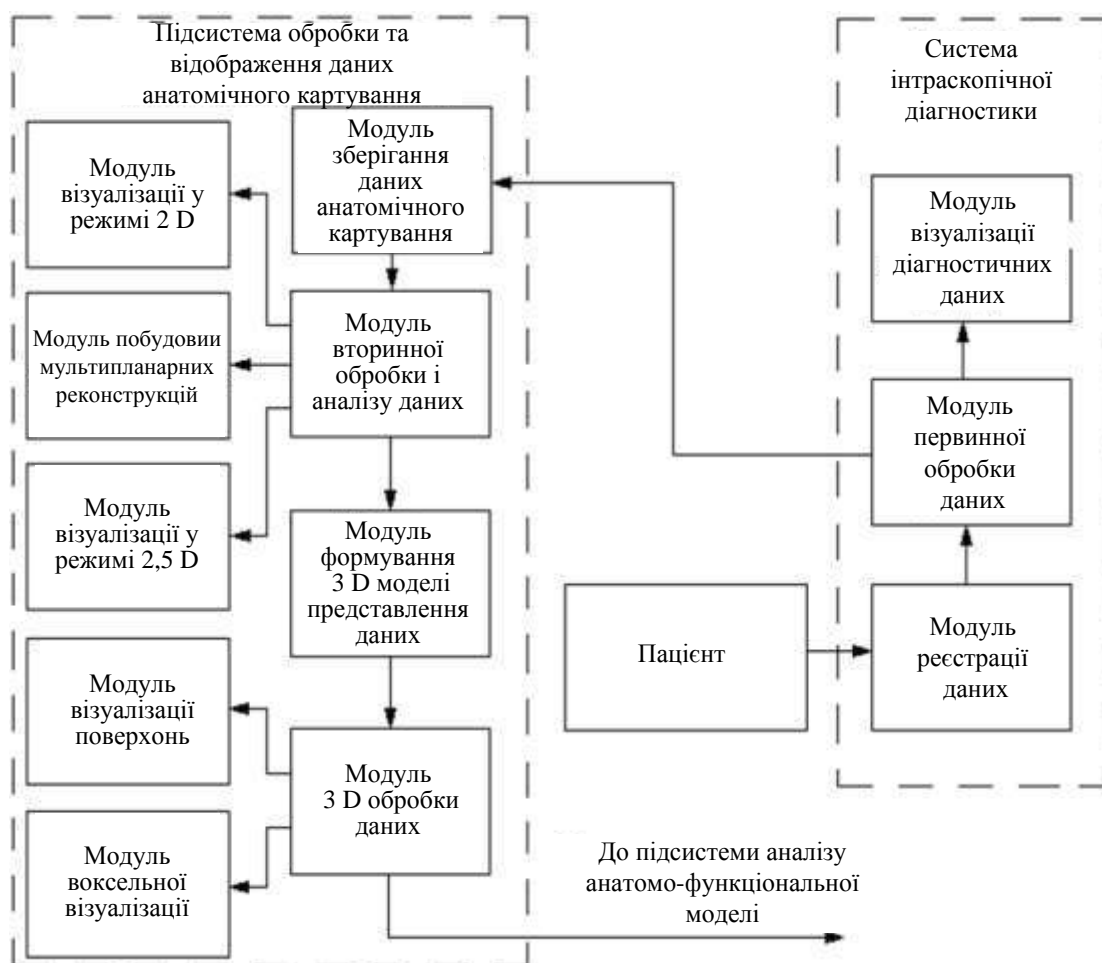


Рис.4.20. Структурна схема підсистеми обробки і відображення

інтраскопічних даних анатомічного картування

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 як метод вторинної обробки інтраскопічних зображень найкращим є метод медіанної фільтрації, що володіє найкращими показниками за ступенем заглушення локальних завад 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.

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

Розроблено інформаційну модель подання даних для проведення комп'ютерного планування хірургічних втручань, яка характеризує дискретну просторову операційну область і становить 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 подаватися в структурованому (для візуалізації) або координатному (для зберігання) видах залежно 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.

СТВОРЕННЯ МОДЕЛІ ТА МЕТОДУ КОМП'ЮТЕРНОГО ПЛАНУВАННЯ РИНОХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ

5.1 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.

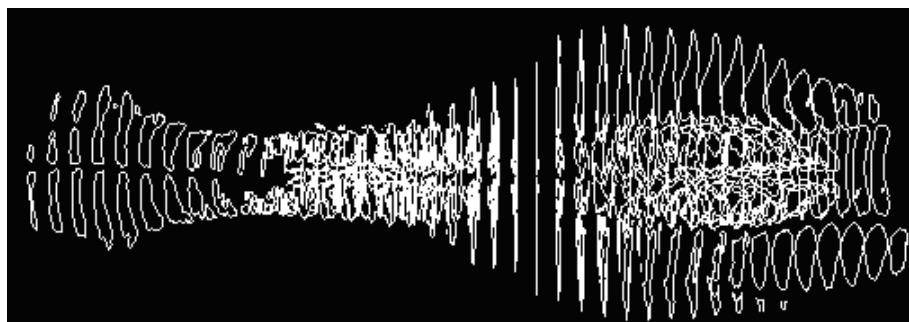
Вихідними даними для проведення функціонального комп'ютерного планування оперативних втручань у функціональній ринології є напівтонова воксельна модель, заснована на інтраскопічному картуванні і містить інформацію про анатомо-геометричні співвідношення верхніх дихальних шляхів, а також результати риноманометричної діагностики – параметри аеродинамічного опору, перепаду тиску і витрати повітря в носовій порожнині під час дихання. Інформаційна модель конфігураційного функціонального планування має бути об'єднанням 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 їхньою властивістю, крім точності і адекватності, має бути простота реалізації для використання фахівцями медичного, а не технічного профілю. Тому доцільним є порівняльний аналіз двох підходів у ході створення 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 четвертому розділі. Далі стисло 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 повітряноносних порожнин за винятком параназальних синусів (придаткових пазух носа), що є, як показано в підрозділі, застійними (слабковентильованими) областями з точки зору аеродинамічних процесів. Отримані зрізи можна вважати «живими» (як це прийнято у гідравліці) – перпендикулярними напрямку швидкості течії повітряного потоку. Потім

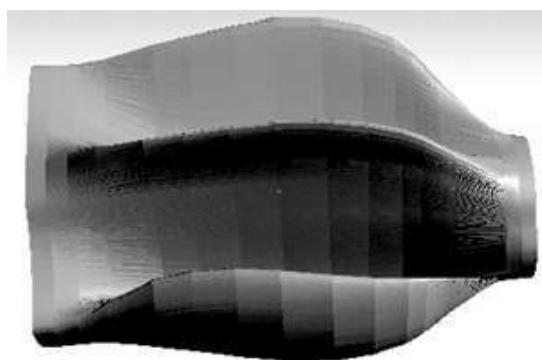
виконується лофтінг контурів перетинів носових проходів для формування поверхневої 3D-моделі носової порожнини (рис. 5.1, а).

Для подальшого розрахунку і аналізу аеродинамічних характеристик результуюча модель зберігається у форматі *.STL при текстовому ASCII поданні даних. У цьому форматі поверхня 3D-моделі в результаті тріангуляції подається 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 лофтінгової просторової моделі верхніх дихальних шляхів, заснованої на живих перетинах носових ходів (рис. 5.1, б) кожна грань повинна мати по дві загальні вершини з сусідніми гранями.

Розглянемо етапи побудови аналітичної моделі аеродинаміки верхніх дихальних шляхів. Як відомо з підрозд. 2.3, потік повітря у верхніх дихальних шляхах може бути ламінарним (при спокійному диханні при витраті повітря близько 0,5 л/с і числі Рейнольдса менше $Re_{кр}$ у 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 $2300 \leq Re \leq 20000$).



а



б

Рис. 5.1. Ілюстрація побудови геометричної моделі носового проходу:
а – «живі» перетини верхніх дихальних шляхів (у сагітальній проекції);
б – лофтінгова просторова модель носового ходу

Для початку розглянемо сталий ламінарний режим течії повітря в носовій порожнині. При цьому виконання умов, розглянутих у монографії [51], дозволяє розглядати повітря як нестискаюче 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 [300] подаються у координатній формі таким чином

$$\begin{cases} \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} = F_x - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \nabla^2 u; \\ \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = F_y - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial y} + \nu \nabla^2 v; \\ \frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} = F_z - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \nabla^2 w; \\ \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0, \end{cases} \quad (5.1)$$

де u, v, w – компоненти вектора швидкості \vec{W} ,

F_x, F_y, F_z – компоненти вектора об'ємної сили \vec{F} ,

$\rho = 1,205$, кг/м³, p 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 (5.1) для осесиметричної (по відношенню до осі z) течії спрощуються до такої системи рівнянь

$$\begin{cases} -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial x} = 0; \\ -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial y} = 0; \\ W \frac{\partial W}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \left(\frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial z^2} \right), \\ \frac{dW}{dz} = 0, \end{cases} \quad (5.2)$$

де $W \equiv w$ – компонента вектора швидкості вздовж довжини носового каналу.

З останнього рівняння системи (5.2) 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 тиски змінюватимуться від перетину до перетину, причому кожний перетин складатиме ізобарну площину. Такий рух повітря є сталим. Виходячи з цього система рівнянь (5.2) зводиться до рівняння

$$\mu \left(\frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} \right) = \frac{\partial p}{\partial z}, \quad (5.3)$$

де $\mu = \nu \cdot \rho = 1,81 \cdot 10^{-5} \text{ Н} \cdot \text{с}/\text{м}^2$ (Па·с) – коефіцієнт динамічної в'язкості повітря.

Ліва частина цього рівняння є функцією тільки від x і y , а права – тільки від z . За 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 (5.3) може бути подано у вигляді

$$\nabla^2 W = -\frac{\Delta p}{\mu l}. \quad (5.4)$$

При апроксимації носового ходу циліндричною трубою круглого перетину лапласіан має бути поданий у полярних координатах. При цьому рівняння (5.4) набуває вигляду

$$\frac{1}{r} \cdot \frac{d}{dr} \left(r \frac{dW}{dr} \right) = -\frac{\Delta p}{\mu l}, \quad (5.5)$$

або

$$\frac{d}{dr} \left(r \frac{dW}{dr} \right) = -\frac{\Delta p}{\mu l} r. \quad (5.6)$$

Інтегруючи рівняння (5.6), 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 (5.6), отримаємо

$$W = -\frac{\Delta p}{4\mu l} r^2 + C_1 \ln(r) + C_2.$$

Оскільки, при $r \rightarrow 0 \ln(r) \rightarrow \infty$ має 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

$$W = \frac{a^2 \Delta p}{4\mu l} \left(1 - \frac{r^2}{a^2}\right). \quad (5.7)$$

Таким чином, відповідно до виразу (5.7) максимальною швидкістю буде на осі носового проходу і матиме параболічну залежність від радіуса. Причому, на осі каналу (при $r = 0$) максимальна швидкість W_0 дорівнюватиме подвоєній середній швидкості W_{cp}

$$W_0 = \frac{a^2 \Delta p}{4\mu l} = 2W_{\text{cp}}.$$

Таким чином, остаточно отримуємо розрахункову формулу для швидкості потоку повітря в i -му перетині носової порожнини в ламінарному режимі:

$$W = 2W_{\text{cp}} \left(1 - \frac{r^2}{a^2}\right). \quad (5.8)$$

З огляду на складну просторову конфігурацію носової порожнини, розрахунок діючих значень швидкостей в перетинах носового каналу проводився таким 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 максимального восьмикутного прямокутного околу, в якому жоден елемент не належить стінці ($r_{j,i}^* \equiv r$);

- визначався максимальний радіус $r_{\text{max}_i}^* = \max(r_{j,i}^*)$ для кожного i -го перетину носового ходу, якому має відповідати максимальна швидкість потоку повітря в даному перетині ($r_{\text{max}_i}^* \equiv a$);

- визначалася середня швидкість W_{cpi} в i -му перетині носової порожнини за даними риноманометрії виходячи з формули

$$W_{cpi} = \frac{Q}{S_i}, \quad (5.9)$$

де Q – витрата повітря, що одержується за даними риноманометрії,
 S_i – площа i -го поперечного перерізу носової порожнини.

Значення перепаду тиску Δp_i у даному перетині визначалося відповідно до виразу

$$\Delta p_i = \frac{\Delta p_{\max}}{l} \Delta z_i, \quad (5.10)$$

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 визначатиметься також за формулою (5.10), а розподіл усереднених швидкостей V – за напівемпіричним логарифмічним або степеневим законом [300]

$$V = 1,3 \cdot V_{cp} \left(1 - \frac{r}{a}\right)^{\frac{1}{7}}, \quad (5.11)$$

де V_{cp} – середня швидкість за обраним «живим» перетином, що визначається за формулою (5.9).

Напівтонові ілюстрації розподілу швидкостей при ламінарному і турбулентному режимах проходження повітря через носову порожнину наведені на рис. 5.2, а і б, відповідно. Витрати повітря становили при цьому 0,5 л / с і 2 л / с, відповідно. Аналіз розподілу швидкостей на рис. 5.2, 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 за перетином за наявності зон різкого спаду швидкості у пристінковій області (рис. 5.2, б).

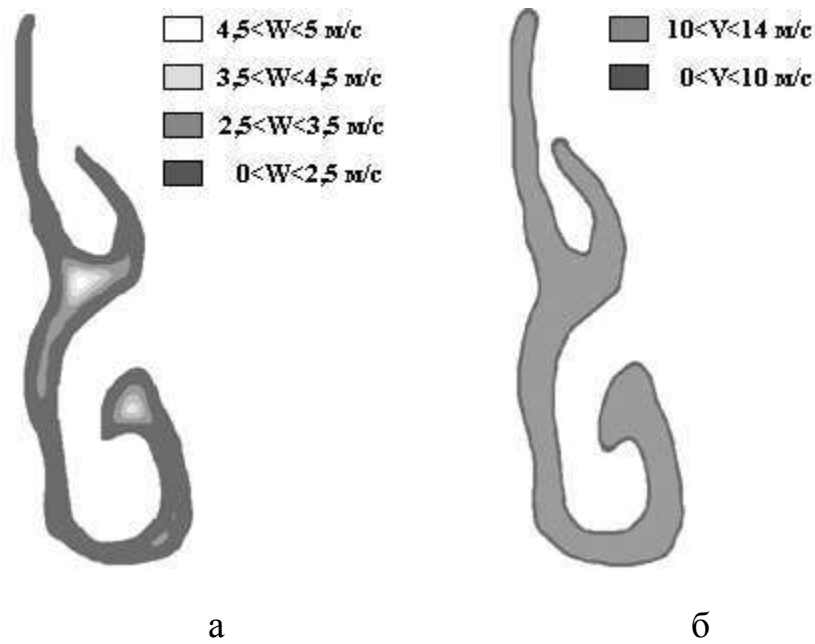


Рис. 5.2. Результати аналітичного моделювання розподілу швидкостей у носовому ході при ламінарному (а) і турбулентному (б) режимах

5.2 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) [232–234] 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) [232–234].

Розрахунок течії газу в сучасних програмних продуктах виконується шляхом чисельного розв'язання системи рівнянь, що описують найбільш загальний випадок руху рідкого середовища. Такими є рівняння Нав'є-Стокса і нерозривності (5.1). 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 у рівняння (5.1) 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 розв'язання рівнянь Нав'є-Стокса, записаних для миттєвих швидкостей, до сих пір залишаються вкрай важкими, при цьому практичний інтерес становлять, як правило, не миттєві, а усереднені значення швидкостей. Часто для аналізу турбулентних течій замість рівнянь (5.1) використовують рівняння Рейнольдса і різні моделі турбулентності [235].

Вибір програмного пакета FlowVision (РФ) [233, 234] для проведення чисельного моделювання аеродинамічних процесів у носовій порожнині обумовлений його доступністю на українському ринку програмного забезпечення, а також поширення його некомерційних версій (використовувалася безстрокова демо-версія FlowVision 2 з обсягом розрахункової сітки обмеженим 15000 комірками).

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 залежно від часу). Набір наявних засобів візуалізації при цьому включає стандартні двовимірні графіки, векторні поля, ізолінії й ізоповерхні параметрів, що задаються, кольорову заливку областей залежно від значень досліджуваного параметра і анімацію руху частинок рідини. Після завантаження в програмний пакет геометричної моделі верхніх дихальних шляхів у 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 (5.5) і (5.8). При ламінарному режимі найбільша швидкість спостерігається в центральних областях загального і нижнього 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. 5.3, 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. 5.4 – 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%.



Рис. 5.3. Ілюстрація розподілу швидкостей уздовж носового ходу (по густоті ліній повітряного потоку) за даними чисельного експерименту в пакеті FlowVision

Таким чином, тривимірне моделювання процесу проходження повітря через носову порожнину дозволяє картувати носові ходи за досліджуваними параметрами і вивчати їхні 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, формуванні тривимірної моделі носових ходів і її наступним завантаженням у середовище 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.

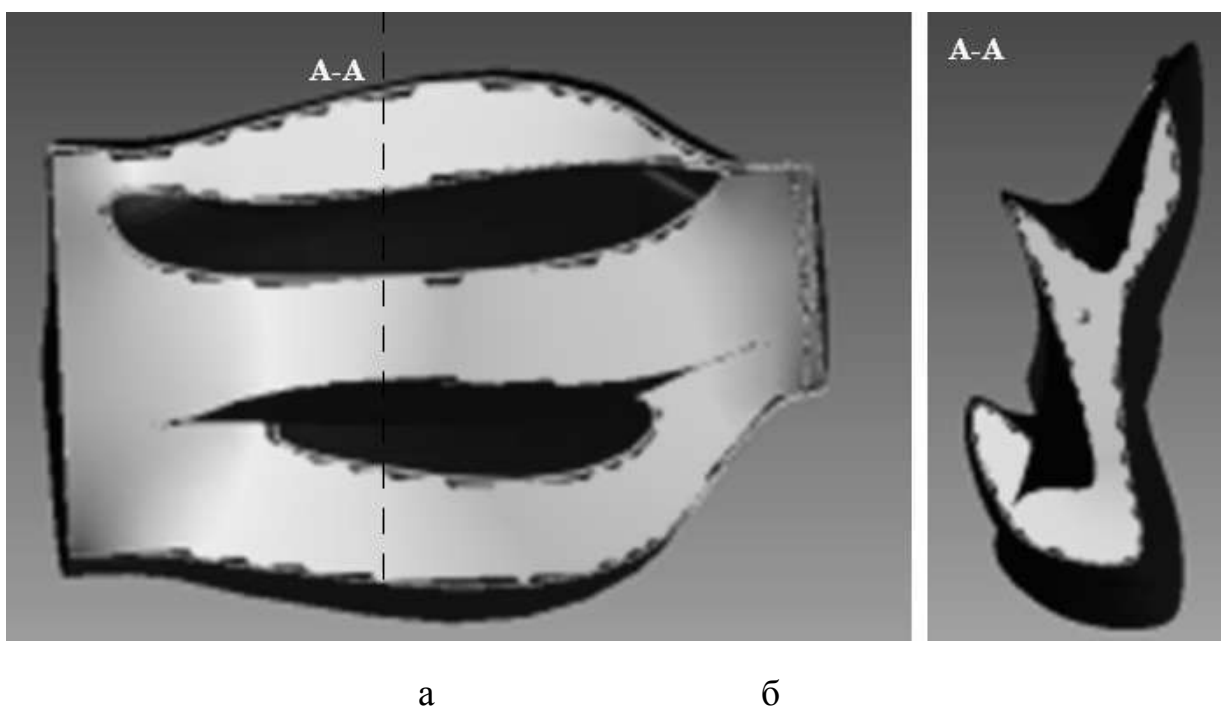


Рис. 5.4. Розподіл перепаду тиску по довжині носового ходу за даними чисельного експерименту в пакеті FlowVision: а – вздовж сагітального розрізу носового ходу; б – в одному з характерних перетинів (А–А) носового ходу (півтони ілюструють зміну перепаду тиску)

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 порівняно з експериментальними даними, наприклад, через відсутність обліку місцевих опорів.

5.3 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 порівняно з відповідними показниками 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 ускладнення 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. 5.5) і на кожному фронтальному СКТ-зрізі визначаються такі показники:

- ступінь викривлення носової перегородки δ_{Π} відповідно до формул

$$\delta_{\Pi} = \frac{1}{N_{\Pi}} \sum_{j=j_{\min}}^{j_{\max}} \sum_{i=i_{\min}}^{i_{\max}} x_{\Pi}(i, j) - x_c ; \quad (5.12)$$

$$|\delta_{\Pi}| = \frac{1}{N_{\Pi}} \sum_{j=j_{\min}}^{j_{\max}} \sum_{i=i_{\min}}^{i_{\max}} |x_{\Pi}(i, j) - x_c|, \quad (5.13)$$

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 (5.13), дозволяє враховувати ступінь не тільки одностороннього (рис. 5.5, б), але і S-подібного викривлення (рис. 5.5, в) носової перегородки порівняно з умовною нормою (рис. 5.5, а);

- коефіцієнти заповнення $K_{Л.н.х}$, $K_{П.н.х}$ перетину лівого і правого носових ходів (рис. 5.5, г), що обчислюються відповідно до формул

$$K_{Л.н.х} = \frac{S_{Л.н.х}}{S_{\Pi} + S_{Л.н.р}}, \quad (5.14)$$

$$K_{П.н.х} = \frac{S_{П.н.х}}{S_{\Pi} + S_{П.н.р}}, \quad (5.15)$$

де S_{Π} , $S_{Л.н.р}$, $S_{П.н.р}$, $S_{Л.н.х}$, $S_{П.н.х}$ – 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.

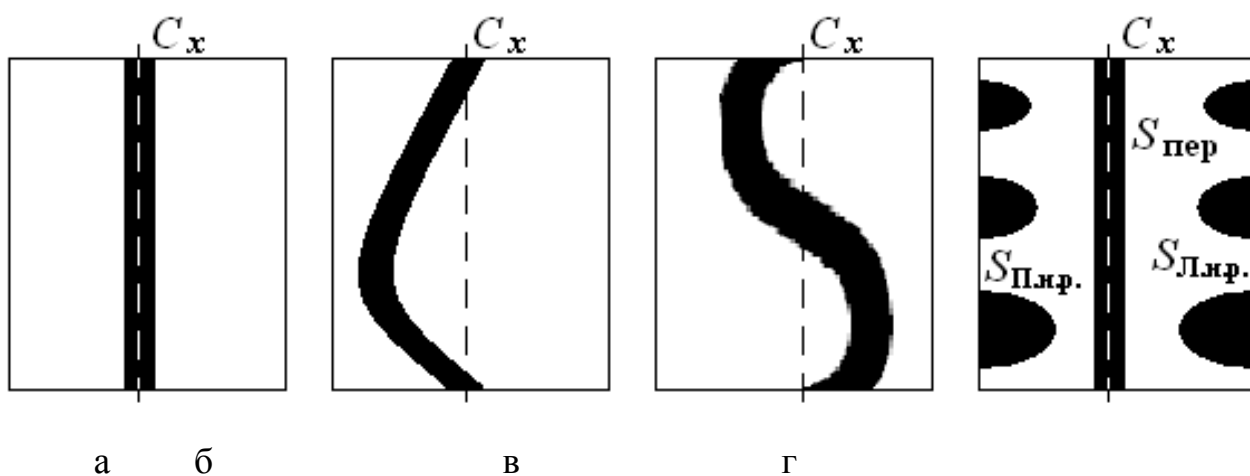


Рис. 5.5. Схематична ілюстрація найбільш поширених видів анатомічної конфігурації носової порожнини: а – без викривлення; б – одностороннє викривлення носової перегородки; в – двостороннє S-подібне викривлення носової перегородки; г – носова порожнина з позначеними площами $S_{пер}$ перегородки та сумарних $S_{Л.н.р.}$, $S_{П.н.р.}$ (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 у каналах розглядаються в технічній гідромеханіці (механіці рідини і газу) в ході аналізу тривимірного простору течії повітря або у гідравліці при одновимірному перебігу [235]. 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 такі припущення:

- сумарна об'ємна витрата Q_{Σ} через носову порожнину дорівнює відповідно до рівняння нерозривності сумі об'ємних витрат $Q_{\text{л}}$ і $Q_{\text{п}}$ через лівий і правий носові проходи відповідно

$$Q_{\Sigma} = Q_{\text{л}} + Q_{\text{п}}; \quad (5.16)$$

- втрати тиску в кожному носовому проході ($\Delta p_{\text{л}}, \Delta p_{\text{п}}$) визначають виходячи з постійності перепаду тисків між загальними входом (атмосферний тиск) і виходом в носоглотку (в області хоан)

$$\Delta p_{\text{л}} = \Delta p_{\text{п}} = \Delta p = \text{const}; \quad (5.17)$$

- повний аеродинамічний носовий опір $A^{(T)}$ в турбулентному режимі дорівнює відношенню перепаду тисків Δp між вхідним і вихідним отворами носової порожнини до квадрата сумарної об'ємної витрати Q_{Σ} повітря [235]

$$A^{(T)} = \frac{\Delta p}{Q_{\Sigma}^2}. \quad (5.18)$$

Для зручності подальших викладок вводимо позначення:

$Q_1 = Q_{\text{л}}$ – витрата через лівий носовий прохід;

$Q_2 = Q_{\text{п}}$ – витрата через правий носовий прохід;

$\Delta p_1 = \Delta p_{\text{л}}$ – перепад тиску на лівому носовому проході;

$\Delta p_2 = \Delta p_{\text{п}}$ – перепад тиску на правому носовому проході.

В ході розрахунку втрат тиску в складних трубопроводах, до яких належать паралельні канали носових проходів, витрата повітря через кожен з них дорівнює сумарному, виходячи з рівняння нерозривності згідно з (5.16)

$$Q_2 = Q_1 + Q_2. (5.19)$$

Втрати тиску в кожному каналі визначають виходячи з постійності перепаду тисків між загальними входом (атмосферний тиск) і виходом у носоглотку (куди носові проходи виходять) згідно з (5.17)

$$\Delta p_1 = \Delta p_2 = \Delta p = const, (5.20)$$

тому втрати тиску можна виразити як

$$\Delta p_1 = \Delta p_{L,1} + \Delta p_{m.c,1} = \sum \lambda_1 \rho_1 \frac{\Delta l_1}{d_r} \frac{Q_1^2}{2S_1^2} + \sum \xi_1 \rho_1 \frac{Q_1^2}{2S_1^2} = Q_1^2 A_1, (5.21)$$

$$\Delta p_2 = \Delta p_{L,2} + \Delta p_{m.c,2} = \sum \lambda_2 \rho_2 \frac{\Delta l_2}{d_r} \frac{Q_2^2}{2S_2^2} + \sum \xi_2 \rho_2 \frac{Q_2^2}{2S_2^2} = Q_2^2 A_2, (5.22)$$

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, м²;

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), що дорівнює $\lambda = 64 / Re$ для ламінарного і $\lambda = 0,32 / Re^{0,25}$ для турбулентного режимів течії повітря відповідно [301];

A_1 і A_2 – постійні значення для аеродинамічних опорів носових проходів, які визначаються як

$$A_1 = \sum \lambda_1 \rho_1 \frac{\Delta l_1}{d_r} \frac{1}{2S_1^2} + \sum \xi_1 \rho_1 \frac{1}{2S_1^2}; (5.23)$$

$$A_2 = \sum \lambda_2 \rho_2 \frac{\Delta l_2}{d_r} \frac{1}{2S_2^2} + \sum \xi_2 \rho_2 \frac{1}{2S_2^2}. (5.24)$$

Беручи до уваги малу протяжність носових проходів, порівнянну з відстанями між розташуванням місцевих опорів, що обумовлюють їхній суттєвий взаємовплив, і наявність згладженої конфігурації носових проходів без явно виражених завад, що призводять до розвороту потоку, розрахунок втрат на місцевих опорах у формулах (5.23) і (5.24) можна не враховувати.

