

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**

**ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ  
УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ**

**О.Г. Аврунін, Є.В. Бодянський, В.В. Семенець,  
В.О. Філатов, Н.О. Шушляпіна**

**«ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ  
ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ  
ПРИ ВИЗНАЧЕННІ ПОРУШЕНЬ  
НОСОВОГО ДИХАННЯ»**

*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.)*

Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання: монографія / О.Г. Аврунін, Є.В. Бодянський, В.В. Семенець, В.О. Філатов, Н.О. Шушляпіна. – Харків: ХНУРЕ, 2018. – 132 с.

ISBN 978-966-659-235-7

Розглядаються інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання. Наводяться основи методів досліджень функції верхніх дихальних шляхів людини. Обґрунтовуються методи обробки та аналізу риноманометричних даних для отримання додаткової діагностичної інформації. Вперше приділено увагу проблемі дослідження аеродинамічних властивостей повітряного потоку в носовій порожнині на мікрорівні. Розглядаються принципи побудови риноманометричної апаратури та усунення систематичних помилок при тестуванні порушень носового дихання.

Рекомендується для науковців, інженерів та медичних працівників – фахівців в області розробки та використання апаратури для функціональних досліджень верхніх дихальних шляхів.

Information technologies of decision-making support in diagnostic of nasal breathing disorders are considered. The basis for the methods of the human upper respiratory tract functions diagnostic are proposed. The methods of processing and analysis of rhinomanometric data for obtaining additional diagnostic information are described. For the first time attention is paid to the problem of aerodynamic properties of air flow in the nasal cavity at the microlevel. The principles of construction of rhinomanometric equipment and elimination of systematic mistakes during testing of nasal breathing disorders are considered.

Recommended for scientists, engineers and doctors - specialists in the field of development and use of equipment for functional diagnostics of human upper airways.

ISBN 978-966-659-235-7

УДК 615.47: 616–072.7

DOI 10.30837 / 978-966-659-235-7

© О.Г. Аврунін, Є.В. Бодянський, В.В. Семенець,  
В.О. Філатов, Н.О. Шушляпіна, 2018

© Харківський національний університет  
радіоелектроніки, 2018

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	5
ВСТУП.....	6
1. АНАЛІЗ ДІАГНОСТИЧНИХ І ХІРУРГІЧНИХ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ, ЯКІ ЗАСТОСОВУЮТЬСЯ У ФУНКЦІОНАЛЬНІЙ РИНОЛОГІЇ .....	8
1.1. Основні фізіологічні показники дихальної системи людини .....	8
1.2. Функціональні особливості верхніх дихальних шляхів .....	9
1.3. Аналіз методів візуалізації та навігації у функціональній ринології	11
1.4. Аналіз методів та засобів функціональної діагностики порушень носового дихання в ринології .....	13
2. РОЗРОБКА МОДЕЛІ ТА МЕТОДУ ВИЗНАЧЕННЯ АЕРОДИНАМІЧНОГО НОСОВОГО ОПОРУ ЗА ДАНИМИ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ.....	23
2.1. Основні положення аеродинаміки носової порожнини .....	23
2.2. Розробка моделі руху повітря у носовій порожнині з урахуванням втрат тиску за довжиною та на місцевих опорах .....	29
2.3. Розробка методу визначення коефіцієнта аеродинамічного носового опору за даними комп'ютерної томографії .....	38
3. МЕТОДИ АДАПТИВНОГО ВИБОРУ ВАРІАНТІВ У СИСТЕМАХ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ.....	45
3.1 Адаптивний вибір варіантів у системах прийняття рішень.....	45
3.2 Моделі автономних сценаріїв на основі теорії поведінки автоматів.....	56
3.3 Класи моделей детермінованих автономних сценаріїв.....	62
4. РОЗРОБКА МЕТОДУ ТА МОДЕЛІ ОЦІНКИ РЕЖИМУ ТЕЧІЇ ПОВІТРЯ У НОСОВІЙ ПОРОЖНИНІ ЗА РИНОМАНОМЕТРИЧНИМИ ДАНИМИ.....	75
4.1. Розробка методу аналізу даних форсованої задньої активної риноманометрії .....	75
4.2. Розробка моделі течії повітря у носовій порожнині за даними форсованої задньої активної риноманометрії .....	81
4.3. Оцінка дискримінантних характеристик розробленого методу аналізу риноманометричних даних .....	83
4.4 Розробка методу визначення шорсткості слизової оболонки	

носової порожнини та аналіз режимів течії повітря за критерієм відносної шорсткості .....	86
4.5 Розробка методу визначення ламірної пристінкової течії повітря в носовій порожнині.....	89
5. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ РОЗРОБЛЕНИХ МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ДЛЯ ТЕСТУВАННЯ НОСОВОГО ДИХАННЯ .....	94
5.1. Аналіз режимів течії повітря та коефіцієнта аеродинамічного носового опору за довжиною носової порожнини.....	94
5.2. Удосконалення конструкції дослідного комп'ютерного риноманометру на основі розробки методики розрахункового визначення тиску у підмасковому просторі .....	99
5.3. Розробка практичних рекомендацій для проектування та експлуатації засобів функціональної діагностики порушень носового дихання.....	106
ВИСНОВКИ.....	110
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	113

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АР	– акустична ринометрія;
ЗАРМ	– задня активна риноманометрія;
КРМ	– комп'ютерна риноманометрія;
КТ	– комп'ютерна томографія;
МРТ	– магнітно-резонансна томографія;
ПАРМ	– передня активна риноманометрія;
ПД	– перетворювач тиску;
ПРХ	– перепадно-видаткова характеристика;
СКТ	– спіральна комп'ютерна томографія;
ТНДА	– тестування носового дихання (варіант А).

## ВСТУП

Прогрес медицини на сучасному етапі розвитку значною мірою заснований на широкому впровадженні передових досягнень наноелектронних та інформаційних технологій. Підвищення ефективності стандартів надання медичної допомоги населенню є найбільш актуальним соціальним завданням у всіх розвинених країнах світу, що підтверджується Рамковою програмою Європейського Союзу з досліджень та інновацій «Горизонт 2020» (Program EU "Horizon 2020 / H2020"), яка активно впроваджується протягом 2014–2020 рр. Одним з пріоритетних напрямків цієї програми є «Соціальні виклики» з тематикою «Охорона здоров'я, демографічні зміни та добробут», яку спрямовано на поліпшення здоров'я і самопочуття європейських громадян протягом усього життя [1–10].

При цьому, використання науково-технічного та виробничого потенціалу для удосконалення і розробки інноваційних методів і засобів медичного призначення, є стратегічно важливим завданням для галузі української біомедичної інженерії та інтелектуальних технологій для формування та підтримки діагностичних рішень.

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

Проте, в усьому світі за статистичними даними одними тільки хронічними риносинуситами страждають близько 10% населення, ринологія є однією з найменш забезпеченої доказовими засобами функціональної діагностики галузей медицини [8–21]. Це відображено в тому, що, незважаючи на можливості сучасної риноманометричної апаратури і відповідних спеціалізованих програмних засобів, які дозволяють визначати аеродинамічні

показники носового дихання з досить високою точністю, не існує чіткої кореляції між суб'єктивними відчуттями пацієнта і характеристиками назального повітряного потоку. Підвищення точності вимірювань і коригування показників умовної вікової норми не дозволяє вирішувати це завдання. Дослідженням в області аеродинаміки верхніх дихальних шляхів присвячені роботи відомих вітчизняних і зарубіжних фахівців – С. Б. Безшапчного, А. С. Журавльова, О.Г. Авруніна, Г. З. Піскунова, А. С. Лопатіна, Ю. П. Ульянова, W. Bachmann, B. Broms, P. Cole, G. Mlynski і т.д. Створено Міжнародний комітет зі стандартизації риноманометричних досліджень (International Committee on Standardization of Rhinomanometry) який функціонує. Але, комплексність проблеми а також різні підходи та методи досліджень істотно ускладнюють інтерпретацію діагностичних даних, що перешкоджає широкому впровадженню апаратури для тестування носового дихання у медичну практику.

Тому, актуальними на сьогодні є підходи, які спрямовано на удосконалення методів функціональної діагностики в ринології за рахунок вивчення впливу внутрішньоносових структур на характеристики назального повітряного потоку, особливо під час форсованого носового дихання, та обґрунтування додаткових діагностичних показників. Також необхідно проведення незалежної верифікації розроблених методів і модернізації діагностичної апаратури на основі аналізу методологічних особливостей тестування носового дихання.

Монографія є сумісною працею всіх авторів. Розділ 2 належить М.О. Шушляпіній ,розділ 3 – В.О. Філатову та Є.В. Бодяньському, розділ 4 – О.Г. Авруніну та В.В. Семенцю, розділи 1 та 5 – написано авторами сумісно.

# 1 АНАЛІЗ ДІАГНОСТИЧНИХ І ХІРУРГІЧНИХ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ, ЯКІ ЗАСТОСОВУЮТЬСЯ У ФУНКЦІОНАЛЬНІЙ РИНОЛОГІЇ

## 1.1 Основні фізіологічні показники дихальної системи людини

Однією з найважливіших функцій організму людини є дихальна або респіраторна, яка забезпечує газообмін між вдихуваним атмосферним повітрям та кров'ю, що циркулює по малому колу кровообігу [21, 33]. Здійснення респіраторної функції відбувається за допомогою дихальної системи, до складу якої крім легень входять ще й верхні та нижні дихальні шляхи, умовний розподіл яких знаходиться на місці перетину травної та дихальної систем у верхньому відділі гортані [33].

Зовнішнє дихання є циклічним процесом з чергуванням фаз вдиху та видиху [11, 33–35]. У стані спокою частота дихання у дорослої людини складає у середньому близько 18 дихальних рухів за хвилину [33].

Фізіологічна витрата [33–35] споживаного людиною повітря знаходиться в межах 8 л/с під час вдиху та 11 л/с під час видиху, а серійно спірометрична апаратура, що випускається, розрахована на максимальну витрату повітря в межах 14...16 л/с, що відповідає 840...960 л/хв [34]. При цьому величини витрати повітря через ніс у нормі приблизно вдвічі нижче аналогічних показників під час ротового дихання [33, 34] та складають 4 л/с і 8 л/с відповідно. Перепад тиску у носовій порожнині, що розвивається м'язами легень людини під час інтенсивного дихання, складає за даними [36–38]  $23,7 \pm 0,6$  кПа і  $14,8 \pm 0,5$  кПа при вдиху та видиху відповідно, і також залежить від положення тіла пацієнта.

Пневматична потужність дихання визначається за формулою [21]:

$$P_{\text{пн}} = p \cdot Q, \quad (1.1)$$

де  $p$  – тиск повітря у вимірюваному каналі (в ротовій або носовій порожнині), кПа,  $Q$  – витрата повітря, л/с.

Таким чином, для визначення максимальної пневматичної потужності, що розвивається людиною під час дихання носом ( $P_{\text{вдих}_{\text{max}}}^H$  – потужність під час вдиху і  $P_{\text{видих}_{\text{max}}}^H$  – потужність під час видиху), на основі вищенаведених даних та згідно з формулою (1.1), отримаємо:



$$P_{\text{видих}_{\max}}^H = p_{\text{видих}_{\max}}^H \cdot Q_{\text{видих}_{\max}}^H = 14,8 \text{ кПа} \cdot 8 \text{ л/с} = 118,4 \text{ Вт},$$

$$P_{\text{вдих}_{\max}}^H = p_{\text{вдих}_{\max}}^H \cdot Q_{\text{вдих}_{\max}}^H = 23,7 \text{ кПа} \cdot 4 \text{ л/с} = 94,8 \text{ Вт}.$$

При цьому очевидно, що пневматична потужність носового дихання на вдиху приблизно на 20% менше потужності на видиху, що пояснюється особливостями анатомічної будови та фізіологією верхніх дихальних шляхів.

## 1.2 Функціональні особливості верхніх дихальних шляхів

Верхні дихальні шляхи складаються з порожнини носа, носоглотки, ротоглотки та ротової порожнини, яка використовується для дихання [39–41]. При цьому часто в ринологічних роботах верхніми дихальними шляхами вважаються порожнини носа та носоглотки.

Носова порожнина становить повітряний канал, що має складний змінний перетин і сполучається спереду через носові отвори – ніздрі з навколишнім середовищем та ззаду – через область хоан з носоглоткою. Стінки носової порожнини утворюються кістковими та хрящовими структурами. Як показано на рис. 1.1, носова порожнина 1 розділяється носовою перегородкою 2 на дві умовно симетричні частини, які називаються носовими лівим і правим носовими каналами або проходами. За даними статистики [39, 40], викривлення і деформації носової перегородки різної природи та ступеня вираженості спостерігаються у більш ніж 90% пацієнтів [39–41]. На бічній (латеральній) стінці кожного носового каналу розташовані виділені протяжні кісткові струкури – носові раковини: верхні 3; середні 4 та нижні 5.

Вважається, що за рахунок збільшення площі поверхні носової порожнини відбувається зігрівання вдихуваного повітря [39, 40]. Під носовими раковинами в кожному носовому каналі знаходяться неізольовані один від одного та умовно виділені верхній, середній, нижній і загальний (центральный) носові ходи. Останній у нормі є найбільшим за площею. Найвужча область порожнини носа розташована біля входу в носовий канал і представляється у вигляді носового клапана. Рухливість структур носового клапана в нормі має обмежувати надходження повітряного потоку під час форсованого дихання за рахунок розрідження всередині носової порожнини [39–41]. Через співустя до носових ходів відкриваються вивідні шляхи навколоносових пазух: верхньощелепних (гайморових) 6; лобових 7; клиновидних (основних) 8 і гратчастого лабіринту 9.

Порожнина носа умовно поділяється на дихальну та нюхову області, де в останній розташовані закінчення нюхового нерва. У слизовій оболонці дихальної області носової порожнини, покритою веснічатим епітелієм, містяться залози, які виробляють секрет, що сприяє зволоженню повітря, а також осіданню та переміщенню пилових частинок. Найважливішою анатомо-функціональною особливістю носової порожнини є венозні сплетіння, розташованими на нижній і частково середній носових раковинах та подібними за функцією з печеристими тілами, що сприяє зігріванню повітря, котрий поступає шляхом регулювання в широкому діапазоні величини поперечного перерізу носової порожнини під час дихання [39, 41].

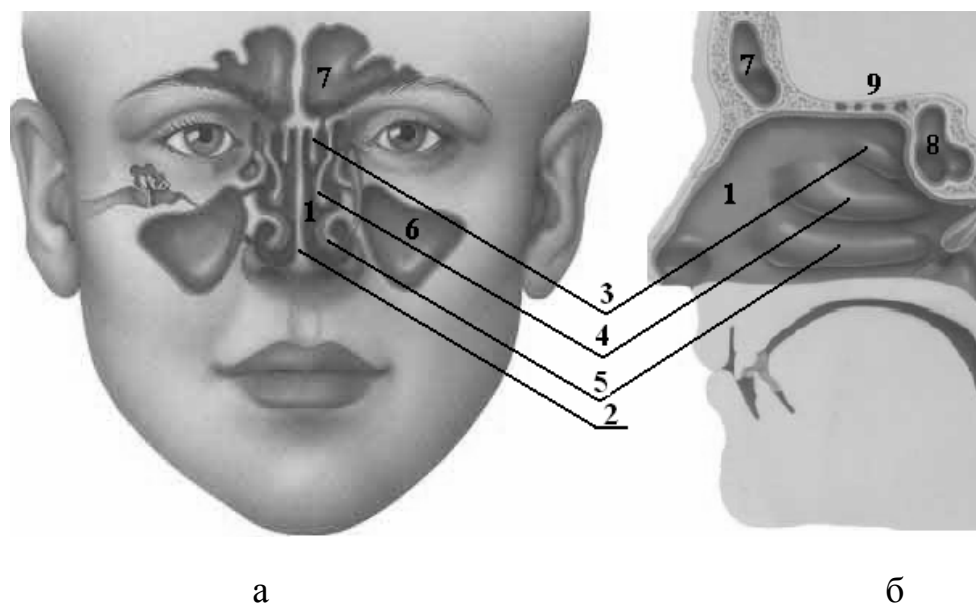


Рис. 1.1. Схема анатомічних структур носової порожнини: а – розріз у фронтальній площині; б – розріз у сагітальній площині [21]

З точки зору фізіології, нормальним зовнішнім диханням є дихання через ніс [33, 39–41], при якому вводиться поняття опору структур носової порожнини повітряному потоку під час дихання – аеродинамічного носового опору. У нормі наявність аеродинамічного (повітряного) носового опору суб'єктивно не відчувається, проте при його підвищенні починає відчуватися брак кисню і відбувається перехід на ротове дихання, яке є нефізіологічним за сучасними уявленнями, і може призводити до гіпоксії головного мозку, через зниження інтенсивності процесу газообміну, що відбувається в слизовій оболонці носової порожнини.

Повітряний потік, який проходить через обидві половини носа є асиметричним, при цьому відмічається циклічна зміна розглянутого вище

аеродинамічного носового опору лівої та правої половини носової порожнини при майже незмінному їхньому загальному значенні. Ця диференціальна циклічна зміна аеродинамічного носового опору (з періодом від декількох годин – до доби) називається носовим циклом, який сприяє відновленню слизової оболонки носової порожнини від мікротравм, які викликаються функціональними перевантаженнями.

Надзвичайно важливим є аерація – повітрообмін між підрядними пазухами та носовою порожниною через сполучні отвори (співустя). Блокування (обструкція) співустій призводить до припинення повітрообміну, порушення мукоцільлярного кліренсу (транспорту слизу) і, як наслідок, до запалення слизової оболонки навколоносових пазух – риносинуситів [39-41].

Тому дослідження порушень аеродинаміки носа дозволяє розкрити та вивчити механізми розвитку функціональних ринологічних захворювань, таких як вазомоторний риніт, викривлення носової перегородки, а також різних форм хронічних риносинуситів і полірозних процесів.

Ринологічні діагностичні системи можуть об'єднуватися в єдиний діагностичний комплекс, який забезпечує реалізацію основних (наприклад, передня і задня риноскопії) та додаткових (рентгенографія, комп'ютерна томографія, риноманометрія, ольфактометрія та ін.) методів дослідження. Останні належать також до інструментальних методів дослідження, які розглядатимуться нижче.

### **1.3 Аналіз методів візуалізації та навігації у функціональній ринології**

Традиційно основним методом для інтраскопічної діагностики та картування структур носової порожнини вважалась рентгенографія, яка заснована на ослабленні рентгенівського випромінювання під час його проходження через різні тканини та фіксації результуючого інтегрального зображення досліджуваних структур на плівці або детекторній матриці [42, 43]. Рентгенографія володіє високою роздільною здатністю – близько 20 пар ліній на 1 мм для плівки [42] і до 4 пар ліній на 1 мм для систем цифрової рентгенографії [43]. Так, шляхом визначення ступеня затемнення рентгенівських зображень в області придаткових пазух і чіткості їх контурів (у фронтальній і сагітальній проєкціях) проводиться рентгенодіагностика захворювань навколоносових пазух [42, 44]. Проте, не дивлячись на високу просторову роздільну здатність, візуалізація слабкоконтрастних об'єктів вкрай ускладнена через накладення тіней від об'єктів, що знаходяться на шляху

проходження рентгенівських променів. Тому рентгенографія дозволяє судити тільки про наявність змін, притаманних певним патологічним станам і цілісності кісткових структур, наприклад, при травмах, що в більшості випадків недостатньо для вичерпної діагностики захворювань носа та навколососових пазух. Аналіз рентгенографічних знімків вкрай важко піддається автоматизації, що пов'язано із проектуванням безлічі анатомічних деталей на кожен елемент формованого зображення [6], а порушення стандартизованих рентгенологічних укладок, сприяє появі артефактів і грубих помилок при інтерпретації результатів діагностики.

Сьогодні широко поширеним і найбільш точним методом анатомічного картування структур носової порожнини є комп'ютерна томографія (КТ) і її сучасна модифікація у вигляді спіральної комп'ютерної томографії СКТ [6, 45–50]. Метод заснований на послідовному скануванні досліджуваної області вузьким пучком рентгенівського випромінювання і формуванні (після обчислювальної реконструкції зареєстрованих даних) пошарових зображень внутрішніх структур з відображенням повітряних порожнин, лікворовмісних просторів, м'яких тканин та кісткових об'єктів. Основною відмінністю методу КТ від стандартної рентгенографії є істотно більш висока контрастність результуючих зображень, пов'язана з розрахунком коефіцієнтів ослаблення, що належать безпосередньо до досліджуваного шару [45]. Сучасні СКТ і конусно-променева КТ дозволяють забезпечити роздільну здатність за координатами в межах одного зрізу до 0,1 мм при відстані між площинами перетинів близько 1 мм [45]. Цінністю методу СКТ у ринології є можливість одночасної візуалізації кісткових структур, повітряних порожнин і співустій придаткових пазух носа, кістозних утворень та поліпозних процесів [39, 40, 46–50].

Також досить поширеним останнім часом методом інтроскопічної візуалізації є магнітно-резонансна томографія МРТ [39, 40, 51, 52]. Аналіз сигналів у методі МРТ заснований на дослідженні чотирьох фізичних показників тканин, таких, як: протонна щільність, час спин-гратчастої релаксації в режимі T1 та спин-спинові релаксації в режимі T2, дифузія або зміщення досліджуваних областей. Зі збільшенням індукції створюваного магнітного поля просторову роздільну здатність діагностичних МРТ зображень підвищується, і для так званих, низькопольних (до 0,1 Тл) томографів становить близько 3 мм [52], а для надвисокопольних (більше 1,5 Тл) установок – близько 1 мм.

Порівняно з КТ, метод МРТ володіє вищою контрастністю м'яких тканин на вихідних зображеннях і дозволяє за рахунок дослідження фізичних властивостей тканин із більшою чутливістю візуалізувати різні патологічні стани, наприклад, чітко відокремити набряк слизової оболонки від новоутворень та кіст придаткових пазух носа, що в онкології є важливим при визначенні точних розмірів пухлини і її розростання в інші області [39–40]. Перевагою методу є відсутність променевого навантаження та отримання довільно-орієнтованих у просторі вихідних томографічних зрізів без побудови мультипланарних реконструкцій [51]. Однак відображення кісткових структур через малу кількість рухомих ядер водню, за допомогою МРТ ускладнено, що обтяжує самостійне використання даного методу при ринохірургічному плануванні, а тільки у комплексі з іншими, наприклад, із СКТ [39, 40].

Ще одним неінвазивним методом діагностики в ринології є метод ультразвукового сканування області носа через кісткові структури черепа. Наприклад, для діагностики риносинуситів застосовуються спеціалізовані ультразвукові сканери, такі як Sinuscope (ATMOS Medical System Gmb, Німеччина). Дослідження придаткових пазух носа проводяться в амплітудному (А) режимі з глибиною сканування до 8 мм [53]. Так, за наявності рідкої субстанції в придаткових пазухах носа ехо-сигнал відбиватиметься не тільки від кісткових стінок, а й від вмісту пазух, що може бути додатковим об'єктивним критерієм для діагностики риносинуситів [39].

#### **1.4 Аналіз методів і засобів функціональної діагностики порушень носового дихання у ринології**

Найпоширенішим методом дослідження функції зовнішнього дихання людини є спірометрія [11, 33–35], яка спрямована, в першу чергу, на діагностику захворювань легенів. Метод заснований на вимірюванні об'ємної швидкості повітряного потоку (витрати повітря) під час виконання пацієнтом певних дихальних тестів з подальшим визначенням повітряних об'ємів на стадіях виконання дихальних маневрів. Спірометрія, головним чином, є експіраторним методом діагностики – найбільш клінічно значущі показники діаграми дихання (спірограми) аналізуються на видиху [33–35].

Одним із основних діагностично-значущих показників функції дихання є загальний аеродинамічний або повітряний опір дихальних шляхів. За даними дослідників [41] аеродинамічний опір верхніх дихальних шляхів (порожнини носа, носоглотки) становить близько 57% на вдиху і 48% на видиху, області

гортані – 13% як на вдиху, так і на видиху; нижніх дихальних шляхів (бронхів і легенів) – 30% на вдиху і 49% на видиху відповідно, від загального повітряного опору дихальних шляхів. Також спостерігається чіткий взаємозв'язок між порушенням повітряної провідності верхніх дихальних шляхів та наявністю бронхіальної обструкції, проте надмірне зменшення аеродинамічного носового опору є фізіологічно неефективним, через підвищення енергетичних витрат на вентиляцію альвеол [33], а порушення іннервації носової порожнини сприяє розвитку суб'єктивного дискомфорту [39]. Так, дихання ротом при істотно меншому аеродинамічному опорі викликає швидку стомлюваність і синдром нестачі повітря – диспное. Для компенсації цього існують фізіологічні механізми регулювання повітряного опору верхніх дихальних шляхів. Наприклад, аеродинамічний опір голосової щілини, що становить в нормі близько 7% від загального повітряного опору дихальних шляхів, може під час дихання ротом збільшитися до 5 разів [33]. У ринології аеродинамічний носовий опір під час спокійного дихання в нормі приймається за половину загального опору дихальних шляхів [6, 39, 41].

Носове дихання є основним фізіологічним типом дихання, порушення якого може призводити до тяжких наслідків, тому в ринології традиційно намагалися оцінити аеродинамічний носовий опір, або зворотну величину – повітряну провідність носа. До найпростіших способів визначення прохідності носа належать: проба за Воячек [39, 40], яка заснована на дослідженні відхилення потоком повітря пушинки, яка підноситься до ніздрів пацієнта при видиху, тести Котле [40] і Коля, що дозволяють за величиною поліпшення носового дихання під час проведення відповідних маніпуляцій поблизу носа визначити функціональні порушення в передньому відділі носового клапана. Аналогічними найпростішими методами оцінки порушень носового дихання є тести, засновані на аналізі запотівання поверхні дзеркала, який підноситься до ніздрів пацієнта під час видиху, наприклад, метод Глятцеля, в якому проводиться оцінка діаметра плями конденсату на градуйованому дзеркалі [40]. Однак ці методи 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.

За останні 50 років було запропоновано безліч способів та пристроїв для реєстрації різних кількісних характеристик повітряного потоку, який проходить через порожнину носа. Але найбільш сучасним кількісним методом оцінки функції носового дихання є риноманометрія – метод, в якому проводяться

вимірювання перепаду тиску у носовій порожнині і об'ємної витрати повітря через ніс [8, 10, 39–40, 67–68] з подальшим розрахунком похідних показників та формуванням діагностичних висновків. Загальноприйнятий в останні роки метод комп'ютерної риноманометрії [8, 10, 21, 67–69] дозволяє характеризувати ступінь порушення носового дихання шляхом визначення показника аеродинамічного носового опору у вигляді відношення перепаду тиску в носовій порожнині до величини витрати повітря у різних фазах одного дихального циклу. Величина аеродинамічного носового опору вимірюється як відношення тиску в кілоПаскалях, поділених на літр за секунду – [кПа/(л/с)] або для отримання однакових числових значень – в Паскалях, поділених на кубічний сантиметр за секунду [Па/(см<sup>3</sup>/с)] [6, 8, 10, 67, 68]. До складу сучасних риноманометрів входять мініатюрні перетворювачі тиску і об'ємів витрат (або швидкості) повітряного потоку, що дозволяє за рахунок спеціалізованих програмних засобів відображати на твердому носії (або екрані монітора) графічні залежності показників назального повітряного потоку під час дихання. Останнім часом з'явився метод, який називається ринорезистометрією, в якому аеродинамічний носовий опір обчислюється не за запатентованими алгоритмами і модельними уявленнями, а безпосередньо в кожній точці дихального циклу [8, 10].

За принципом розміщення вимірювальних перетворювачів (точок вимірювання тиску) риноманометрію класифікують на передню і задню [10, 39, 40]. Передня активна (під час природнього дихання пацієнта) риноманометрія (ПАРМ) полягає в тому (див. рис. 1.2, а), що в одну із ніздрів вставляється трубка з перетворювачем тиску і герметичним obturatorом, у зв'язку з чим, ця половина носової порожнини не бере участі в диханні. Перепад тиску визначається як різниця виміряних тисків на виході з іншої половини носа (на рівні хоан) і в підмасковому просторі. Одночасно проводиться вимірювання витрати повітря і розрахунок показника (коефіцієнта) аеродинамічного носового опору. Потім вимірювання повторюються для протилежної половини носа. До недоліків цього методу належить похибка обчислення коефіцієнта загального повітряного носового опору за рахунок почергового блокування половинок носа, яке спричиняється вазомоторною реакцією, що призводить до рефлекторної зміни поперечних розмірів досліджуваного носового ходу, а також змінами в муковаскулярній системі носа в інтервалах між право- і лівобічними дослідженнями [39, 40]. З метою уточнення величини інтегрального носового опору в літературі [69] пропонується введення коригуючих 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. 2.1, б) за допомогою розміщеної в роті (при щільно стислих губах) вимірювальної трубки; при цьому дистальний край трубки не має викликати блювотного рефлексу [39, 40]. Тому, для проведення ЗАРМ від пацієнта може знадобитися звикання до виконання дихальних маневрів шляхом тренування. Також бажано відсутність високого блювотного рефлексу, що особливо важливо під час проведення ЗАРМ у пацієнтів дитячого віку.

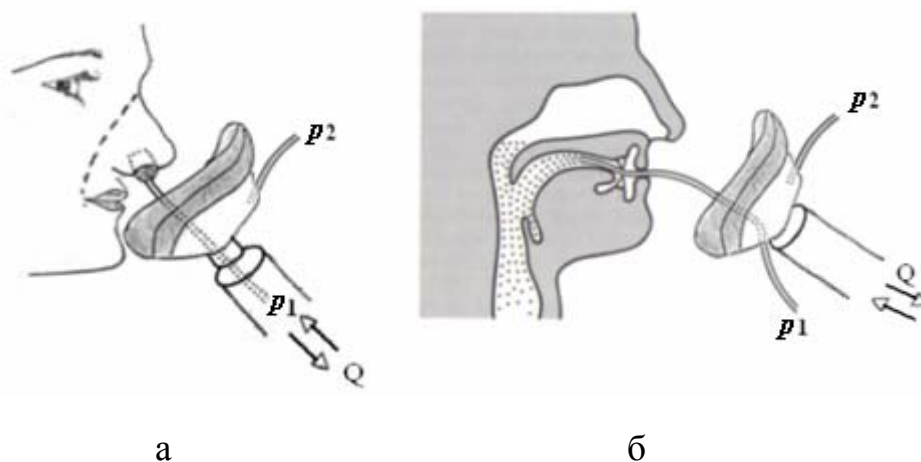


Рис. 1.2. Схеми розміщення перетворювачів тиску  $p$  при передній (а) і задній (б) активній риноманометрії ( $Q$  – витрата повітря) [21]

Таким чином, за допомогою методу ЗАРМ відбувається вимірювання сумарної витрати повітря  $Q$  під час дихання носом через обидва носових канали і перепаду тисків  $\Delta p$  між атмосферним  $p_2$  (у підмасковому просторі) і в носоглотці (дистальний кінець вимірювальної трубки перетворювача тиску вводиться через порожнину рота  $p_1$ ) згідно з виразом:

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

Незалежно від розташування точок вимірювання тиску і методик вимірювань, за допомогою риноманометрії передбачається аналіз двох показників – перепаду тиску і об’єму витрати повітря через носову порожнину [21]. У деяких приладах, які не є риноманометрами по суті, наприклад, ринофлоуметр Rhinocycle [70] («Interacoustics», Данія) проводиться тільки дослідження витрати повітря, що не дозволяє оцінювати величину коефіцієнта



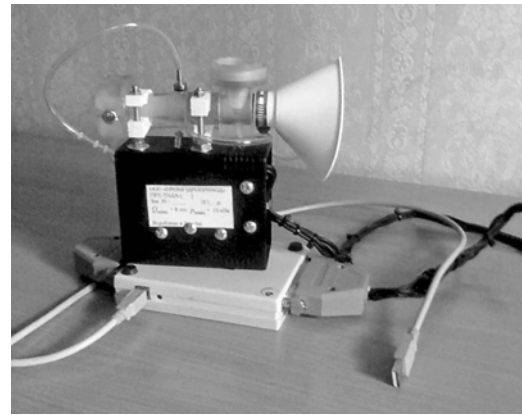
аеродинамічного носового опору [21]. Чисельна оцінка тільки показників витрати повітря  $\epsilon$ , фактично, комп'ютеризованою пробою з пушинкою за Воячеком.

Також становлять інтерес пристрої та методи [71–73], що дозволяють визначати динамічний тиск у носовій порожнині шляхом введення капілярної трубки (аналог трубки Піто) у відповідні ділянки носових ходів. При цьому необхідність забезпечення анестезії та складність контролю положення дистального краю капілярної трубки призводить до появи інструментальних похибок і промахів, що перешкоджає широкому впровадженню цих методів у медичну практику [21]. Так, відповідно до такого малодоказового підходу, були отримані значення усереднених відносних витрат повітря через носові ходи: через середній носовий хід надходить 70, через верхній 10 і через нижній 20 умовних одиниць потоку [74], що цілком обґрунтовано призвело до протиріччя з експериментальними результатами, проведеними за комплексною методикою, що включає ПАРМ і ендоскопію з відеозаписом проходження диму через носові ходи. В останньому випадку показано, що основний потік повітря проходить через загальний носовий хід з найбільшою площею поперечного перерізу [39, 75].

Згідно з результатами проведеного патентного пошуку найпоширенішими риноманометрами, які серійно випускаються, є апарати ATMOS 300 фірми ATMOS Medical system GMB (Німеччина) [8, 76] (див. рис. 1.3, а) та їх прямі аналоги – комп'ютерна риноманометрична система MasterScope Rhino [77] фірми Erich Jaeger (США, Німеччина), риноманометри RhinoStream фірми Heinemann Medizin-technik (Німеччина) [78] і Рінолан фірми Міцар (РФ) [79]. Всі перераховані вище імпортовані пристрої засновані на методі передньої активної риноманометрії, який (на думку розробників медичного обладнання) приносить найменший дискомфорт під час дослідження для пацієнта. В ХНУРЕ на кафедрі біомедичної інженерії в 2008–2009 рр. розроблено та запатентовано пристрій – комп'ютерний риноманометр КРМ для тестування носового дихання ТНДА з блоком перепадно-витратних характеристик ПРХ (див. рис. 1.3, б), який метрологічно атестований як індивідуальний вимірювальний засіб. Даний прилад, заснований на принципі ЗАРМ, який дозволив у науковому плані порівняти показники ПАРМ і ЗАРМ та дослідити вплив різних показників носового дихання на достовірність діагностики, особливо під час форсованого режиму дихання [21, 81].



а



б

Рис. 1.3. Комп'ютерні риноманометри: а) ATMOS 300 (ATMOS Medical system GMB, Німеччина) [8], ТНДА-ПРХ (ХНУРЕ, Україна) [21]

Також відома вітчизняна дослідна розробка 2013 року – риноманометр «Optimus» [82, 83] фірми ХАІ-Медика, який є за своїми можливостями прямим аналогом риноманометру ATMOS і Рінолан, які вже тривалий час не завозяться в Україну.

Близько 20-ти років тому з'явився ще один додатковий метод дослідження – акустична ринометрія АР, яка заснована на скануванні носової порожнини з частотою в діапазоні 150 Гц ÷ 10 кГц для вивчення конфігурації носових повітряних каналів (у першу чергу, площі їх поперечних перерізів) і дозволяє визначити ступінь механічної обструкції верхніх дихальних шляхів [39, 84–86]. За даними акустичної ринометрії мінімальна площа носового каналу в нормі спостерігається в області носого клапана (в середньому на відстані близько 2 ... 2,35 см від входу) і змінюється в діапазоні 0,62 ÷ 0,67 см<sup>2</sup>, відповідно [75]. Результати АР у цілому корелюють з даними КТ, ЗАРМ і ПАРМ, а також з суб'єктивною оцінкою величини ускладнення носового дихання пацієнтом [39, 84–89], проте методологічні особливості та артефакти, які виникають, перешкоджають широкому застосуванню цього методу у клінічній практиці. Також відомі пристрої для механічного вимірювання розмірів носової порожнини на заданій глибині, що порівняно з АР істотно знижує вартість апаратури та спрощує проведення вимірювальних процедур з цілком порівнянною точністю [90]. Цікаві роботи присвячені дослідженню дихальних феноменів, наприклад, за рахунок методів спектрального аналізу сигналів аускультатії [91].

Результати функціональних досліджень верхніх дихальних шляхів, у силу специфічних особливостей, володіють низкою повторюваністю, тому,

незважаючи на досить велику кількість апаратури та методів вимірювань, а також існування такої організації, як Міжнародний комітет стандартизації із риноманометрії (International Committee on Standardization of Rhinomanometry) [10], до теперішнього часу не вироблені чіткі критерії риноманометричної діагностики, особливо для ЗАРМ, що відповідають стандартам доказової медицини, як наприклад, спірометричні показники [21]. Недостаньо вивчено доказовий взаємовплив функціональних показників верхніх і нижніх дихальних шляхів [92].

Окрему групу становлять методи та засоби для дослідження нюхової функції [93–96], зокрема, респіраторно-нюхових порушень. Незважаючи на наявність досить великої кількості методів і пристроїв (ольфактометрів) [94], проблема об'єктивізації ольфактометричних досліджень і доказового визначення порогів відчуття та розпізнавання залишається невирішеною.

На сьогодні активно розвиваються технології планування ринохірургічних втручань. Сучасні засоби комп'ютерного планування хірургічних втручань у ринології основані, в першу чергу, на тривимірному моделюванні оперованих структур. Так, у пластичній хірургії комп'ютерні системи успішно застосовуються для побудови черепних імплантатів для реконструкції черепних дефектів [97] і для проведення зовнішньої естетичної ринопластики [98–102]. Наприклад, у роботі [103] розглядаються методи отримання цифрових зображень особи для прогнозування результатів для проведення косметичної ринопластики. Проводиться оцінка результатів ендоназальних втручань за даними КТ для проведення риносептопластики і лікування різних форм риносинуситів [104–106], вибору хірургічного доступу до основних [107], лобових [108] і верхньощелепних [109] додаткових пазух носа. Для проведення планування оперативних втручань успішно розвивається напрямок віртуальної хірургії, що дозволяє фахівцеві на комп'ютерній моделі виконати відпрацювання етапів хірургічної операції [21, 106]. Наглядність просторового моделювання операційної області не викликає сумнівів і навички, які набуті фахівцями у віртуальному операційному середовищі, можуть бути перенесені на реальні ситуаційні задачі.