Тому остаточно для турбулентного режиму аеродинамічні опори кожного з носових проходів

$$A_1^{(T)} = \lambda_1 \rho \sum_{n=1}^N \frac{\Delta l_1(n)}{d_{r1}(n) \cdot 2S_1^2(n)}; \quad (5.25)$$

$$A_2^{(T)} = \lambda_2 \rho \sum_{n=1}^N \frac{\Delta l_2(n)}{d_{r2}(n) \cdot 2S_2^2(n)}, \quad (5.26)$$

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 (5.18) [300], визначаються витрати повітря через кожний носовий прохід, виражаючи втрати через витрату одного з них

$$\Delta p_1 = \Delta p_2 = \Delta p = Q_1^2 \cdot A_1^{(T)} = Q_2^2 \cdot A_2^{(T)}; \quad (5.27)$$

$$Q_2 = Q_1 \sqrt{\frac{A_1^{(T)}}{A_2^{(T)}}}; \quad (5.28)$$

$$Q_{\Sigma} = Q_1 + Q_1 \sqrt{\frac{A_1^{(T)}}{A_2^{(T)}}} = Q_1 \left(1 + \sqrt{\frac{A_1^{(T)}}{A_2^{(T)}}} \right), \quad (5.29)$$

і обчислюється значення витрати в носовому проході Q_1

$$Q_1 = \frac{Q_{\Sigma}}{1 + \sqrt{\frac{A_1^{(T)}}{A_2^{(T)}}}}, \quad (5.30)$$

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 (5.19) можна виразити як

$$Q_{\Sigma} = Q_1 + Q_2 = \sqrt{\frac{\Delta p}{A_1^{(T)}}} + \sqrt{\frac{\Delta p}{A_2^{(T)}}} = \sqrt{\frac{\Delta p}{A_{\parallel}^{(T)}}}; \quad (5.31)$$

де

$$A_{\parallel}^{(T)} = \left(\frac{\sqrt{A_1^{(T)}} \cdot \sqrt{A_2^{(T)}}}{\sqrt{A_1^{(T)}} + \sqrt{A_2^{(T)}}} \right)^2. \quad (5.32)$$

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 (5.19) і (5.20). Основними розрахунковими співвідношеннями при цьому є

$$Q_1 = \frac{\Delta p}{A_1^{(П)}}; Q_2 = \frac{\Delta p}{A_2^{(П)}}; \quad (5.33)$$

$$\Delta p_1 = \Delta p_2 = \Delta p = Q_1 \cdot A_1^{(П)} = Q_2 \cdot A_2^{(П)}, \quad (5.34)$$

де $A_1^{(П)}$ і $A_2^{(П)}$ – аеродинамічні опори носових проходів у ламінарному режимі, які визначаються згідно з формулою Пуазейля [300]

$$A_1^{(П)} = \rho_{g1} \frac{l_1}{S_1}; A_2^{(П)} = \rho_{g2} \frac{l_2}{S_2}, \quad (5.35)$$

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 гідралічного діаметра і виражаючи площу кожного живого перетину через гідралічний діаметр), отримуємо такі розрахункові формули для визначення аеродинамічних опорів носових проходів у ламінарному режимі

$$A_1^{(П)} = \frac{128\eta}{\pi} \sum_{n=1}^N \frac{\Delta l_1(n)}{d_{r1}^4(n)}, \quad (5.36)$$

$$A_2^{(П)} = \frac{128\eta}{\pi} \sum_{n=1}^N \frac{\Delta l_2(n)}{d_{r2}^4(n)}, \quad (5.37)$$

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 обчислюватиметься як

$$A_{\parallel}^{(П)} = \frac{A_1^{(П)} \cdot A_2^{(П)}}{A_1^{(П)} + A_2^{(П)}}, \quad (5.38)$$

а сумарна витрата відповідно до виразів (5.19), (5.20) і (5.33) у вигляді

$$Q_{\Sigma} = Q_1 \left(1 + \frac{A_1^{(Л)}}{A_2^{(Л)}} \right) = Q_2 \left(1 + \frac{A_2^{(Л)}}{A_1^{(Л)}} \right), \quad (5.39)$$

де

$$Q_1 = Q_{\Sigma} \frac{A_{\Sigma}^{(Л)}}{A_1^{(Л)}}; \quad Q_2 = Q_{\Sigma} \frac{A_{\Sigma}^{(Л)}}{A_2^{(Л)}}. \quad (5.40).$$

З урахуванням формули (5.38) сумарна витрата через паралельні носові проходи в ламінарному режимі визначається за формулою

$$Q_{\Sigma} = Q_1 + Q_2 = \frac{\Delta p}{A_1^{(Л)}} + \frac{\Delta p}{A_2^{(Л)}} = \frac{\Delta p}{\frac{A_1^{(Л)} \cdot A_2^{(Л)}}{A_1^{(Л)} + A_2^{(Л)}}} = \frac{\Delta p}{A_{\parallel}^{(Л)}}. \quad (5.41)$$

Таким чином, під час проведення 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)

$$k_*^{(**)} = \frac{A_{*E}^{(**)}}{A_{*S}^{(**)}}, \quad (5.42)$$

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 двовимірного варпінга (2D-warping) [231] 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 (залежно від величини деформації і розмірів анатомічних структур, що переміщуються, але не менше двох вершин на структуру, можливо так само завдання регулярної сітки початкових опорних вершин) й інтерактивно задаються вектори $\vec{P}_l(p_x, p_y)$ переміщення (деформації) для кожної l -ї з 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

$$T_{\Pi}(x_i, y_i) = T_S(x_i, y_i) + s_r(d_{i,l}) \cdot \vec{P}_l(p_x, p_y), \quad (5.43)$$

або в координатній формі

$$x_{\Pi} = x_s + s_r(d_i) \cdot p_x; \quad y_{\Pi} = y_s + s_r(d_i) \cdot p_y,$$

де T_s і T_{Π} – вихідна і переміщена точки відповідно (індекси i опущені),

$s_r(d_{i,l})$ – коефіцієнт масштабування деформації, що визначається за формулою

$$s_r(d_{i,l}) = 1 - \left(\frac{d_{i,l}}{r + k_d} \right)^{b+1}, \quad (5.44)$$

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 в ході 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 такі геометричні обмеження – товщина кісткових і хрящових структур, а також слизової оболонки має 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 двовимірного варпінга (2D-warping) буде показана нижче на прикладі комп'ютерного конфігураційного планування у функціональній ринохірургії.

5.4 Приклад використання методу комп'ютерного планування ринохірургічного втручання при корекції викривлення носової перегородки

Розглянемо визначення аеродинамічного носового опору під час проведення 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. 5.6, а і б, відповідно. При цьому чітко видно викривлення носової перегородки (як кісткового, так і частково хрящового відділів) вправо.

Першим етапом виконувалася 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 у кожному носовому проході за геометричними параметрами живих перетинів відповідно до формул (5.25), (5.26), (5.36) і (5.37) для турбулентного (рис. 5.7, а) і ламінарного (рис. 5.7, б) режимів потоку повітря відповідно.

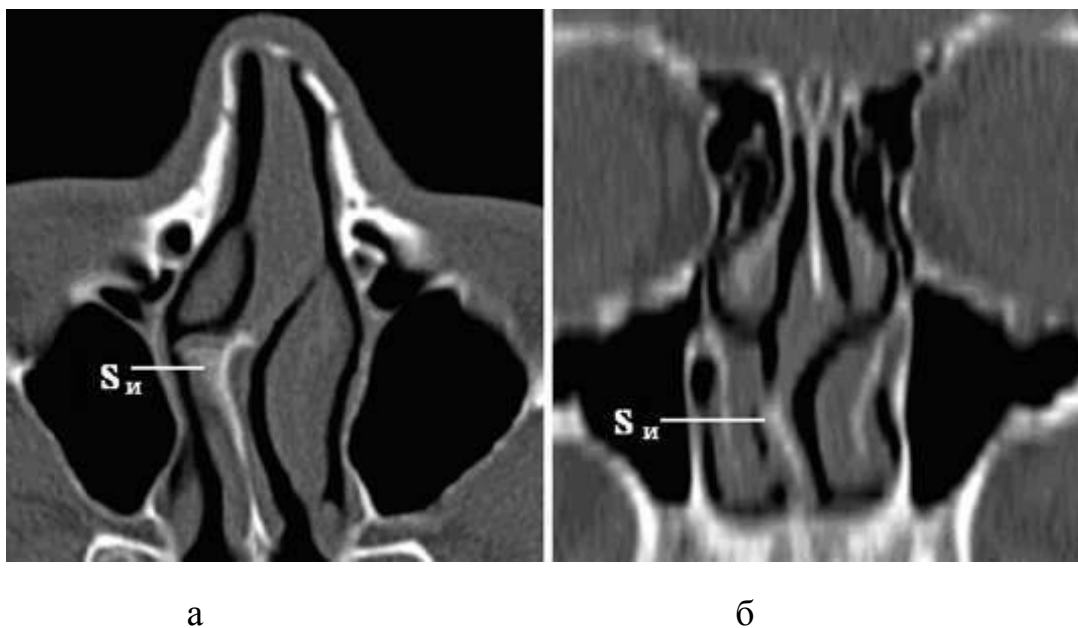


Рис.5.6. Приклад СКТ- картування ділянки носової порожнини при односторонньому викривленні носової перегородки $S_{и}$ вправо: а – вихідний аксіальний СКТ-зріз на рівні середнього носового ходу; б – фронтальна МПР

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 самим 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. 5.7, 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.

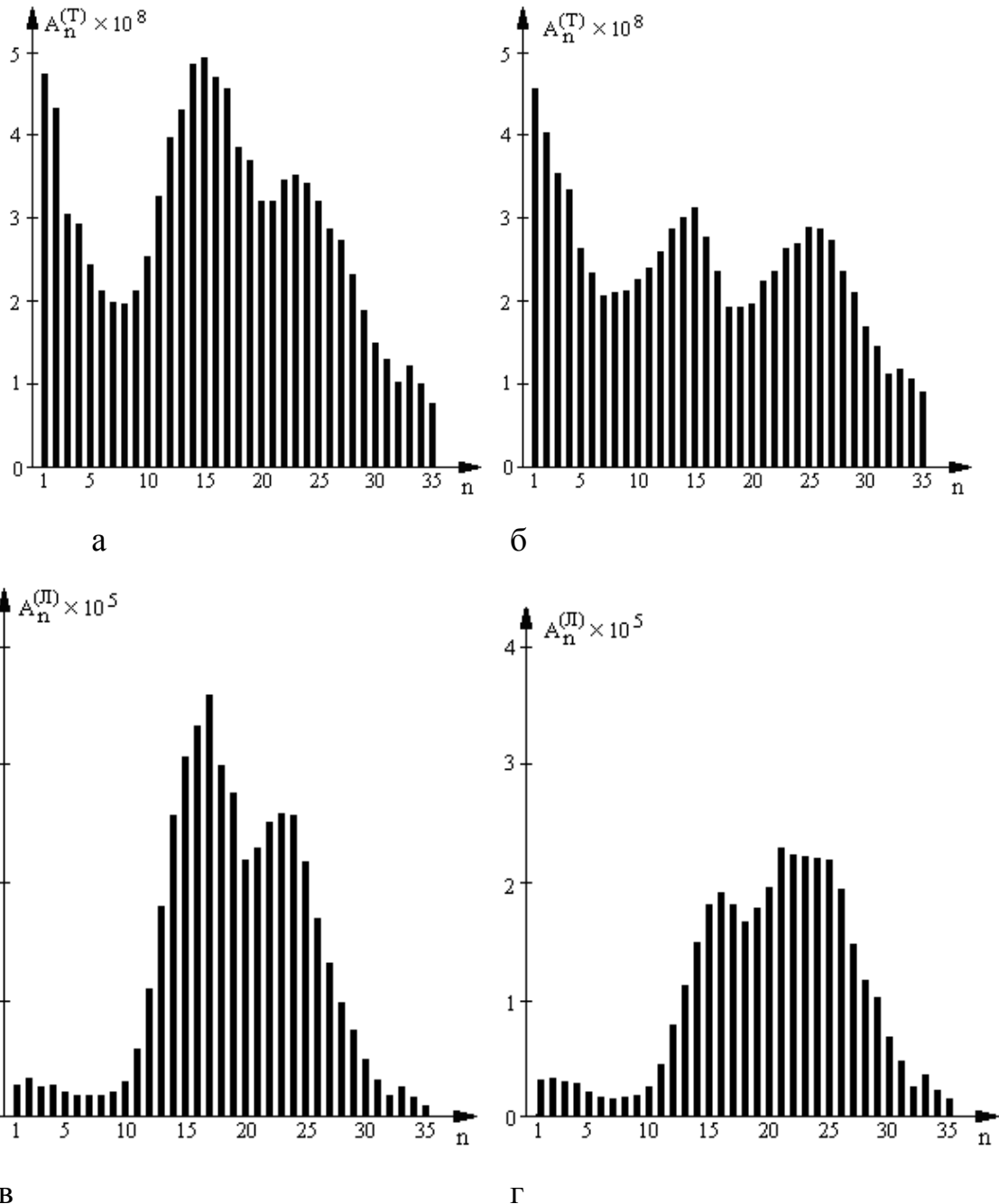
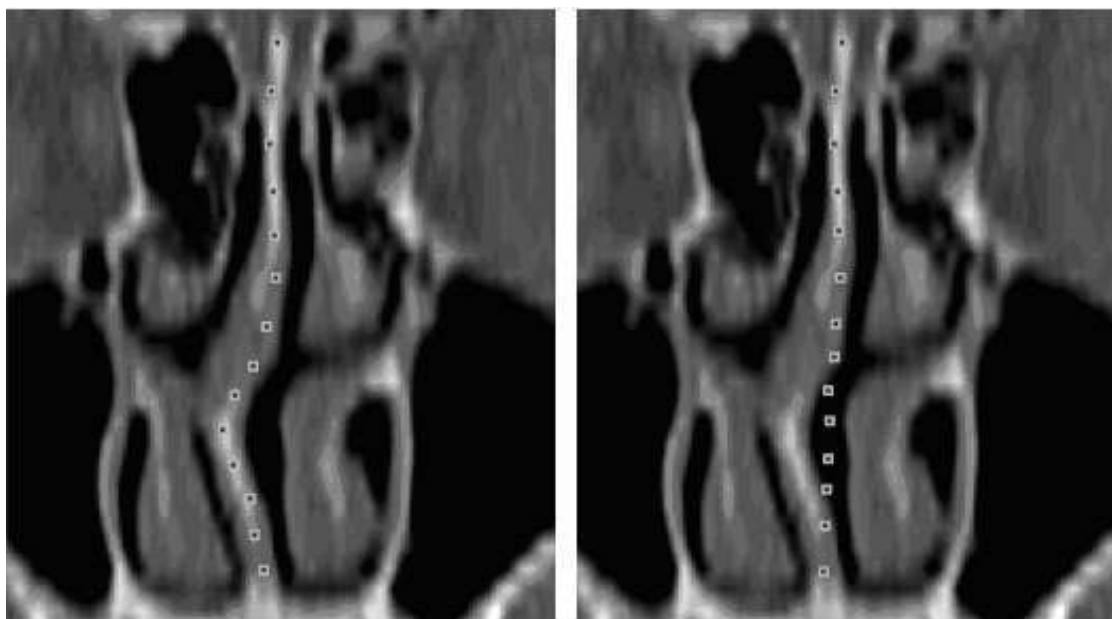


Рис. 5.7. Діаграми зміни аеродинамічного опору ділянок носової порожнини за передопераційними СКТ-даними: при турбулентному режимі: а–для правого і б – для лівого носових проходів; при ламінарному режимі: в – для правого і г – для лівого носових проходів

Далі виконується етап безпосередньо комп'ютерного моделювання втручання – віртуальної корекції анатомічних структур носової порожнини шляхом позрізового двовимірного варпінга згідно з формулою (5.43). При цьому в кожному перетині інтерактивно задаються початкові опорні вершини або довільно (рис. 5.8), або у вигляді прямокутної сітки (рис. 5.9, а). При цьому фахівець виконує переміщення початкових опорних вершин (рис. 5.8, б і 5.9, б) і програма варпінга обчислює нові координати змінюваних анатомічних об'єктів, як видно з рис. 5.9, б і в.



а

б

Рис. 5.8. Ілюстрація процесу виконання двовимірного варпінга по довільно заданих початковим опорних точках: а – вихідне зображення; б – результат варпінга

За допомогою розробленого програмного забезпечення можна виконати вибір «живого» перетину і побудову (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. 5.10, 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.

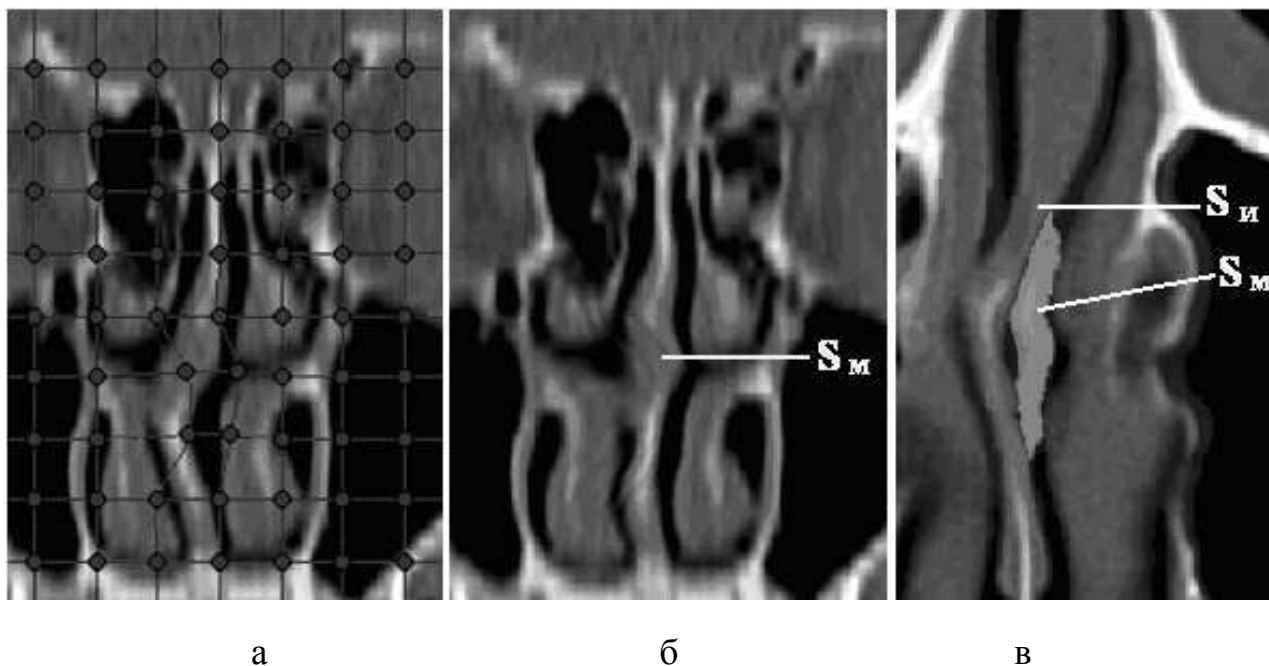


Рис. 5.9. Ілюстрація виконання двовимірного варпінга по заданих у вигляді сітки початкових опорних точках: а – вихідне зображення; б – результат варпінга; в – результат варпінга на аксіальному СКТ-зрізі (позначення вихідного $S_{И}$ і змодельованого S_M положень носової перегородки)

Після інтерактивної корекції змодельованих структур носової порожнини проводиться обчислення аеродинамічних опорів носових ходів за формулами (5.25), (5.26), (5.36) і (5.37) для турбулентного і ламінарного режимів течії повітря відповідно. Характер аеродинамічних опорів відрізнятиметься залежно від режиму течії повітряного потоку, що пов'язано з різними ступенями значень гідравлічного діаметра і площі живих перетинів, що входять в розрахункові формули. Це видно зі зміни аеродинамічних опорів по живих перетинах для турбулентного (рис. 5.11, а і б) і ламінарного (рис. 5.11, 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. 5.12, а і б наведено приклади аксіальної СКТ-томограми і фронтальної МПР після ендоназальної септопластики відповідно, а також

обчислення аеродинамічних опорів носових ходів за формулами (5.25), (5.26), (5.36) і (5.37) для турбулентного (рис. 5.13, а і б) і ламінарного (рис. 5.13, 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 удвічі (в окремих перетинах) як при турбулентному, так і при ламінарному режимах течії повітря.

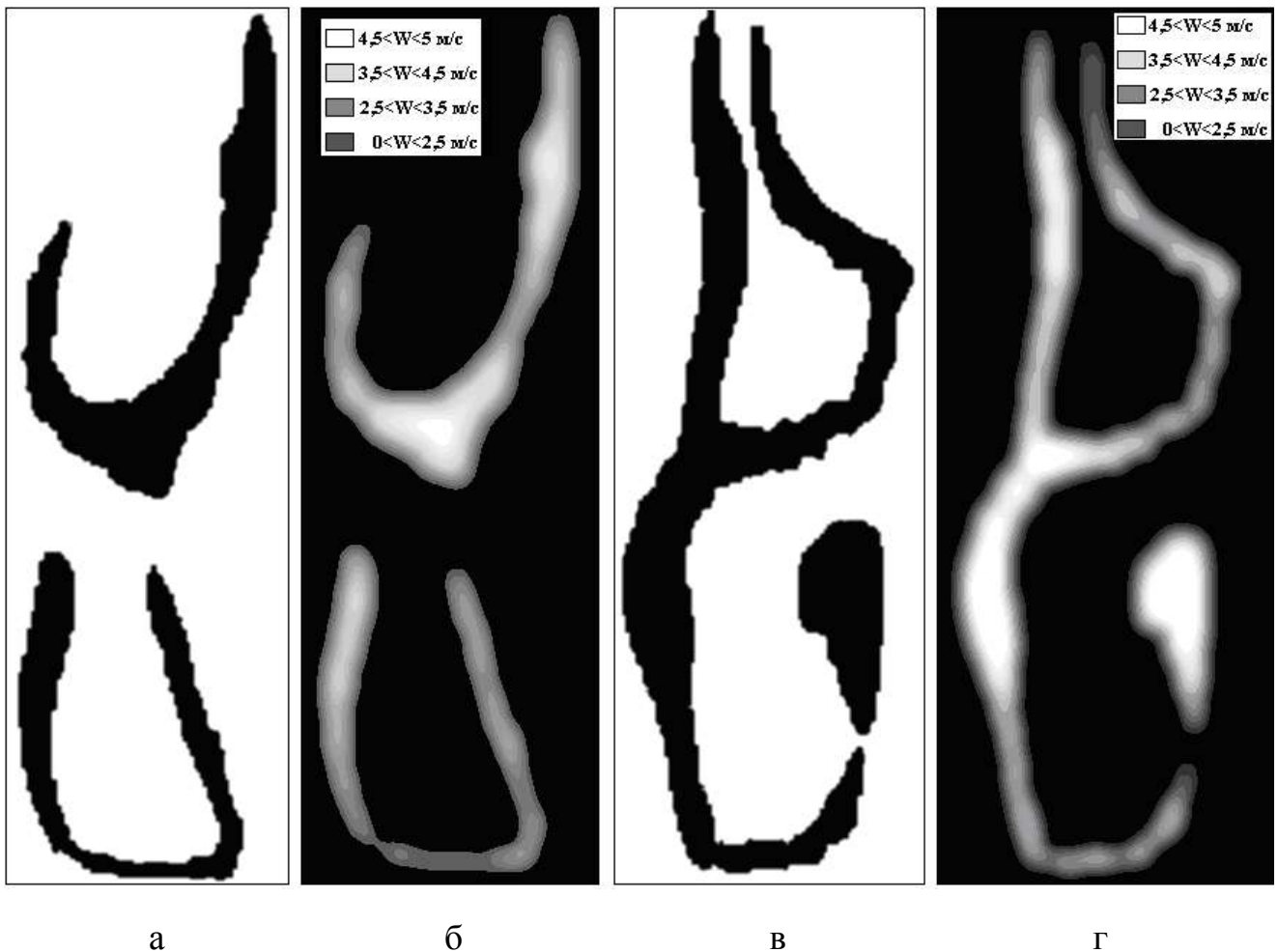


Рис. 5.10. Візуалізація розподілу швидкостей за характерним перетином носової порожнини: а і б – сегментоване зображення і розподіл швидкостей для правого носового проходу; в і г – сегментоване зображення і розподіл швидкостей для лівого носового проходу

Сумарні аеродинамічні опори кожного носового ходу в передопераційний, післяопераційний періоди і відповідні прогнозовані значення наводяться в табл. 5.1 і 5.2, а також на рис. 5.14 і 5.15. 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. 5.14 і рис. 5.15 зниження реального

післяопераційного сумарного аеродинамічного опору трохі асиметрично і більше (приблизно вдвічі) для правого, в сторону якого була викривлена перегородка (рис. 5.14, а і 5.15, а), носового проходу; для лівого носового проходу зниження післяопераційного аеродинамічного опору (рис. 5.14, б і 5.15, 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.