Для прогнозування і оцінки функціональних результатів у ринохірургії необхідні знання впливу анатомічних структур на функціональні показники носового дихання [110–112]. Так, у роботах [110, 111] досліджується фізіологічна роль перегородки носа, що розділяє носову порожнину на два носових проходи [39, 40], викривлення якої призводить не тільки до

підвищення аеродинамічного опору у звуженому носовому каналі [6], але й в подальшому – до поступового звуження протилежного (розширеного) носового ходу при компенсаторному збільшенні обсягу слизової оболонки носових раковин [39]. Досліджується вплив додаткових пазух носа (зокрема, розмірів і розташування співустій) у формуванні аеродинамічного носового опору і розвитку патологічних станів [39, 112, 113]. При цьому відновлення дренажної функції природного співустя є основним завданням у лікуванні риносинуситів [39, 40, 112, 113]. Показано, що «золотим стандартом» для діагностики патологічних процесів у навколоносових пазухах на сьогоднішній день є СКТ [114, 115]. Також ефективними для діагностики цих патологій є методи контролю за густиною аналізу рентгенологічних та КТ зображень [116].

Необхідно зазначити, що більшість дослідницьких робіт направлено на оцінку відновлення носового дихання після проведеного лікування за даними об'єктивних функціональних методів обстежень (риноманометрії [117–123], акустичної ринометрії [124]). При цьому обґрунтовується необхідність визначення обсягу оперативного втручання і контролю аеродинамічних показників при риносептопластиці, показується важливість дослідження клітинних співвідношень слизової оболонки носової порожнини для контролю і незалежної верифікації патологічних станів, а також ефективності проведеної терапії у динаміці [125, 126]. Проводиться аналіз застосування тривимірного моделювання при риносептопластиці, зокрема, в ході вивчення геометричних характеристик і побудови моделей назальної аеродинаміки за КТ-даними [126–144]. Тим не менш, більшість досліджень таких моделей мають значну обчислювальну складність і становлять, в основному, теоретичний інтерес, що ускладнює їхнє повсякденне використання у клінічній практиці для оцінки функції носового дихання під час планування операцій.

Аеродинаміку носової порожнини доцільно також вивчати на натурних моделях, отриманих методами швидкого прототипування [128], з підключеними копресорними установками для імітації дихання [12]. Автори [131, 144] на основі чисельного моделювання дослідили вплив видалення фрагментів нижньої носової раковини (часткової конхотомії) на аеродинамічні характеристики верхніх дихальних шляхів. При цьому підкреслюється висока варіабельність отриманих даних і необхідність побудови аеродинамічних моделей для планування операцій індивідуально для кожного пацієнта.

Вивчення аеродинаміки носа суттєво ускладнюється неможливістю найбільш повно врахувати геометрію носової порожнини для того, щоб застосувати стандартні методи гідравліки з розрахунку трубопроводів. Це

завдання, засновано на експериментальному підході, що повною мірою ще не вирішена для технічних засобів, таких як магістральні трубопроводи і т.д. [131–134]. Незначна неточність у визначенні режиму течії повітря в каналі може призводити до неточності отриманих результатів [129].

Досліджуються характеристики слизової оболонки верхніх дихальних шляхів [137] з визначенням коефіцієнта щільності тканини і вплив морфології порожнини носа на повітряний потік під час дихання [138–140]. Проводиться детальний аналіз даних ПАРМ-діагностики із визначенням чотирьох [141] і навіть шести [83] фаз у дихальному циклі. Цікавими є роботи, які вивчають процес зігрівання повітря під час носового дихання, який істотно залежить від напрямку течії [142, 143]. При цьому автори показують, що коректність вимірів при ПАРМ істотно залежить від кута установки носового адаптера. Також проводиться чисельне моделювання турбулентного потоку повітря методом відокремлених вихорів з перевіркою адекватності отриманих даних за твердотільною моделлю носової порожнини із встановленими вимірювальними перетворювачами [144].

Складність методів тестування функціональних порушень носового дихання в тому, що застосування високоточних вимірювальних приладів саме по собі не забезпечує достовірності діагностики за умови відсутності еталонних значень [9, 21]. Тому першочерговими завданнями сучасної риноманометрії як ПАРМ, так і ЗАРМ, не є метрологічні (при вимірах), а методологічні, що зводять до мінімуму похибки обробки даних, помилки одноразових вимірювань і усереднення даних. При цьому відсутність однозначного зв'язку томографічних анатомо-морфометричних параметрів порожнини носа з функціональними риноманометричними показниками дихання не дозволяє коректно інтерпретувати дані ізольованих досліджень, а тільки застосовувати їх комплексно [21].

Аналіз сучасних методів та апаратних засобів для функціональної діагностики захворювань верхніх дихальних шляхів дозволив обґрунтувати необхідність вдосконалення доказових інструментальних методів тестування носового дихання і показав такі невирішені питання:

1. Розробка сучасних комп'ютерних систем для тестування носового дихання і комп'ютерного планування в ринології має ґрунтуватися на об'єднанні функціональних (риноманометричних) і морфо-анатомічних (комп'ютерно-томографічних) даних, що дозволяє визначати вплив геометрії структур носової порожнини на показники повітряного потоку.

2. Основним функціональним методом діагностики порушень носового дихання сьогодні є активна риноманометрія. При цьому діагностична значущість найбільш поширеного методу ПАРМ часто є недостатньою, що пов'язано його з конструктивними і методологічними особливостями і, як наслідок (незважаючи на достатньо широку номенклатуру пристроїв), порівняно рідкісне використання методу у клінічній практиці.

3. Необхідна розробка доказових методів аналізу даних ЗАРМ, що враховують різні режими потоку повітря у носовій порожнині при інтенсивному (форсованому) диханні, коли більшою мірою суб'єктивно відчуються результати назальної обструкції.

4. Для прогнозування результатів ринохірургічних втручань необхідна розробка комп'ютерних моделей та методів визначення коефіцієнта аеродинамічного носового опору за томографічними даними із урахуванням місцевих (локальних) опорів повітряного потоку у носовій порожнині, механізм впливу яких на назальну аеродинаміку недостатньо вивчений.

5. З огляду на те, що визначення режиму течії повітря у носовій порожнині є основоположними при аеродинамічних розрахунках, доцільно для незалежної верифікації характеристик назального повітряного потоку розробити метод визначення відносної шорсткості слизової оболонки носової порожнини для аналізу режимів течій повітря у верхніх дихальних шляхах.

6. Під час розробки сучасних риноманометрів слід прагнути до спрощення апаратних засобів для тестування носового дихання і зводити до мінімуму методичні неточності при вимірах показників повітряного потоку, що сприятиме підвищенню достовірності діагностики та повторюваності результатів досліджень.

## 2 РОЗРОБКА МОДЕЛІ ТА МЕТОДУ ВИЗНАЧЕННЯ АЕРОДИНАМІЧНОГО НОСОВОГО ОПОРУ ЗА ДАНИМИ КОМП'ЮТЕРНОЇ ТОМОГРАФІЇ

### 2.1 Основні положення аеродинаміки носової порожнини

Потік повітря під час носового дихання становить напірний рух маси повітря зі швидкістю  $V$  через обмеження стінками носової порожнини в парні носові канали зі змінним поперечним перерізом складної конфігурації (див. рис.2.1, а, б). Тут і далі по тексту під носовим каналом розумітимемо ізольовану (ліву або праву, якщо це не обумовлено додатково) дихальну область носової порожнини від входу в ніс до хоан.

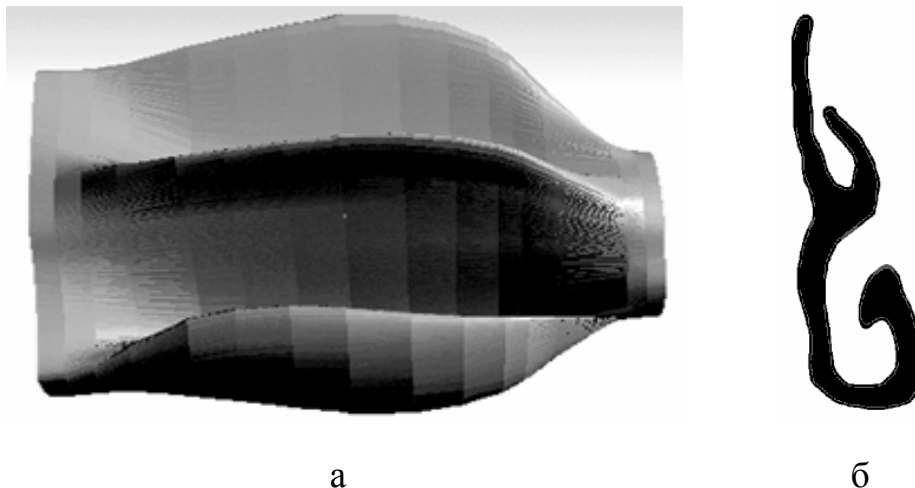


Рис. 2.1. Ілюстрація конфігурацій носової порожнини: а) просторова модель лівого носового проходу (додаткові пазухи і співустя не показані), б) одне з серединних перетинів лівого носового проходу

Об'ємна витрата є обсягом повітря, який протікає через перетин каналу з площею  $S$  в одиницю часу:

$$Q = V \cdot S, \quad (2.1)$$

де  $V$  – середня швидкість течії повітря в перерізі каналу з площею  $S$ .

Для потоку кінцевих розмірів у загальному випадку швидкість має різні значення в різних точках перетину, тому витрата визначається як сума елементарних витрат  $dQ$  складових потоку з нескінченно малими площами перетинів  $ds$  і з урахуванням формули (2.1) отримуємо вираз для середньої швидкості  $V$  у перетині з площею  $S$ :

$$V = \frac{\int v \cdot ds}{S} = \frac{Q}{S}. \quad (2.2)$$

де  $v$  – швидкість течії повітря в елементарній струминці.

Далі у роботі швидкість руху повітря, якщо це спеціально не обумовлено, ототожнюватиметься із середньою швидкістю потоку в даному перетині.

Рух повітря у носовій порожнині викликається перепадом тиску  $\Delta p$  між навколишнім середовищем і легенями. Під час вдиху в легенях виникає розрідження, що сприяє інспіраторному руху повітря, а під час видиху – навпаки, надлишковий тиск у легенях викликає експіраторний рух повітря. За допомогою риноманометрії якраз досліджується залежність перепаду тиску від витрати повітря через носову порожнину:

$$Q = f(\Delta p), \quad (2.3)$$

яка, в найпростішому випадку, визначається коефіцієнтом аеродинамічного носового опору як відношення перепаду тиску  $\Delta p$  до витрати  $Q$  [8, 10, 21]:

$$A = \frac{\Delta p}{Q}, \quad (2.4)$$

або пневматичною потужністю дихання згідно з формулою (1.1) [21]

$$N = \Delta p \cdot Q. \quad (2.5)$$

Риноманометрична діагностика (як в методах ПАРМ, так і ЗАРМ) заснована на законі Паскаля, згідно з яким статичний тиск визначається як:

$$p = \lim_{\Delta s \rightarrow 0} \frac{\Delta F}{\Delta s},$$

де  $\Delta F$  – поверхнева сила, що діє на площу  $\Delta s$ , і поширюється однаково в усіх напрямках:

$$p_x = p_y = p_z = p_n,$$

де  $p_x, p_y, p_z$  і  $p_n$  – статичні тиски у напрямках  $x, y, z$  і  $n$  (у довільному), відповідно.

З метою опису закону руху повітря у верхніх дихальних шляхах доцільно визначити вплив явища стиснення повітря під час носового дихання.

Теоретичні передумови дозволяють із рівняння нерозривності

$$\frac{d\rho}{dt} + \rho \operatorname{div} \vec{u} = 0, \quad (2.6)$$

де  $\rho$  – густина середовища (для повітря  $\rho = 1,2 \text{ кг/м}^3$ );

$\vec{u}$  – швидкість повітря,

показати, що з урахуванням заданих умов [16, 21]



$$\operatorname{div} \vec{u} \approx 0,$$

і, відповідно, із рівняння (2.6) визначити, що повітря в контексті даної задачі є нестисненим середовищем:

$$\frac{d\rho}{dt} = 0.$$

Теоретична оцінка нестисненості повітря під час дихання підтверджується також двома емпіричними критеріями:

- за існуючою швидкістю, яка базується на визначенні нестисненості середовища при значеннях числа Маха  $M \leq 0,3$  [442]; діючі значення швидкості повітряного потоку в носовій порожнині не перевищують 50 м/с (приблизно 0,15 зі швидкістю звуку у повітрі близько 320 м/с), що дозволяє розглядати повітря як нестисливе середовище;

- за існуючим тиском, який оснований на умовах нестиснення; при діючих перепадах тиску близько 5 кПа і атмосферному тиску 101325 Па, умова нестисненості за діючим тиском виконується.

Із рівняння нерозривності та властивості нестисненості повітря за заданих умов виконується рівняння сталості витрати:

$$\frac{V_1}{S_1} = \frac{V_2}{S_2} = Q_1 = Q_2 = \text{const}, \quad (2.7)$$

де  $Q_1, Q_2$ , – витрати повітря через довільні перерізи 1 і 2 повітряного каналу відповідно;

$V_1, V_2$  – середні швидкості повітря через довільні перерізи 1 і 2 повітряного каналу відповідно;

$S_1, S_2$  – площі поперечних перерізів 1 і 2 повітряного каналу відповідно.

Рівняння (2.7) показує, що витрата є сталою для будь-якого живого перерізу (частини поперечного перерізу, який заповнений повітрям) носової порожнини.

Таким чином, з огляду на умову нестисненості, диференціальні рівняння руху повітря (за умови відсутності в'язкості) згідно з другим законом Ньютона становлять собою систему рівнянь Ейлера [145]:

$$\begin{cases} \frac{du}{dt} = F_x - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial x}; \\ \frac{dv}{dt} = F_y - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial y}; \\ \frac{dw}{dt} = F_z - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial z}, \end{cases} \quad (2.8)$$

де  $\frac{du}{dt}, \frac{dv}{dt}, \frac{dw}{dt}$  – проекції прискорень на осі  $x, y, z$ , відповідно;

$F_x, F_y, F_z$  – проекції об'ємних (масових) сил на осі  $x, y, z$ , відповідно;

$\frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial x}, \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial y}, \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial z}$  – проекції поверхневих сил на осі  $x, y, z$ , відповідно.

Із урахуванням наведених нижче співвідношень:

$$\begin{aligned}\frac{du}{dt} &= \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial u}{\partial x} \cdot \frac{dx}{dt} + \frac{\partial u}{\partial y} \cdot \frac{dy}{dt} + \frac{\partial u}{\partial z} \cdot \frac{dz}{dt}; \\ \frac{dv}{dt} &= \frac{\partial v}{\partial t} + \frac{\partial v}{\partial x} \cdot \frac{dx}{dt} + \frac{\partial v}{\partial y} \cdot \frac{dy}{dt} + \frac{\partial v}{\partial z} \cdot \frac{dz}{dt}; \\ \frac{dw}{dt} &= \frac{\partial w}{\partial t} + \frac{\partial w}{\partial x} \cdot \frac{dx}{dt} + \frac{\partial w}{\partial y} \cdot \frac{dy}{dt} + \frac{\partial w}{\partial z} \cdot \frac{dz}{dt},\end{aligned}\tag{2.9}$$

де перший доданок у правій частині кожного рівняння (2.9) називається локальною похідною.

Ці похідні характеризують зміни швидкості в даній точці при несталому перебігу і незмінних координатах ( $x, y, z$ ) (при сталому русі  $\frac{\partial u}{\partial t} = \frac{\partial v}{\partial t} = \frac{\partial w}{\partial t} = 0$ ), а інші три доданки в рівняннях (2.9) є конвективними похідними, що визначають прискорення при нерівномірному русі в просторі. Відповідно, при сталому русі локальні похідні дорівнюють нулю. І, беручи до уваги такі співвідношення:

$$\frac{dx}{dt} = u; \quad \frac{dy}{dt} = v; \quad \frac{dz}{dt} = w,\tag{2.10}$$

система рівнянь (2.8) перетворюється у вигляд:

$$\begin{cases} \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} = F_x - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial x}; \\ \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = F_y - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial y}; \\ \frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} = F_z - \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial p}{\partial z}. \end{cases}\tag{2.11}$$

Помноживши кожне рівняння системи (2.8) на приріст відповідно до осі (на  $dx, dy, dz$ ) і виконавши додавання, отримуємо:

$$\frac{du}{dt} dx + \frac{dv}{dt} dy + \frac{dw}{dt} dz = F_x dx + F_y dy + F_z dz - \frac{1}{\rho} \left( \frac{\partial p}{\partial x} dx + \frac{\partial p}{\partial y} dy + \frac{\partial p}{\partial z} dz \right).\tag{2.12}$$

Сума перших трьох доданків у правій частині рівняння (2.12) є повним диференціалом масової силової функції:

$$F_x dx + F_y dy + F_z dz = dF. \quad (2.13)$$

Складові в правій частині у дужках у формулі (2.12) є повним диференціалом тиску:

$$\frac{1}{\rho} \left( \frac{\partial p}{\partial x} dx + \frac{\partial p}{\partial y} dy + \frac{\partial p}{\partial z} dz \right) = \frac{1}{\rho} dp. \quad (2.14)$$

Із урахуванням співвідношень (2.10), ліва частина рівняння (2.12) перетвориться до вигляду:

$$\frac{du}{dt} dx + \frac{dv}{dt} dy + \frac{dw}{dt} dz = u du + v dv + w dw = d \left( \frac{u^2 + v^2 + w^2}{2} \right) = d \frac{V^2}{2}. \quad (2.15)$$

Таким чином, з урахуванням співвідношень (2.13) – (2.15) система рівнянь (2.8) перетвориться до вигляду:

$$d \frac{V^2}{2} = dF - \frac{1}{\rho} dp. \quad (2.16)$$

З урахуванням можливого довільного положення носової порожнини під час дихання із масових сил діє тільки спрямована уздовж осі  $z$  сила тяжіння ( $F_x = 0$ ,  $F_y = 0$ ,  $F_z = -g$ ), рівняння (2.16) набуває вигляду:

$$d \frac{V^2}{2} = -g \cdot dz - \frac{1}{\rho} dp, \quad (2.17)$$

де  $g \approx 9,81 \text{ м/с}^2$  – прискорення вільного падіння.