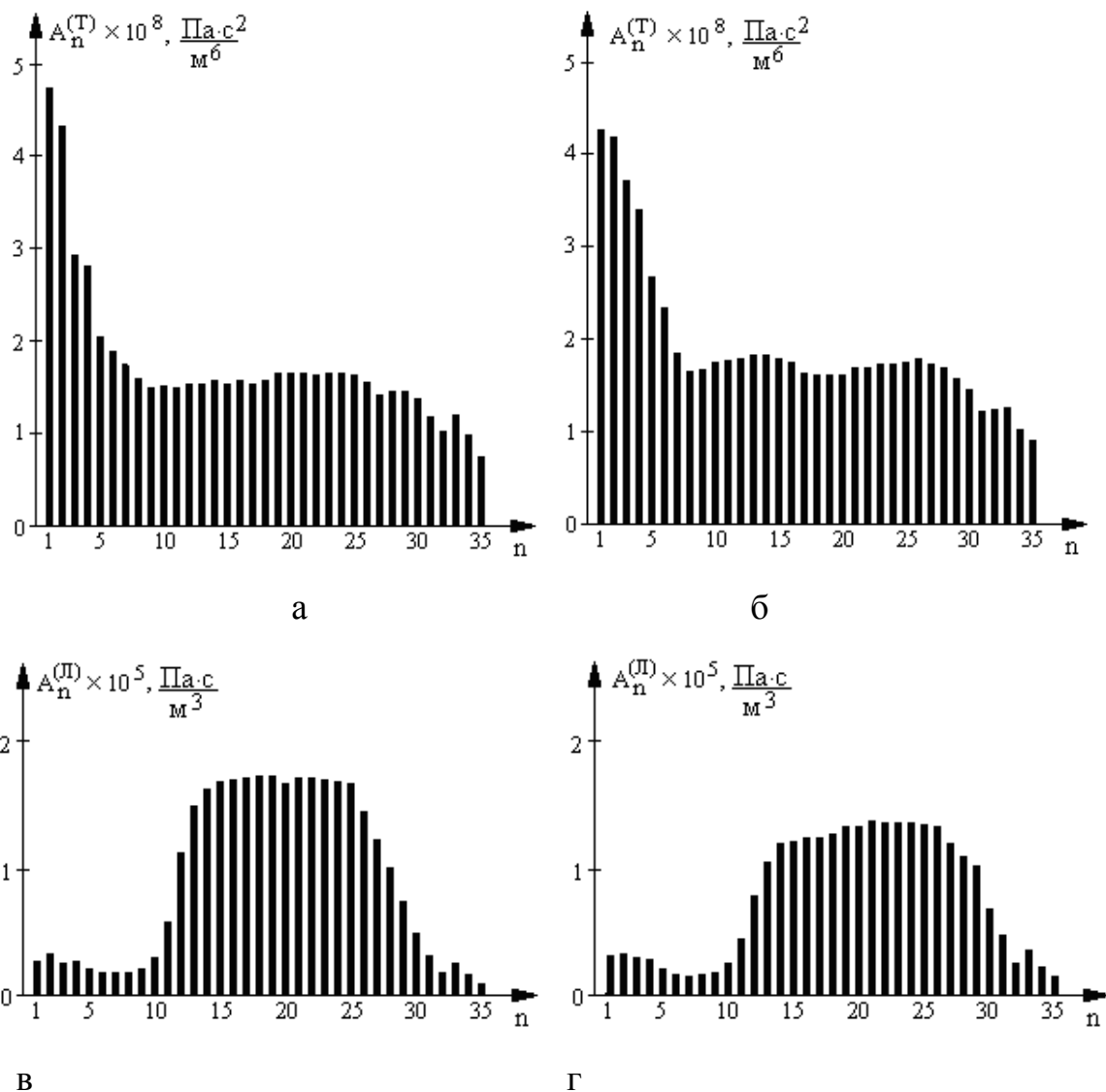
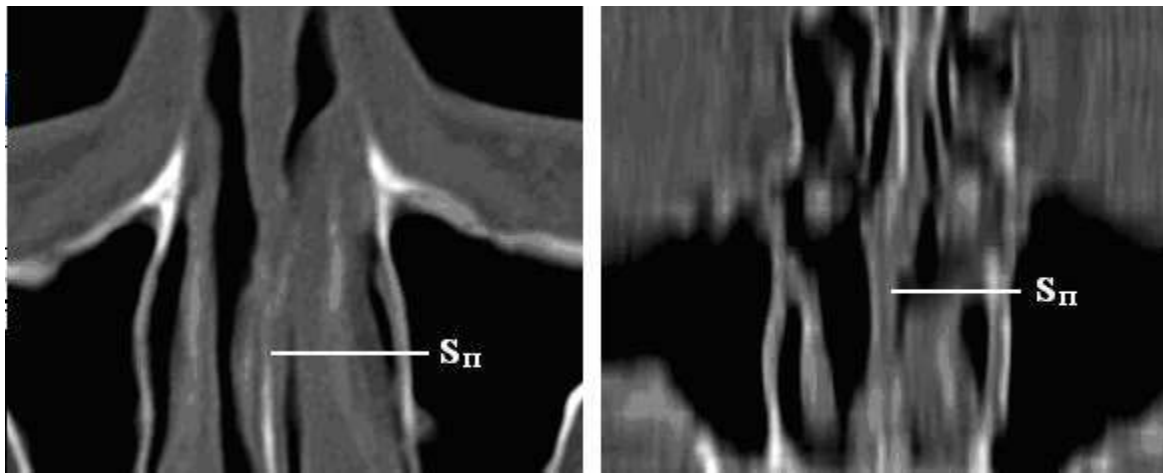


Рис.5.11. Діаграми зміни аеродинамічного опору ділянок носової порожнини при віртуальному моделюванні оперативного прийому за СКТ-даних: при турбулентному режимі для правого (а) і лівого (б) носових проходів; при ламінарному режимі для правого (в) і лівого (г) проходів

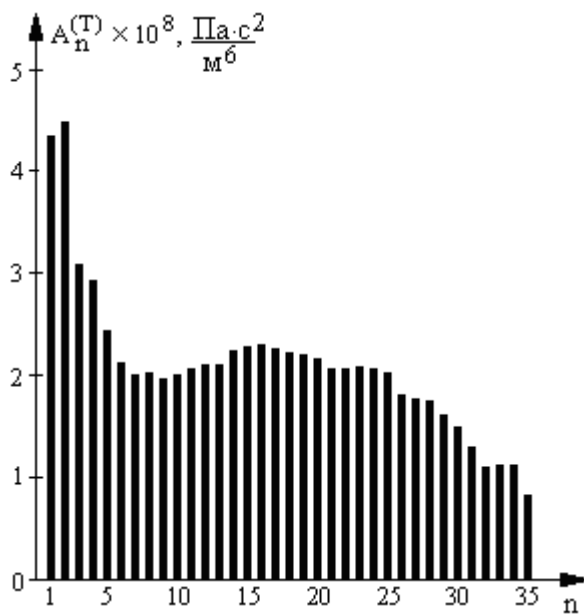


а

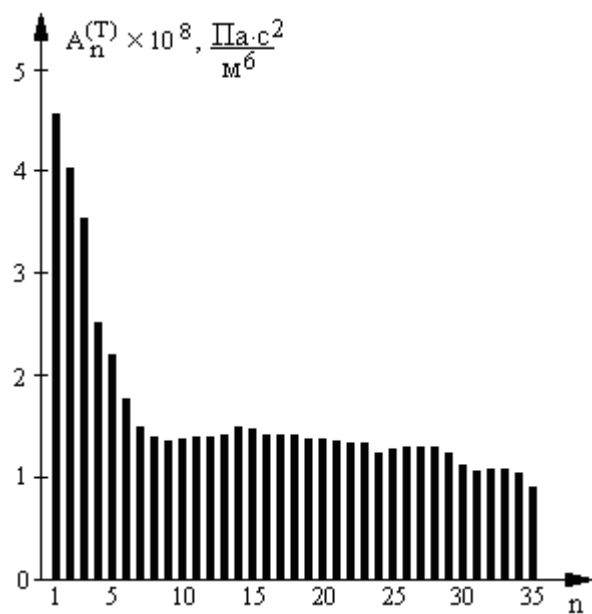
б

Рис.5.12.Ілюстрація післяопераційної зміни носової перегородки за даними СКТ через два тижні після проведення втручання: а – аксіальний СКТ-зріз; б – МПР у фронтальній проекції (S_{II} – 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.



а



б

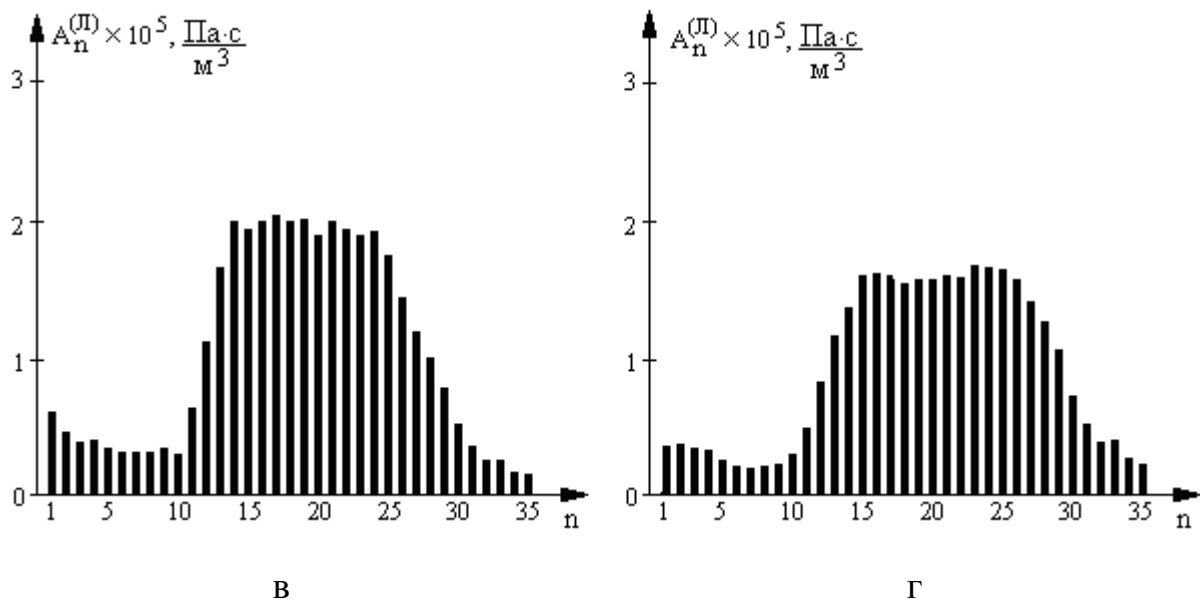


Рис.5.13. Діаграми зміни аеродинамічного опору ділянок носової порожнини за післяопераційними СКТ-даними: при турбулентному режимі для правого (а) і лівого (б) носових проходів; при ламінарному режимі для правого (в) для лівого (г) носових проходів

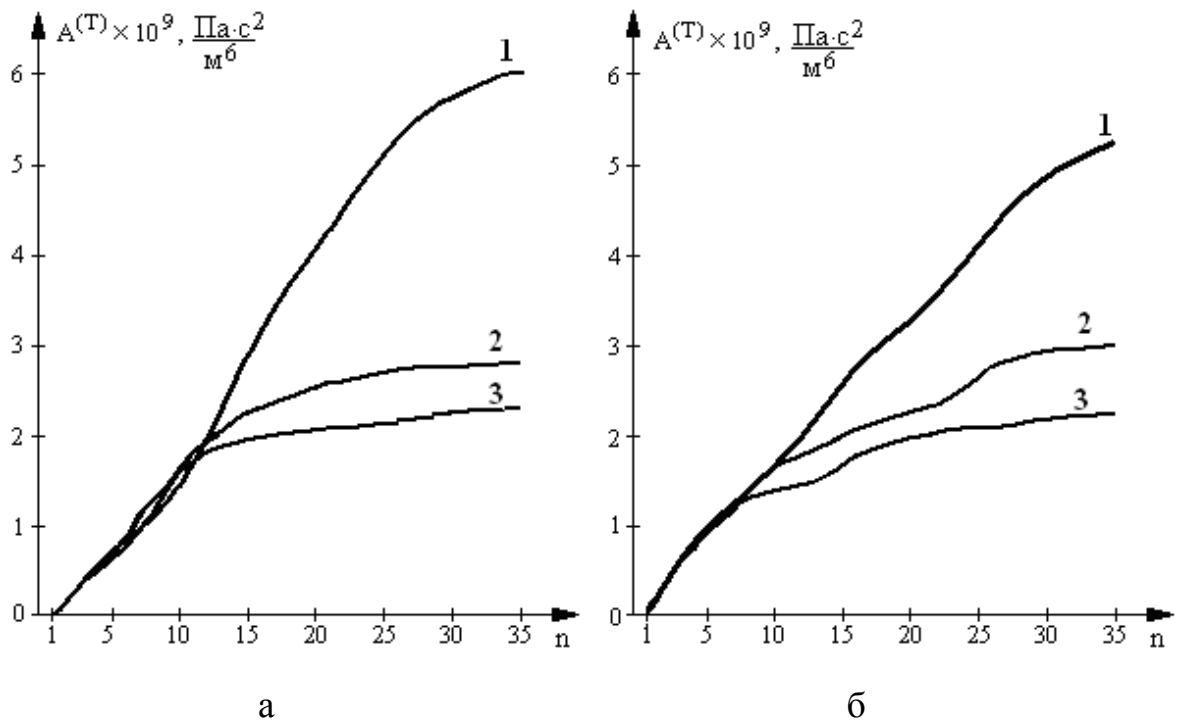


Рис.5.14. Зміна сумарного аеродинамічного опору при турбулентному режимі течії повітря по довжині (по перетинах) носових проходів: а – для правого; б – для лівого (1– передопераційні, 2–післяопераційні, 3 – прогнозовані дані)

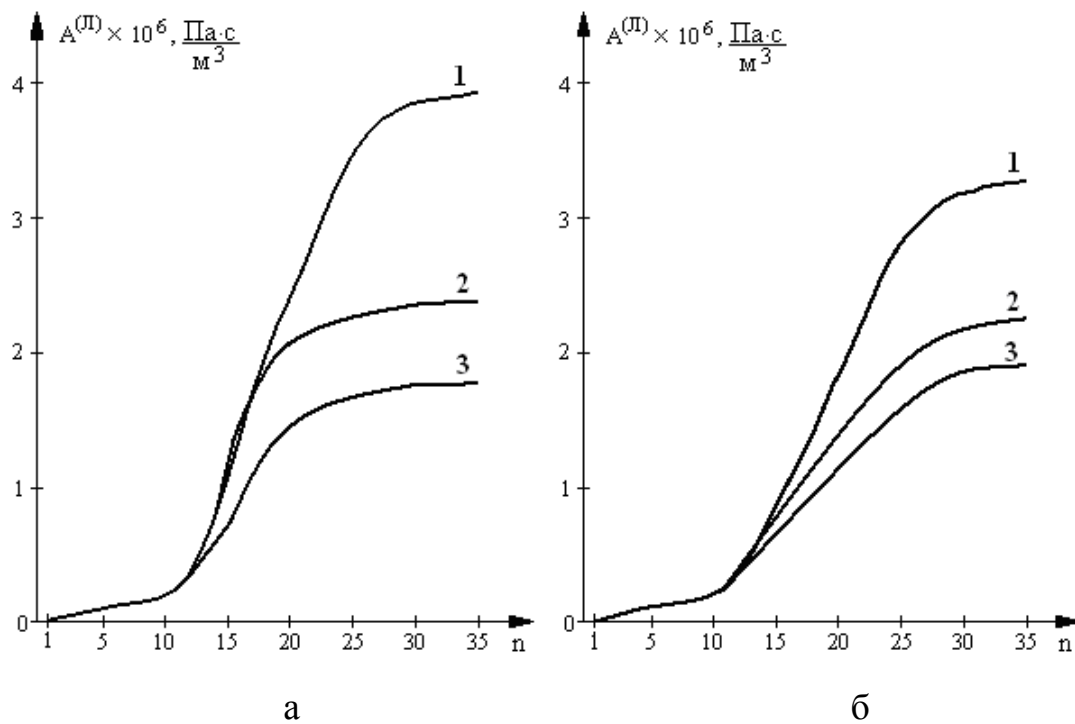


Рис. 5.15. Зміна сумарного аеродинамічного опору при ламінарному режимі течії повітря по довжині (по перетинах) носових проходів: а – для правого; б – для лівого (1 передопераційні, 2 – післяопераційні, 3 – прогнозовані дані)

Таблиця 5.1

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	$A_{П}^{(T)} \times 10^9$, Па/(м ³ /с) ²	$Q_{P.П.} \times 10^{-3}$, 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

У табл. 5.1 і 5.2 введено такі позначення: $A_{P_s}^{(T)}$ $A_{P_E}^{(T)}$ і $A_{P_s}^{(П)}$ $A_{P_E}^{(П)}$ – 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 (5.18) і (5.33) для турбулентного і ламінарного режимів відповідно; $A_{\Pi}^{(T)}$, $A_{\Pi}^{(Л)}$ – 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 (5.18) і ламінарному (5.33) режимах. Значення цих показників наводяться як для кожного носового проходу окремо, так і під час дихання через обидва носових проходи.

В останньому випадку становить інтерес порівняння розрахункових значень з експериментальними, отриманими за даними риноманометрії, і наведеними в табл. 5.3 і 5.4 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 5.2

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	
	$A_{P_s}^{(Л)} \times 10^6$, Па/(м ³ /с)	$Q_{P_s} \times 10^{-3}$, м ³ /с	$A_{P_E}^{(Л)} \times 10^6$, Па/(м ³ /с)	$Q_{P_E} \times 10^{-3}$, м ³ /с	$A_{\Pi}^{(Л)} \times 10^6$, 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

Для оцінки величини відносної зміни аеродинамічного опору носової порожнини доцільно ввести безрозмірні коефіцієнти, які є відношеннями їх передопераційних і післяопераційних значень при турбулентному

$$k_E^{(T)} = \frac{A_{E_s}^{(T)}}{A_{E_e}^{(T)}}, \quad (5.45)$$

і ламінарному режимі

$$k_E^{(Л)} = \frac{A_{E_s}^{(Л)}}{A_{E_e}^{(Л)}}, \quad (5.46)$$

а також їх передопераційних і прогнозованих значень при турбулентному

$$k_{\Pi}^{(T)} = \frac{A_{P_s}^{(T)}}{A_{\Pi}^{(T)}}, \quad (5.47)$$

і ламінарному режимі

$$k_{\Pi}^{(Л)} = \frac{A_{P_s}^{(Л)}}{A_{\Pi}^{(Л)}}. \quad (5.48)$$

Як видно з табл. 5.3 і 5.4, величини цих коефіцієнтів досить близькі один до одного у відповідних режимах, хоча самі значення аеродинамічних опорів, розраховані за СКТ даними, і отримані експериментально за даними риноманометрії, хоча і одного порядку, але можуть відрізнятися в 2–3 рази, що пов'язано з похибками в ході обчислення геометричних характеристик носових проходів і наближеністю розрахункових формул (5.21) ... (5.41).

Таблиця 5.3

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

$$\Delta p = 6 \text{ кПа}$$

Параметр	Передопераційні дані		Післяопераційні дані		Прогнозовані дані		
	$A_{E_s}^{(T)}$	$A_{P_s}^{(T)}$	$A_{E_e}^{(T)}$	$A_{P_e}^{(T)}$	$A_{\Pi}^{(T)}$	$k_{\Pi}^{(T)} = \frac{A_{P_s}^{(T)}}{A_{\Pi}^{(T)}}$	$k_E^{(T)} = \frac{A_{E_s}^{(T)}}{A_{E_e}^{(T)}}$
$A^{(Л)} \times 10^9$, 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_{E_s}	Q_{P_s}	Q_{E_e}	Q_{P_e}	$Q_{P.\Pi.}$	$Q_{E.\Pi.}$	
	1,15	2,0	1,64	2,86	3,21	1,71	

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	Передопераційні дані		Післяопераційні дані		Прогнозовані дані		
	$A^{(П)} \times 10^6$, Па/(м ³ /с)	$A_{E_s}^{(Т)}$	$A_{P_s}^{(Т)}$	$A_{E_E}^{(Т)}$	$A_{P_E}^{(Т)}$	$A_{П}^{(Т)}$	$k_{П}^{(П)} = \frac{A_{P_s}^{(П)}}{A_{П}^{(П)}}$
	1,57	1,94	0,83	1,30	0,92	2,1	1,9
$Q \times 10^{-3}$, м ³ /с	Q_{E_s}	Q_{P_s}	Q_{E_E}	Q_{P_E}	$Q_{P.П.}$	$Q_{E.П.}$	
	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 до формул

$$Q_{E.П.} = Q_{E_s} \cdot \sqrt{k_{П}^{(Т)}}; \quad (5.49)$$

$$\Delta p_{E.П.} = \frac{\Delta p}{k_{П}^{(Т)}}; \quad (5.50)$$

$$Q_{E.П.} = Q_{E_s} \cdot k_{П}^{(П)}; \quad (5.51)$$

$$\Delta p_{E.П.} = \frac{\Delta p}{k_{П}^{(П)}}. \quad (5.52)$$

На рис. 5.16 наведено діаграми для порівняння значень отриманих експериментальних даних витрат у передопераційному (Q_{E_s}), післяопераційному (Q_{E_E}) періодах і експериментально прогнозованого ($Q_{E.П.}$) при турбулентному (рис. 5.16, а) і ламінарному (рис. 5.16, б) режимах течії повітря. На рис. 5.17 наводяться діаграми для порівняння значень отриманих експериментальних даних перепадів тиску на носовій порожнині в передопераційному (Δp_{E_s}), післяопераційному (Δp_{E_E}) періодах і експериментальнопрогнозованого ($\Delta p_{E.П.}$) при турбулентному (рис. 5.17, а) і

ламінарному
(рис. 5.17, б) режимах течії повітря.

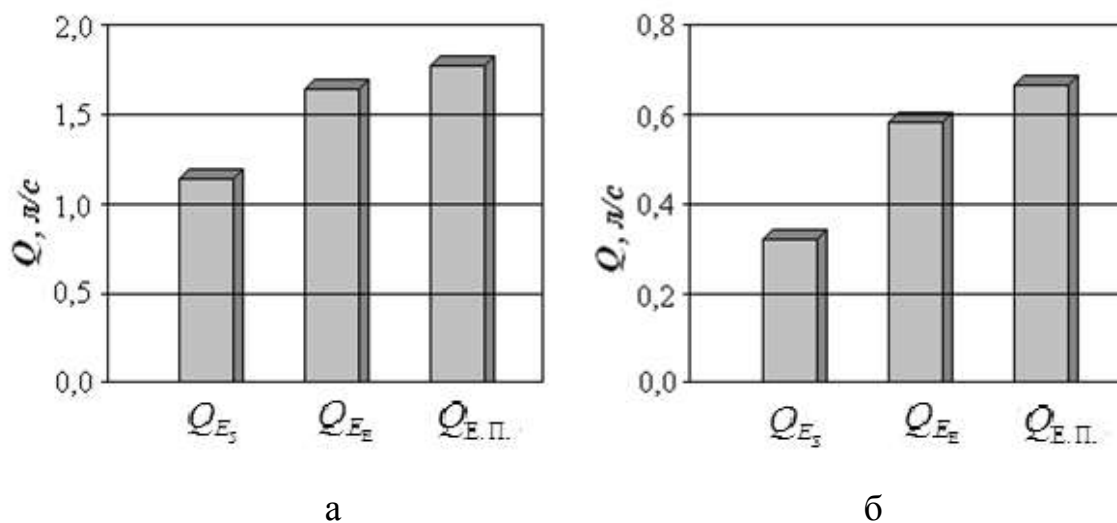


Рис. 5.16. Діаграми зміни сумарної витрати повітря через носову порожнину:
а – при турбулентному ($\Delta p = 6$ кПа); б – ламінарному
($\Delta p = 0,5$ кПа) режимах течії повітря

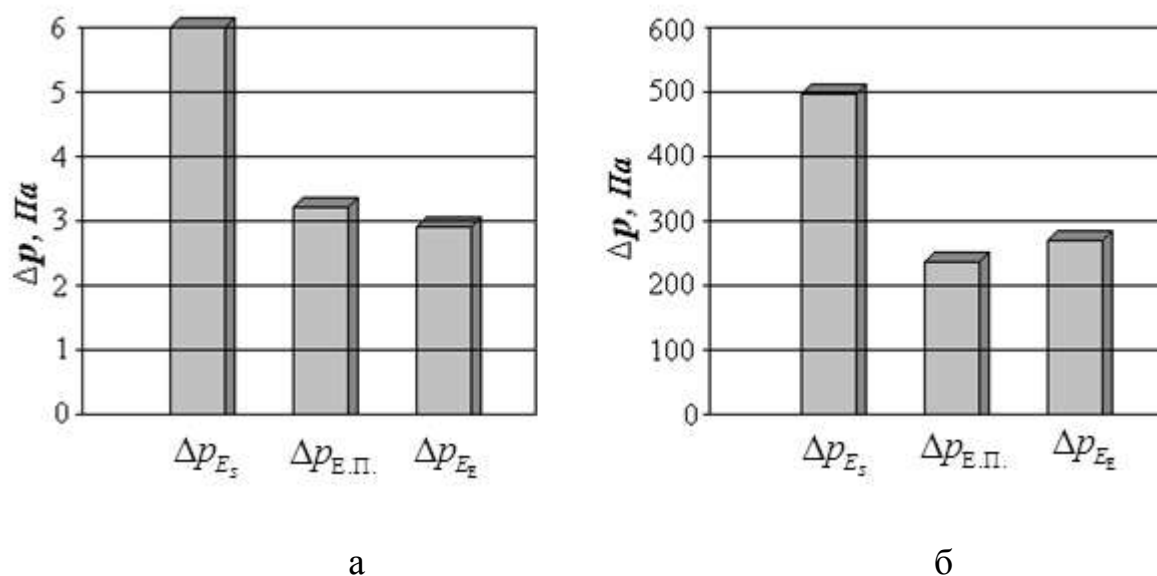


Рис.5.17. Діаграми зміни перепаду тиску на носовій порожнині:
а – при турбулентному ($Q_{E_s} = 1,15$ л / с); б – ламінарному ($Q_{E_s} = 0,32$ л / с)
режимах течії повітря

При цьому очевидно, що при ламінарному режимі порівняно з турбулентним спостерігається найбільше зростання кількості повітря зі

зменшенням аеродинамічного носового опору, що в цілому відповідає формулам (5.51) і (5.49). 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).

Значення, отримані експериментально і прогнозовані за формулами (5.49) ... (5.52), відрізняються не більше, ніж на 10–15%, що дозволяє їх використовувати для прогнозування функціональних результатів оперативного втручання при ринопластиці.

5.5 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. 5.18, згідно з методом, розробленим у підрозділі 5.2, 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 живих перетинах і виявлення областей з підвищеними (максимальними) показниками аеродинамічних опорів. Далі виконується віртуальна корекція (зміна), процедура $\text{var}(E(n))$, структур носової порожнини за формулами (5.43) і (5.44) і обчислення прогнозованих параметрів аеродинамічних опорів і витрати повітря через носову порожнину, обчислення коефіцієнтів зміни аеродинамічного носового опору за формулами (5.47) і (5.48), а також експериментально-прогнозованих аеродинамічних характеристик за формулами (5.49) ... (5.52) 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.

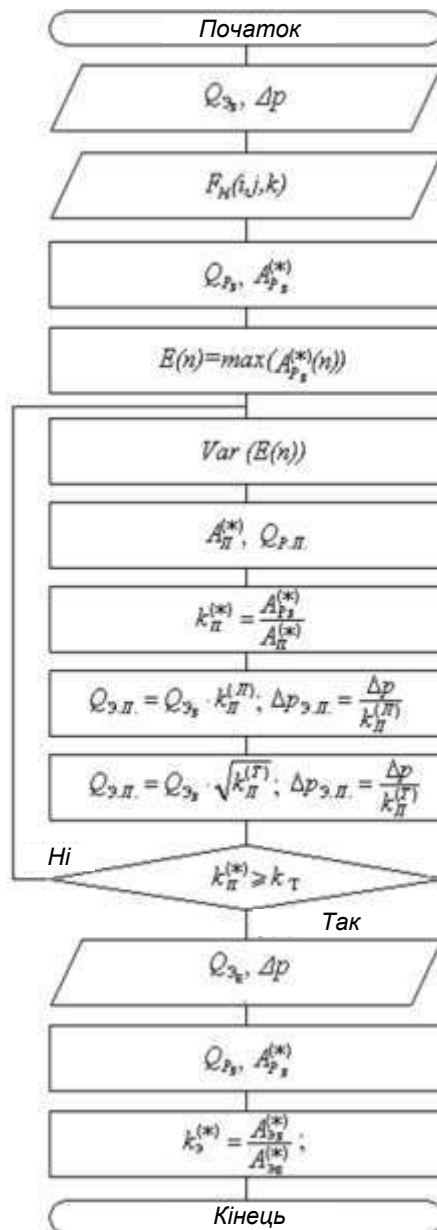


Рис. 5.18. Алгоритмічна модель конфігураційного комп'ютерного планування ринохірургічних втручань (* – позначення для ламінарного і турбулентного режимів течії повітря)

Основними функціональними показниками при комп'ютерному плануванні у функціональній ринохірургії є відношення витрат повітря під час дихання 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, у процесі лікування діагностичних даних, 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 під час дихання ротом (див. підрозд. 5.1), 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 згідно з стандартами доказової медицини.

На основі розробленої за СКТ-даними просторової моделі носової порожнини показано можливості аналітичних і чисельних моделей для розрахунку аеродинамічних характеристик проходження повітря через верхні дихальні шляхи. Розглянуто ламінарний (при швидкостях менше 5 м/с) і турбулентний (при швидкостях 10 ... 14 м/с) режими течії повітря (під час спокійного і форсованого дихання) і визначені профілі швидкостей для даних режимів: у ламінарному режимі розподіл швидкостей по перетинах має параболічний профіль з максимумами по центру перетинів; у турбулентному режимі проводилася візуалізація усереднених швидкостей, які постійні на більшій площі перетинів і спадають в пристінковій області. При цьому «живі» перетини потоку є ізобарними площинами.

Відмінності в результатах аналітичних і чисельних (сіткових) методів при визначенні швидкостей і тисків у носовому каналі знаходяться в межах 15%, що дозволяє використовувати менш обчислювально-складний аналітичний метод для проведення конфігураційного планування в ринології. Верифікація методів і завдання граничних умов проводилися за даними риноманометрії за допомогою розробленого комп'ютерного риноманометра КРМ типу ТНДА-ПРХ для вимірювання перепадно-витратних характеристик.

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 порівняно з турбулентним спостерігається найбільше зростання кількості повітря зі зменшенням аеродинамічного носового опору. В ході моделювання зниження аеродинамічного носового опору необхідно задавати величиною необхідного фізіологічної витрати повітря при зменшенні перепаду тиску, що призводитиме 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 «живих» перетинах 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.

БРОЗРОБКА КОНЦЕПЦІЇ ПРОВЕДЕННЯ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ РИНОХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ

6.1 Розробка структурної схеми системи комп'ютерного планування ринохірургічних втручань

Згідно з етапами алгоритмічних моделей, розглянутих у п'ятому розділі та наведених раніше на рис. 5.28, розроблена структурна схема системи комп'ютерного моделювання ринохірургічних втручань, до складу якої входять модулі (рис. 6.1):

- 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 у необхідних форматах для подальшої обробки та реалізації подальших етапів комп'ютерного планування;

- в модулі 2D обробки даних анатомічного картування виконуються функції фільтрації локальних завад і площинна сегментація анатомічних об'єктів на інтраскопічних зображеннях;

- в модулі візуалізації даних у режимі 2D виконується відображення стандартних (аксіальних) томографічних зрізів, а також довільно орієнтованих мультипланарних реконструкцій;

- в модулі візуалізації даних у режимі 2,5D забезпечується відображення додаткової інформації за допомогою використання спеціалізованих графічних G-буферів, у яких міститься інформація про додаткові властивості кожного елемента зображення;

- в модулі формування 3D моделі за інтраскопічними топографо-анатомічними даними 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;

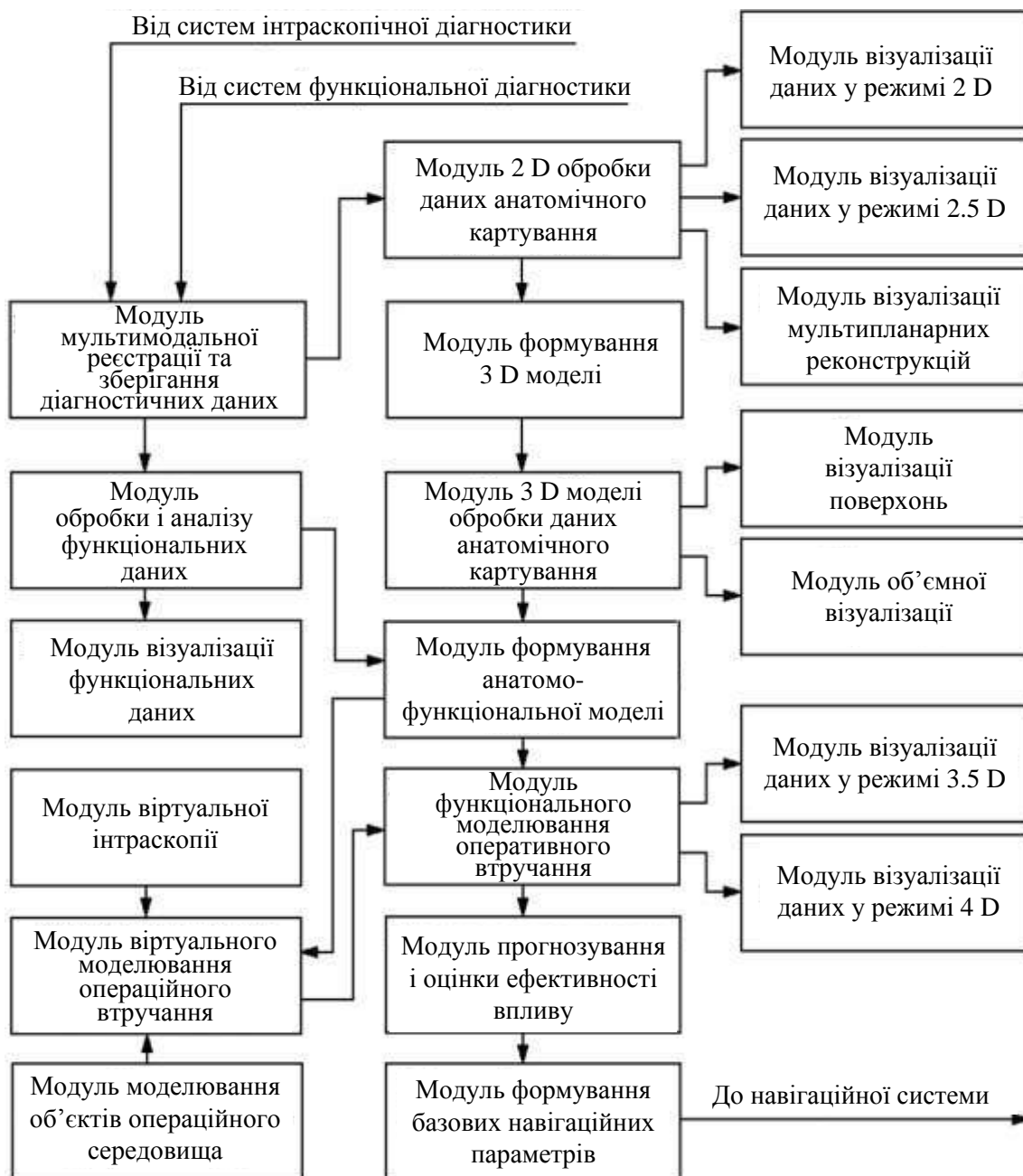


Рис.6.1. Структурна схема системи комп'ютерного моделювання ринохірургічних втручань

- 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 під час підготовки 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 у режимі 3,5D дозволяє поєднувати дані напівтонової, узагальненої й ідентифікаційної моделей обстежуваного органу при відображенні анатомо-функціональної інформації, необхідної для проведення комп'ютерного хірургічного планування;

- модуль візуалізації даних у 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 призводить 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 у 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. 6.1) 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 у 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.

6.2 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 під час їхнього виконання залишається, як і раніше, актуальною. В ході побудови плану хірургічного втручання функціональним характеристикам оперованих органів має бути приділено не менше уваги, 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.

Під час проведення 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. В ході опису 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 втручанні 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 згідно з таким 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 цьому об'єкту не належать (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. 6.2).

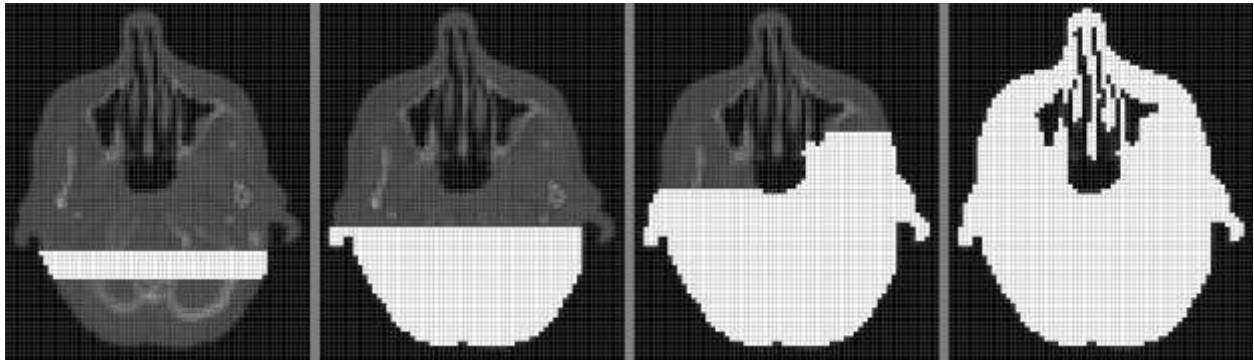


Рис.6.2. Етапи виділення тканин голови пацієнта на КТ-знімках

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:

$$B(x, y, z) = \sum_{i=0}^7 2^{\lfloor \text{ang}(dx, dy) \cdot 4 / \pi \rfloor} \left[\frac{A(x_i, y_i, z)}{C} \right],$$

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 такої 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 $dx = x_i - x$, $dy = y_i - y$.

Під час обробки масиву ланцюгових кодів зрізу (рис. 6.3, а) формується контурна ламана лінія, яка є межею біооб'єктів, що вивчаються (рис. 6.3,б, в).

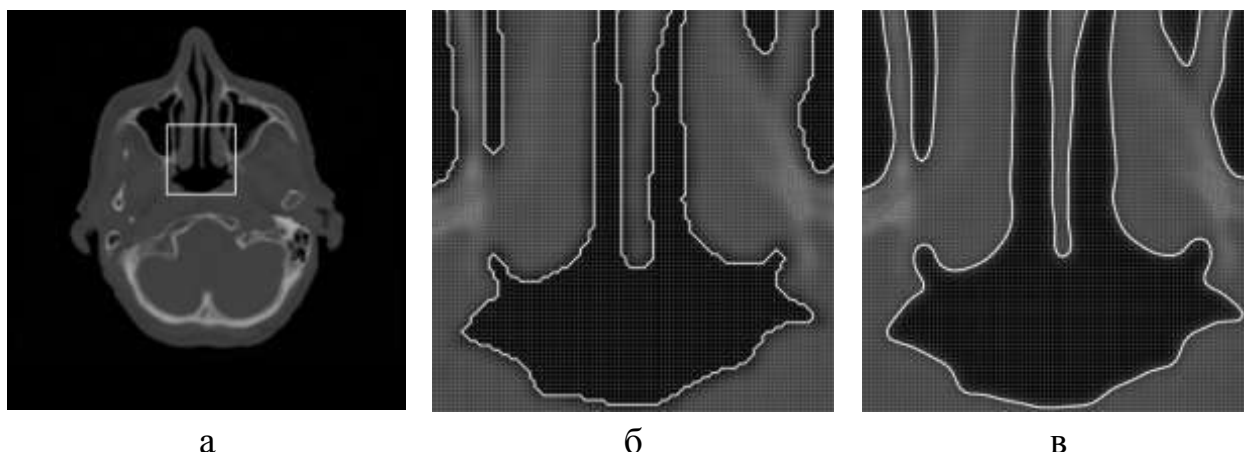


Рис.6.3. Виділення контурів верхніх дихальних шляхів пацієнта на КТ-зрізі

Ця контурна лінія в подальшому використовується для обчислення геометричних характеристик анатомічних структур, що моделюються, і є основою для створення тривимірної контурної моделі (рис. 6.4, а, б). Операція виділення контурів і побудови контурної моделі може проводитися у трьох основних ортогональних площинах (рис. 6.4, в).

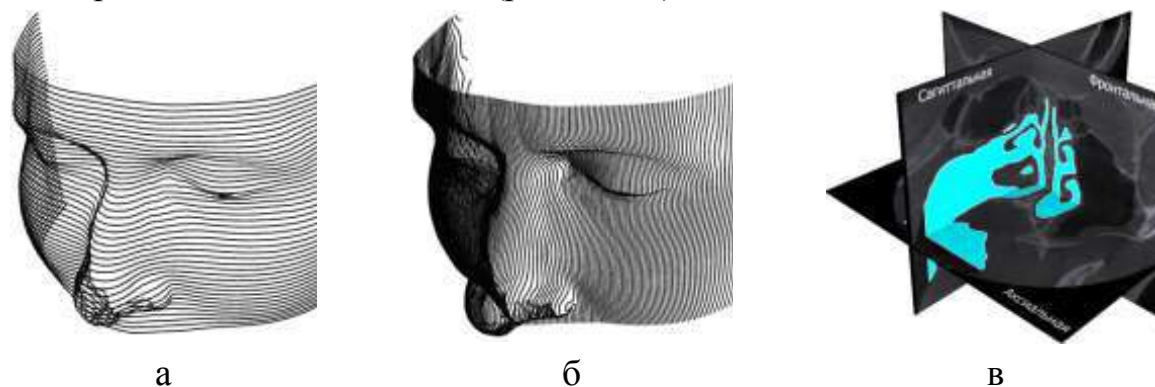


Рис.6.4. Результати виділення контурів:
а) в аксіальній проекції; б) у сагітальній проекції;
в) у трьох основних площинах

Крім побудови контурних моделей верхніх дихальних шляхів та обличчя пацієнта в розділі описано створення просторових віртуальних моделей за

допомогою тривимірної вокселізації (рис. 6.5, а, б) та з використанням алгоритму "Marching Cubes" (рис. 6.6).

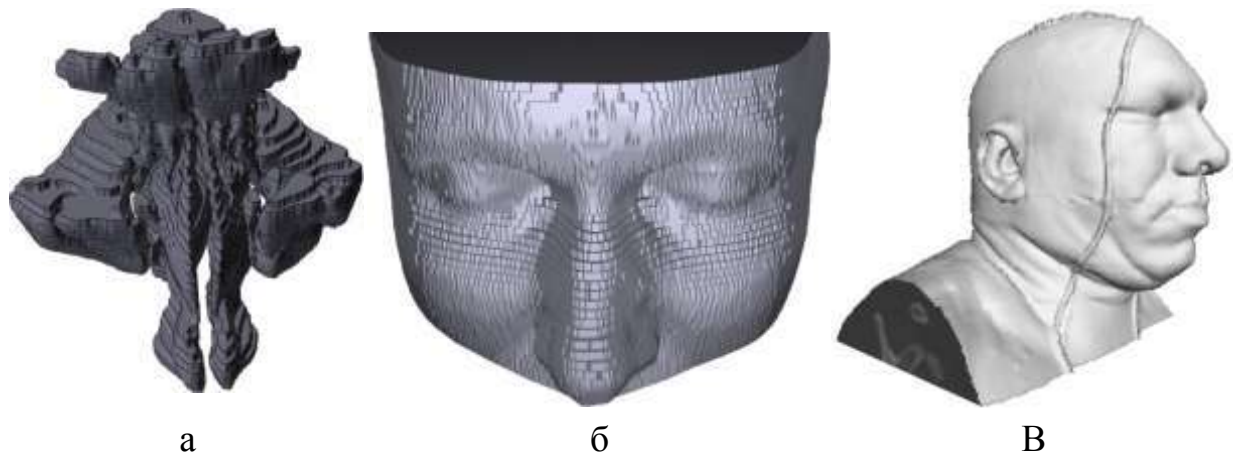


Рис 6.5. Візуалізація анатомічних структур обличчя людини за КТ- даними (а – воксельна полігональна модель верхніх дихальних шляхів; б – воксельна полігональна модель ділянки обличчя людини; в – об'ємна візуалізація обличчя людини методом відкидання променів)

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. 6.5, в).

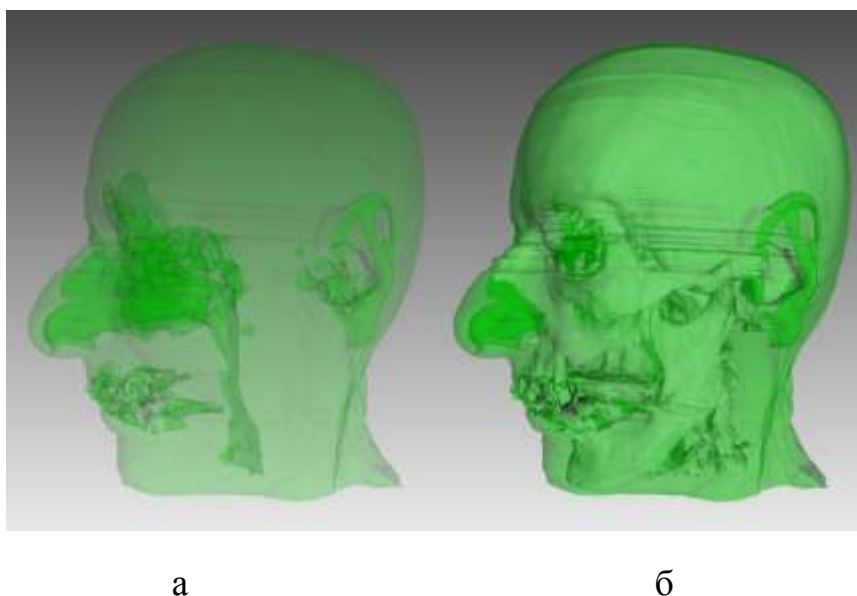


Рис.6.6. Одночасне відображення полігональних моделей анатомічних структур голови людини: а – шкірні покриви та верхні дихальні шляхи; б – шкіряні покриви та кісткові тканини

Далі проводиться розробка методів і алгоритмів корекції комп'ютерних моделей обличчя і верхніх дихальних шляхів людини під час підготовки 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 виділеним у ході сегментації ділянкам інтроскопічних зображень (рис. 6.7,а). У початковому стані сусідні вокселі датовані 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.6.7, 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 вокселів під час передачі взаємодії при віддаленні вокселя-ініціатора руху від пов'язаних вокселів.

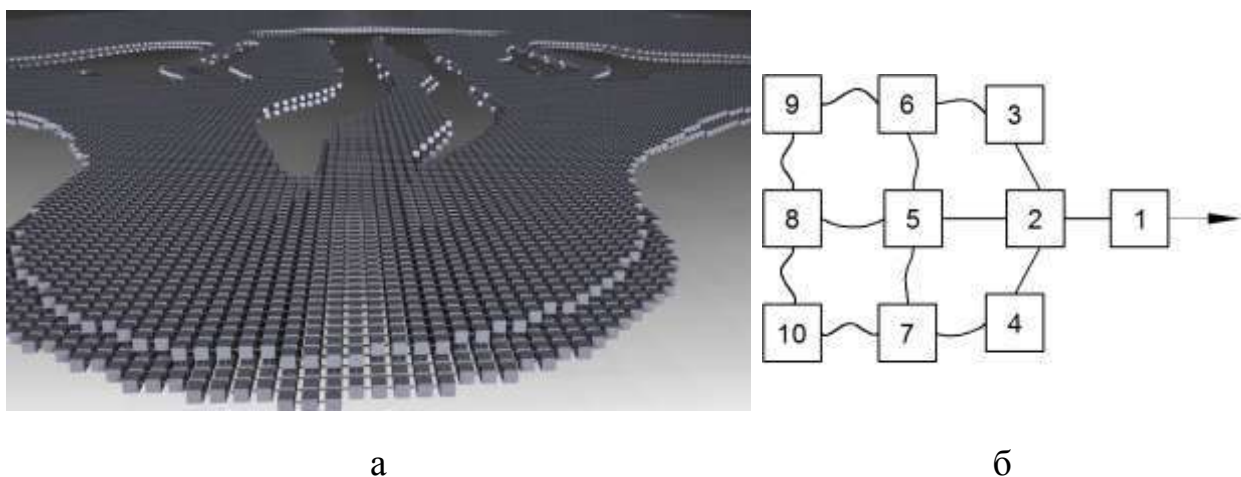


Рис.6.7. Модель пов'язаних вокселів:

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 у кожному вимірі, довжини з'єднувачів та значення яскравості вокселя. Варіюючи ці величини, можна змінювати «видовжуваність» тканин, тобто визначати як взаємодіятимуть 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.

В 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 у набір растрових зображень зрізів (рис. 6.8, а).

Перетворення, що зазначені у пункті 4, проводяться за рахунок попиксельної триступеневої інтерполяції значень яскравості відповідних елементів воксельної сітки.

Результат зазначених деформацій до системи вокселів одного зрізу показаний на рис. 6.8, де а – модифікований томографічний зріз, б – тривимірна візуалізація деформованої системи вокселів.

Зазначимо, що описаний метод деформування системи вокселів має біофізичну інтерпретацію, оскільки рух вокселів при цьому аналогічний деформації еластичних і колагенових волокон у 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 вказані властивості їхнього руху, що дозволяє виробляти деформації воксельної моделі із різними формами таких деформацій.

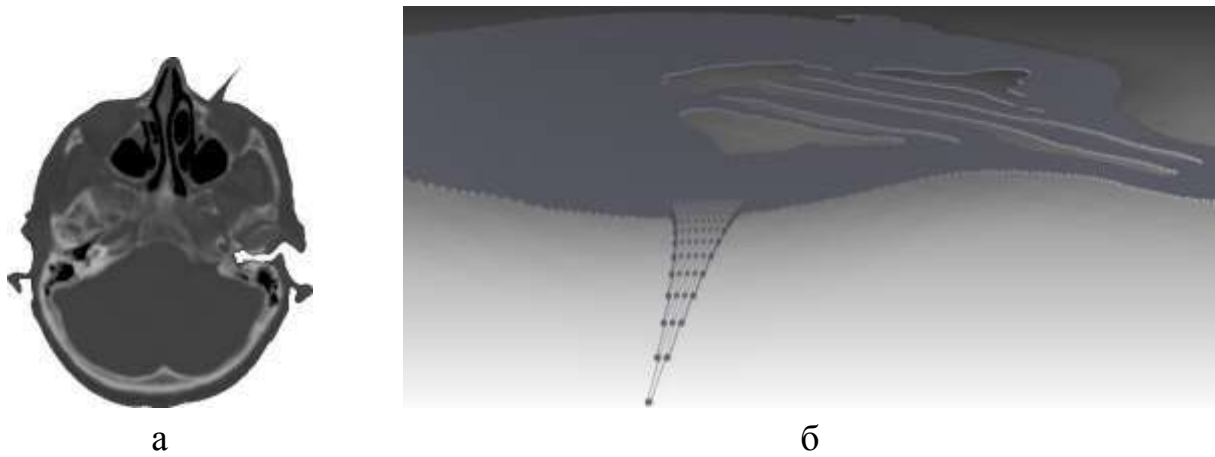


Рис.6.8 Модель пов'язаних вокселів після модифікації:
 а – модифікований томографічний зріз, б – тривимірна візуалізація деформованої системи вокселів

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 O) до його поточного положення;

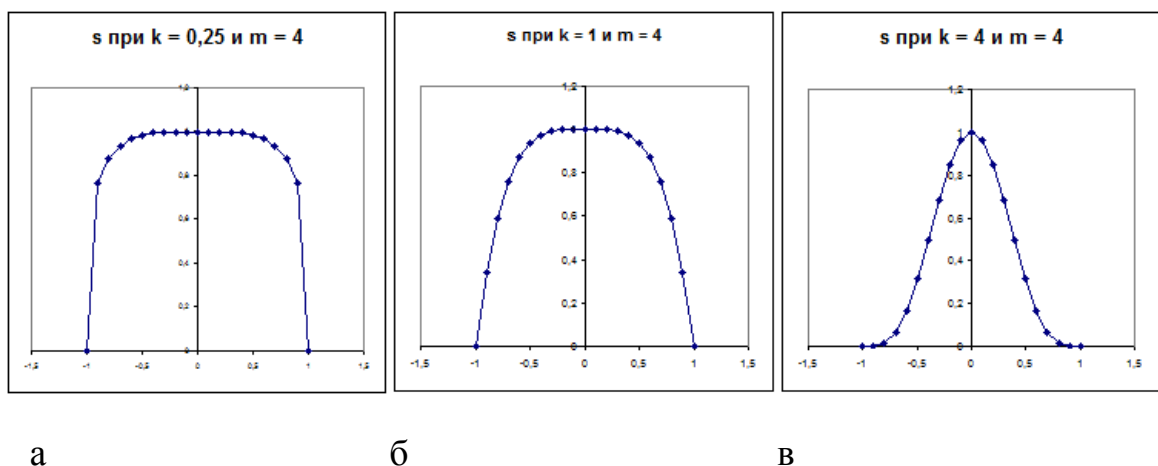
\bar{S}_A – вектор пересування відомого вокселя, який спочатку знаходився в деякій точці A ;

r – відстань від точки O до точки A ;

R – радіус області, що підлягає деформуванню;

m та k – коефіцієнти, що дозволяють задавати характер деформації поверхні.

На рис. 6.9 наведено форми поверхонь деформованої системи вокселів за певних значень параметрів m та k .



а

б

в

Рис.6.9. Форми поверхонь деформованої системи вокселів за певних значень параметрів m та k

У третьому 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 згідно з такою 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.6.10.