Переносячи вліво складові потенційних сил із правої частини рівняння (2.17), отримаємо:

$$d \frac{V^2}{2} + g \cdot dz + \frac{1}{\rho} dp = 0. \quad (2.18)$$

Інтегруючи і почленно розділивши складові рівняння (2.18) на величину прискорення вільного падіння, отримаємо відоме рівняння Бернуллі для ідеальної рідини:

$$\frac{V^2}{2g} + z + \frac{p}{\rho g} = Const, \quad (2.19)$$

де перший член, що залежить від швидкості, є питомою кінетичною енергією потоку, другий член – питомою потенційною енергією положення і третій член – потенційною енергією тиску. Рівняння (2.19) для ідеальної (нев'язкої рідини) показує, що сума кінетичної і потенційної (положення і тиску) енергії є

величина постійна. Таким чином, для двох довільних перетинів (позначених цифрами 1 і 2, відповідно) носової порожнини рівняння (2.19) можна записати:

$$\frac{V_1^2}{2g} + z_1 + \frac{p_1}{\rho g} = \frac{V_2^2}{2g} + z_2 + \frac{p_2}{\rho g}. \quad (2.20)$$

Із урахуванням опору потоку за рахунок обліку в'язкості повітря рівняння (2.20) перетвориться до вигляду:

$$\frac{V_1^2}{2g} + z_1 + \frac{p_1}{\rho g} = \frac{V_2^2}{2g} + z_2 + \frac{p_2}{\rho g} + \Delta h_{1-2}, \quad (2.21)$$

де  $\Delta h_{1-2}$  – втрати питомої енергії (напору) під час переміщення повітря шляхом з перетину 1 в перетин 2.

Втрати напору є результатом процесу дисипації енергії, у результаті якого частина енергії потоку незворотно перетворюється із механічної у теплову. І, фактично, із рівняння 2.21 втрати напору можна виразити як різницю питомих енергій потоку між двома перетинами. При цьому величина відносних втрат напору  $\Delta h_{1-2}$  до довжини ділянки  $\Delta l_{1-2}$  між перетинами називається гідравлічним ухилом.

$$i_2 = \frac{\Delta h_{1-2}}{\Delta l_{1-2}}.$$

Для потоку з кінцевим поперечним перерізом питома кінетична енергія (швидкісний напір) доповнюється коефіцієнтом Коріоліса, який враховує нерівномірність розподілу швидкості повітря вздовж перетину [145–147]. З огляду на це, рівняння (2.21) перетвориться до вигляду:

$$\frac{\alpha_1 V_1^2}{2g} + z_1 + \frac{p_1}{\rho g} = \frac{\alpha_2 V_2^2}{2g} + z_2 + \frac{p_2}{\rho g} + \Delta h_{1-2}, \quad (2.22)$$

де  $\alpha_1$  і  $\alpha_2$  – коефіцієнти Коріоліса для перетинів 1 і 2, відповідно. У ламінарному режимі  $\alpha=2$ , оскільки профіль швидкостей близький до параболічного і середня швидкість вдвічірази менше максимальної. У турбулентному режимі  $\alpha \approx 1$ , оскільки розподіл усереднених швидкостей вздовж перетину потоку практично рівномірно.

Таким чином, для практичної ринології необхідно знаходити аеродинамічний опір (втрат напору) повітряного потоку у носовій порожнині під час дихання між перетинами входу до носа (1) і в області хоан (2), які характеризуватимуть ступінь тяжкості носового дихання, тому індекси між перетинами для стислості запису можна опустити.

## 2.2 Розробка моделі руху повітря у носовій порожнині з урахуванням втрат тиску за довжиною та на місцевих опорах

З метою опису проходження повітря через носову порожнину під час дихання необхідно встановити залежність перепаду тиску  $\Delta p$  від відповідної витрати повітря  $Q$ . Втрати напору із рівняння (2.22) визначаються як сума втрат напору за довжиною  $\Delta h_l$  (на тертя об стінки носової порожнини) і втрат на місцевих опорах (вихроутворення на завадах):

$$\Delta h = \Delta h_l + \Delta h_r. \quad (2.23)$$

З огляду на те, що в роботах [6, 21] розглядався тільки облік втрат за довжиною носового каналу, то для підвищення достовірності функціональної діагностики дихання доцільно розглянути можливість враховувати інтегральні втрати напору під час дихання. Втрати напору за довжиною (пропорційно довжині носового каналу і обернено пропорційно його діаметру) визначаються із формули Дарсі-Вейсбаха:

$$\Delta h_l = \lambda \frac{L}{d_h} \frac{V^2}{2g}, \quad (2.24)$$

де  $V$  – середня швидкість повітряного потоку у носовій порожнині;

$\lambda$  – коефіцієнт Дарсі, який характеризує втрати на силу тертя за довжиною каналу, який залежить від характеру течії повітря;

$g=9,81$  м/с – прискорення вільного падіння;

$L$  – довжина носового каналу;

$d_h$  – еквівалентний (гідрравлічний) діаметр носового каналу, який визначається для каналів некруглого перерізу як [145]

$$d_h = \frac{4S}{\Pi}, \quad (2.25)$$

де  $S$  – площа живого перетину носового каналу;

$\Pi$  – периметр живого перетину носового каналу.

Втрати на місцевих опорах залежать тільки від характеру зміни конфігурації каналу і визначаються відповідно до формули Вейсбаха:

$$\Delta h_r = \xi \frac{V^2}{2g}, \quad (2.26)$$

де  $\xi$  – коефіцієнт втрат на місцевому опорі, що залежить від порушення конфігурації каналу.

З урахуванням виразів (2.24) і (2.26) складної конфігурації носової порожнини, формула (2.23) для визначення втрат напору під час руху повітря в носовому каналі перетвориться до вигляду:

$$\Delta h = \sum_i^N \Delta h_{l_j} + \sum_j^M \Delta h_{r_j} = \sum_i^N \lambda_i \frac{L_i}{d_{h_i}} \frac{V_i^2}{2g} + \sum_j^M \xi_j \frac{V_j^2}{2g}, \quad (2.27)$$

де  $N$  і  $M$  – кількість ділянок розбиття носового каналу і місцевих опорів відповідно;

$i$  і  $j$  – індекси показників для відповідних ділянок носового каналу і місцевих опорів.

Переходячи до безпосередньо вимірної (або задаваної) величини перепаду тиску  $\Delta p$  і з огляду на його зв'язок з втратами напору  $\Delta h$  при перебігу повітря в носовому каналі згідно з формулою:

$$\Delta p = \Delta h \cdot \rho \cdot g, \quad (2.27)$$

де  $\rho = 1,205 \text{ кг/м}^3$  – густина повітря при нормальних атмосферних умовах (температура  $20^\circ\text{C}$  і тиск  $760 \text{ мм рт.ст.}$ );

$g = 9,81 \text{ м/с}^2$  – прискорення вільного падіння,

отримаємо такий вираз для втрат тиску під час руху повітря в носовій порожнині під час дихання:

$$\Delta p = \sum_i^N \Delta p_{l_j} + \sum_j^M \Delta p_{r_j} = \sum_i^N \lambda_i \cdot \rho \frac{L_i}{d_{h_i}} \frac{V_i^2}{2} + \sum_j^M \xi_j \cdot \rho \frac{V_j^2}{2}. \quad (2.28)$$

Переходячи від середньої швидкості потоку повітря до вимірної (або заданої) за допомогою методу риноманометрії об'ємної витрати, перетворимо вираз (2.28) з урахуванням формули (2.2):

$$\Delta p = \sum_i^N \Delta p_{l_j} + \sum_j^M \Delta p_{r_j} = \sum_i^N \lambda_i \cdot \rho \frac{L_i}{d_{h_i}} \frac{Q^2}{2S_i^2} + \sum_j^M \xi_j \cdot \rho \frac{Q^2}{2S_j^2}, \quad (2.29)$$

де  $S_i$  і  $S_j$  – площі живих перетинів носової порожнини на  $i$ -й ділянці і в області  $j$ -го місцевого опору (тут слід враховувати, що локалізація ділянок для визначення значень середніх швидкостей повітряного потоку і площ живих перетинів носового каналу задається за довідковими даними і залежить від типу місцевого опору і методики його розрахунку).

Розглянемо тепер визначення коефіцієнтів Дарсі для втрат на силу тертя за довжиною і на місцевих опорах. Безрозмірний коефіцієнт Дарсі для втрат на силу тертя за довжиною істотно залежить від характеристик внутрішньої

поверхні каналу (шорсткості стінок та ін.) і від режиму течії повітря, який визначається значенням числа Рейнольдса [146]:

$$\text{Re} = \frac{V \cdot d_h}{\nu}, \quad (2.30)$$

де  $\nu$  – коефіцієнт кінематичної в'язкості повітря, який дорівнює  $15,02 \text{ мм}^2/\text{с}$ ;

$V$  – середня швидкість течії повітря у носовому каналі, м/с;

$d_h$  – еквівалентний (гідрравлічний) діаметр, який визначається за формулою (2.25).

Режим течії повітря (ламінарний або турбулентний) визначається залежно від критичного числа Рейнольдса  $\text{Re}_{кр}$ , який для повітря в каналах круглого перетину можна прийняти рівним числу 2300.

У ламінарному режимі течії повітря коефіцієнт Дарсі  $\lambda$  обернено пропорційно числу Рейнольдса і його значення перебувають, з урахуванням корекції (збільшення) теоретичного значення типу матеріалу і стану стінок каналу, згідно з формулою Гагена-Пуазейля (2.30) в межах [146–147]:

$$\lambda = \frac{64 \dots 150}{\text{Re}}. \quad (2.31)$$

У турбулентному режимі течії повітря коефіцієнт Дарсі  $\lambda$  доцільно визначати за універсальною формулою Альтшуля [146-147]:

$$\lambda = 0,11 \left( \frac{k_s}{d_h} + \frac{68}{\text{Re}} \right)^{0,25}, \quad (2.32)$$

де  $d_h$  – еквівалентний (гідрравлічний) діаметр каналу, мм,

$k_s$  – еквівалентна абсолютна шорсткість внутрішньої поверхні каналу.

Втрати тиску на місцевих опорах при турбулентному режимі течії визначаються за формулою Вейсбаха (2.26) [146, 147]. При цьому коефіцієнт локального (місцевого) опору (втрат)  $\xi$  залежить від геометричної конфігурації опору. У носовій порожнині можуть мати місце такі типи місцевих аеродинамічних опорів згідно з рис. 2.2:

- пов'язані зі зміною перетину носового каналу (раптові або плавні розширення/звуження потоку повітря (рис. 2.2, а));

- пов'язані із різкою локальною зміною перетину носового каналу (дросельна шайба (рис. 2.2, б), одностороння виступаюча частина – засувка (рис. 2.2, в, г));

- пов'язані зі зміною напрямку потоку – викривленнями носового каналу (рис. 2.2, д).

Коефіцієнт Дарсі при раптовому розширенні потоку повітря визначається відповідно до формули [146, 147]:

$$\xi_{<} = (1 - n)^2, \quad (2.33)$$

де  $n$  – ступінь стиснення потоку, яка визначається як відношення площі  $S$  живих перетинів ділянок трубопроводу малого  $d$  і великого  $D$  діаметрів відповідно до (рис. 2.2, а):

$$n = \frac{S_d}{S_D}. \quad (2.34)$$

При раптовому звуженні потоку повітря коефіцієнт Дарсі визначається відповідно до формули Ідельчика [146, 147]:

$$\xi_{>} = 0,5(1 - n)^2, \quad (2.35)$$

де  $n$  – визначається за формулою (2.34).

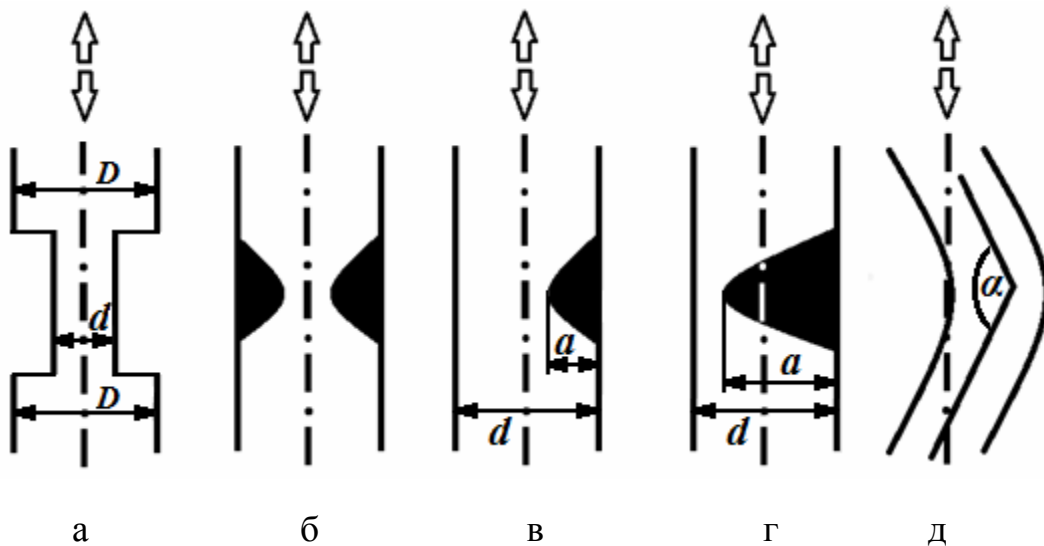


Рис. 2.2. Види місцевих аеродинамічних опорів, які найчастіше зустрічаються у носовій порожнині: а) ілюстрація до визначення великого  $D$  і малого  $d$  діаметра каналу у завади; б) дросельна шайба, в), г) засувка з різним ступенем перекриття потоку ( $d$  – діаметр носового каналу,  $a$  – величина входження завади в потік), д) поворот потоку ( $\alpha$  – кут повороту)

Коефіцієнт Дарсі на дросельній шайбі (діафрагмі), яка установлена в каналі постійного діаметра (див. рис. 2.2, б), визначають за формулою [146, 147]:

$$\xi_{\ominus} = \left( \frac{1}{n \cdot \varepsilon} - 1 \right) = \left( \frac{S_D}{S_d \cdot \varepsilon} - 1 \right)^2, \quad (2.36)$$

де  $n$  – визначається за формулою (2.34);

$\varepsilon$  – коефіцієнт стиснення струї, яка вираховується відповідно до наближеної формули Альтшуля [147]:



$$\varepsilon = 0,57 + \frac{0,043}{1,1 - n}. \quad (2.37)$$

Слід зазначити, що при розрахунках місцевого опору на дросельній шайбі за формулою (2.28) і (2.29), середня швидкість повітряного потоку  $V$  визначається в найширшій частині каналу ( $V \equiv V_D$ ), а не в отворі діафрагми.

Коефіцієнт  $\zeta_{\nabla}$  втрат напору при розповсюджених типах засувки (див. рис. 2.2, в, г) залежить від відношення величини  $a$  входження завади в потік до гідравлічного діаметру каналу  $d_h$  (від коефіцієнта перекриття потоку):

$$\zeta_{\nabla} = f\left(\frac{a}{d_h}\right) \quad (2.38)$$

і визначається шляхом апроксимації значень, наведених у табл. 2.1.

Таблиця 2.1

Залежність коефіцієнта  $\zeta_{\nabla}$  втрат напору при розповсюджених типах засувки від величини коефіцієнта перекриття потоку  $\frac{a}{d_h}$  [146, 147]

$a / d_h$	0	0,25	0,375	0,5	0,625	0,75	0,875
$\zeta_{\nabla}$	0,12	0,26	0,81	2,06	5,52	17,0	97,8

Під час розрахунку місцевих втрат тиску, які викликані викривленнями каналу і відповідно поворотом потоку повітря (див. рис. 2.2, д), коефіцієнт місцевого опору розраховують за формулою [146]:

$$\xi_{\alpha} = \xi_{90^{\circ}} (1 - \cos \alpha), \quad (2.39)$$

де  $\xi_{90^{\circ}}$  – значення коефіцієнта Дарсі для кута  $\alpha = 90^{\circ}$ , яке приймається для орієнтовних розрахунків  $\xi_{90^{\circ}} = 1$ ;

$\alpha$  – кут повороту каналу.

Розглядаючи інтроскопічну картину таких поширених функціональних ринологічних патологій, які пов'язані з порушенням проходження повітряного потоку через носову порожнину (викривлення носової перегородки (рис. 2.3), хронічний риносинусит (рис. 2,4), поєднане викривлення носової перегородки з хронічним риносинуситом (рис. 2.5) і хронічний поліпозний риносинусит (рис. 2.6)) необхідно зазначити, що найбільш характерним локальним аеродинамічним опором є турбулізація потоку на засувці (див. рис. 2.2, в, г) з позначенням геометричних показників на рис. 2.7, а. При цьому величина  $a$  візуально показує входження гребеня носової перегородки у носовий прохід

згідно з еквівалентом засувки в табл. 2.1, а еквівалентний діаметр  $d$  носового проходу позначений пунктиром. Також досить часто виникає поворот потоку на кут  $\alpha$  (рис. 2.7, б) з еквівалентними позначеннями на рис. 2.2, д.

Приклад комп'ютерної томографії у пацієнта з комплексною патологією – викривленням носової перегородки вліво і хронічним риносинуситом наведено на рисунку 2.5, а, б. При цьому добре візуалізується місцевий опір повітряного потоку справа в області викривлення носової перегородки і звуження носового проходу з протилежного боку, яке викликане вираженою гіпертрофією слизової оболонки нижньої носової раковини зліва.