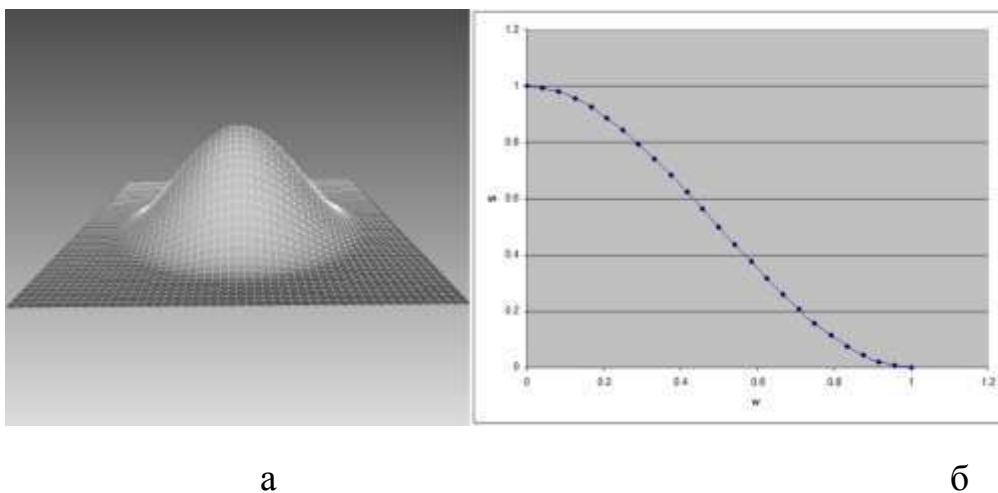


Рис.6.10. Деформація полігональної поверхні екструзивним інструментом:
 а) деформована полігональна поверхня; б) графік функції $S = 3w^2 - 2w^3$,
 які задають характер деформації

Далі

виконується методика оцінки наявності або відсутності показань до ринопластики з використанням даних інтроскопічних досліджень із застосуванням комп'ютерного зрахунку процесів руху повітря у верхніх дихальних шляхах.

Основною проблемою під час таких розрахунків є те, що методика розрахунку аеродинамічного опору ділянок повітроносних шляхів залежить від того, чи є рух повітря в цих ділянках турбулентним або ламінарним. Вважається, що у нормі рух повітря в повітроносних 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 повітроносних шляхів пацієнта.

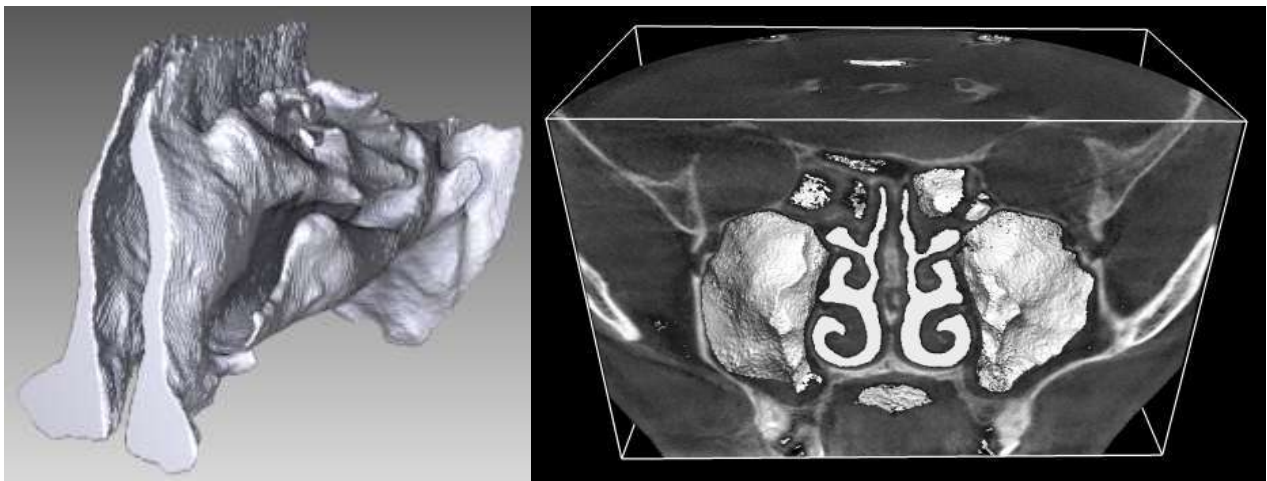
Цей алгоритм ґрунтується на ітераційній процедурі, що включає розрахунок аеродинамічних опорів малих ділянок повітроносних шляхів і повітроносних шляхів у цілому, корекцію в кожній ітерації величин потоку повітря в лівому і правому шляхах і розрахунок різниць тисків між початком і кінцем цих шляхів. Ітераційна процедура не припиняється до тих пір, доки різниці вищевказаних тисків для обох шляхів не стануть відрізнятися на прийнятно малу величину (при абсолютно точному розрахунку ці дві різниці тисків мають 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. 6.11).

Виділення і розмітка елементів зрізів повітроносних шляхів відбувається за допомогою порогової заливки пов'язаних областей, що проводиться після ручного встановлення початкових точок заливки. 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 повітроносних шляхів (рис. 6.12) проводиться автоматизований підрахунок кількості сегментованих вокселів у зрізах фронтальної проекції.

Згідно з описаними вище етапами розроблених методів планування та схеми системи на рис. 6.1, було синтезовано структурну схему системи, що реалізує комп'ютерне моделювання пластичних втручань на обличчі людини (рис. 6.13).



а

б

Рис.6.11. Віртуальні моделі повітряносових шляхів: а) полігональна модель; б) об'ємна модель, побудована за рахунок відкидання променів

N=119	N=168	N=217	N=266	N=315
N=364	N=413	N=462	N=511	N=562

Рис.6.12. Сегментовані повітряносові шляхи на томографічних зрізах голови у фронтальній проекції залежно від цифрової умовної відстані N

В ході створення 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 – розробка нових методів і засобів комп'ютерного моделювання пластичних втручань на обличчі людини.

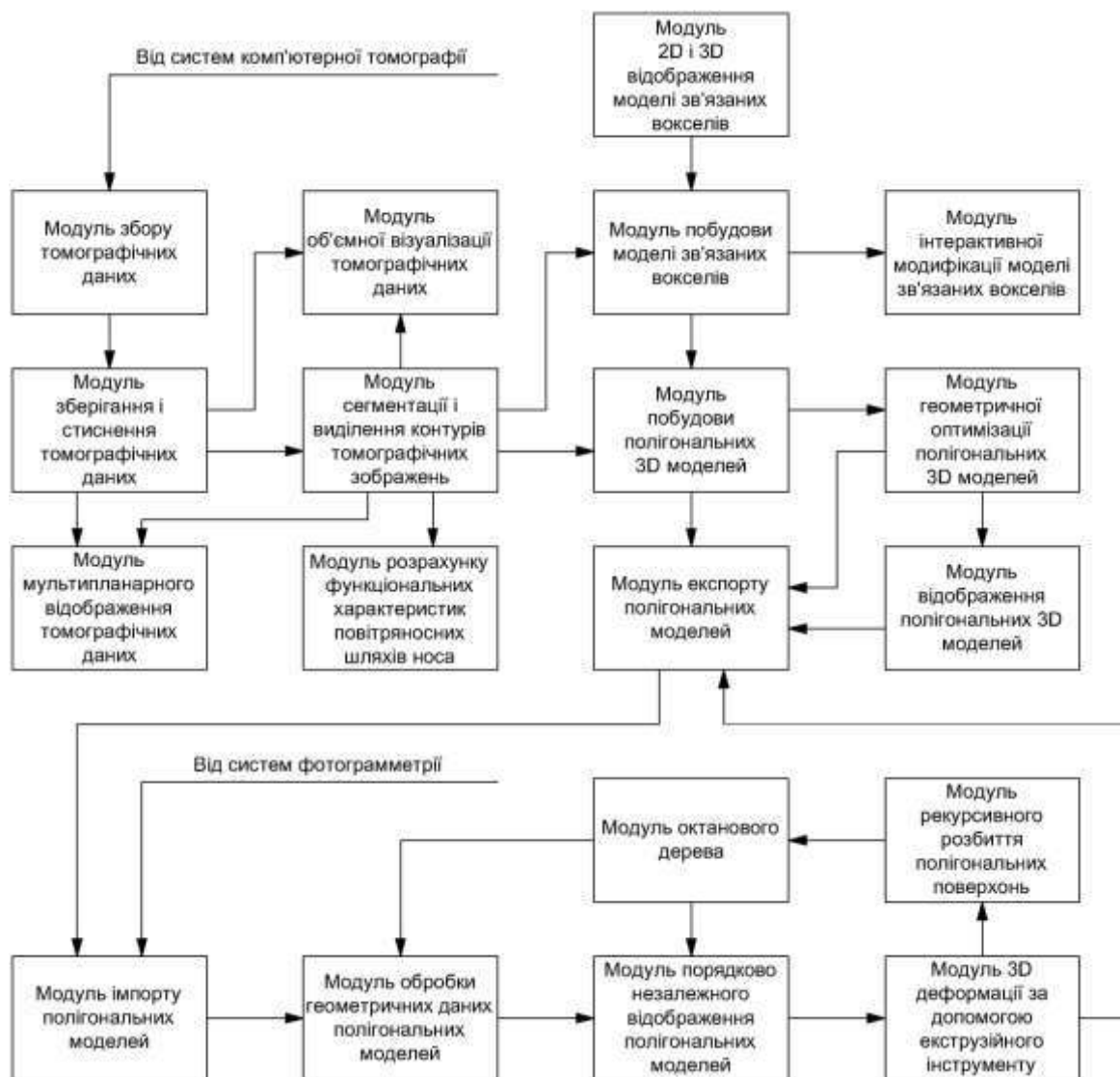


Рис.6.13. Структурна схема системи комп'ютерного планування пластичних втручань на обличчі людини

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 за секунду та потребує

близько 55 GFLOPS обчислювальних ресурсів центрального процесора та 750 MB оперативної пам'яті.

Встановлено, що в ході моделювання 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 в ході використання 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, зсуву) 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 повітроносних шляхах носа, та використовує результати обробки й візуалізації томографічних зрізів цих шляхів, встановлено, що зазвичай для оцінки достатності функції верхніх дихальних шляхів достатньо від 7 до 10 ітерацій цієї процедури.

6.3 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 вважають 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 ін. 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 у галузі комп'ютерного планування хірургічних втручань визначними є здобутки компаній IRCAD (Франція), Siemens (Німеччина), Renishaw (Великобританія), MevisInformaticaMedicaLtd (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 під час проведення 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 зазначених 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, яке 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 згідно з їх фізіологічною значущістю присвоюються індекси інвазивності, які наведені у табл.6.1.

Таблиця 6. 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. 6.14, а), яка ґрунтується на отриманих шляхом гістограмного аналізу

граничних рівнях інтенсивності (рис. 6.14, б– значення $T(1)$ - $T(4)$). Результатом цієї операції є відповідне попередньо-сегментоване зображення томографічного зрізу (рис. 6.14, в).

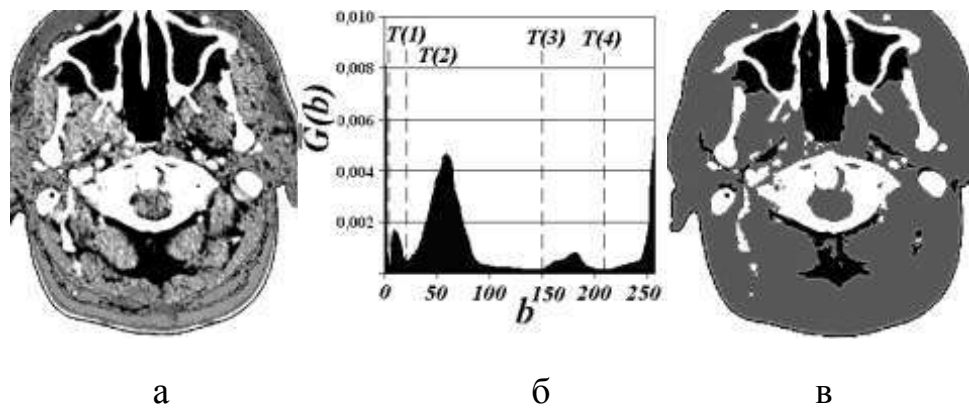


Рис.6.14. Попередня сегментація томографічного зрізу:

а – томографічний зріз; б – усереднена гістограма томографічного зрізу;
в – попередньо сегментований томографічний зріз

На рис.6.15 наведено приклад побудови індивідуалізованої маркованої карти зон ризику відповідно до попередньо сегментованого зрізу КТ-ангіографії та цифрового стереотаксичного атласу головного мозку Талайраха.

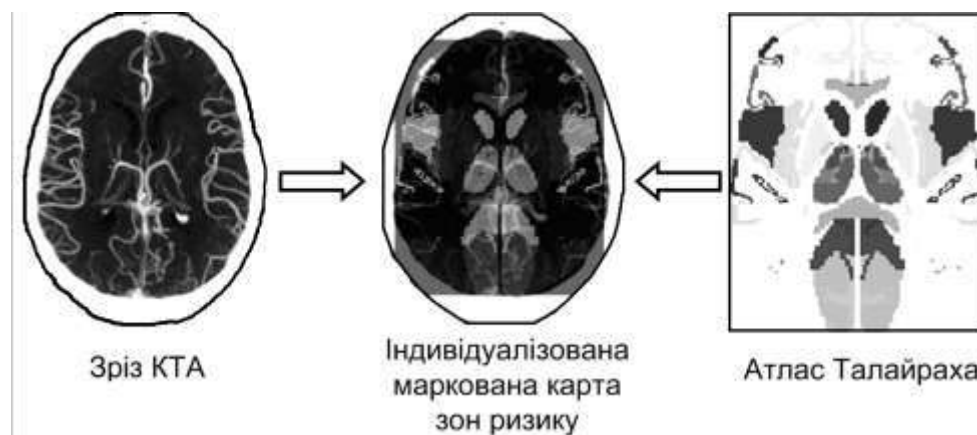


Рис.6.15. Побудова індивідуалізованої маркованої карти зон ризику

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. 6.16).

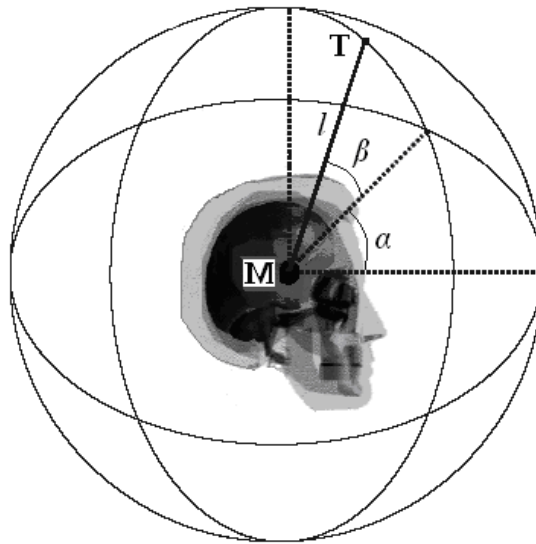


Рис.6.16. Схема розрахунку траєкторії хірургічного доступу

Координати $x(n)$, $y(n)$, $z(n)$ кожного елемента траєкторії хірургічного доступу описуються таким 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 відповідно 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. 6.17, а наведено схематичне зображення за розрахунком величини інвазивності хірургічних доступів. Як видно з прикладу, значення функції інвазивності хірургічного доступу (T_1 - T_{16}) визначається залежно від величин інвазивностей усіх елементів маркованої карти зон ризику. Значення функції інвазивностей відповідних хірургічних доступів наведено на рис. 6.17, б. З рисунка видно, що операційні доступи, які зачіпають кровоносні судини,

є найбільш небезпечними, доступіякі зачіпають менш травматичні структури, мають меншу величину функції інвазивності.

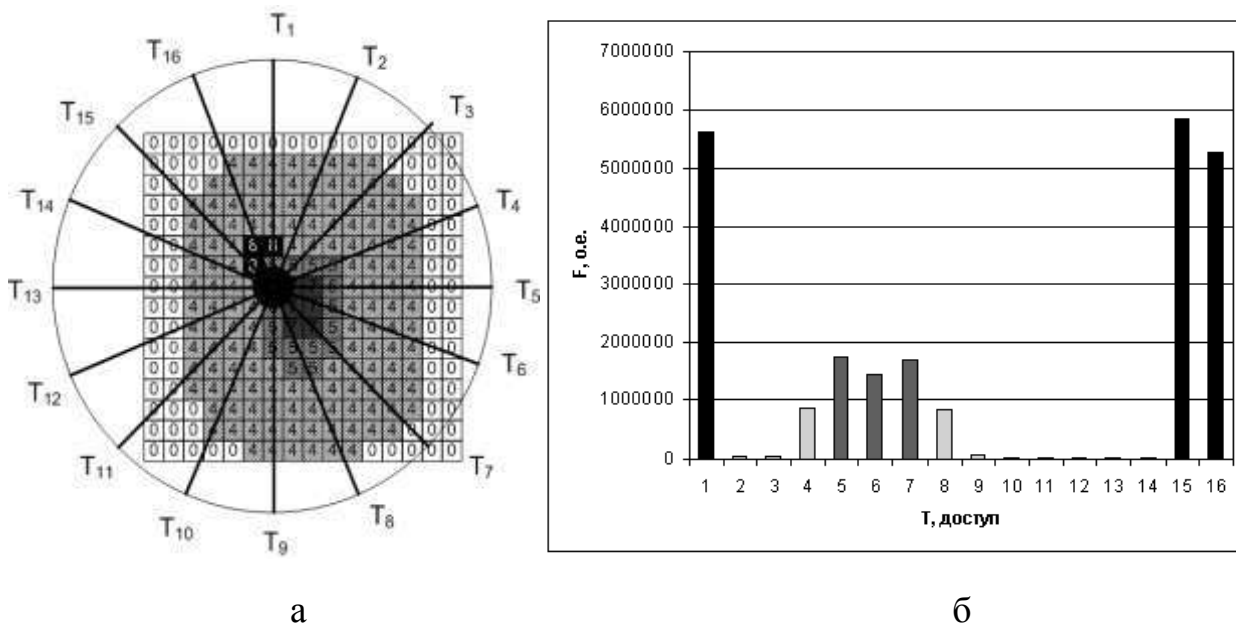


Рис.6.17. Приклад розрахунку функцій інвазивності хірургічних доступів:
 а – схематичне зображення розрахунку функції інвазивності;
 б – діаграма значень функції інвазивності

Візуалізація карти ризиків (див. рис. 6.18) відповідно 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 виконуватися 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. 6.16);

i, j – порядкові номери;

x_A, y_A, z_A – координати точки на півсфері.

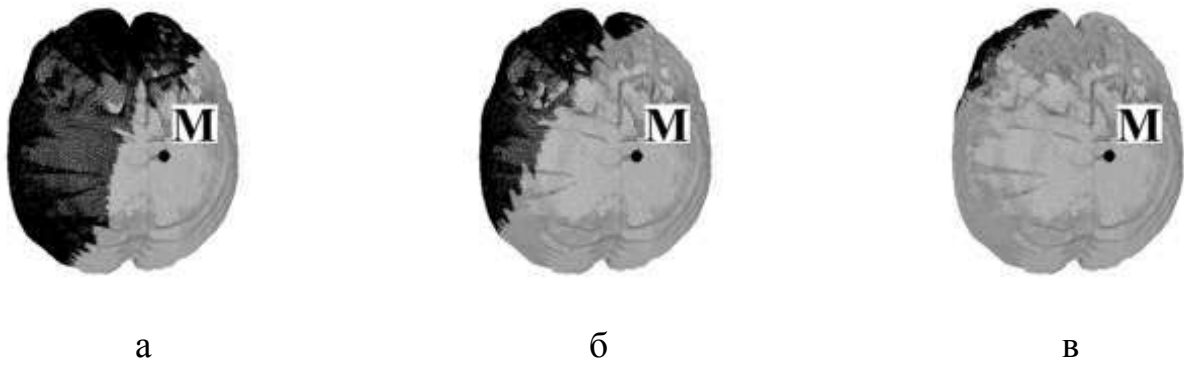


Рис.6.18. Карты ризиків хірургічних доступів при різних значеннях довжини хірургічного інструменту: а – L_1 , б – L_2 , в – L_3 ($L_1 < L_2 < L_3$)

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. 6.18. При цьому, темними півтонами маркувалися координати доступів, з яких неможливо здійснити хірургічне втручання у задану мішень. Як видно з рис. 6.18, а, при довжині L_1 , для доступу в намічену ціль можливо використання лише 50 % доступів з усіх можливих, порівняно з інструментом з довжиною L_3 (рис. 6.18, в), який може використовуватися при 95 % доступів.

Слід зауважити, що довжина хірургічного доступу визначається відповідно до зовнішньої (трепанацийної) та цільової точок (рис. 6.19):

$$l = \sqrt{(x_M - x_T)^2 + (y_M - y_T)^2 + (z_M - z_T)^2},$$

де x_M, y_M, z_M – координати цілі;

x_T, y_T, z_T – координати центру трепанації.

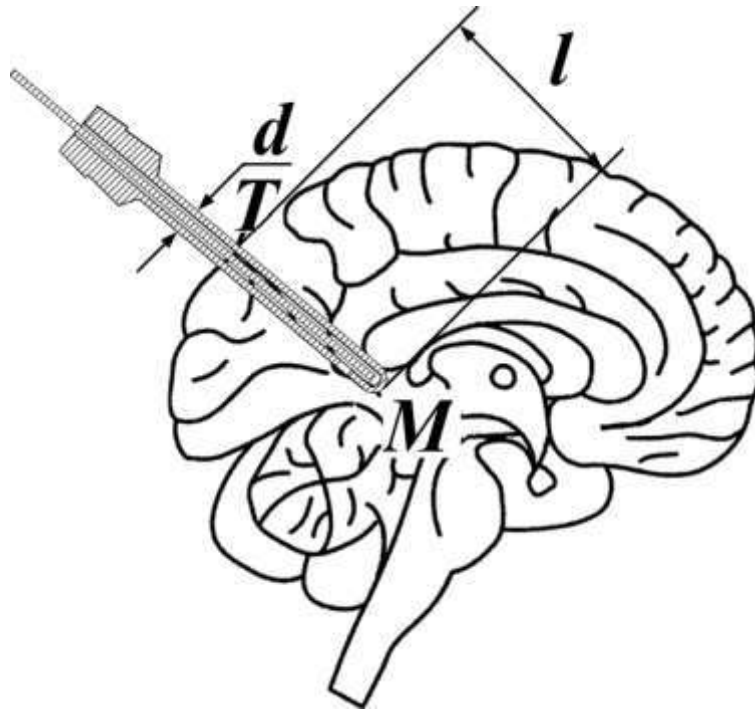


Рис.6.19. Ілюстрація траєкторії стереотаксичного хірургічного доступу

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 обмежувальної сфери.

Запропоновано, що при послідовному КТ-скануванні в аксіальній площині паралельно орбіто-метальній лінії черепа, верхня частина третього шлуночку (V_3) головного мозку на зображеннях томографічних зрізів схематично подається у вигляді овалу, як наведено на рис. 6.20,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. 6.20) методика визначення спайок мозку СА та СР за аксіальними

томографічними зрізами полягає в послідовному скануванні області III шлуночка з кроком 1 мм паралельно орбіто-меатальній площині, вимірюванні довжини V_3 і визначенні зрізу, який містить другий (зверху) локальний мінімум довжини третього шлуночка V_3 (зріз #3 на рис. 6.20, б).

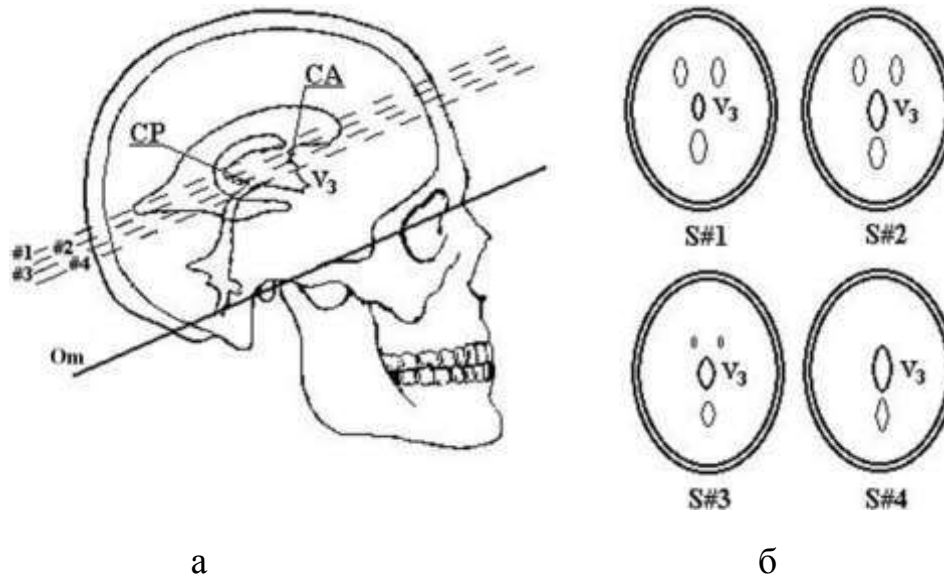


Рис.6.20.Опорні точки внутрішньомозкової системи координат:
 а – третій шлуночок головного мозку у серединній сагітальній площині;
 б – третій шлуночок головного мозку в аксіальних площинах

Згідно з умовами сканування горизонтальний томографічний зріз, що містить вказаний локальний мінімум довжини V_3 , розташовуватиметься у нульовій горизонтальній стереотаксичній площині. При цьому, центр системи внутрішньомозкових стереотаксичних координат розташовується на середині лінії СА-СР. Згідно з описом розроблено метод, що дозволяє у автоматичному режимі визначати координати опорних точок СА та СР.

Після проведення стереотаксичних розрахунків визначення координат розташування хірургічної мішені (області оперативного втручання), заданими відповідно анатомічних атласів, виконується навігаційна прив'язка центра області оперативного втручання до природних горизонтів черепа пацієнта. При цьому уз'ясовано, що згідно з проведенням денситометричним аналізом (рис. 6.21, а) та визначенням коефіцієнта різкості R між точками $I_1(x_1, y_1)$ та $I_2(x_2, y_2)$ маємо:

$$R = \frac{\Delta I}{d} = \frac{|I_2 - I_1|}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}}$$

При виборі навігаційних орієнтирів доцільно використовувати внутрішні границі черепа, які мають приблизно вдвічі більший усереднений показник різкості R , ніж зовнішні границі (рис. 6.21, б).

Структурну схему модифікованого методу комп'ютерного планування стереотаксичних втручань, який включає візуалізацію області оперативного втручання, прив'язку і координат до черепних орієнтирів та вибір траєкторії хірургічного доступу наведено на рис. 6.22.

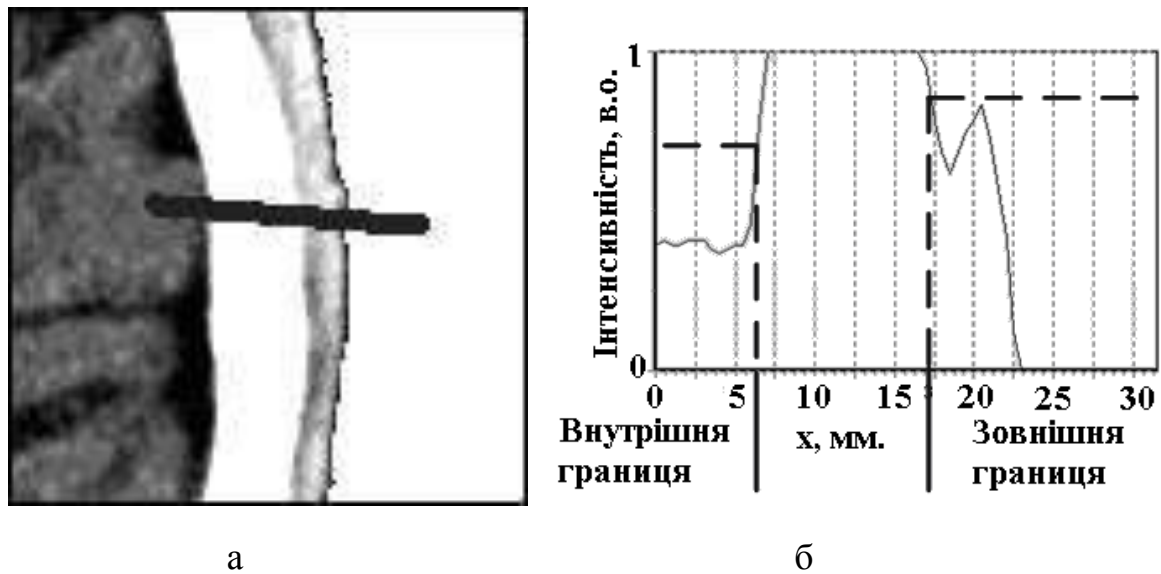


Рис. 6.21. Денситометричний аналіз СКТ-зображення ділянки черепа: а – ділянка томографічного зрізу; б – денситограма відповідної ділянки



Рис. 6.22. Структурна схема модифікованого методу комп'ютерного моделювання стереотаксичних втручань

Приклад прив'язки внутрішньомозкової системи координат до черепних орієнтирів наведено на рис. 6.23.

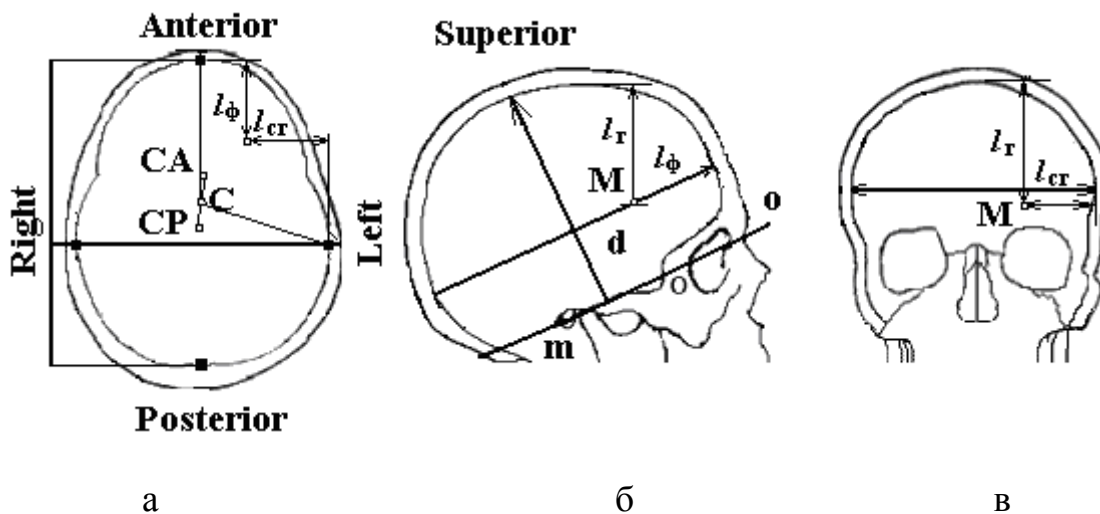


Рис.6.23. Схематичне зображення орієнтирів:

- 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. 6.24, 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. 6.24, 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 пікселя на рівні $3\div 6\text{ пкс/мм}$, виходячи з проведеного дослідження.

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. 6.25, а), розраховані карти ризику, та відповідні

оптимальні траєкторії, за якими обчислено положення трепанаційного отвору (рис. 6.25, б,в).

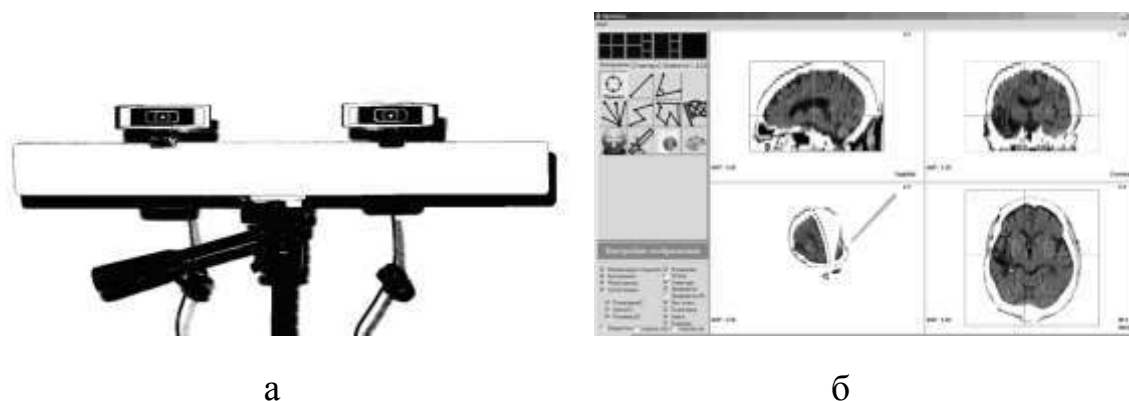


Рис.6.24. Експериментальний зразок розробленого навігаційного засобу: а – зовнішній вигляд; б – робоче вікно програмного забезпечення при реєстрації положення хірургічного інструменту

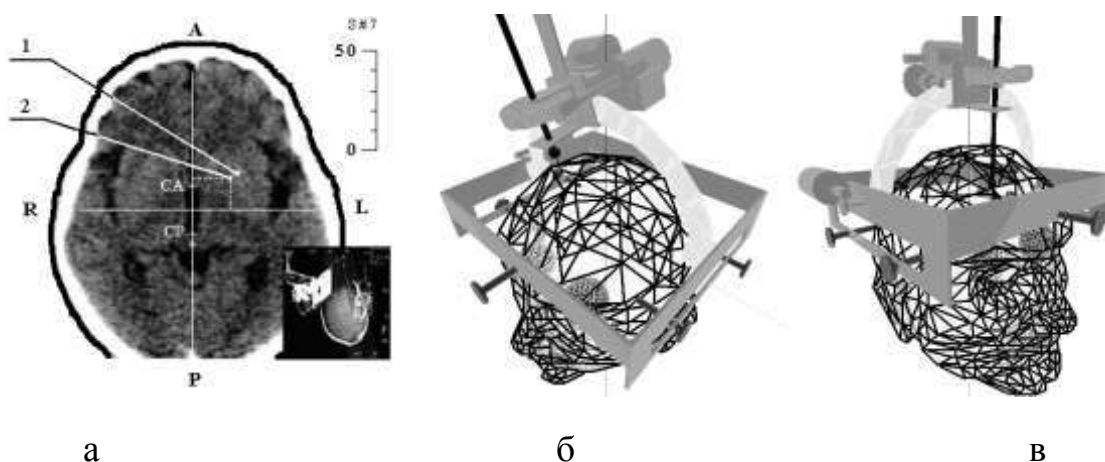


Рис.6.25. Результат траєкторного комп'ютерного планування: а – томографічний зріз з позначеними внутрішньомозковими орієнтирами СА та СР (1 – точка мішені; 2 – дистальний край хірургічного інструменту); б, в – візуалізація проведення нейрохірургічного втручання

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.

Також проведено розрахунок карти хірургічних доступів, причому як координати мішені використовувалися передні ядра таламуса.

Результати моделювання траєкторного планування оперативного втручання на передніх ядрах таламуса свідчать про незначну варіабельність отримуваних карт ризику, при виборі сусідніх структур головного мозку як мішень.

Використання хірургічних доступів з потиличної зони, для зазначеної мішені, є більш небезпечним, тому рекомендованим є здійснення доступів з області постцентральної звивини, нижньої тім'яної долі, відповідно до півкулі головного мозку. Також, отримані результати свідчать, про можливість використання трансназальних доступів.

Використання персоналізованих анатомічних даних досліджень відкидає необхідність використання узагальнених підходів, і дозволяє визначити персоналізовану карту, і, відповідно, оптимальний хірургічний доступ.

Виходячи з особливостей анатомічної будови і специфічності проведення оперативних втручань на мозочку, розроблено програмний засіб для траєкторного планування відповідних нейрохірургічних втручань. При цьому як вхідні дані використовувалися набори гістологічних зображень.

Також визначено основні джерела похибок, які виникають на різних етапах планування хірургічного втручання, а також його проведення.

Керуючись основними джерелами похибок, розраховано загальну абсолютну середньоквадратичну похибку під час проведення нейрохірургічного втручання з використанням запропонованих методів, а саме

$$E_t = \sqrt{\Delta_T^2 + \Delta_V^2 + \Delta_N^2 + \Delta_C^2 + \Delta_I^2},$$

де E_t – загальна абсолютна середньоквадратична похибка;

Δ_T – похибка визначення координат цілі;

Δ_V – похибка визначення внутрішньомозкової системи координат;

Δ_C – похибка визначення черепних орієнтирів;

Δ_N – похибка визначення координат інструменту при навігації;

Δ_I – похибка позиціонування хірургічного інструменту.

Аналіз сучасних методів та програмних засобів разом з аналітичним оглядом науково-технічної та методичної інформації показав, що на сьогодні немає методів комп'ютерного планування, які б включали стандартизовану багаторівневу класифікацію ризиків, а також їх складність та недосконалість, беручи до уваги наявні методи нейронавігації.

Таким

чином, завдання комп'ютерного моделювання нейрохірургічних втручань вирішується на основі розробленої інтелектуальної технології траекторного планування хірургічних операцій.

Встановлено,

щодо забезпечення оптимального за критерієм найменшої інвазивності хірургічного доступу необхідного введення функції інтегральної інвазивності траекторії хірургічного інструменту, яка заснована на використанні індексів інвазивності анатомо-функціональних структур мозку залежно від рівня небезпеки ушкодження.

Використання ступеневої інтегральної функції інвазивності дозволяє ранжувати можливі траекторії хірургічного доступу без ефекту накопичуючого перекивання при загальній кількості індексів інвазивності,

що забезпечує вичерпне картування черепу та структур головного мозку за ступенем ризику операційних ушкоджень. За даними 28 оперативних втручань на структурах таламуса та субталамічної області і уточненням вибору координат положення трепанаційного отвору за запропонованим методом можна в ході використання стереотаксичного апарату зі сферичною системою координат і глибиною хірургічного доступу не більше 100 мм зменшити кути наведення хірургічного інструменту до 10° та діаметр трепанаційного отвору від 25 мм до 17 мм, що також сприяє зниженню загального травматизму втручання.

Встановлено, що визначення опорних орієнтирів СА і СР для побудови внутрішньомозкової системи стереотаксичних координат можливо за томографічними даними, шляхом автоматизованого аналізу контурів третього шлуночка в аксіальній проекції (паралельно орбіто-меатальній лінії) при відстані між перетинами не більш 1 мм, що дозволяє виконувати візуалізацію глибоких структур головного мозку з урахуванням індивідуальної варіабельності пацієнта. Під час автоматизованої обробки та сегментації внутрішньомозкових структур за даними комп'ютерної томографії, доцільно використовувати вікно візуалізації з центром 40 HU та шириною 75 HU.

Під час наведення стереотаксичного інструмента на заключному етапі нейронавігації доцільно використовувати індивідуальну прив'язку координат розташування області оперативного втручання до кісткових орієнтирів черепа, що дозволяє значно спростити процедуру стереотаксичного наведення без використання додаткових опорних міток. При цьому слід використовувати внутрішні границі черепних орієнтирів, що мають у середньому в 2,5 рази різкість внутрішніх контурів, порівняно із зовнішніми.

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:

- під час інтраопераційної 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 мають складати близько 15–25 Гц, для забезпечення роботи в реальному режимі часу. Виходячи з частоти оновлення, інертність роботи усіх складових компонентів системи має складати не більше 0,04 с;

- під час проведення передопераційного планування, томографічне дослідження має проводитися томографічними засобами, що забезпечують сканування області розміром не менше за 300 мм × 300 мм × 300 мм. Розмір пікселя має складати не більше 0,5 мм × 0,5 мм, а відстань між зрізами не більше 1 мм, що забезпечує необхідні вищезазначені показники похибки.

6.4 Формування основних принципів і положень концепції комп'ютерного моделювання ринохірургічних втручань

В результаті проведених досліджень можна сформулювати основні положення концепції комп'ютерного хірургічного планування функціональних оперативних втручань, як систему принципів і підходів для реалізації основної мети – максимального функціонального результату втручання при найменшій травматизації оточуючих тканин [35].

Проектування систем комп'ютерного хірургічного планування ускладнюється тим, що в Україні практично відсутній досвід розробки та експлуатації таких систем. Окремі компоненти хірургічних комплексів, такі як засоби інтраскопічної візуалізації і функціональної діагностики, методи розрахунків координат оперованих структур, навігаційні системи, стереоаксична і ендоскопічна апаратура, а також вузькоспеціалізовані системи планування променевої терапії використовуються досить широко. Однак, як було показано в першому розділі, взаємодія цих компонентів не розглядається з точки зору системного підходу для розробки цілісних систем комп'ютерного хірургічного планування, вхідними та вихідними даними яких мають бути чисельні параметри і критерії відповідно до сучасних стандартів доказової

медицини, що дозволить фахівцеві повною мірою використовувати можливості цих систем.

Спираючись на досвід розробки методів і систем комп'ютерного хірургічного планування в ринології, можна сформулювати базові принципи проектування та функціонування даних систем:

- принцип методологічної доказовості – вхідні і вихідні дані системи мають бути результатом об'єктивних інструментальних обстежень, які володіють високою повторюваністю й інформативністю параметрів, що характеризують досліджувані функції;

- принцип комплексності – тільки взаємодія всіх основних структурних модулів дозволить за алгоритмічною моделлю вирішити задачу оптимізації цільової функції системи і отримання наборів значень результуючих (залежних) змінних за вихідними функціональними даними (факторами рішення) з урахуванням наборів анатомічних і функціональних обмежень (незалежних параметрів планування);

- принцип інтерактивної автоматизації – процеси, які реалізуються в структурних модулях системи, мають бути побудовані на алгоритмах, що забезпечують максимальну ступінь автоматизації формалізованих процедур обробки та аналізу даних з можливістю інтерактивного завдання параметрів і коригування результатів фахівцем на всіх етапах роботи системи;

- принцип гнучкості – система повинна мати можливість забезпечення модифікації алгоритмічної моделі комп'ютерного хірургічного планування залежно від розв'язуваних завдань, вибору діагностичних і прогностичних показників і відповідними можливостями для розробника щодо внесення змін до програмно-алгоритмічної реалізації модулів. При цьому система повинна мати властивості відкритості та модернізованості на рівні розробника, тобто можливості здійснення вдосконалення застосовуваних методів і апаратних засобів при розширенні виконуваних функцій;

- принцип інформаційної узгодженості – забезпечує взаємодію структурних модулів системи на рівні сумісності по форматах даних і протоколів обміну, які не потребують перетворень при передачі інформації і перемиканні між окремими внутрішньосистемними модулями. При цьому взаємодія з зовнішніми системами і комплексами і, в першу чергу, з діагностичним обладнанням і телемедициними сервісами здійснюється з використанням стандартного протоколу обміну медичними даними DICOM;

- з двох попередніх принципів витікає принцип уніфікації модулів і використовуваних методів, наприклад, засобів просторової візуалізації

прикладного програмного інтерфейсу OpenGL, (або Direct3D) для спрощення і зниження матеріально-тимчасових витрат на розробку алгоритмів і програмного коду;

- принцип мультимодальності – об'єднання даних анатомічного картування і функціональної діагностики в рамках одного модельного подання та розгляду їх в єдиному комплексі;

- принцип побудови ідентифікаційної моделі досліджуваного органу, який реалізується на основі додаткових ідентифікаційних масивів і полягає в присвоєнні кожній анатомо-функціональній структурі коефіцієнтів інвазивності;

- принцип конфігураційного анатомо-функціонального моделювання, що реалізується на основі мультимодального представлення інтраскопічних даних і полягає в прогнозуванні функціональних параметрів при зміні просторового розташування анатомічних структур;

- принцип віртуального моделювання оперативного втручання при траєкторному плануванні – відпрацювання хірургічних доступів і прийомів за допомогою імітаційного моделювання на комп'ютерних просторових моделях оперованих структур, інтраскопічної і хірургічної апаратури, навігаційних засобів і об'єктів операційного середовища;

- принцип незалежної верифікації – використання методів, опосередкованопідтверджують ефективність втручання або досягнення оперованих структур з незалежних від основних методів обстеження даними.

Реалізація вищевикладених принципів неможлива без використання взаємодії робочих груп розробників, технічних і медичних фахівців, що дозволяє продукувати методологічні, алгоритмічні та інженерні рішення з максимально можливим урахуванням медичних проблемно-орієнтованих аспектів системи, що розробляється. Система комп'ютерного планування хірургічних втручань є людино-машинною системою з реалізованими на ПЕОМ автоматизованими засобами, спрямованими на підвищення ефективності результату роботи медичних фахівців. Всі діагностичні та лікувальні рішення приймає фахівець, тому основною функцією системи є забезпечення фахівця точними кількісними показниками на основі виконання обчислювально-складних процедур у формалізованих алгоритмах обробки і аналізу діагностичної інформації, комп'ютерного планування і реалістичної візуалізації даних. Спеціаліст у системі вирішує неформалізовані завдання на основі свого досвіду і евристичних здібностей. При цьому основним принципом розробки, експлуатації та вдосконалення систем хірургічного планування є тісна взаємодія розробників (інженерів і програмістів) і споживачів (технічних і

медичних фахівців) з технічними засобами (діагностичною та хірургічною апаратурою, і обчислювальними робочими станціями).

Застосування алгоритмічної моделі (див. рис. 5.18) згідно із вищевикладеними принципами дозволяє забезпечити формування концепції комп'ютерного хірургічного планування функціональних оперативних втручань і може бути теоретичною основою для формування сучасних доказових методів медичного лікувально-діагностичного планування.

Виходячи з цього базовими етапами, якими можна характеризувати сучасні системи комп'ютерного планування функціональних хірургічних втручань, є:

- вибір найбільш інформативних параметрів об'єктивних інструментальних інтраскопічних і функціональних методів обстеження для формування вихідних даних і визначенні формалізованої мети (цільової функції) комп'ютерного хірургічного планування;

- класифікація обчислювальної задачі планування і розробка комп'ютерної об'ємної моделі представлення анатоμο-функціональних даних;

- віртуальне моделювання ходу оперативного втручання з урахуванням особливостей завдань конфігураційного комп'ютерного хірургічного планування для визначення навігаційних і прогностичних характеристик;

- визначення кількісних критеріїв ефективності результатів функціонального хірургічного втручання з використанням даних незалежної верифікації, які в сукупності з перед- і післяопераційними функціональними показниками утворюють медичну доказову базу ефективності застосовуваних методів.

6.5 Розробка медико-технічних вимог і практичних рекомендацій для проектування систем комп'ютерного планування в ринохірургії

Виходячи з досвіду розробки систем комп'ютерного планування для функціональної ринохірургії, а також з огляду на проведення процедур метрологічної сертифікації та клінічної апробації приладу для обстеження функції носового дихання, можна сформулювати медико-технічні вимоги та практичні рекомендації до розробки даних систем, основними з яких є:

- для проведення анатоμο-топографічного картування на сучасному етапі необхідно застосовувати засоби рентгенівської комп'ютерної томографії (СКТ), як ті, що володіють найбільш високими параметрами просторового дозволу і диференціюючи внутрішньочерепні структури за значенням щільності;

- інтерфейсний блок системи має забезпечувати підтримку протоколів взаємодії з медичними базами даних (локальними і віддаленими) телемедичних функцій і роботу зі спеціалізованими медичними (DICOM) і стандартними (BMP, TIFF та ін.) форматами графічних файлів. При створенні архівів і пересилання даних через Internet необхідно вибирати формати файлів, що реалізують методи стиснення графічної інформації без втрат;

- просторова роздільна здатність базової напівтонової воксельної моделі має становити не більше, ніж 0,5 мм, що відповідає розмірам досліджуваних анатомічних структур в 1 мм і обмежується дозволом скануючих систем сучасних томографів;

- базовим режимом СКТ-візуалізації в ході аналізу анатомо-топографічних даних є м'якоткане вікно з параметрами відображення структур у діапазоні 0-300 HU;

- в ринології для функціональної діагностики під час дослідження об'єктивних характеристик носового дихання необхідно застосовувати метод динамічної задньої активної риноманометрії, що дозволяє визначати основні показники носового дихання, такі як об'ємна витрата повітря і відповідний перепад тиску на носовій порожнині, коефіцієнт аеродинамічного носового опору, механічну потужність носового дихання, показники функціонування носового клапана, рухливості м'якого піднебіння і дисипації енергії при терті повітря об стінки носової порожнини з урахуванням індивідуальної анатомо-фізіологічної варіабельності на основі даних інспіраторної спірометрії і методів обробки даних, що враховують тимчасові локальні і глобальні тренди під час проведення вимірювань;

- похибки вимірювань основних функціональних діагностичних показників мають знаходитися в межах 5%;

- для роботи алгоритмів комп'ютерного хірургічного планування необхідна просторова інформаційна модель, що містить інформацію про належність кожного елемента об'єму певним анатомічним структурам із зазначенням їх ступеня інвазивності. Просторова роздільна здатність вихідної ідентифікаційної моделі має відповідати вирішенню вихідної напівтонової воксельної моделі. Інформація в моделі про кожен структуруможе міститися у вигляді координатних або структурованих графічних буферів, причому для зберігання даних доцільно координатне представлення з меншим об'ємом інформації, яка при візуалізації перетворюється в структуроване;

- кількість ключових точок, що визначає просторову роздільну здатність варпінгової моделі при конфігураційному плануванні, вибирається виходячи з

розмірів, структур, що деформуються, і має становити не менше двох ключових точок на об'єкт, що модифікується;

- цито-гістологічну верифікацію результатів оперативного втручання необхідно виконувати у встановлені медичними протоколами періоди. При цьому для аналізу клітинних співвідношень в слизовій оболонці порожнини носа за допомогою світлової мікроскопії необхідно застосовувати 1000-кратне збільшення. Ефективність алгоритмів автоматизованої обробки мікроскопічних зображень, як і роботи фахівця-оператора, істотно залежить від якості підготовки мікропрепаратів, оскільки артефакти від фарбування і неоднорідність фону істотно знижують кількість аналізованих мікрооб'єктів і призводять до появи помилкових структур. Результатом процедури автоматизованого аналізу мікропрепаратів є масиви даних з геометричними характеристиками виявлених мікрооб'єктів, які в подальшому обробляються за допомогою програмних утиліт статистичного аналізу. Необхідно також враховувати те, що межа просторового дозволу системи цифрової мікроскопії задається виключно оптичною системою об'єктива, тому необхідно погоджувати геометричні розміри елементів світлочутливих матриць цифрових відеокамер для використання з найбільш широко поширеними в оптичній мікроскопії об'єктивами. Основним етапом попередньої обробки зображень мікропрепаратів є компенсація неоднорідності освітлення, яке викликане як похибками настройки механізму підсвічування, так і підготовки мікропрепарату. Неоднорідність освітлення не дозволяє реалізовувати метод порогової обробки при сегментації зображень і може бути скомпенсованим вирахуванням вихідного і усередненого зображень, або за допомогою методу динамічного порогу, що виконує сегментацію в окремих областях зображення;

- під час розробки віртуальних моделей хірургічного обладнання необхідно враховувати його механічні характеристики і фізичні параметри анатомічних структур, що дозволяє проводити адекватне імітаційне моделювання процесу проведення операції. Необхідно також розробляти засоби для вивчення принципів роботи реальних реконструктивних інтраскопічних систем, які за рахунок імітаційного моделювання скануючих блоків томографів та реалізації алгоритмів реконструкції та візуалізації зображень (отримання практичних навичок при наочному вирішенні обчислювальних задач), дозволяють істотно підвищити якість підготовки інженерів-розробників обладнання для медичної візуалізації, а також фахівців з променевої діагностики, що виконують аналіз інтраскопічних зображень;

- система, що розробляється, є складовою частиною сучасних автоматизованих хірургічних комплексів як найбільш складного і високотехнологічного медичного обладнання сьогодні. Тому для роботи із системою і її обслуговування потрібно висококваліфікований персонал, одним із основних етапів підготовки якого є тренінг на фантомах і віртуальних моделях інтраскопічних і хірургічних систем, для чого необхідно передбачити створення банку даних комп'ютерних фантомів і віртуального інтраскопічного і хірургічного обладнання;

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

- при апаратній реалізації системи необхідно вибирати сертифіковане в Україні обладнання, в іншому випадку сертифікація та клінічна апробація системи будуть вкрай ускладнені.

Також необхідно оцінити основні просторові і тимчасові чинники, які накладають обмеження на функціонування системи:

- просторові обмеження мають базуватися на можливостях забезпечення відпрацювання хірургічною апаратурою та контролю методами інтраопераційної візуалізації сформованих у системі планування навігаційних параметрів. При цьому треба враховувати, що в автоматизованих хірургічних комплексах основна похибка впливу визначається здатністю інтраскопічної системи і методу візуалізації області оперативного втручання, а застосування навігаційних систем вносить додаткову похибку, пов'язану з реєстрацією об'єктів операційного середовища. При розгляді засобів інтраопераційної візуалізації необхідно враховувати високе променеве навантаження методів динамічної рентгенографії і орієнтуватися на менш інвазивні методи;

- тимчасові обмеження: до системи комп'ютерного планування в ринології не висуваються жорсткі обмеження для роботи в реальному масштабі часу, тому вимоги до тимчасових факторів носять досить умовний характер і визначаються часом формування просторової ідентифікаційної моделі операційної області, яке залежно від ступеня автоматизації даного етапу може займати від декількох годин до декількох робочих днів (при незадовільній автоматичній сегментації та інтерактивній розмітці), а також швидкістю відображення (не менше 15 кадрів за секунду) віртуальної об'ємної моделі операційної області із загальною кількістю вокселів більш 67 мільйонів (з огляду на велику геометричну складність сцени необхідно розробляти

ефективні методи графічного виведення, сортування граней по глибині, адаптивного зменшення дозволу моделі).