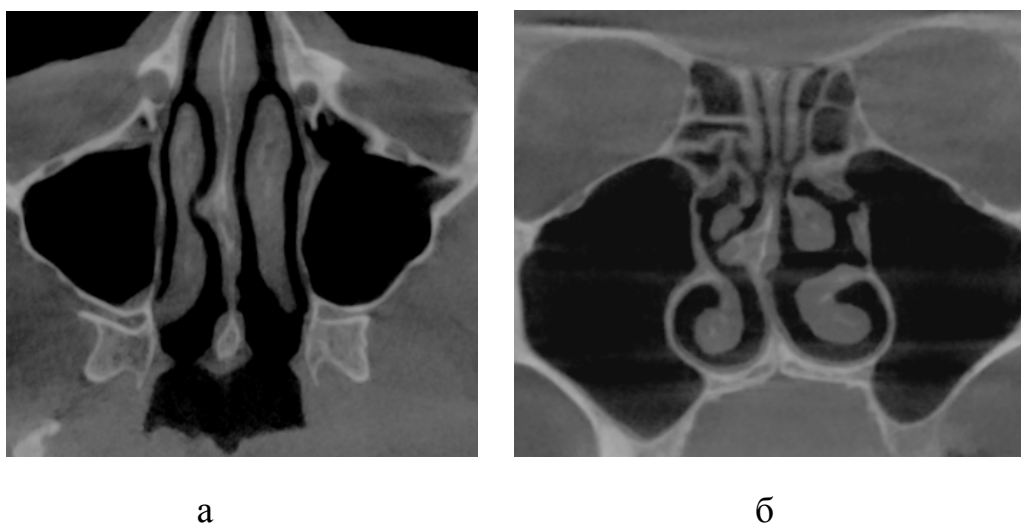


Рис. 2.3. Комп'ютерна томографія пацієнта з викривленням носової перегородки вправо: а) аксіальний томографічний зріз; б) мультипланарна реконструкція у фронтальній проекції

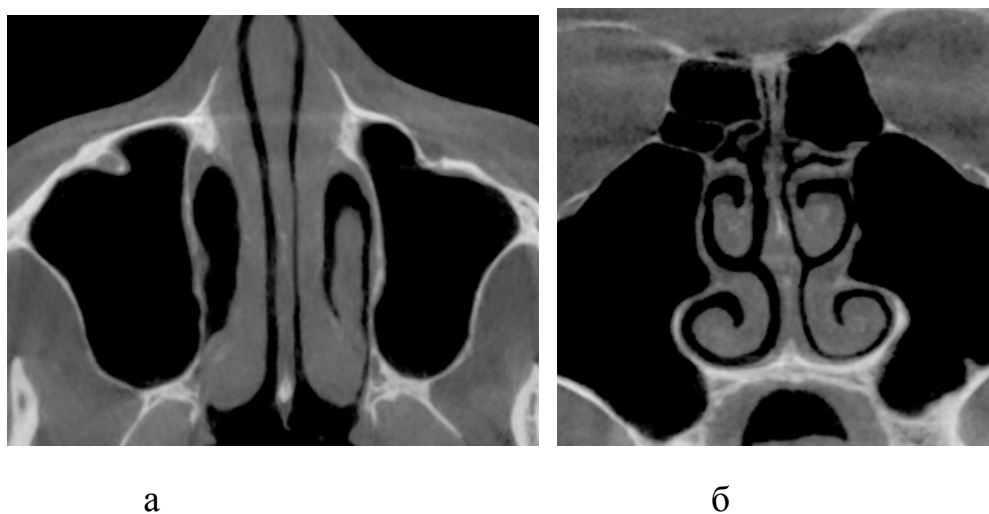
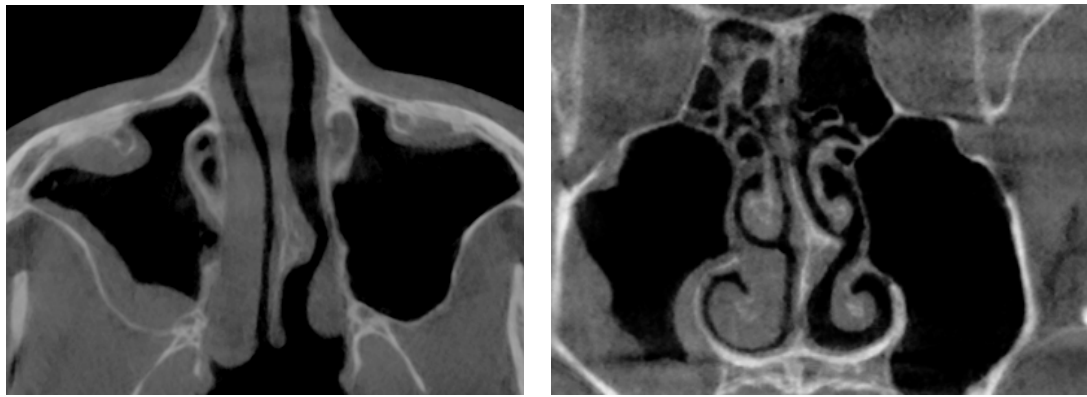


Рис. 2.4. Комп'ютерна томографія пацієнта з наслідками хронічного риносинуситу: а) аксіальний томографічний зріз; б) мультипланарна реконструкція у фронтальній проекції

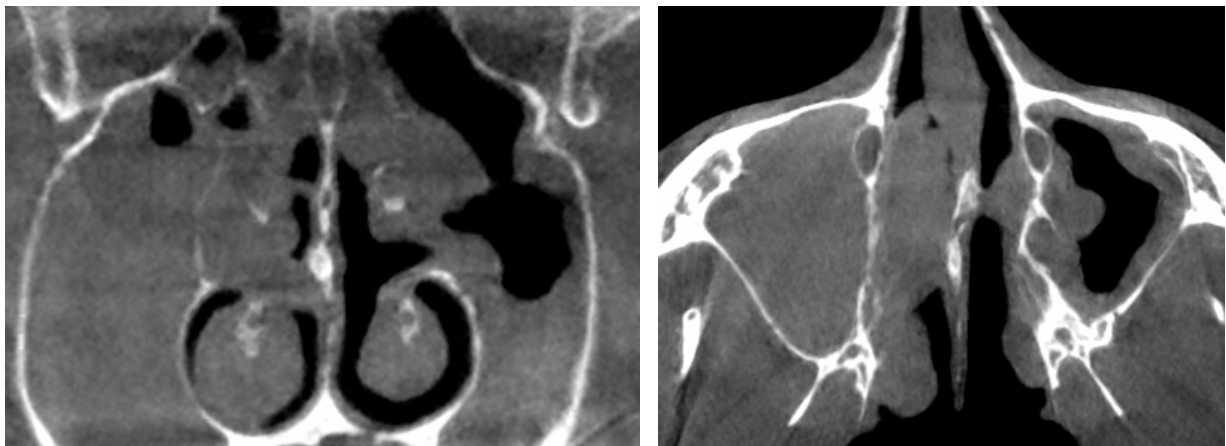


а

б

Рис. 2.5. Комп'ютерна томографія пацієнта з викривленням носової перегородки вліво і хронічним риносинуситом: а) аксіальний томографічний зріз; б) мультипланарна реконструкція у фронтальній проекції

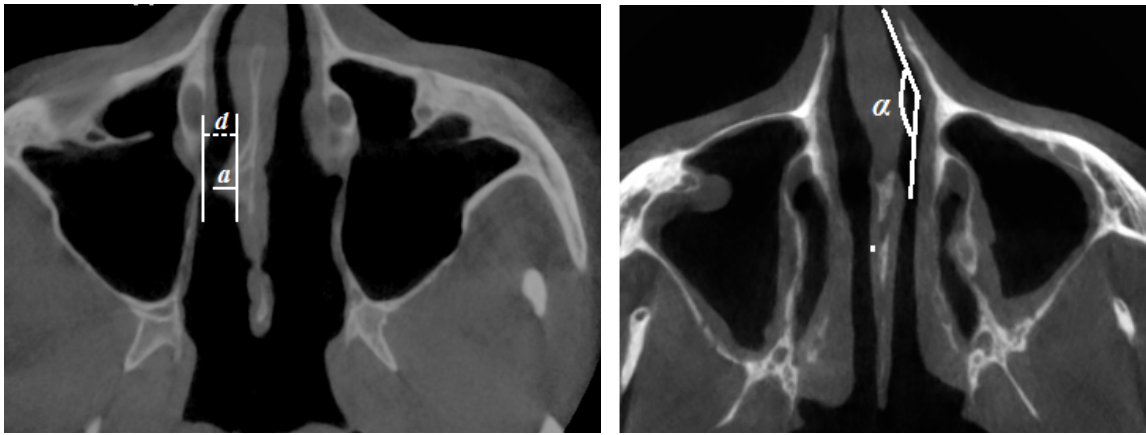
Наведені перетини не володіють наочністю тривимірних зображень, але відображають характерні аксіальні та фронтальні перетини носової порожнини при конкретних патологічних змінах, які можна оцінити візуально, наприклад, за допомогою ендоскопії. Умовна норма наведена на томограмі на рис. 2.8, а. Для порівняння на рис. 2.8, б наведена аксіальна комп'ютерна томограма хворого з риносинуситом і накладенням декількох зрізів у режимі псевдорентгена для візуальної оцінки перекриття повітряних порожнин. Також на цій томограмі видно поворот повітряного каналу, який пов'язаний з викривленням носової перегородки вправо в передньому хрящовому відділі.



а

б

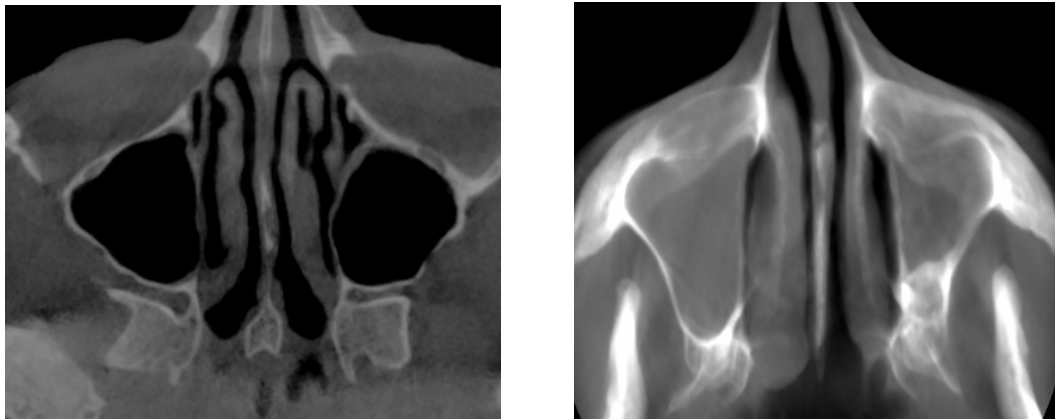
Рис. 2.6. Комп'ютерна томографія пацієнта з хронічним поліпозним риносинуситом: а) аксіальний томографічний зріз; б) мультипланарна реконструкція у фронтальній проекції



а

б

Рис. 2.7. Комп'ютерно-томографічні зрізи в аксіальній проекції пацієнтів:  
 а) з викривленням носової перегородки вправо ( $d$  – еквівалентний діаметр,  
 $a$  – величина входження в потік гребеня носової перегородки),  
 б) з викривленням носової перегородки в передніх відділах  
 ( $\alpha$  – кут повороту потоку)



а

б

Рис. 2.8. Комп'ютерна томографія в аксіальній проекції: а) за відсутності порушень носового дихання; б) пацієнта з риносинуситом при накладенні декількох зрізів у режимі псевдорентгена

Розглядаючи носову порожнину як два паралельних повітряних канали згідно з рис. 2.9, де дроселі  $DP_{1L}$ ,  $DP_{1R}$ ,  $DP_{2L}$ ,  $DP_{2R}$  становлять зосереджені сумарні втрати тиску за довжиною ( $l$ -length)  $\sum \Delta p_{lL}$  і  $\sum \Delta p_{lR}$  і на місцевих ( $r$ -regional)  $\sum \Delta p_{rL}$  і  $\sum \Delta p_{rR}$  опорах, можна записати перепади тисків і для лівого і правого носових каналів відповідно

$$\Delta p = \Delta p_L = \Delta p_R. \quad (2.40)$$

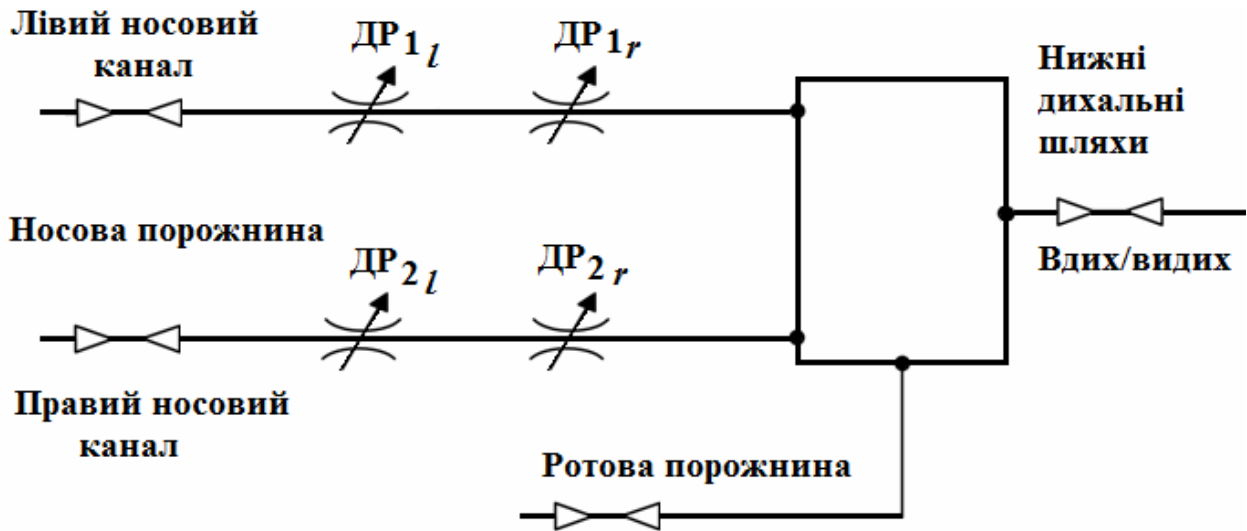


Рис. 2.9. Пневматична структурна схема верхніх дихальних шляхів

Загальна витрата повітря при цьому становить суму витрат через лівий  $Q_L$  і правий  $Q_R$  носові канали, відповідно (дихання через рот повністю виключається):

$$Q_{\Sigma} = Q_L + Q_R. \quad (2.41)$$

Згідно з виразом (2.29) перепади тиску через кожний носовий прохід визначатимуться за такими формулами:

$$\Delta p_L = \sum \Delta p_{l_L} + \sum \Delta p_{r_L} = \sum \lambda_L \cdot \rho \frac{L_L}{d_{hL}} \frac{Q_L^2}{2S_L^2} + \sum \xi_L \cdot \rho \frac{Q_L^2}{2S_L^2} = Q_L^2 A_L, \quad (2.42)$$

$$\Delta p_R = \sum \Delta p_{l_R} + \sum \Delta p_{r_R} = \sum \lambda_R \cdot \rho \frac{L_R}{d_{hR}} \frac{Q_R^2}{2S_R^2} + \sum \xi_R \cdot \rho \frac{Q_R^2}{2S_R^2} = Q_R^2 A_R, \quad (2.43)$$

де  $\lambda_L, \lambda_R$  – коефіцієнти Дарсі (втрат тиску за довжиною) для лівого і правого носових проходів, відповідно;

$\xi_L, \xi_R$  – коефіцієнти місцевих опорів для лівого і правого носових проходів, відповідно;

$L_L, L_R$  – довжини лівого і правого носових проходів, відповідно;

$Q_L, Q_R$  – витрати повітря через лівий і правий носові проходи, відповідно;

$d_{hL}, d_{hR}$  – гідравлічні діаметри лівого і правого носових проходів, відповідно;

$S_L, S_R$  – площі перетинів лівого і правого носових проходів, відповідно;

$\rho$  – густина повітря;

$A_L, A_R$  – коефіцієнти аеродинамічного носового опору для лівого і правого носових каналів, які із формул (2.42) і (2.43) відповідно дорівнюють

$$A_L = \sum \lambda_L \cdot \rho \frac{L_L}{d_{h_L} \cdot 2S_L^2} + \sum \xi_L \cdot \rho \frac{1}{2S_L^2}; \quad (2.44)$$

$$A_R = \sum \lambda_R \cdot \rho \frac{L_R}{d_{h_R} \cdot 2S_R^2} + \sum \xi_R \cdot \rho \frac{1}{2S_R^2}. \quad (2.45)$$

З урахуванням рівнянь (2.40) – (2.45) витрат повітря через кожний носовий канал визначаються, виражаючи втрати тиску через витрату одного з них

$$\Delta p_L = \Delta p_R = \Delta p = Q_L^2 \cdot A_L = Q_R^2 \cdot A_R. \quad (2.46)$$

Тому, з урахуванням формули (2.46), отримуємо витрату для лівого і правого носових проходів

$$Q_R = Q_L \sqrt{\frac{A_L}{A_R}}; \quad Q_L = Q_R \sqrt{\frac{A_R}{A_L}}, \quad (2.47)$$

і сумарну витрату повітря

$$Q_\Sigma = Q_L + Q_L \sqrt{\frac{A_L}{A_R}} = Q_L \left( 1 + \sqrt{\frac{A_L}{A_R}} \right), \quad (2.48)$$

а також значення витрат через кожен із носових проходів, які виражені через сумарну витрату повітря відповідно до (2.48)

$$Q_L = \frac{Q_\Sigma}{1 + \sqrt{\frac{A_L}{A_R}}}, \quad Q_R = \frac{Q_\Sigma}{1 + \sqrt{\frac{A_R}{A_L}}}. \quad (2.49)$$

При цьому і перепади тиску і сумарну витрату повітря можна отримати за результатами задньої активної риноманометрії, а коефіцієнти аеродинамічних носових опорів – згідно з вищенаведеними розрахунками за даними комп'ютерної томографії, що дозволяє верифікувати дані обох методів.

### 2.3 Розробка методу визначення коефіцієнта аеродинамічного носового опору за даними комп'ютерної томографії

Зважаючи на фізіологічні показники (значеннями витрати повітря і перепаду тиску), шляхом аналізу анатомічної конфігурації носової порожнини

за даними комп'ютерної томографії, можна визначити величину коефіцієнта аеродинамічного носового опору. Такий метод визначення коефіцієнта аеродинамічного носового опору, на відміну від експериментального – риноманометричного, слід вважати теоретичним, оскільки він заснований на обчисленнях за аналітичними виразами з підрозділу 2.2. Такий метод актуальний, перш за все, для планування функціональних ринохірургічних втручань, оскільки дозволяє завдяки віртуальній зміні конфігурацій структур носової порожнини прогнозувати зміну аеродинамічного носового опору. Риноманометричний метод у чистому вигляді дозволяє отримувати ці значення тільки експериментально і безпосередньо для планування хірургічних втручань не придатний.

Пропонований метод складається з таких етапів:

- отримання та аналізу риноманометричних показників (витрати повітря і перепаду тиску) з метою визначення режиму дихання;
- проведення комп'ютерно-томографічного обстеження пацієнта для анатомічного картування носової порожнини;
- побудови просторової моделі носової порожнини на основі сегментованих комп'ютерно-томографічних даних;
- побудови аеродинамічної моделі носової порожнини на основі об'єднаних даних риноманометрії і комп'ютерної томографії при різних режимах течії повітря;
- визначення втрат тиску за довжиною носової порожнини;
- визначення втрат тиску на місцевих опорах носової порожнини;
- визначення інтегрального коефіцієнта аеродинамічного носового опору.

Розглянемо ці етапи більш детально. Основним заданим риноманометричним показником у даному методі є витрата повітря  $Q$ . Його значення вибираються або експериментально – безпосередньо за даними риноманометрії, або на основі фізіологічної норми з урахуванням 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) [16, 21, 33, 34]. Аналіз риноманометричних даних має обов'язково враховувати коефіцієнт ефективності носового дихання порівняно з ротовим, згідно з формулою:

$$k_E = \frac{Q_H}{Q_P}, \quad (2.50)$$

де  $Q_H$  – форсована витрата повітря під час дихання носом;

$Q_P$  – форсована витрата повітря під час дихання ротом.

Причому в нормі цей коефіцієнт  $k_E$  має знаходитися в межах 0,4-0,6.

Першим етапом аналізу томографічних даних, які задаються тривимірним структурованим масивом воксельних даних  $f(i, j, k)$ , є сегментація повітроносних порожнин пороговим методом для отримання бінарної характеристичної функції вигляду:

$$F(i, j, k) = \begin{cases} 1; & f(i, j, k) \leq T_a; \\ 0; & f(i, j, k) > T_a, \end{cases} \quad (2.51)$$

де  $T_a$  – порогове значення інтенсивності на межі повітря-м'які тканини, яке визначається шляхом аналізу гістограмних ознак зображення, або задається інтерактивно.