Удосконалення системи полягає в знаходженні можливостей подальшої формалізації методів моделювання медичних впливів, розробки математичних моделей і методики прогнозування та оцінки впливу ступеня корекції анатомічних і функціональних структур на фізіологічні показники.

Таким чином, розроблена структурна схема системи комп'ютерного планування та моделювання ринохірургічних втручань включає в себе модулі, функціонально об'єднані в підсистеми обробки та аналізу даних функціональних і інтраскопічних діагностичних обстежень, побудови моделей і реалізації методу конфігураційного комп'ютерного планування, візуалізації і віртуального моделювання оперативного втручання, прогнозування, а також аналізу і верифікації показників ефективності реалізованих методів, що дозволяє здійснити практичну реалізацію системи комп'ютерного планування хірургічних втручань в ринології.

На основі запропонованих принципів і алгоритмічної моделі сформована концепція створення інтелектуальних технологій комп'ютерного моделювання ринохірургічних втручань, що включає в себе розроблені основні принципи, методи та їхні часові та просторові обмеження, і яка може бути теоретичною основою для формування сучасних доказових методів медичного лікувально-діагностичного планування.

Сформовано основні медико-технічні вимоги та практичні рекомендації для проектування систем комп'ютерного планування та моделювання хірургічних втручань, основними з яких є вимоги до просторової роздільної здатності ($0,5 \times 0,5 \times 1$ мм), похибки (не більше 5%) і достовірності (ймовірність помилки прийняття діагностичного рішення не більше 0,1) вихідних інтраскопічних і функціональних даних, методам реалізації процедур комп'ютерного планування, а також зазначені основні просторові і тимчасові обмеження з урахуванням можливостей реалізації діагностичних і лікувальних процедур.

ВИСНОВКИ

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

Розроблено теоретичні основи інтелектуальних технологій побудови та організації систем комп'ютерного моделювання 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.

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. 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 запропонованої технології є створення бази знань, яка містить інформацію про характер зміни аеродинамічного носового опору при типових ринохірургічних втручаннях.

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 проектування даних систем, що також дозволяє вдосконалити концепцію застосування об'єктивних доказових лікувально-діагностичних методів у ринології.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. 7-я Рамочная программа Европейского союза: возможности и правила участия / Составители: В.Н. Беляков, Е.А. Бубнова, А.В. Гушко.– Днепропетровск: Приднепровский научный центр НАН Украины и МОН Украины. – 2010. – 73 с.
2. Мінцер О. П. Розвиток медичної техніки: проблеми та логіка / О. П. Мінцер // Медична техніка.– № 2(3).– 2008.– С. 42–43.
3. Кукуня Л. Д. Трехмерная визуализация в компьютерной томографии. Взгляд в будущее/ Л. Д. Кукуня // Український медичний часопис. – 2000. – № 3(17). – С. 84–6.
4. Привалова Е. С. Возможности компьютерной томографии в нейрохирургической практике / Е. С. Привалова // Український медичний часопис.– 2000.– № 4 (18). – С. 81–89.
5. Туркин А. М. Использование трехмерной реконструкции в нейрорентгенологии / А. М. Туркин, Т. В. Белова // Вопросы нейрохирургии им. Н. Н. Бурденко.– 2000. – № 3. – С. 23–26.
6. Портной Л. М. Роль компьютерной томографии в повседневной практике муниципального здравоохранения / Л. М. Портной, В. Ю. Семенов, А. Г. Крушинский // Вестник рентгенологии и радиологии.– 2004.– №3.– С 4–15.
7. Розуменко В. Д. Применение мультимодальной нейронавигации в хирургии опухолей головного мозга / В. Д. Розуменко, А. В. Розуменко// Український нейрохірургічний журнал.– 2010.– №4.– С. 51–57.
8. Новые возможности спиральной компьютерной томографии – виртуальная хирургия / В. Д. Федоров, Г. Г. Кармазановский, В. В. Цвиркун и др. // Медицинская визуализация.– 2000.– №2.– С. 15–18.
9. Matula C. Intra operative CT and image-guided surgery: an introduction / C. Matula // Medicamundi.– 1998.– Vol. 42.– № 1.– P. 2–5.
10. Long D. M. The operating room of the future / D. M. Long // Neurol. Res. – 1999. – Vol. 21. – № 1. – P. 25–27.
11. 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.
12. 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.

13. Аврунин О. Г. К определению аэродинамических характеристик верхних дыхательных путей / О.Г. Аврунин // Технічна електродинаміка. тем. випуск «Силова електроніка та енергоефективність». – 2010. – Ч. 2. – С. 279–284.
14. Щапов П. Ф. Получение информационной избыточности в системах измерительного контроля и диагностики измерительных объектов / П. Ф. Щапов, О. Г. Аврунин // Український метрологічний журнал. – № 1. – 2011. – С. 47–50.
15. Аврунин О. Г. Сравнение дискриминантных характеристик риноманометрических методов диагностики / О.Г. Аврунин, В.В. Семенец, П.Ф. Щапов // Радіотехніка. – 2011. – 164. – С. 102–107.
16. 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.
17. 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.
18. Безшапочний С. Б. Сучасні аспекти риносинуситів/ С. Б. Безшапочний, В. В. Лобурець // Клінічна імунологія. Алергологія. Інфектологія. – 2007. – № 6. – С. 43–48.
19. Рентгенодиагностика заболеваний и повреждений черепа / Г. Ю. Коваль, Г. С. Даниленко, В. И. Нестеровская и др. – К. : Здоровье, 1984. – 375 с.
20. Дуплянский А. Л. Компьютер и цифровые технологии в отделении лучевой диагностики: справочное пособие [Электронный ресурс] / А. Л. Дуплянский.–Пенза: ГИУВ 2004.– Режим доступа: <http://xray.nm.ru/book/cifra/cifra.html>. – Загл. с экрана.
21. Комплекс рентгеновский диагностический с цифровой обработкой изображения РДК-ВСМ [Электронный ресурс] / Киевское производственное объединение «Медаппаратура».– Режим доступа: <http://www.intermed.kiev.ua/production>. – Загл. с экрана.
22. Балтин М. М. Орбито-синуальная область в рентгеновском изображении(техника и методика рентгенологического исследования глазниц и придаточных полостей носа) [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.medvman.ru/nos>. – Загл. с экрана.

23. Календер В. А. Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования / В. А. Календер. – М. : Техно-сфера, 2006. – 344 с.

24. Станкевич Н. Я. Лучевая диагностика повреждений и заболеваний околоносовых пазух / Н. Я. Станкевич // Новости лучевой диагностики. – 1998. – № 4. – С. 8–9.

25. Беляев Г. Ю. Компьютерная томография в диагностике воспалений придаточных пазух носа [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.zhuravlev.info>. – Загл. с экрана.

26. Китаев В. В. Новые горизонты компьютерной томографии: спиральная КТ / В. В. Китаев // Мед. Визуализация. – 1996. – №1. – С. 11–16.

27. Multislice CT: technical principles and clinical applications . / S. Meduri, T. De Petri, A. Modesto, C. Moretti // Radiol Med. – 2002. – №103(3). – P. 143–157.

28. Можливості комп'ютерної томографії при діагностиці захворювань верхньощелепних пазух / І. В. Бачинський, В. М. Рижик, М. О. Гайналь, П. Ф. Дурій // ЖВНГХ. – 1999. – № 3. – С. 54–56.

29. Щурук Г. З. Можливості використання комп'ютерної томографії з об'ємною реконструкцією в діагностиці захворювань порожнини носа, навколоносових пазух і лицьового черепа / Г.З. Щурук // ЖВНГХ. – 2001. – №2. – С. 64–69.

30. Бабкина Т. М. Компьютерная рентгеновская томография в диагностике злокачественных опухолей околоносовых пазух с интраорбитальным распространением / Т. М. Бабкина // ЖВНГХ. – 1998. – №5(додаток). – С. 3–4.

31. Бабкина Т. М. Первый опыт применения спиральной компьютерной рентгеновской томографии в оториноларингологии / Т. М. Бабкина, В. А. Рогожин, Л. Д. Розенфельд // ЖВНГХ. – 1998. – №5. (додаток). – С. 58–61.

32. Бачинський І. В. Інформативність даних клініки і комп'ютерної томографії у визначенні локалізації та об'єму хірургічних втручань при патології навколоносових пазух / І. В. Бачинський, В. М. Рижик, М. О. Гайналь // ЖВНГХ. – 2000. – № 2. – С. 118–119.

33. Комплексна оцінка змін в носовій порожнині при пара назальних синуситах / І. В. Бачинський, П. Ф. Дудій, П. Ф. Попович та інш. // Ринологія. – 2004. – № 3. – С. 22–26.

34. Безшапочний С. Б. Комп'ютерна томографія в ендоскопічній ендоназальній функціональній хірургії / С. Б. Безшапочний, В. В. Лобурець, Д. В. Мішарев // ЖВНГХ. – 2001. – № 3. – С. 13–14.

35. Бессонов О. В. Компьютерно-томографическая семиотика и усовершенствованная классификация синуситов / О. В. Бессонов, А. Ю. Васильев // Медицинская визуализация. – 1996. – № 2. – С. 14–22.
36. Накатис Я. А. Клинические аспекты компьютерной томографии в диагностике заболеваний верхних дыхательных путей / Я. А. Накатис, С. В. Кузнецов, Н. Е. Конеченкова // Компьютерная томография в клинике. – М. : Медицина, 1987. – С. 47–48.
37. Писарев Е. Н. Опыт применения рентгено-компьютерной томографии в драг-ностике заболеваний околоносовых пазух / Е. Н. Писарев // Рос. ринология. – 1998. – № 2. – С. 22.
38. Преображенский Н. А. Компьютерная томография в оториноларингологии / Н. А. Преображенский, И. Х. Рабин, В. Е. Добротин // Вестник оториноларингологии. – 1987. – № 3. – С. 3–8.
39. Ertl-Wagner B. Diagnostic evaluation of the craniocervical vascular system with a 16-slice multi-detector row spiral CT. Protocols and first experiences / B. Ertl-Wagner, R. Hoffmann, R. Bruning//Radiologe.– 2002.– Vol. 42.– № 9.– P. 728-732.
40. Intracranial CTangiography obtained from a cerebral CT perfusion examination/ G. Van Andel, H. Venema, C. Majoie et al. //Med. Phys. – 2009. – Vol. 36. – № (4).– P. 1074–1085.
41. Возможности магнитно-резонансной томографии в дифференциальной диагностике заболеваний околоносовых пазух / М. С.Плужников, В. Г.Меркулов, А. А. Зубарева, Л. Л. Яковенко // Труды юбилейной научно-практич. конференции оториноларингологов Ростовской области. – РнД, 1998. – С. 156–160.
42. Руководство по ринологии / Под ред. Г. З. Пискунова. – М. : Литтерра, 2011. – 960 с.
43. Бабияк В. И. Клиническая оториноларингология. Руководство для врачей / В. И. Бабияк, Я. А. Накатис. – СПб. : Гиппократ. – 2005. – 800 с.
44. Гапанович В. Я. Оториноларингологический атлас / В. Я. Гапанович, В. М. Александров.– Минск : Выш. шк., 1989. – 239 с.
45. 128. HallW. Intraoperative magnetic resonance imaging / W. Hall,С. Truwit // ActaNeurochir. Suppl. – 2011. – №109. – P. 119–29.
46. Возможности магнитно-резонансной томографии в дифференциальной диагностике заболеваний околоносовых пазух / М. С.Плужников, В. Г.Меркулов, А. А. Зубарева, Л. Л. Яковенко // Труды юбилейной научно-практич. конференции оториноларингологов Ростовской области. – РнД, 1998. – С. 156–160.

47. Simulation and assessment of cerebrovascular damage in deep brain stimulation using a stereotactic atlas of vasculature and structure derived from multiple 3- and 7-tesla scans / W. Novinski, B. Chua, I. Volkau et al // J. Neurosurg.– 2010. –№ 113 (6). – P. 1234–1241.
48. Макарова Г. В. Использование ультразвукового сканера «Sinuscope-4» для диагностики параназальных синуситов / Г. В. Макарова // Новости оториноларингологии и логопатологии. – 2000. – №1. – С. 51–53.
49. Rhinoseptoplasty, outcomes and perspectives / A. Zhuravlev, M. Kalashnik, O. Avrunin et al. //Folia otorhinolaryngologica. – 2011. – Vol. 17. – №3. – P. 8–12.
50. Щапов П. Ф. Повышение достоверности контроля и диагностики объектов в условиях неопределенности: монография / П. Ф. Щапов, О. Г. Аврунин – Харьков : ХНАДУ, 2011. – 192 с.
51. Аврунин О.Г. Методы и средства функциональной диагностики внешнего дыхания: монография / О. Г. Аврунин, Р. С. Томашевский, Х. И. Фарук – Харьков, ХНАДУ.– 2015. – 208 с.
52. Bachmann W. Obstructed nasal breathing. Basis investigation: history, inspection, rhinomanometry, allergy [Электронный ресурс] / W. Bachmann. – 2001. – 31 с. – Режим доступа: <http://www.atmosmed.de>.– Загл. с экрана.
53. Палажук О. А. Передняя активная риноманометрия в контроле эффективности хирургического лечения хронического гнойного и полипозного синуситов / О. А. Палажук, В. В. Вишняков, Т. А. Сергеева // Вестник отоларингологии. Материалы IV Всероссийской конф. отоларингологов.– 2005.– №5.– С. 240–242.
54. Cole P. Contemporary rhinomanometry / P. Cole, R. Fenton // J Otolaryngol.– 2006. – №35(2). – P. – 83-87.
55. Cole P. Rhinomanometry 1988: practice and trends / P. Cole // Laryngoscope. – 1989. – № 99(3). – P. 311-315.
56. Computer averaged nasal resistance / K. Naito, P. Cole, R. Chaban, D. Humphrey // Rhinology.– 1989. – №27(1). – P. 45–52.
57. A fundamental study of rhinomanometry and its clinical application to objective evaluation / K. Naito, S. Iwata, M. Kondo et al. // Auris Nasus Larynx.– 1989. – №16(2). – P. 99–108.
58. Cole P. Anterior and posterior rhinomanometry / P. Cole, A. Ayiomamitis, M. Ohki et al. // Rhinology.– 1989. – №27(4). – P. 257–62.
59. Naito K. Unilateral and bilateral nasal resistances: a supplement / K. Naito, P. Cole, D. Humphrey // Rhinology.– 1990. – № 28(2). – P. 91–95.

60. Диагностическое значение риноманометрии при персистирующем (круглогодичном) аллергическом рините/ Б. А. Черняк, Е. К. Сергеева, И. И. Воржева И.И. и др. // Российская ринология. – 2002. – № 2. – С. 46–49.

61. Бойко Н. В. Клиническая ценность передней активной риноманометрии / Н. В. Бойко, В. Н. Колесников // Рос. ринология. – 2006. – №3. – С. 3–7.

62. Бойко Н. В. Активная передняя риноманометрия в оценке изменений носовой резистентности / Н. В. Бойко, В. Н. Колесников // Рос. ринология. – 2005. – № 2. – С. 43.

63. Колесников В. Н. Использование передней активной риноманометрии при диагностике патологии носового клапана / В. Н. Колесников // Рос. ринология. – 2005. – № 2. – С. 146.

64. Состояние дыхательной функции носа при свежих травмах по данным передней активной риноманометрии / Ю. Ю. Русецкий, И. О. Чернышенко, М. А. Попов и др. // Вестник оториноларингологии. – М. : «Медиа Сфера». – 2007. – № 5. – С. 29–32.

65. The value of bilateral simultaneous nasal spirometry in the assessment of patients undergoing septoplasty/ G. Fyrmpas, D. Kyrmizakis, V. Vital, J. Constantinidis//Rhinology.– 2011. – №49(3). – P. 297–303.

66. Шиленкова В. В. Носовой цикл здоровых детей / В. В. Шиленкова, В. С. Козлов // Вестник оториноларингологии. – 2008. – №1. – С. 11–16.

67. Кротов А. Ю. Возможности объективной оценки дыхательной функции носа / А. Ю. Кротов // Материалы 8-го съезда отоларингологов Украины. – Киев. – 1995. – С. 56.

68. Пухлик С. М. Медикаментозный ринит, вызванный длительным применением назальных деконгестантов / С. М. Пухлик, А. В. Гапонюк // Журнал ушних, носових і горлових хвороб. – 2000. – № 6. – С.37–39.

69. 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

70. Доказательная нейротравматология / (А. А. Потапов, Л. Б. Лихтерман, В. Л. Зельман и др.); под. ред. А. А. Потапова, Л.Б. Лихтермана. – М.: Внешторгиздат, 2003. – 517с.

71.Кандель Э. И. Функциональная и стереотаксическая нейрохирургия / Э. И. Кандель. – М. : Медицина, 1981. – 368 с.

72. Кононов М. В. Комп'ютерне планування операцій на головному мозку із застосуванням стереотаксичного апарата / М. В. Кононов, О. В. Кононов, М. К. Новоселець // Укр. журн. мед. техніки і технології.– 1999.– № 4.– С. 35–39.
73. 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.
74. Essentials of neurosurgery: a guide to clinical practice / В. Marshall, Н. Ross. – Mc GRAW–HILL. Inc. Health Professions Division, 1995. – 597 p.
75. Аврунин О.Г. Визуализация данных контрастной компьютерной томографии / О.Г. Аврунин, Т.А. Карпенко // Прикладная радиоэлектроника. – 2007. – Т.6. – №1. – С. 56–61.
76. Аврунин О.Г. Принципы построения автоматизированных нейрохирургических комплексов / О.Г. Аврунин, Т.В. Носова // Вестник НТУ «ХПИ». – 2007, № 19. – С. 3–11.
77. 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.
78. Аврунин О. Г. Визуализация верхних дыхательных путей по данным компьютерной томографии/ О.Г. Аврунин // Радиоэлектроника и информатика.– 2007. – № 4. – С. 119–122.
79. Бурых М. П. Воксельное анатомическое моделирование внутренних органов человека / М. П. Бурых, Р. С. Ворошук // Клінічна анатомія та оперативна хірургія. – 2006. – Т.5. – № 4. – С. 11–118.
80. Айвазян А.Р. Компьютерная объемная реконструкция анатомических структур мозга / А. Р. Айвазян, А. Ю. Буданцев, В. В. Смолянинов // Биофизика. – 2003. – Т.48. – №5. – С. 926–930.
81. Опыт проведения стереотаксических расчетов с использованием интраоперационной компьютерной томографии В. И. Сипитий, В. А. Пятикоп, И. А. Кутовой, О. Г. Аврунин // Укр. нейрохірург. журнал. – 2006. – № 3. – С. 58–61.
82. Аврунин О. Г. Возможности автоматического определения координат опорных стереотаксических ориентиров / О. Г. Аврунин // Вісник НТУ «ХПИ». – 2003. – № 19. – С. 3–8.
83. 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.

84. Аврунин О. Г. Опыт разработки программного обеспечения для визуализации томографических данных / О. Г. Аврунин // Вісник НТУ «ХП». – 2006. – № 23. – С. 3 – 8.

85. 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.

86. 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.

87. Preoperative digital three-dimensional planning for rhinoplasty / F. Moscatiello, J. Herrero Jover, M. Gonzales Ballester et al. // Aesthetic. Plast. Surg. – 2010. – № 34 (2). – P. 232 – 238.

88. Stephen S. P. Fundamental Principles in Aesthetic Rhinoplasty / S. P. Stephen //Exp. Otorhinolaryngol.– 2011. – № 4(2). – P. 55 – 66.

89. The effect of cosmetic rhinoplasty on nasal patency / P. Adamson, O. Amith, P. Cole et al. // Laryngoscope.– 1990. – №100(4). – P. 357 – 359

90. Балабанцев А. Г. К вопросу об оперативных доступах к верхнечелюстной пазухе/ А Г. Балабанцев, В. В. Богданов, В. А. Красников// Материалы 8-го съезда отоларингологов Украины. – Киев: – 1995. – С. 27 – 28.

91. Николаев Р. М. Опыт реконструктивно-пластической хирургии лобных пазух биокомпозиционными и металлокерамическими материалами / Р. М. Николаев // ЖВНГХ. – 2004. – № 3. – С. 70 – 71.

92. Особенности эндоназальных доступов к клиновидной пазухе / В. В. Березнюк, Е. Н. Сапронова, Я. Б. Соколенко, А. А. Чернокур // ЖВНГХ. – 2004. – №5. – С. 7.

93. Пискунов Г. З.О физиологической роли перегородки носа / Г. З. Пискунов, С. З. Пискунов // Вестник оториноларингологии.– 2000.– № 6.– С. 57 – 58.

94. Пискунов С. З. Физиологическая и патологическая роль перегородки носа / С. З. Пискунов, Г. З. Пискунов // Рос. ринология. – 2003. – № 4. – С. 6 – 8.

95. Вишняков В. З. Анатомические варианты строения полости носа и околоносовых пазух при компьютерной томографии / В. З. Вишняков // Вестник оториноларингологии. – 2003. – № 2. – С. 14.

96. Александров А. Н. Роль околоносовых пазух в формировании носового сопротивления / А. Н. Александров // Рос. ринология. – 1994. – №2. – С. 50 – 51.

97. Пискунов Г.З. Влияют ли размеры и расположение соустьев на характер патологического процесса в околоносовых пазухах ? / Г. З. Пискунов, С. З. Пискунов // Вестник оториноларингологии. – 2001. – №4. – С. 44 – 45.

98.

Исследование воздухообмена верхнечелюстных и лобных пазух в процессе лечения аденоидов и фронтитов / С. П. Разиньков, В. Ю. Грисько, А. А. Лашина и др. // Российская ринология. – 1998. – № 2. – С. 23.

99. Матвійчук Я. М. Застосування цифрової рентгенодіагностики у хворих з патологією приносових пазух / Я. М. Матвійчук // Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2003. – №3. – С. 202 – 203.

100. Магниторезонансная томография (МРТ) с компьютерной обработкой изображения в дифференциальной диагностике заболеваний околоносовых пазух / М. С. Плужников, Ю. К. Янов, А. Л. Дударев, А. А. Зубарева // Folia Otorinolaringologica et Pathological Respiratoria. – 2002. – № 1. – P. 13 – 16.

101. Кузнецов С. В. КТ диагностика хронического синусита / С. В. Кузнецов, Я. А. Накатис // Материалы 8-го съезда отоларингологов Украины. – Киев. – 1995. – С. 58 – 59.

102. Palomo J. Measuring the airway in 3 dimensions: a reliability and accuracy study / J. Palomo // Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. – 2010. – № 137(4). – P. 501 – 509.

103. Toriumi DM. Assessment of rhinoplasty techniques by overlay of before-and-after 3D images / Toriumi DM, Dixon TK // Facial Plast Surg Clin North Am. – 2011. – №19(4). – P. 711 – 723.

104. Toriumi D.M. The relative importance of septal and nasal valvular surgery in correcting airway obstruction in primary and secondary rhinoplasty / D.M. Toriumi // Plastic Reconstructive Surgery. – 1996 (Jul.). – 98(1). – P. 38 – 54.

105. Ульянов Ю. П. Септопластика под контролем аэродинамики носа / Ю. П. Ульянов // Врач. – 2000. – № 6. – С. 28 – 31.

106. Юнусова А. С. Передняя активная риноманометрия при деформации перегородки носа у детей старшей возрастной группы / А. С. Юнусова, О. И. Попова // Российская ринология. – 2009. – № 2. – С. 118.

107. Садыхов Ф. А. Компьютерная риноманометрия в выборе оптимального метода лечения хронических ринитов / Ф. А. Садыхов //

Материалы итоговой конференции военно-научного общества слушателей и ординаторов I факультета. – СПб. : ВМедА. – 2006. – С. 170.

108. Говорун М. И. Компьютерная риноманометрия как инструмент системы качества медицинской помощи в ринологии / М. И. Говорун, Ф. А. Садыхов // Журнал вушных, носовых і горловых хвороб. – 2006. – № 3с. – С. 198 – 199.

109. Говорун М. И. Основные принципы оценки качества хирургического вмешательства в полости носа / М. И. Говорун, К. В. Герасимов, Ф. А. Садыхов // Журнал вушных, носовых і горловых хвороб. – 2006. – № 5. – С. 97.

110. Говорун М. И. Показатели компьютерной риноманометрии как основа определения объема оперативного лечения патологии полости носа / М. И. Говорун, Ф. А. Садыхов // Актуальные проблемы современной оториноларингологии: Материалы Всеармейской научно-практической конференции посвященной 130-летию со дня рождения В. И. Воячека. – СПб.: ВМедА – 2006. – С. 88 – 89.

111. Державина Л. Л. Оценка функциональных результатов микроэндоскопических эндоназальных операций методами акустической ринометрии и риноманометрии / Л. Л. Державина, А. А. Шиленков // Рос. ринология. – 1998. – №2. – С. 66.

112. Grymer L.F. Reduction rhinoplasty and nasal patency: change in the cross-sectional area of the nose evaluated by acoustic rhinometry / L.F. Grymer // Laryngoscope. – 1995. – № 105. – P. 429 – 431.

113. Acoustic rhinometry: Evaluation of nasal cavity geometry by acoustic reflection/O.Hilberg, A.C. Jackson, D.L.Swift, O.F. Pedersen // J. Appl. Physiol. – 1989. –Vol. 66. – P. 295 – 303.

114. Функциональная анатомия и хирургия носа и околоносовых пазух / С. З. Пискунов, Г.З. Пискунов, В.В. Харченко, А.А. Должиков // Курск: КГМУ. – 2004. – 115 с.

115. Якимова Т. П., Шевченко Д. Ю., Якимов О. В. Цитологическая диагностика опухолей ЛОР-органов / (Т. П. Якимова, Д. Ю. Шевченко, О. В. Якимов); под ред. Т. П. Якимовой. – Харьков : ИФ «Гриф». – 2003. – 207 с.

116. Серебрякова И. Ю. Диагностика состояния слизистой оболочки нижних носовых раковин при гипертрофии / И. Ю. Серебрякова, А. С. Юнусов // Рос. ринология. – 2003. – №2. – С. 30.

117. Пелищенко Т. Г. Методы оценки состояния слизистой оболочки носа и ее функций у больных с заболеваниями носа и околоносовых пазух до и

после хирургического вмешательства / Т. Г. Пелищенко, Г. З. Пискунов // Рос. ринология. – 2002. – № 4. – С. 31 – 34.

118. Топоров Г. Н. Клінічна анатомія. Обличчя / Г. Н. Топоров. – Харків: Факт, 2003. – 233 с.

119. Протасевич Г. С. Вплив деформації перегородки носа на стан ЛОР-органів / Г. С. Протасевич А. В. Хабаров, Ю. М. Андрейчин // Журн. вушних, носових і горлових хвороб. – 1996. – №1. – С. 80 – 87.

120. Красножен В. Н. Клиническое изучение времени транспортной функции мерцательного эпителия в полости носа / В. Н. Красножен // Рос. ринология. – 2003. – №2. – С. 18.