З метою усунення імпульсних завад перед етапом сегментації доцільно провести процедуру медіанної фільтрації, що не спотворює контури повітряних шляхів, а на завершальній стадії – виконати логічну фільтрацію сегментованих артефактів малої площі (або об'єму, для тривимірного простору) [149]. Також, шляхом виконання морфологічних операцій усуваються співустя додаткових пазух, а самі додаткові пазухи, які беруть в аналізі аеродинамічних характеристик, усуваються на основі логічної фільтрації. Ілюстрація процесу сегментації носової порожнини і логічної фільтрації додаткових (верхньощелепних) пазух наводиться на рис. 2.10. За результатами контурної сегментації (див. рис. 2.10, г) будується просторова лофтінгава модель носової порожнини (див. рис. 2.11).

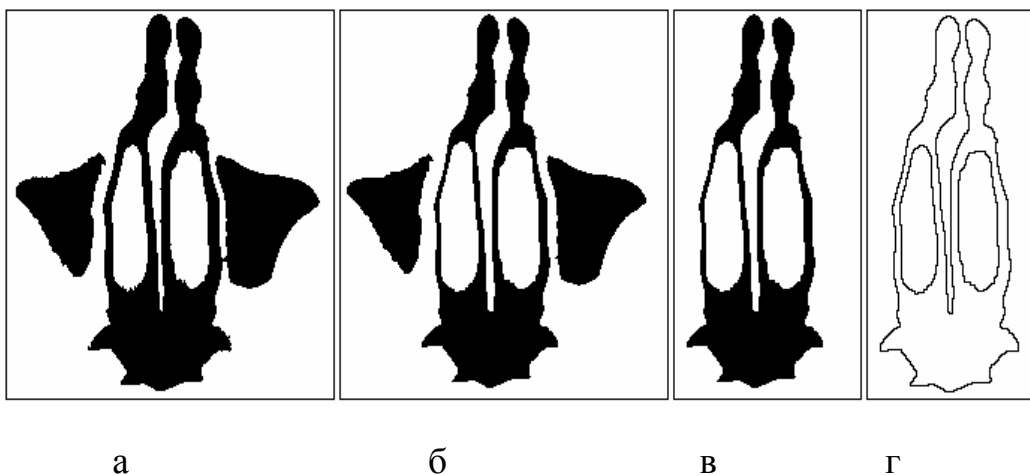


Рис. 2.10. Ілюстрація етапів процедури сегментації носової порожнини на зображенні аксіального томографічного зрізу: а – вихідне зображення з відображенням носових каналів верхньощелепних пазух; б – зображення після виконання морфологічної обробки; в – зображення після логічної фільтрації додаткових пазух; г – зображення контурів носової порожнини



Аеродинамічна модель носової порожнини дозволяє за виразами (2.40 – 2.49) визначати основні показники повітряного потоку за геометричними характеристиками носових проходів.

Визначення режиму течії повітря базується на обчисленні чисел Рейнольдса за формулою (2.30) із витратами у різних режимах дихання і в порівнянні чисел Рейнольдса з критичними значеннями. Уточнений критерій для режиму течії повітря у носовій порожнині буде розглянуто у четвертому розділі.

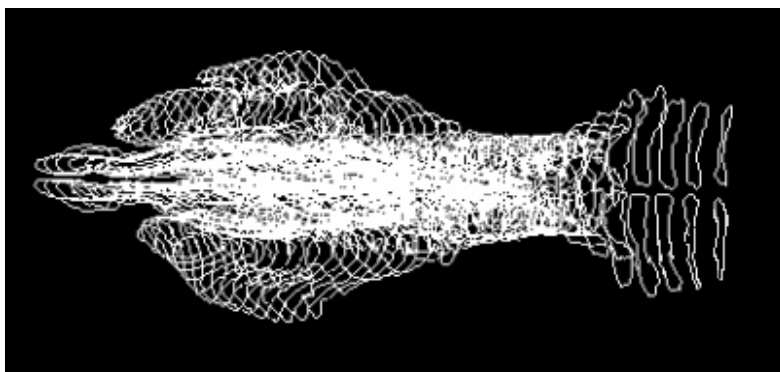


Рис. 2.11. Просторова модель носової порожнини (придаткові пазухи не вилучені для наочності)

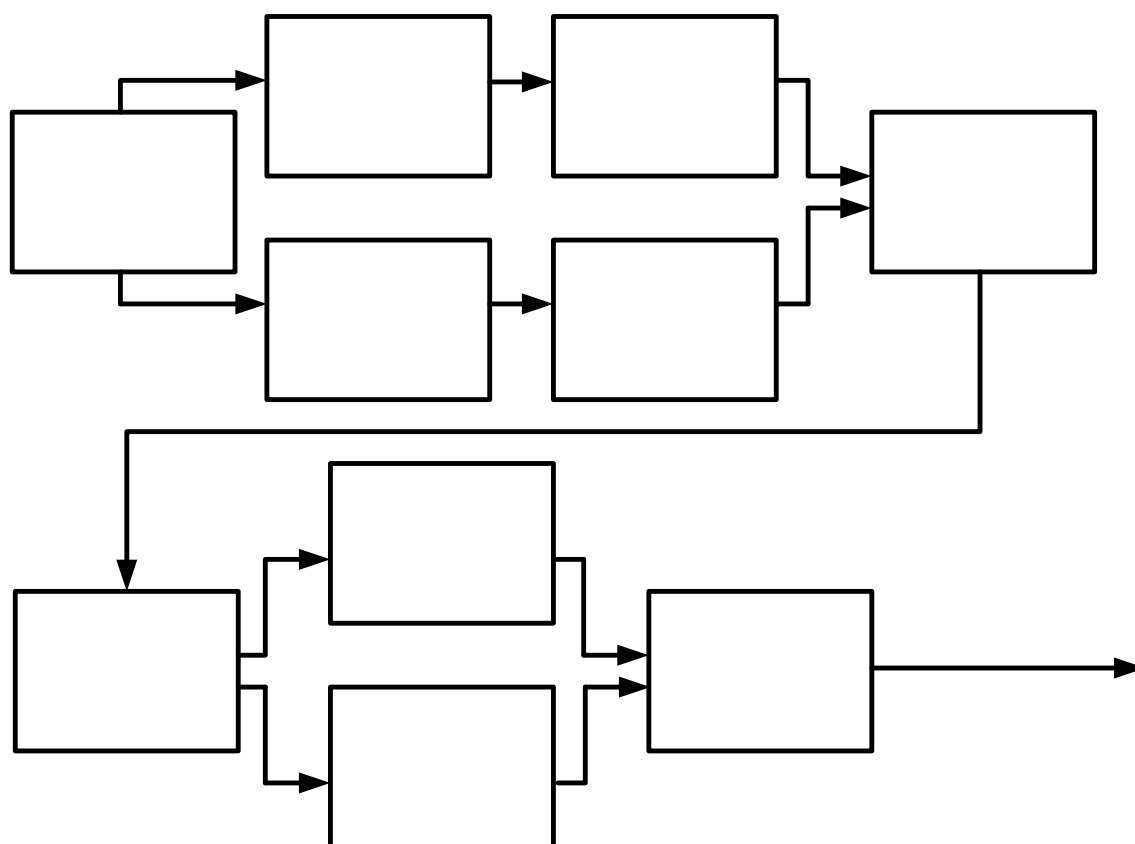


Рис. 2.12. Структурна схема методу визначення коефіцієнта аеродинамічного носового опору

Проте, можна визначити довжину початкових ділянок сталих течій при ламінарному  $l_s^{(L)}$  та турбулентному  $l_s^{(T)}$  режимах течії повітря [146, 147]:

$$l_s^{(L)} = 0,065 \cdot d_h \cdot \text{Re}; \quad (2.52)$$

$$l_s^{(T)} = \frac{2,45 \cdot d_h}{\sqrt{\lambda}}. \quad (2.53)$$

При характерному гідравлічному діаметрі  $d_h = 5 \div 8$  мм і числах Рейнольдса  $\text{Re} \approx 300$ , можна обчислити, що  $l_s^{(L)} \approx 10$  см, а  $l_s^{(T)} \approx 4 \div 5$  см. Це означає, що ламінарний режим течії повітря (з характерним профілем швидкостей) не може встановитися через малу довжину (в середньому близько 7 см) носової порожнини. Турбулентний режим встановлюватиметься приблизно на половині довжини носової порожнини. Тому основні розрахункові вирази під час дослідження результатів риноманометрії під час форсованого дихання доцільно проводити для турбулентного режиму за формулами (2.40 – 2.49). Визначення втрат тиску за довжиною проводиться шляхом зрізового підсумовування значень перших членів у формулах (2.44) та (2.45) для лівого і правого носових каналів відповідно.

З метою обчислення локальних втрат тиску необхідно враховувати складнощі з визначенням взаємовпливу прилеглих місцевих опорів. Особливості геометрії носових каналів не дозволяють розглядати ізольовано ділянки з місцевими опорами (зі збіжністю розрахункових та експериментальних даних в межах 9%), оскільки зона їх взаємовпливу  $l_{\text{вл}}$  буде істотно менше, ніж розглянута в [147] і, яка надається відповідно до нижчеподаного критерію:

$$l_{\text{вл}} \geq (30 \dots 40) d_h, \quad (2.54)$$

де  $d_h$  – гідравлічний (еквівалентний) діаметр носового каналу, зазвичай для розрахунків приймається рівним 5 мм [21, 150].

Відповідно  $l_{\text{вл}}$  знаходитиметься в межах 150÷200 мм при середній довжині носової порожнини близько 70 мм. Тобто, просте підсумовування значень коефіцієнтів місцевих опорів для носової порожнини з локально розташованими збудженнями потоку є некоректним. Тому в роботі запропоновано метод, який враховує максимальне (і, як правило, найвираженіше) з усіх місцевих опорів відповідно до формул:

$$A_{r_L}^{(\max)} = \max \left( \xi_{L_i} \cdot \rho \frac{1}{2S_{L_i}^2} \right), \text{ при } i \in [1, I]; \quad (2.55)$$

$$A_{r_R}^{(\max)} = \max \left( \xi_{R_i} \cdot \rho \frac{1}{2S_{R_i}^2} \right), \text{ при } j \in [1, J], \quad (2.56)$$

де  $i, j$  – індекси аналізованих місцевих опорів для лівого та правого носових проходів відповідно;

$I, J$  – загальна кількість аналізованих місцевих опорів для лівого та правого носових проходів відповідно.

Тоді, формули (2.44) і (2.45) з урахуванням виразів (2.55) і (2.56) перетворюються до вигляду:

$$A_L = \sum \lambda_L \cdot \rho \frac{L_L}{d_{h_L} \cdot 2S_L} + A_{r_L}^{(\max)}. \quad (2.57)$$

$$A_R = \sum \lambda_R \cdot \rho \frac{L_R}{d_{h_R} \cdot 2S_R} + A_{r_R}^{(\max)}. \quad (2.58)$$

Підсумковий коефіцієнт аеродинамічного носового опору розраховується, виходячи з формул:

$$Q_\Sigma = Q_L + Q_R = \sqrt{\frac{\Delta p}{A_L}} + \sqrt{\frac{\Delta p}{A_R}} = \sqrt{\frac{\Delta p}{A_{L\parallel R}}}, \quad (2.59)$$

де

$$A_{L\parallel R} = \left( \frac{\sqrt{A_L} \cdot \sqrt{A_R}}{\sqrt{A_L} + \sqrt{A_R}} \right)^2, \quad (2.60)$$

розраховується як еквівалентний аеродинамічний опір паралельних носових проходів у турбулентному режимі. Практична реалізація розробленого методу та результати чисельних експериментів будуть наведені в підрозділі 4.1.

При моделюванні проходження повітряного потоку через носову порожнину необхідно визначати втрати тиску як за довжиною, так і на місцевих опорах, що дозволяє враховувати не тільки силу тертя повітряного потоку об стінки носової порожнини, а й ефект вихроутворення на локальних змінах конфігурацій носових каналів, що особливо важливо для планування оперативних втручань та оцінки морфо-функціонального впливу внутрішньоносових структур на назальну аеродинаміку.

Основним режимом течії повітря в носовій порожнині є турбулентний, в якому логарифмічний профіль швидкостей при типових значеннях витрат встановлюється приблизно на половині довжини носової порожнини. Тому, в ході моделювання повітряного потоку в носовій порожнині слід

використовувати основні розрахункові залежності для турбулентного режиму течії, при якому перепад тиску в носових проходах залежить від квадрата значення витрат, які пропускаються.

Проведений аналіз конфігурацій носової порожнини показав, що найбільш поширеними локальними збурюваннями повітряного потоку в носових проходах є опори типу «засувки» і «повороту потоку», що обумовлено, як правило, наявністю місцевих викривлень носової перегородки.

Мала довжина носової порожнини порівняно із областю взаємовпливу місцевих опорів (більш ніж удвічі менше) не дозволяє враховувати їх спільний опір повітряного потоку, тому доцільно при визначенні сумарного місцевого аеродинамічного носового опору враховувати тільки місцевий опір, який вносить максимальні втрати напору.

Метрологічні характеристики пристроїв діагностики порушень носового дихання розглядаються в роботах [149–157]. Цифрова обробка, перетворення та аналіз зображень в роботах [158–180]. Принципи моделювання малотравматичних хірургічних втручань в роботах [181–193].

## 3 МЕТОДИ АДАПТИВНОГО ВИБОРУ ВАРІАНТІВ У СИСТЕМАХ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ

### 3.1 Адаптивний вибір варіантів у системах прийняття рішень

У багатьох реальних ситуаціях вибір варіантів доводиться здійснювати за умови апіорної невизначеності, коли за наявними даними не можна заздалегідь вказати, які з можливих варіантів необхідно вибрати, щоб забезпечити досягнення заданої мети. У цьому випадку досягнення заданої мети можливо лише на основі застосування адаптивного підходу, зміст якого полягає у використанні поточної інформації, одержуваної в результаті окремих дій вибору. Це дозволяє компенсувати нестачу інформації і реалізувати оптимальну на класі систем стратегію керування.

Розглянемо загальну постановку задачі адаптивного вибору варіантів, наведену на рис. 3.1.

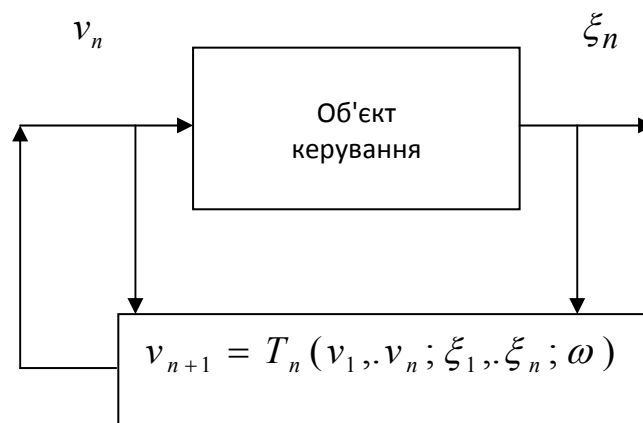


Рис. 3.1. Схема адаптивного вибору варіантів

Зміст підходу полягає в тому, що в кожний з послідовних моментів часу необхідно вибрати варіант із скінченної множини можливих варіантів.

У результаті зробленого вибору втрати системи є випадковою величиною – функцією елементарного результату, що залежать від станів системи. Реалізована при цьому послідовність варіантів має бути такою, щоб досягалася задана мета, яка формулюється в термінах граничних значень поточних середніх втрат.

Наявність апіорної невизначеності, яка полягає у відсутності точної інформації про втрати системи і її характеристик, призводить до того, що

формування послідовності варіантів  $\{v_n\}$ , які забезпечують досягнення цільової умови розв'язуваної задачі, слід здійснювати відповідно до адаптивного підходу.

При цьому вибір чергового варіанта  $v_{n+1}$  виробляється на основі отриманої до поточного моменту часу послідовності витрат  $\xi_1, \xi_2, \dots, \xi_n$ , відповідної реалізованій послідовності варіантів  $v_1, v_2, \dots, v_n$ . Це означає, що  $v_{n+1}$  є функцією від  $v_1, v_2, \dots, v_n$ ,  $\xi_1, \xi_2, \dots, \xi_n$  і, можливо, від моменту часу й елементарного результату

$$v_{n+1} = T_n(v_1, v_2, \dots, v_n; \xi_1, \xi_2, \dots, \xi_n; \omega), \quad n = 1, 2, \dots, \quad (3.1)$$

де  $\xi_n$  залежно від задачі – або скаляр, або вектор.

Функцію  $T_n$  називатимемо правилом вибору варіанту  $v_{n+1}$ . Ця функція може бути як детермінованою, так і випадковою. Послідовність  $\{T_n\}$  правил вибору визначає стратегію вибору чи варіантів стратегії керування.

Детерміновані стратегії вибору складають предмет вивчення теорії поведінки детермінованих автоматів у випадкових середовищах. Ці стратегії допускають можливість простої реалізації за допомогою детермінованих скінченних автоматів (Finite State Machine). Вони в основному орієнтовані на задачі з бінарними втратами, хоча, як відзначалося вище, можуть застосовуватися й в інших випадках. Крім того, для них характерне забезпечення наближено оптимальної поведінки, близькість якої до оптимальної зростає зі збільшенням глибини пам'яті автомата, що спричиняє, однак, зменшення швидкості досягнення вирішення і збільшує складність (кількість станів) відповідного автомата. Це ж властиво і стохастичним автоматам з постійною структурою, що реалізують рандомізовані стратегії вибору.

Відзначимо також, що в умовах повної інформації оптимальна стратегія завжди належить класу детермінованих стратегій:

$$v_{n+1} = T_n(\omega), \quad n = 1, 2, \dots. \quad (3.2)$$

Наявність апріорної невизначеності призводить до необхідності використовувати більш складну рандомізовану стратегію. У теорії поведінки автоматів таким стратегіям відповідають стохастичні автомати зі змінною структурою. Більшість з них реалізують рандомізовані правила вибору такого вигляду:

$$p_{n+1} = R_n(v_1, v_2, \dots, v_n; p_1, p_2, \dots, p_n; \xi_1, \xi_2, \dots, \xi_n), \quad n = 1, 2, \dots, \quad (3.3)$$

де  $R_n$  – вектор-функція зі значеннями в симплексі  $S^n$ ,

$p_n$  – вектор умовних ймовірностей вибору варіантів  $v(1), v(2), \dots, v(N)$  у момент часу  $t_n$ .

Вибору чергового варіанта  $v_{n+1}$  передуює обчислення відповідно до (3.3), вектора  $p_{n+1}$ . Варіант  $v_{n+1}$  є випадковою дискретною величиною, що приймає значення  $v(1), v(2), \dots, v(N)$  з умовними ймовірностями  $p_{n+1}(1), p_{n+1}(2), \dots, p_{n+1}(N)$  при фіксованій передісторії  $(v_1, v_2, \dots, v_n; \xi_1, \xi_2, \dots, \xi_n)$ .