121. Морфологическое обоснование показаний к оперативному вмешательству на околоносовых пазухах / В. Р. Гофман, С. А. Повзун, А. С. Киселев, И. В. Ткачук // Российская ринология. – 1998. – № 2. – С.32.

122. Dynamic Analysis of Airflow Features in a 3D Real-Anatomical Geometry of the Human Nasal Cavity / H. Tang, J. Y. Tu, H. F. Li et al. // 15th Australasian Fluid Mechanics conference the University of Sydney, Australia. – 2004. – P. 80 – 83.

123. Airflow Patterns in Both Sides of a Realistic Human Nasal Cavity for Laminar and Turbulent Conditions / J. Wen, K. Inthavong, Z. F. Tian // 16th Australasian Fluid Mechanics Conference Crown Plaza, Gold Coast, Australia. – 2007. – P. 68 – 74.

124. Morphological Variation and Airflow Dynamics in the Human Nose / S. E. Churchill, L. L. Shackelford, J. N. Black, M. T. Black // Am. J. Of Hum. Biol. – 2004. – №16. – P. 625 – 638.

125. Cheng Y. S. Nasal Deposition of Ultrafine Particles in Human Volunteers and Its Relationship to Airway Geometry / Y. S. Cheng, H. C. Yeh, R. A. Guilmette // Aerosol Sci. Tech. – 1996. – №25. – P. 274 – 291.

126. A Numerical Study of Spray Particle Deposition in a Human Nasal Cavity / K. Inthavong, Z. Tian, H. Li et al. // Aerosol Sci. Tech. – 2006. – № 40. – P. 1034 – 1045.

127. Kelly J. T. Detailed Flow Patterns in the Nasal Cavity / J. T. Kelly, A. K. Prasad, A. S. Wexler // J. Appl. Physiol. – 2000. – № 89. – P. 323 – 337.

128. Keyhani K. Numerical Simulation of Airflow in the Human Nasal Cavity / K. Keyhani, P. W. Scherer, M. M. Mozell // J. Biomech. Eng. – № 117. – 1995. – P. 429 – 441.

129. A Numerical Simulation of Intranasal Air Temperature during Inspiration / J. Lindemann, T. Keck, K. Wiesmiller et al. // *Laryng.* – 2004. – № 114. – P. 1037 – 1041.
130. The Air-Conditioning Capacity of the Human Nose / S. Naftali, M. Rosenfeld, M. Wolf, D. Elad // *Annals of Biomed. Eng.* – 2005. – № 33. – P. 545 – 553.
131. Weinhold I. Numerical Simulation of Airflow in the Human Nose / I. Weinhold, G. Mlyynski // *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.* – 2004. – № 261. – P. 452 – 455.
132. Hörschler I. Numerical Simulation of the Flow Field in a Model of the Nasal Cavity / I. Hörschler, M. Meinke, W. Schröder // *Comp. Fluids.* – 2003. – № 32. – P. 39 – 45.
133. Particle image velocimetry measurements for the study of nasal airflow / J. Kim, J. Yoon, T. Nam et al. // *Acta Otolaryngol.* – 2006. – № 126(3). – P. 282 – 287.
134. Nasal air conditioning in patients before and after septoplasty with bilateral turbinoplasty / K. Wiesmiller, T. Keck, G. Rettinger et al. // *Laryngoscope.* – 2006. – № 116(6). – P. 890 – 894.
135. Becker DG. Auricular cartilage in revision rhinoplasty / D. Becker, S. Beccer, A. Saad // *Facial Plast Surg.* – 2003. – № 19(1). – P. 41 – 52.
136. Most S. Anterior septal reconstruction: outcomes after a modified extracorporeal septoplasty technique / S. Most // *Arch. Facial Plast. Surg.* – 2006. – № 8 (3). – P. 202 – 207.
137. Dalston R. The aerodynamic characteristics of speech produced by normal speakers and cleft palate speakers with adequate velopharyngeal function / R. Dalston, D. Warren, L. Smitt // *Cleft Palate J.* – 1990. – № 27(4). – P. 393 – 399.
138. Radiographic and aerodynamic measures of velopharyngeal anatomy and function following Furlow Z-plasty / L. D'Antonio, B. Eichenberg, G. Zimmerman et al. // *Plast Reconstr Surg.* – 2000. – № 106(3). – P. 539 – 549.
139. Impact of resection of the turbinates and the lateral nasal wall on particle deposition / A. Rozsasi, R. Leiacker, G. Rettinger et al. // *Laryngoscope.* – 2004. – № 114(4). – P. 646 – 661.
140. Wexler. D. Aerodynamic effects of inferior turbinate reduction: computational fluid dynamics simulation / D. Wexler, R. Segal, J. Kimbell // *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.* – 2005. – № 131(12). – P. 1102 – 1107.
141. Aerodynamic effects of inferior turbinate surgery on nasal airflow--a computational fluid dynamics model / X. Chen, S. Leong, H. Lee et al. // *Rhinology.* – 2010. – № 48 (4). – P. 394 – 400.

142. Александров В. В. Обработка медико-биологических данных на ЭВМ / В. В. Александров, В. С. Шнейдеров. – Л. : Медицина, 1984. – 160 с.

143. Тимофеев А. В. Анализ, обработка и передача динамических изображений в моделях виртуальной реальности [Электронный ресурс] / А. В. Тимофеев, И. Е. Гуленко, М. В. Литвинов. – Режим доступа: http://www.deria.ru/our_sci.

144. Тимофеев А. В. Разработка человеко-машинного интерфейса на базе виртуальной модели нейрохирургического робота / А. В. Тимофеев, М. В. Литвинов, А. Б. Попов // Труды международной конференции «Адаптивные роботы и общая теория систем». – СПб. – 2004. – С. 16–19.

145. Созинов А.С. Виртуальный больной – взгляд в будущее или игрушка для интеллектуалов ? / А. С. Созинов, С. А. Булатов // Виртуальные технологии в медицине. – 2010. – №1(3). – С. 19 – 24.

146. Федоров А. В. Отработка базовых эндохирургических навыков на виртуальных тренажерах / А. В. Федоров, М. Д. Горшков // Виртуальные технологии в медицине. – 2009. – №2 (2). – С. 16 – 28.

147. The virtual nose: a 3-dimensional virtual reality model of the human nose / A. Vartanian, J. Holcolomb, Z. Aидр. // Arch. FacialPlast. Surg. – 2004. – №6(5). – P. 328 – 333.

148. Калиновский Д. К. Применение современных методов лучевой диагностики в сочетании с компьютерным моделированием и телеконсультированием при планировании операций в челюстно-лицевой хирургии / Д. К. Калиновский, И. Н. Матрос-Таранец, Т. Н. Хахелева // Материалы Евразийского радиологического форума «Радиология XXI века». – Астана. – 2005. – С. 381 – 382.

149. Monterio M. Unilateral blindness as a complication of nasal septoplasty: case report / M. Monterio // Arq. Bras Oftalmol. – 2006. – №69(2). – P. 249 – 250.

150. E-Learning of functioning principles medical intrascopy systems / O. Avrunin, L. Aver'yanova, V. Golovenko, O. Sklyar. // 2-nd International Conference “Modern (e-) Learning”, 2007, Varna, Bulgaria: ITHEA SOFIA. – P.134 – 137.

160. MaciunasRJ. Computer-assisted neurosurgery / RJ. Maciunas // Clin Neurosurg. – 2006. – № 53. – P. 267 – 71.

161. Семенець,
В. Впровадження технологій дистанційного навчання у навчальний процес /
В. Семенець, В. Каук, О. Аврунін // Вища школа. – № 5. – 2009. – С. 40 – 57.

162. Поворознюк А. И. Метод постановки уточняющего диагноза в компьютерных системах медицинской диагностики при иерархической структуре диагностических признаков / А. И. Поворознюк // Збірник наукових праць Харківського університету Повітряних Сил. – Х.: ХУПС. – 2006. – Вип. 3(9). – С. 125 – 130.

163. Поворознюк А. И. Формализация этапов проектирования интеллектуальных компьютерных систем медицинской диагностики / А. И. Поворознюк // Электронное моделирование К. : ИПМЕ. – 2006. – Т. 28.– № 1. – С. 85 – 97.

164. Мегель Ю. Е. Возможности компьютерных технологий при формировании медицинских диагнозов / Ю. Е. Мегель, Т. Н. Мустецов, Н. П. Мустецов // Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития (МРФ-2005): Сб. науч. тр. 2-го межд. форума. – Харьков: ХНУРЭ, 2005. – С. 85 – 88.

165. Миллер А. Ю. Математическая теория диагностики и ее практическое применение/ А. Ю. Миллер // Сборник материалов «1-й ВНСКМУ Медикобио-логические науки: Достижения и перспективы». – Томск. – 2011. – С. 62 – 63.

166. Клінічні алгоритми формування стратегії прогнозування та реабілітаційних заходів при хірургічному лікуванні ангіофіброми основи черепа / Г. Е. Тімен, В. П. Яценко, В. Н. Писанко и др. // Матеріали 2-ї міжнародної конференції «Біомедична інженерія і технологія» : зб. матеріалів. – К. :НТУУ «КПІ». – 2011. – С. 155 – 156.

167. About One Method of Mathematical Modelling of Human Vision Functions // V. Semenets, Yu. Natalukha, O. Taranukha, V. Tokarev // ECONTechMOD. An international quarterly journal. – 2014. – Vol. 3. – No. 3.– P. 51–59.

168. Semenets V.V. Coordinate method for estimation of radial velocity in systems of acoustic sounding of the atmosphere/ V. V. Semenets, V.I., Leonidov// Telecommunications and Radio Engineering (English translation of *Elektrosvyaz and Radiotekhnika*).–2017. – № 76(3). –P. 245 – 251

169. Semenets, V.V. Analysis of electromagnetic environment and modeling of spurious radiation sources/V.V. Semenets, T.E. Stytcenko // Telecommunications and Radio Engineering (English translation of *Elektrosvyaz and Radiotekhnika*). – 2016. –№ 75(15).–P. 1385 – 1396

170. Пилипенко Н. И. Современная лучевая терапия в клинической практике / Н. И. Пилипенко // Международный медицинский журнал.– 2000. – Т.6. – №1.– С. 85 – 89.
171. Функциональная стереотаксия с магнитно-резонансно-томографическим наведением / А.Д.Аничков, А.В. Водянов, С.В. Можаяев и др. // Вопросы нейрохирургии. – 1998. – № 3. – С. 6–10.
172. Сребняк І. А. Місце комп'ютерної томографії вискової кістки при виборі способу хірургічного втручання у хворих на хронічний гнійний середній отит з холестеатомою / І. А. Сребняк // ЖВНГХ. – 2003. – №2. – С. 74.–78.
173. Экономический эффект эндоскопического метода «причинного» лечения синуситов / С. К. Боечко, А. А. Попов, А. Б. Чуков, Д. С. Боечко // ЖВНГХ.– 2004.– №5с. – С. 9–10.
174. Спирометрия. Ее техническое обеспечение. Проблемы и перспективы /Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, Р. С. Томашевский и др. // «Технічна електродинаміка». Тематичний випуск. Проблеми сучасної електротехніки. Част. 3. – Київ : Інститут електродинаміки НАНУ, 2008. – С. 119 – 124.
175. Лопата В. А. Медико-технические требования к флоуспирометрам: стандарты, перспективы и возможности выполнения / В. А. Лопата // Український пульмонологічний журнал. – 2005. – № 3 (додаток). – С. 46 – 49.
176. Старшов А. М. Спирография для профессионалов / А. М. Старшов, И. В. Смирнов.– М. : Познавательнаякнигапресс, 2003. – 77 с.
177. Avrunin, O.G., Sakalo, S.N., Semenetc, V.V. Development of up-to-date laboratory base for microprocessor systems investigation // O.G. Avrunin, , S.N. Sakalo, V.V.Semenetc // International Crimean Conference Microwave and Telecommunication Technology, Conference Proceedings КрbiMuKo. – 2009. – P. 301 – 302.
178. Технология межсоединений электронной аппаратуры: учеб. для вузов /В.В Семенец, Д. Кратц, И.Ш. Невлюдов, В.А .Палагин, Харків: ООО "Компания СМИТ".–2005. –432 с.
- 179.Хоружик С. А. ОсновыКТ-визуализации. Часть 1. Просмотр и количественная оценка изображений / С. А. Хоружик, А. Н. Михайлов // Радиология-практика. – 2011. – № 3. – С. 62 – 75
180. 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.

177. 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.

178. Midfacialreconstructionusingvirtualplanning, rapidprototypemodeling, andstereotacticnavigation /MM. Hanasono, RF. Jacob, L. Bidautetal. // PlastReconstrSurg.– 2010. – №126(6). – P. 2002 – 2006.

179. Сипитый В.И. Особенности применения методик 2D и 3D компьютерной томографии при моделировании имплантатов для краниопластики фронтоорбитальных костных дефектов / В. И. Сипитый, Ю. А. Бабалян, О. Г. Аврунин //Медицина сегодня и завтра. – 2007. – № 4. – С. 60-63.

180. Simulationinplasticsurgerytrainingandeducation: thepathforward /J. Rozen, S. Long, D. McGraft, SGreer // Plast. Reconstr. Surg.– 2009. – № 123 (2). –P. 729 – 738.

181.Creating a virtual surgical atlas of craniofacial procedures: part I. Three-dimensional digital models of craniofacial deformities / R. Flores, N. Deluccia, B. Grayson et al. // Plast Reconstr Surg. – 2010. – № 126(6). – P. 2084 – 2092.

182. Creating a Virtual Surgical Atlas of Craniofacial Procedures: Part II. Surgical Animations / R. Flores, N. Deluccia, A. Olikier, J. Mc Carthy // Plast. Reconstr. Surg.– 2010. – 126(6). – P. 2093 – 2101.

183. Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning/ T. Dreiseidler, J. Neugebauer, L. Ritter et al. // Clin. Oral. Implants Res.– 2009. – №20 (11).– P. 1191 – 1199.

184. Crosse K. Computer-assisted surgical correction of an antebrachial deformity in a dog / K. Crosse, A. Worth // Vet. Comp. Orthop. Traumatol. – 2010. – №23(5). – P. 354 – 61.

185. Мошнегуц С. В. Опыт применения стандартных средств обработки растровой графики на платформе Windows для задач сегментации данных низкопольной магнитно-резонансной томографии / С. В. Мошнегуц, Л. С. Барбараш // Медицинская визуализация. – 2005. – № 6. – С. 128 – 131.

186. Бобровник Ю. Компьютерная томография: современные программы постпроцессинга и их возможности / Бобровник Ю. // Променева діагностика, променева терапія. – 2002. – № 3. – С. 74 – 78.

187. Линник Н. И. Применение многосрезовой компьютерной томографии во фтизиопульмонологии и ее программное обеспечение /

Н. И. Линник, Г. Л. Гуменюк, Н. Н. Мусиенко // Астма та алергія. – 2011. – № 2. – С. 79 – 84.

188. Кисельова О. Г. Системи тривимірної візуалізації медичних зображень /О. Г. Кисельова, Е. А. Настенко, О. О. Швець // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. – 2011. – № 2/10(50). – С. 16 – 40.

189. Соснов Д. Е. Конвертирование изображений из медицинского формата dicom в стандартный формат растровых изображений без искажений / Д.Е. Соснов // Сб. материалов I-й Всероссийской научной студенческой конференции Медико-биологические науки: достижения и перспективы. – Томск. – 2011. – С. 101 – 104.

190. Понс Д. Компьютерное зрение. Современный подход / Д. Понс, Ж. Форсайт. – М. : Вильямс, 2004. – 928 с.

191. Претт У. Цифровая обработка изображений (в двух томах) / У. Претт // Пер. с англ. М. : Мир, 1982. – 790 с.

192. Павлидис Т. Алгоритмы машинной графики и обработки изображений / Павлидис Т. ; пер. с англ. Н. Г. Гуревич; под ред. И. Б. Гуревича. – Москва : Радио и связь, 1986. – 400 с.

193. Методы компьютерной обработки изображений / Под ред. В.А. Соффера. – М. : Физматлит, 2003. – 784 с.

194. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М. : Техносфера, 2006. – 1072 с.

195. Bowyer K. W. EdgedetectorevaluationusingempiricalROCcurves / K.W. Bowyer, S. Kranenburg, S. Dougherty // ComputervisionandImageUnderstanding.– 2001.– Vol. 84.– №. 1. – P. 77 – 103.

196. Палагин А.В. Современные информационные технологии в научных исследованиях // Искусственный интеллект. –1999. –№ 2. – С. 20 – 33.

197. Сергієнко І.В. Інформатика в Україні: становлення, розвиток, проблеми. – Київ: Наукова думка, 1999. – 354 с.

198. Шеннон Р. Имитационное моделирование систем - искусство и наука: Пер. с англ. / Под ред. Е.К. Масловского. – М.: Мир, 1978. – 418 с.

199. Antsaklis P.J., Koutsoukos X., Zaytoon J. On hybrid control of complex systems // A. Survey, Eur. J. Automat. – 1998. - 32. - 9. – P. 1023 – 1045.

200. Balluchi A., Benvenuti L., Domenica de Benedetto M., Pinello C., Luigi A. Automotive engine control and hybrid systems // Challenges and Opportunities, Proc. of IEEE. – 2000. - 88. – 7. – P. 888 – 911.

201. Decarlo R.A., Branicky M.S., Pettersson S., Lennartson B. Perspectives and results on the stability and stabilizability of hybrid systems // Proc. of IEEE. – 2000. - Vol. 88. – 7. – P. 1069 – 1082.
202. Кристофидес Н. Теория графов. Алгоритмический подход. – М.: Мир, 1978. – 432 с.
203. Зыков А.А. Основы теории графов. – М.: Наука. Гл. ред. физ.-мат. лит., 1987. – 384 с.
204. Narendra K.S. Adaptive control of dynamical systems using neural networks // Handbook of Intelligent Control: Neural, Fuzzy and Adaptive Approaches / Ed. by D.A. White, D.A. Sofge. – N.Y.: Van Nostrand Reinhold, 1992. – P. 141-183.
205. Руденко О.Г., Бодянский Е.В. Основы теории искусственных нейронных сетей. – Харьков: Телетех, 2002. – 317 с.
206. Рутковская Д., Пилиньский М., Рутковский Л. Нейронные сети, генетические алгоритмы и нечеткие системы. – М.: Горячая линия – Телеком, 2004. – 452 с.
207. Филатов В.А., Кучеренко В.Е. Гибридные модели в системах поддержки принятия решений // Вестник Херсонского национального технического университета. – Херсон, 2006. – № 1 (24). – С. 183 – 187.
208. Кучеренко В.Є. Моделі аналізу процесів обробки даних в автоматизованих системах // Радиоелектроніка і інформатика. – 2004. – № 3. – С. 103 – 107.
209. Кучеренко В.Є. Моделювання та аналіз даних і знань у складних системах // Искусственный интеллект. Интеллектуальные многопроцессорные системы – 2004. Материалы Международной научной конференции. - Таганрог (РФ): Изд-во ТРТУ, 2004. – Ч. 2. – С. 202 – 204.
210. Применение микропроцессорных средств в системах передачи информации / Б.Я. Советов, О.И. Кутузов, Ю.И. Головин, Ю. В. Аветов. – М.: Высш. шк., 1987. – 256 с.
211. Филатов В.А., Кучеренко В.Е. Процессы принятия решений, основанные на интеграции сетей с управляемой структурой и стохастических сетях, в информационно-управляющих автоматизированных системах // Проблеми підвищення ефективності інфраструктури. – Київ: КУЕТТ, 2006. – Вип. 12. – С.58–65.
212. Филатов В.А., Кучеренко В.Е. О моделях обработки данных на основе иерархии сетей высокого уровня // Радиоелектроніка. Інформатика. Управління. – 2004. – № 1 (11). – С. 95 – 100.

213. Cemanin O., Ebert B., Wilken U.J. Arbeitsschutz mit E-Nets: Wissensmanagement im Inter -, Intra – und Extranet. Konzepte, Instrumente, Praxisbeispiele. – Berlin: Erich Schmidt Verlag GmbH&Co, 2002. – 253 S.
214. Crowley C.P., Noe J.D. Interactive graphical simulation using modified Petri nets // Proceedings of the 3 rd symposium on simulation of Computer Systems. – Boulder, Colorado, 1975. – P. 177 – 184.
215. Wu C.H., Lee S.-J. Knowledge verification with an enhanced high – level Petri – net model // IEEE Expert: Intelligent Systems and Their Applications. – 1997. – 12. – 5. – P. 73 – 80.
216. Никифорова С.В. Введение в сетевые технологии. – М.: Финансы и статистика, 2002. – 224 с.
217. Dugan J.B., Ciardo G. Stochastic Petri net analysis of a replicated file system // IEEE Trans. on Software Engineering. – 1989. – 15. – 4. – P. 394 – 401.
218. Прицкер А. Введение в имитационное моделирование и язык СЛАМ II. – М.: Мир, 1987. – 646 с.
219. Представление и использование знаний / Под ред. Х. Уэно, М. Исидзука. – М.: Мир, 1989. – 220 с.
220. Ашманов С.А. Линейное программирование. – М.: Наука, 1981. – 286с.
221. Зайченко Ю.П. Исследование операций. – К.: Выща школа, 1975. – 312 с.
222. Современная прикладная теория управления: Оптимизационный подход в теории управления / А.А. Красовский, А.А. Колесников, М.Ю. Медведев и др. / Под ред. А.А. Колесникова, – М., Таганрог: Изд.-во ТРТУ, 2000. – Ч.1. – 400 с.
223. Петров Э.Г., Новожилова М.Г., Гребенник И.В., Соколова Н.А. Методы и средства принятия решений в социально – экономических и технических системах / Под общ. ред. Э.Г. Петрова. – Херсон: ОЛДІ–плюс, 2003. – 380 с.
224. Болтянский В.Г. Оптимальное управление дискретными системами. – М.: Наука. Главн. ред. физ. - мат. литературы, 1973. – 448 с.
225. Линейное и нелинейное программирование / Под ред. И.Н. Ляшенко. К.: Вища шк., 1979. – 372 с.
226. Орловский С.А. Проблемы принятия решений при нечеткой исходной информации. – М: Наука, 1981. – 203 с.
227. Бобко В.Д., Золотухин Ю.Н., Нестеров А.А. Основа нечеткого логического контроллера. http://www.idisys.iae.nsk.su/ref_98/folder4/doc12.html.

228. Филатов В.А., Кучеренко В.Е. О методах оптимизации процессов принятия решений в автоматизированных системах управления при алгоритмических ограничениях // Прикладная радиоэлектроника.–2005.– 4.– № 3. – С. 298 – 303.

229. Денситометрия как новый метод оценки эффективности устранения последствий травм параназальных синусов /А.С. Журавльов, М.В. Калашник, М.И. Ященко, О.Г. Аврунин// Матеріали щорічної конференції Українського наукового медичного товариства оториноларингологів.– ЖВНГХ.– 2003.– № 3 – с.– С. 178 – 179

230. Визуализация объема в медицине / А. Поммерт, Б. Пфлессер, М. Риимер и др. // Открытые системы. – 1996. – №5. – С. 56 – 61.

231. Хилл Ф. Программирование компьютерной графики. Для профессионалов / Ф. Хилл: Пер. с англ. СПб.: Питер, 2002.– 1088 с.

232. Методы описания геометрических областей в САПР / С. И. Гоменюк, Д. Н. Морозов, Ю. А. Сысоев, А. А. Липняк // Вісник запорізького національного університету. – 2008. – №1. – С. 36 – 44.

233. Система моделирования движения жидкости и газа. FlowVision. Версия 2.0. Руководство пользователя.– М. : ТЕСИС. – 2001. – 204 с.

234. Chung T. Computational fluid dynamics / T. Chung // Cambridge university press.– 2002. – 1012 p.

235. Лойцянский Л. Г. Механика жидкости и газа / Л. Г. Лойцянский. – М.: Дрофа, 2003. – 840 с.

236. Тымкович М.Ю. Использование DICOM изображений в медицинских системах / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, В.В. Семенец // Силова електроніка та енергоефективність, –2012. – Тем. вип. – С. 178 – 183.

237. Тымкович М.Ю. Оптический метод регистрации пространственного положения хирургического инструмента в компьютерной навигационной системе / М.Ю. Тымкович // Вісник НТУ «ХП» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2012. – № 18 (991). – С. 124 – 130.

238. Тымкович М.Ю. Определение степени инвазивности хирургического доступа при компьютерном планировании оперативных вмешательств / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович, Х.И. Фарук // «Бионика Интеллекта».– 2013. – Т. 81, №2.– С. 101 – 104.

239. Тымкович М.Ю. Разработка навигационной системы для ринохирургии / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович, Х.И. Фарук // Энергосбережение, энергетика, энергоаудит. Специальный выпуск. – 2013. – Т. 2, №8 (114).– С. 116 – 122.

240. Тымкович М.Ю. Методы планирования нейрохирургических доступов / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х.И. Фарук // «Вісник НТУ «ХПІ» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2014. – № 36 (1079). – С. 43 – 49.

241. Тымкович М.Ю. Способ реконструкции интактной поверхности хирургических доступов / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х.И. Фарук // Східно-Європейський Журнал передових технологій. – 2014. – 4/9(70). – С. 37 – 41.

242. 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.

243. 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.

244. Tymkovych M.Y. The Surgical Navigation System with Optical Position Determination Technology and Sources of Errors / O.G. Avrunin, M. Alkhorayef, H.F.I. Saied, M. Y. Tymkovych // Journal of Medical Imaging and Health Informatics, –2015. – Vol.5. – P. 689 – 696.

245. 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.

246. Tymkovych M. Capabilites to vizualize 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.

Наукове видання

**АВРУНІН Олег Григорович,
БЕЗШАПОЧНИЙ Сергій Борисович,
БОДЯНСЬКИЙ Євгеній Володимирович,
СЕМЕНЕЦЬ Валерій Васильович,
ФІЛАТОВ Валентин Олександрович**

ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ ТЕХНОЛОГІЇ МОДЕЛЮВАННЯ ХІРУРГІЧНИХ ВТРУЧАНЬ

Монографія

Рецензенти:

Н.Г. Косуліна, д-р. техн. наук, професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії та теоретичної електротехніки Харківського національного технічного університету сільського господарства ім. П. Василенка;

В.Г. Дуденко, д-р. мед. наук, професор, завідувач кафедри оперативної хірургії та топографічної анатомії Харківського національного медичного університету.

Відповідальний випусковий Т.В. Носова
Редактор Б.П. Косіковська
Комп'ютерна верстка Н.Є. Сіпатова

Підп. до друку 30.01.2018. Формат 60×84 1/16. Спосіб друку – ризографія.
Умов. друк. арк. 13,7. Облік. вид. арк. 11,5 Тираж 300 прим.
Зам. № 2-408 Ціна договірна.

ХНУРЕ. Україна. 61166, Харків, просп. Науки, 14

Віддруковано у редакційно-видавничому відділі ХНУРЕ
61166, Харків, просп. Науки, 14