Серед рандомізованих правил вибору (3.3) містяться так звані марківські правила:

$$p_{n+1} = Q_n(v_n, p_n, \xi_n), \quad n = 1, 2, \dots \quad (3.4)$$

Рандомізовані стратегії, обумовлені послідовністю правил вигляду (3.4), належать до класу рекурентних алгоритмів адаптивного вибору варіантів. Ці алгоритми досить просто реалізуються, оскільки вони на кожному кроці використовують мінімальну інформацію про передісторію процесу.

Можна виділити такі особливості рандомізованих стратегій:

– задачі адаптивного вибору варіантів еквівалентні оптимізаційним задачам з неперервними змінними компонентами  $p_n(1), \dots, p_n(N)$  рандомізованих правил типу (3.3), що дає можливість застосувати апарат стохастичної апроксимації для побудови і дослідження алгоритмів адаптивного вибору варіантів;

– застосування таких стратегій дозволяє однаково формувати алгоритм адаптивного вибору варіантів при вирішенні всіх розглянутих задач;

– використання рандомізованих стратегій дозволяє вирішувати широкий клас задач адаптивного вибору варіантів, включаючи задачі з небінарними і навіть не обмеженими втратами  $\xi_n$ .

Задача адаптивного вибору варіантів є однією з найважливіших задач теорії адаптивних систем, предмет вивчення якої складають різноманітні адаптивні алгоритми, що дозволяють оптимізувати функціонування систем в умовах апріорної невизначеності.

Суть цих алгоритмів в тому, що вони показують, як необхідно розпоряджатися поточною інформацією й у результаті її обробки впливати на роботу системи, змінюючи режим чи варіант її функціонування для того, щоб забезпечити досягнення заданої мети.

У задачах адаптивного вибору варіантів такою поточною інформацією є реалізації втрат, одержуваних у результаті вибору конкретних варіантів.

Можна виділити чотири групи задач, що розрізняються між собою цілями, до досягнення яких потрібно прагнути в процесі вибору варіантів, а також можливою залежністю втрат від послідовності реалізованих до поточного моменту часу варіантів:

1. Задачі безумовної мінімізації середніх втрат.
2. Задачі умовної мінімізації середніх втрат.
3. Ігрові задачі.
4. Задачі керування кінцевими марківськими ланцюгами.

На рис. 3.2 наведено відповідну класифікацію задач адаптивного вибору варіантів. Наведемо короткий огляд існуючих методів вирішення перерахованих задач.

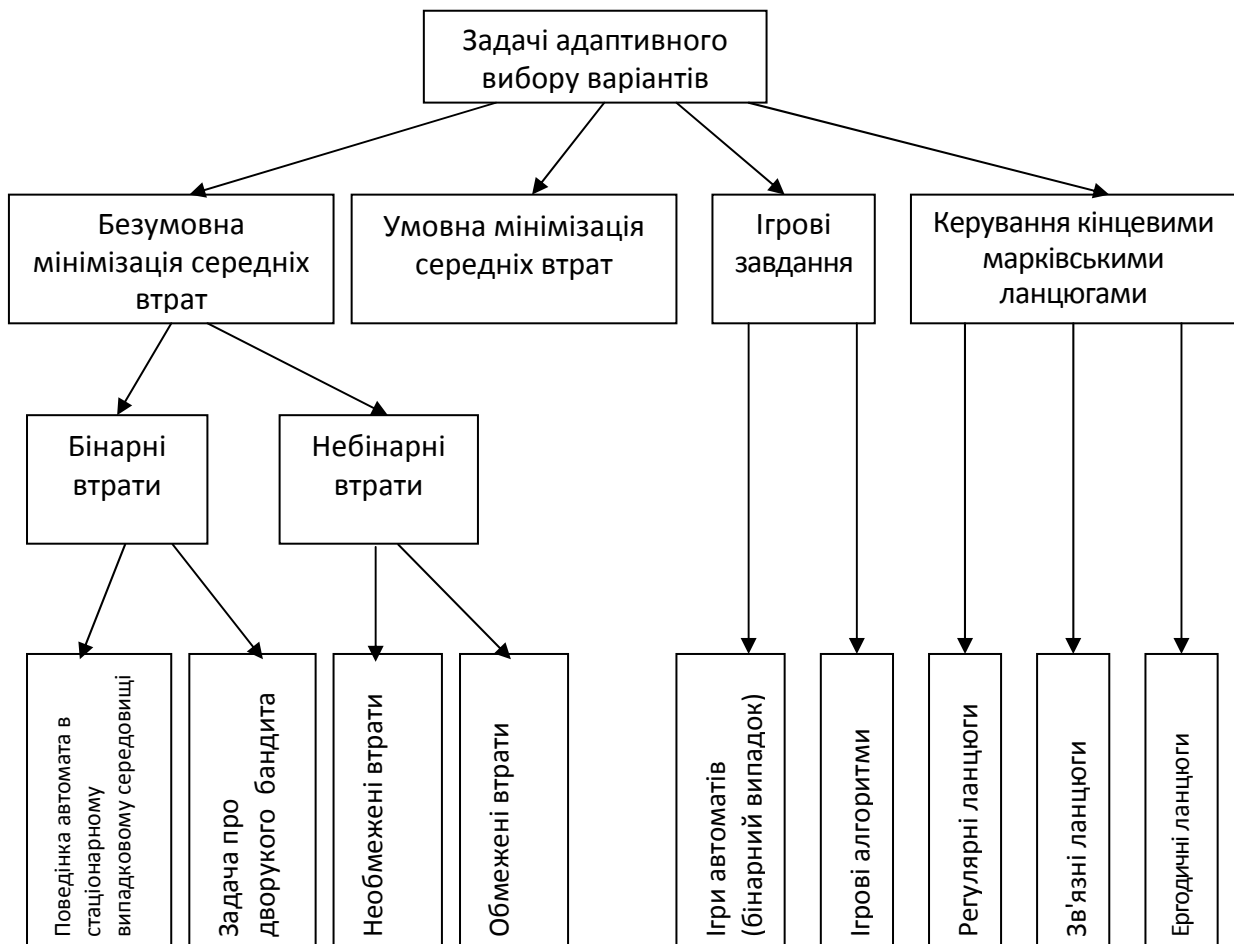


Рис. 3.2. Класифікація методів адаптивного вибору варіантів



### *1. Безумовна мінімізація середніх втрат.*

Задачі цієї групи відрізняються тим, що якість обраного варіанта характеризується в них випадковою скалярною величиною, а метою є забезпечення мінімально можливого середнього її значення. Тут розрізняють задачі з бінарними втратами, у яких величина, що характеризує якість окремого акта вибору, приймає тільки два значення (1, що відповідає "штрафу", і 0, що трактується як "не штраф"), і задачі з небінарними втратами.

Більшість робіт у цьому напрямку присвячено задачі з бінарними втратами, що складає предмет дослідження теорії поведінки автоматів у стаціонарних випадкових середовищах.

Алгоритми адаптивного вибору варіантів розглядаються в цій теорії як скінченні автомати (взагалі говорячи, стохастичні), що мають двійковий вхід і множину дій, що збігається з множиною можливих варіантів. Виконуючи ту чи іншу дію, автомат вказує на вибір відповідного варіанта, що визначає імовірність того, що автомат буде оштрафований середовищем. У відповідь на реакцію середовища (0 чи 1), автомат робить зміну стану (відповідно до матриці переходів), виконуючи потім нову дію і викликаючи чергову реакцію середовища і т.д.

Цей напрямок досліджень започаткований Цетліним [195], який запропонував конструкцію так званого автомату з лінійною тактикою і дослідив його поведінку в стаціонарному випадковому середовищі. Інші конструкції автоматів (як детермінованих, так і стохастичних) було запропоновано і досліджено Крицьким [197] і Пономарьовим [198]. Кожний з цих автоматів є автоматом з постійною структурою (тобто матриця переходів і відображення "стан - дія" не міняються в часі).

Дослідження поведінки такого автомата в стаціонарному випадковому середовищі зводиться до обчислення й аналізу фінальних ймовірностей станів відповідного дискретного ланцюга Маркова. Перераховані вище конструкції автоматів мають властивість оптимальності за рахунок вибору досить великого числа станів автомата (глибини пам'яті), що припадають на одну дію, і при цьому можна забезпечити таке граничне значення середнього штрафу, що надзвичайно мало відрізнятиметься від мінімально можливої величини.

Наступний етап дослідження поведінки автоматів у випадкових середовищах був започаткований в роботах, де пропонувалося розширити клас досліджуваних автоматів, а саме досліджувати поведінки стохастичних автоматів зі змінною структурою. Такі автомати під час спостереження реакції середовища на зроблену дію спочатку змінюють матрицю переходів,

а потім роблять зміну стану відповідно до цієї зміненої матриці. Алгоритм зміни матриці переходів може бути різним.

Надалі в основному вивчалися такі автомати, у яких матриця переходів має однакові рядки, а число станів дорівнює числу дій (кожному стану відповідає "своя" дія). Такі автомати одержали назву "автомат-рядок". Вони цілком визначаються стохастичним вектором, компоненти якого суть ймовірності здійснення автоматом відповідної дії.

При цьому ймовірність здійснення якої-небудь дії не залежить від тієї дії, що автомат зробив на попередньому кроці. Алгоритми зміни цього стохастичного вектора в процесі взаємодії "автомата-рядка" із середовищем, що становлять алгоритми зміни його структури, називають автоматними алгоритмами. Різні автоматні алгоритми були запропоновані Варшавським і Воронцовою, Шапіро і Нарендрою, Лакшмивараханом і Тхатхачаром та іншими авторами. Вони були отримані з евристичних міркувань, а основним інструментом дослідження їхніх властивостей було моделювання на ЕОМ.

Ципкін і Позняк встановили, що всі ці алгоритми можна вивчати, виходячи з єдиних міркувань, заснованих на методі стохастичної апроксимації. Такий підхід дозволив провести теоретичне дослідження збіжності зазначених алгоритмів, яке показало, що жоден з них не гарантує з ймовірністю 1 оптимальної поведінки в довільному середовищі.

Теорія поведінки автоматів у випадкових середовищах виникла і тривалий розвивалася незалежно від більш ранніх досліджень закордонних авторів, які вивчали, так звану «задачу про дворукого бандита». Ця задача, власне кажучи, є окремим випадком задачі адаптивного вибору варіантів з бінарними втратами, коли існує всього два можливих варіанти.

Запропоновані методи вирішення цієї задачі багато в чому аналогічні тим, що були отримані в ході вивчення поведінки у випадкових середовищах автоматів з постійною структурою. В останні роки основна проблема у задачі про дворукого бандита, що обговорюється в літературі, присвячена визначенню точної нижньої межі ймовірності вибору неоптимального варіанта.

Розглянемо методи вирішення задач адаптивного вибору варіантів з небінарними втратами. Тут розрізняють два випадки: задачі з обмеженими втратами, коли величина  $\xi_n (n = 1, 2, \dots)$ , яка характеризує якість обраного варіанта, з ймовірністю 1 приймає значення з деякого відомого скінченного відрізка  $[a, b]$ , і задачі з необмеженими втратами, у яких або відрізок  $[a, b]$

невідомий, або  $\xi_n$  з позитивною ймовірністю може бути як завгодно великим за абсолютною величиною.

Задачі адаптивного вибору варіантів з обмеженими втратами можуть вирішуватися методами, розробленими для вирішення задач з бінарними втратами. Без обмеження можна вважати, що характеристика якості  $\xi_n$  приймає значення з відрізка  $[0, 1]$ . У [196] запропоновано перетворювати величини  $\xi_n$  у послідовність нулів і одиниць за допомогою датчика випадкових чисел: з імовірністю  $\xi_n$  вибрати 1, а з імовірністю  $(1 - \xi_n)$  вибрати 0. Якщо вихід такого перетворювача розглядати замість витрат  $\xi_n$  як штраф (1) чи нештраф (0) за здійснений вибір варіанта і прагнути до мінімізації середнього штрафу, то приходимо до задачі з бінарними втратами, що еквівалентна вихідній.

Коноваловим запропоновано конструкцію сімейства автоматів, що дозволяють (при обмежених з імовірністю 1 витратах) домагатися  $\xi_n$ -оптимальності не тільки в стаціонарних, але й у періодично мінливих середовищах.

Інший підхід до вирішення задач з обмеженими втратами запропоновано у [197]. Автори поширили автоматні алгоритми на випадок, коли втрати приймають скінченну кількість значень і континуум значень, і показали, що для цих алгоритмів справедливі ті ж висновки про їхню збіжність, що й у бінарному випадку: з позитивною імовірністю задача може бути вирішена помилково. Зазначимо, що обмеженість втрат суттєво використовується в цих алгоритмах для забезпечення «стохастичності» вектора ймовірностей вибору варіантів при його змінах.

Усі ці алгоритми засновані на обчисленні (у процесі перебору можливих варіантів) оцінок середніх значень втрат, що відповідають різним варіантам, і зміні стратегії вибору залежно від цих оцінок. Наприклад, в одному з алгоритмів Флерова на кожному кроці (крім заздалегідь заданих, частота появи яких прямує до нуля) здійснюється вибір того варіанта, якому відповідає найменша поточна оцінка середніх витрат (спеціальним прийомом забезпечується, щоб жоден з варіантів не міг бути обраний кінцеве число раз у нескінченній серії актів вибору, що необхідно для забезпечення збіжності всіх оцінок середніх втрат до своїх реальних значень).

Для цього алгоритму частота вибору оптимального варіанта прямує до одиниці майже напевно. Інші зі згаданих алгоритмів Сраговича і Флерова є

автоматними, у яких ймовірності вибору варіантів змінюються залежно від поточних оцінок середніх витрат. Збіжність цих оцінок до оптимальної чи  $\xi_n$  - оптимальної стратегії вибору варіантів забезпечується за рахунок збіжності оцінок середніх витрат для кожного варіанта до їхніх реальних значень.

Автоматний алгоритм, призначений для вирішення задач з необмеженими втратами, під час роботи якого немає необхідності робити оцінювання середніх витрат, був отриманий Назіним і Позняком [194] на основі методів стохастичної апроксимації, проєкції градієнтів і регуляризації. Зміна ймовірностей вибору варіантів у цьому алгоритмі відбувається на кожному кроці залежно від витрат, отриманих у результаті останнього акта вибору. Доведено збіжність з імовірністю 1 цього алгоритму до оптимальної стратегії вибору. У тій самій роботі отримано і досліджено дворівневий ієрархічний автоматний алгоритм, призначений для вирішення цієї ж задачі.

Відмінність цього алгоритму від попереднього в тому, що в ньому на кожному кроці вибір варіанта здійснюється в два етапи: спочатку з деякими ймовірностями робиться випадковий вибір однієї з груп варіантів, на які розбито множину усіх можливих варіантів, а потім серед варіантів, що утворять обрану групу, з деякими ймовірностями випадково вибирається один варіант. Після одержання величини витрат, що відповідає обраному варіанту, відбувається зміна ймовірностей вибору групи і варіантів усередині групи. Такий алгоритм дозволяє ефективно вирішувати задачі адаптивного вибору варіантів підвищеної розмірності.

Зазначимо, що використання регулярних методів, якими є методи проєкції градієнтів і стохастичної апроксимації, для побудови автоматних алгоритмів вирішення задач адаптивного вибору варіантів дозволяє проводити теоретичне дослідження властивостей одержуваних алгоритмів (знаходження умов збіжності, швидкості збіжності, оптимальних параметрів алгоритмів тощо).

## *2. Умовна мінімізація середніх витрат.*

У задачах цієї групи якість обраного варіанта характеризується декількома випадковими величинами (показниками), а метою є забезпечення мінімально можливого середнього значення однієї з них за умови, що середні значення інших величин не перевищують заданих рівнів. Така задача адаптивного вибору варіантів уперше розглядалася в [194], де був запропонований і досліджений автоматний алгоритм, заснований на методі штрафних функцій, під час роботи якого необхідно робити оцінку середніх

значень втрат за всіма показниками для кожного з можливих варіантів. Там також описано аналогічний дворівневий ієрархічний автоматний алгоритм.

Алгоритм (неавтоматного типу), що вирішує задачу умовної мінімізації з використанням оцінок середніх значень витрат, був запропонований Сраговичем у роботі [199].

Автоматний алгоритм, під час роботи якого не потрібно оцінювати середні значення втрат, отримано Ципкіним і Позняком. Він також заснований на методі штрафних функцій. Кожен крок цього алгоритму робиться за результатами двох актів вибору, зроблених при тому ж самому значенні вектора ймовірностей вибору варіантів. Отримано умови збіжності алгоритму до оптимальної стратегії вибору і показано, що швидкість збіжності має порядок  $n^{-1/3}$ .

Назіним [196] запропоновано два автоматних алгоритми, засновані на методі множників Лагранжа (паралельно зі зміною ймовірностей вибору варіантів робиться корекція множників Лагранжа). У першому алгоритмі на кожному кроці необхідно спостерігати за однією реалізацією втрат для кожного показника, у той час як у другому – реалізацію втрат лише за одним з показників, причому те, по якому саме, визначається випадковим чином з ймовірностями, що залежать від поточних значень множників Лагранжа. Це дозволяє другому алгоритму "навчатися" сутності обмежень і з часом частіше одержувати поточну інформацію про виконання більш суттєвих обмежень. Таким чином, другий алгоритм є більш ефективним у задачах з великою часткою несуттєвих чи малоістотних обмежень. Отримано умови збіжності з імовірністю 1 обох алгоритмів оптимальної стратегії вибору.

### *3. Ігрові задачі*

У постановці, що найчастіше зустрічається в літературі, розглядаються як некоаліційні матричні ігри багатьох осіб, у яких гравці апріорі не знають матриць виграшів і змушені в процесі багаторазового повторення партій за спостереженнями реалізацій виграшів навчатися рівновазі за Нешем.

Ігрові задачі адаптивного вибору варіантів уперше розглядалися в теорії колективної поведінки автоматів у випадкових середовищах (задачі з бінарними втратами). Вивчалися ігри автоматів як з постійною, так і зі змінною структурою, причому основна увага приділялася іграм двох автоматів з нульовою сумою. Дослідження Цетліна [195], Варшавського [196] та інших (засновані на теорії ланцюгів Маркова) показали, що в таких іграх автомати з постійною структурою далеко не завжди приходять до ціни гри за

фон Нейманом. За допомогою математичного моделювання Варшавський показав, що в іграх деяких автоматів зі змінною структурою середній штраф з часом наближається до ціни гри за фон Нейманом, хоча стратегії автоматів можуть і не збігатися до оптимальних змішаних стратегій, що відповідають сідловій точці гри.

Дослідження ігор інших автоматів зі змінною структурою, які при взаємодії зі стаціонарним випадковим середовищем володіють  $\xi_n$  - оптимальною поведінкою, показали, що для ігор з нульовою сумою двох таких автоматів середній штраф може бути як завгодно близьким до ціни гри за фон Нейманом, якщо матриця гри має єдину сідлову точку.

Єршов і Позняк досліджували модифікацію відомого алгоритму Брауна-Робінсона визначення сідлової точки матричної гри двох осіб з нульовою сумою, що використовує поточні оцінки елементів матриці гри.

Теоретичні результати, викладені в [196], були засновані на так званій "гіпотезі повільності". Запропонований метод асимптотичного дослідження ігор автоматів дозволив встановити, що в грі однакових автоматів деякого описаного класу граничний середній прибуток автомата, який програв найбільше, досягає максимуму.

У [194] Назін і Позняк розглянули гру двох стохастичних автоматів з нульовою сумою, у якій витрати можуть приймати будь-які значення (небінарний випадок). Цей автоматний алгоритм заснований на методах стохастичної апроксимації, проєкції градієнтів і регуляризації. Отримано умови збіжності алгоритму з імовірністю 1 і в середньоквадратичному сенсі до сідлової точки (у змішаних стратегіях) відповідної матричної гри двох осіб з нульовою сумою, а також оцінка швидкості збіжності. Ці результати узагальнюються на гру  $N$  автоматів, що задовольняють умову діагональної опуклості. Інші дослідження з безкоаліційних ігор  $N$  автоматів в основному зводяться до моделювання тестових задач.

#### *4. Керування скінченними марківськими ланцюгами.*

В умовах повної апріорної інформації задача керування ланцюгами Маркова вперше була сформульована в монографії Ховарда, де також наведено її вирішення на основі методу динамічного програмування. За відсутності апріорної інформації ця задача була названа задачею адаптивного керування марківським ланцюгом. У цій роботі було запропоновано оцінювати ймовірності переходів марківських ланцюгів і величини середніх втрат і використовувати їх в алгоритмах оптимального керування за повної апріорної інформації. Було встановлено так звану "умову ідентифікованості" марківського

ланцюга, виконання якої гарантує працездатність відповідного адаптивного керованого марківського ланцюга. Пізніше було показано, що ці "умови ідентифікованості" у ряді випадків можуть бути ослаблені. Цей напрямок, пов'язаний з оцінюванням параметрів марківського ланцюга, набув розвитку у роботах Любчика і Позняка, Коновалова і Сраговича [199], автори розглядали задачу адаптивного керування марківським ланцюгом у ситуації, коли стан ланцюга не спостерігається, і для її вирішення запропонували алгоритм, що реалізує  $\xi_n$ -оптимальну стратегію в класі програмних стратегій.

У результаті проведеного аналізу методів адаптивного вибору варіантів при оптимізації систем з дискретним часом, виявилось можливим запропонувати таку класифікацію класів-моделей в системах прийняття рішень.

Клас А.

Тип стану інформаційної системи: повна інформація.

Функція втрат:  $\xi_n = \{1,0\}$  бінарна.

Стратегія поведінки:  $v_{n+1} = T_n(\omega)$ .

Модель поведінки: автоматна модель поведінки, модель типу «автомат-рядок».

Тип автомату: детермінований, стохастичний з постійною структурою.

Тип програмного сценарію: рефлексивний, автономний.

Клас С.

Тип стану інформаційної системи: апіорна невизначеність.

Функція втрат:  $\xi_n = \{1,0\}$  бінарна.

Стратегія поведінки:  $v_{n+1} = T_n(v_1, v_2, \dots, v_n; \xi_1, \xi_2, \dots, \xi_n; \omega)$ .

Модель поведінки: автоматна модель поведінки.

Тип автомата: детермінований, стохастичний зі змінною структурою.

Тип програмного сценарію: автономний.

Клас Е.

Тип стану інформаційної системи: апіорна невизначеність.

Функція втрат:  $\xi_n = \{1,0\}$  бінарна.

Стратегія поведінки:  $p_{n+1} = R_n(v_1, v_2, \dots, v_n; p_1, p_2, \dots, p_n; \xi_1, \xi_2, \dots, \xi_n)$ .

Модель поведінки: автоматна модель поведінки.

Тип автомата: детермінований, стохастичний зі змінною структурою.

Тип програмного сценарію: інтелектуальний.

### 3.2 Моделі автономних сценаріїв на основі теорії поведінки автоматів

В основу теорії поведінки автоматів покладено фундаментальні роботи Цетліна [195], внесок якого в цей напрямок важко переоцінити. Незважаючи на те, що ці роботи проводилися ще в 70-х роках минулого сторіччя, рівень досліджень в області децентралізованого керування і сучасний стан технічних засобів дозволяють повернутися до розгляду цього перспективного напрямку.

Задачу про поведінку, що ілюструє зміст цього підходу, можна сформулювати в такий спосіб.

Розглядається автомат, тобто деякий об'єкт [194 – 196], здатний у кожен момент часу  $t = 1, 2, \dots$  сприймати кінцеве число сигналів  $s \in (s_1, s_2, \dots, s_n)$  і змінювати залежно від них свій внутрішній стан; автомат може робити кінцеве число дій  $f \in (f_1, f_2, \dots, f_x)$ ; вибір дії визначається внутрішнім станом автомата; автомат має кінцеве число внутрішніх станів  $\varphi \in (\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_x)$ ; число  $m$  називається ємністю пам'яті автомата.

Передбачається, що автомат перебуває в деякому середовищі, і що дії  $f$  автомата викликають відповідні реакції  $s$  середовища  $C$ . Ці реакції, у свою чергу, є для автомата вхідними сигналами; автомат використовує їх для ухвалення рішення про подальші дії (рис. 3.3).

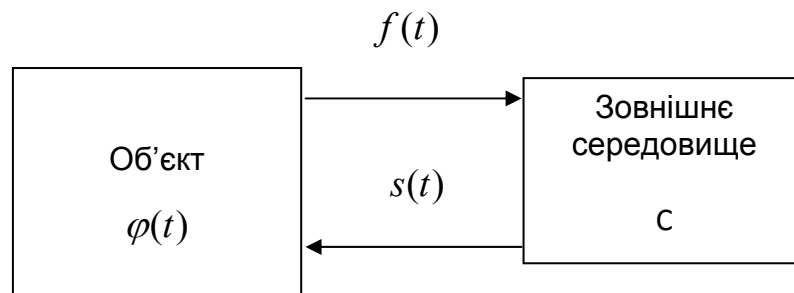


Рис. 3.3. Схема взаємодії об'єкта із зовнішнім середовищем

Обмежимося розглядом найпростішого випадку, коли всі можливі реакції середовища  $s \in (s_1, s_2, \dots, s_n)$  сприймаються автоматом як ті, що належать до одного з двох класів – класу сприятливих реакцій (перемога,  $s = 0$ ) і класу реакцій несприятливих (перемога,  $s = 1$ ). У середині кожного з цих класів реакції середовища є для автоматів нерозрізненними.



Доцільність поведінки автомата в деякому середовищі полягає в збільшенні кількості сприятливих реакцій і зменшенні кількості реакцій несприятливих.

Як автомати ми далі розглядатимемо детерміновані і стохастичні автомати.

Автомат задається рівнянням  $f(t) = F(\varphi(t))$ , що вказує на залежність дії  $f(t)$  автомата в момент  $t$  від його стану  $\varphi(t)$  і стохастичною матрицею  $\|a_{ij}(s)\|, i, j = 1, 2, \dots, m$ . При цьому  $a_{ij}(s)$  дорівнює ймовірності переходу стану  $\varphi(t) = \varphi_i$  у стан  $\varphi(t+1) = \varphi_j$  під впливом входу  $s(t+1)$ . Для детермінованих автоматів матриці  $\|a_{ij}(s)\|$  складаються з нулів і одиниць. Оскільки розглядаються автомати, що сприймають лише два сигнали  $s = 0$  і  $s = 1$ , то достатньо задати дві такі матриці  $\|a_{ij}(0)\|$  і  $\|a_{ij}(1)\|$ .

Таким чином, детермінований автомат  $U$  може бути заданий канонічними рівняннями:

$$\varphi(t+1) = \Phi(\varphi(t), s(t+1)), \quad (3.5)$$

$$f(t) = F(\varphi(t)). \quad (3.6)$$

Рівняння (3.6) описує залежність дій автомата від його станів, а рівняння (3.5) – зміни його станів під впливом вхідної змінної  $s(t)$ . Матриця станів детермінованого автомату є простою: кожен її рядок при будь-якому фіксованому значенні  $s$  містить один елемент, що дорівнює одиниці, а інші елементи дорівнюють нулю. Переходи станів детермінованого автомата визначаються в такий спосіб: якщо в момент  $t$  автомат знаходиться в стані  $\varphi_i$ , то в момент  $t+1$  він перейде в такий стан  $\varphi_j$ , для якого  $a_{ij}(s(t+1)) = 1$ .

Стохастичний автомат також має скінченне число станів  $\varphi \in (\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_x)$  і скінченне число дій  $f \in (f_1, f_2, \dots, f_x)$ . Дії стохастичного автомата однозначно визначаються його станом:  $f(t) = F(\varphi(t))$ , а матриці станів  $\|a_{ij}(s)\|, s \in \{0, 1\}$  є стохастичними. При цьому  $a_{ij}(s)$  має сенс ймовірності переходу з  $i$ -го стану в  $j$ -й при заданому значенні вхідної змінної  $s$ .

Автомат  $U$  знаходиться в стаціонарному випадковому середовищі  $C = C(a_1, a_2, \dots, a_x)$ , якщо дії автомата і значення його вхідної змінної пов'язані в такий спосіб: дія  $f_\alpha, \alpha = 1, 2, \dots, x$ , здійснена автоматом у момент  $t$ ,

спричиняє в момент  $t+1$  значення  $s=1$  (програв) з імовірністю  $p_\alpha = (1-a_\alpha)/2$  і  $s=0$  (виграш) з імовірністю  $p_\alpha = (1+a_\alpha)/2$ . При цьому передбачається, що  $|a_\alpha| \leq 1$ .

Нехай у момент  $t$  автомат знаходиться в стані  $\varphi_i$ ,  $i=1,2,\dots,m$ , якому відповідає дія  $f_\alpha = F(\varphi_i)$ . Тоді імовірність  $p_{ij}$  переходу автомата зі стану  $\varphi_i$  у стан  $\varphi_j$  визначається формулою:

$$p_{ij} = p_\alpha a_{ij}(1) + q_\alpha a_{ij}(0), \quad i, j = 1, 2, \dots, m. \quad (3.7)$$

Тоді, очевидно, матриця  $P = \|p_{ij}\|$  є стохастичною.

У роботах [195, 196] показано, що поведінка автомата в стаціонарному випадковому середовищі описується скінченим ланцюгом Маркова. Як правило, цей ланцюг є ергодичним. Тоді існують фінальні ймовірності станів і можна визначити математичне сподівання виграшу автомата, що не залежить від початкового стану.

Позначимо через  $\tau_i$  фінальну імовірність стану  $\varphi_i$  автомата, що знаходиться в стаціонарному випадковому середовищі  $C$ , а через  $\delta_\alpha$  – суму фінальних ймовірностей таких станів  $\varphi_i$ , яким відповідає дія  $f_\alpha$ . Величини  $\delta_\alpha$  є ймовірностями дії  $f_\alpha$  автомата  $U$  в середовищі  $C$ .

Математичне сподівання  $W(U, C)$  виграшу для автомата  $U$  в середовищі  $C$  визначається виразом:

$$W(U, C) = \sum_{\alpha=1}^x \delta_\alpha a_\alpha. \quad (3.8)$$

Особливий інтерес становлять симетричні скінченні автомати, тобто такі автомати, у конструкціях яких свідомо відсутні апріорні відомості про випадкові середовища.

Природно виникає питання про існування асимптотично оптимальних послідовностей симетричних автоматів  $U_1, U_2, \dots, U_n, \dots$ , тобто, таких послідовностей, що математичне сподівання виграшу для автоматів, які належать до цієї послідовності, прямує при  $n \rightarrow \infty$  до максимально можливого в даному випадковому середовищі. При цьому число  $n$  можна інтерпретувати як число станів автомата (обсяг його пам'яті). З достатнім

обсягом пам'яті автомат з імовірністю, близькою до одиниці, робить ту дію, для якої є максимальною імовірність виграшу.

Розглянемо докладно поведінку класичного скінченного автомата з лінійною тактикою. Принцип функціонування такого автомата нагадує "ромашку". Число пелюстків "ромашки" дорівнює числу дій автомата. На рис. 3.4 показано варіант, коли число таких дій дорівнює трьом. У кожному пелюстку виділено чотири стійких стани, в яких може знаходитися автомат. У кожному зі станів, що утворюють пелюсток ромашки, пристрій видає в середовище сигнал дії, приписаної цьому пелюстку.

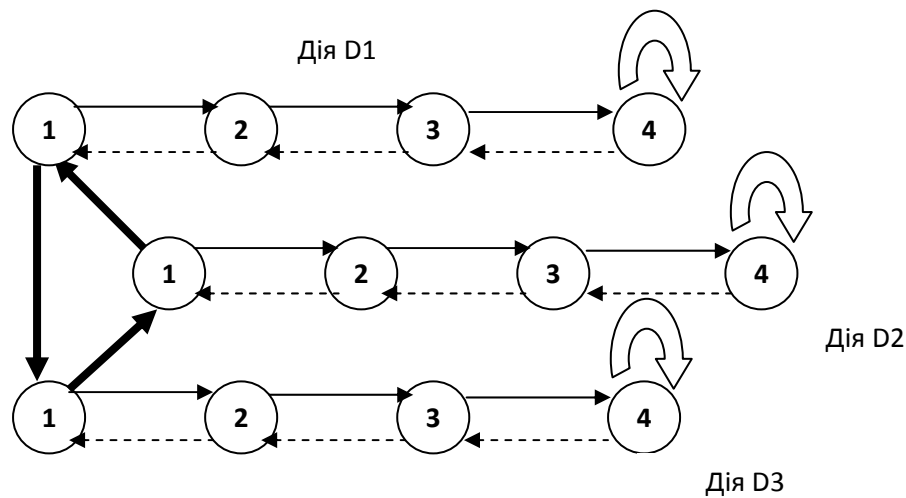


Рис. 3.4. Автомат з лінійною тактикою

Зміна станів відбувається з урахуванням сигналів оцінок за дію, що надходять від зовнішнього середовища. Як було розглянуто вище, це бінарні сигнали  $\{1,0\}$ . Під час надходження сигналу 0 ("не штраф") автомат змінює свій стан і переходить у більш глибокий. Автомат як би переходить до зовнішнього краю пелюстка, а коли досягає останнього, то залишається в ньому. Якщо ж на вході автомата є сигнал 1 ("штраф"), то стани змінюються відповідно до пунктирних стрілок. У цьому випадку автомат йде усередину пелюстка й у якийсь момент під впливом сигналу "штраф" переходить на інший пелюсток ромашки і відбувається зміна дій автомата. Зміна пелюстків, а, відповідно, і дій відбувається по черзі.

Розглянемо структуру матриць переходів  $\|a_{ij}(s)\|$ ,  $s = 0,1$  для дії D2.

Матриця  $\|a_{ij}(s)\|$ ,  $s = 0$  має вигляд

	$\varphi_1$	$\varphi_2$	$\varphi_3$	$\varphi_4$
$\varphi_1$		1		
$\varphi_2$			1	
$\varphi_3$				1
$\varphi_4$				1

Матриця  $\|a_{ij}(s)\|$ ,  $s = 1$  має вигляд

	$\varphi_1$	$\varphi_2$	$\varphi_3$	$\varphi_4$
$\varphi_1$	1*			
$\varphi_2$	1			
$\varphi_3$		1		
$\varphi_4$			1	

Особливість наведеної вище матриці полягає в такому (символ 1\*): якщо автомат виконував дію D2 і знаходився в стані  $\varphi_1$ , при цьому реакція середовища  $s = 1$ , то він має змінити тип дії D2 і перейти в стан  $\varphi_1$ .

Відповідно до основних вимог, що висуваються до властивостей системи прийняття рішень – автономності функціонування і здатності виконувати доцільні дії, розглянемо один з підходів щодо побудови моделі поведінки на основі концепції "фрейм-слот".

Слот у такій моделі є основною конструкцією для реалізації конкретних задач фрейма – сценарій дій. Математична модель слота може бути подана у вигляді:

$$Slot = \langle U, D, dom, r_i, \theta, \Omega \rangle, \quad (3.9)$$

де  $U$  – множина імен атрибутів,  $D$  – множина доменів,  $dom$  – відображення  $U \Rightarrow D$ ,  $\Omega$  – множина операцій,  $r_i$  – модель-кортеж  $i$ -го слота,  $\theta$  – множина, що визначає початкові умови й ознаки виконання дій у структурі задачі [200].

Слот у математичній моделі (3.9) може бути поданий у вигляді логічної моделі при значеннях атрибутів множини  $U$ , що дорівнюють  $\{<OBG>, <ACT>, <CON>, <STA>\}$ . Логічну модель слота наведено на рис. 3.5.

ID	OBG	CON	ACT	STA
----	-----	-----	-----	-----

Рис. 3.5. Структура слота

Кортеж  $r_i$  у моделі (3.18) може бути поданий у вигляді:

$$r_i = \{\{R\}_{ij}, \Omega_i, V_i\}, \quad (3.10)$$

де  $\{R\}_{ij}$  – множина станів кортежу  $r_i$ ,  $V_i$  – множина обмежень цілісності,  $\Omega_i \subset \Omega$  – множина операцій, заданих на  $\{R\}_{ij}$ .

З урахуванням (3.10) логічна модель слота може бути розглянута як двовимірний об'єкт, структура якого наведена на рис. 3.6.

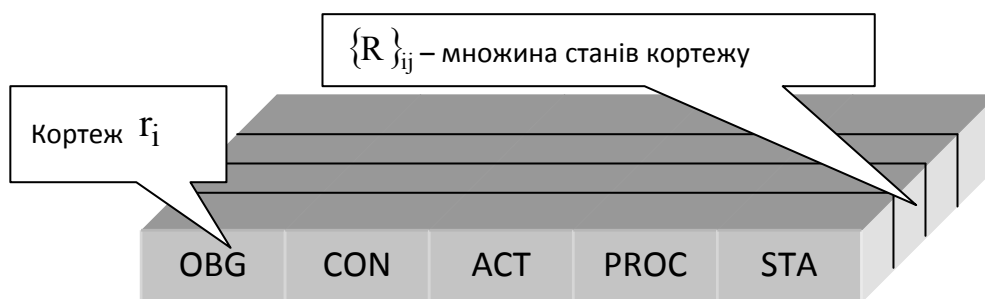


Рис. 3.6. Двовимірна модель слота

Стани-кортежі  $\{R\}_{ij}$  можуть бути подані у вигляді реляційної таблиці (рис. 3.7), атрибутами якої є  $\{OBG, ACT, CON, STA\}$ .

<b>OBG:</b>	<b>CON:</b>	<b>ACT:</b>	<b>STA:</b>

Рис. 3.7. Структура слота-кортежа

Розглянемо структуровану модель слота у такому поданні:

$$\text{Slot} < [OBG], [ACT], [CON], [STA] >. \quad (3.11)$$

З урахуванням загальної моделі поведінки автомата (3.5), (3.6) і моделі слота (3.9), (3.10), подамо слот у термінах моделі скінченного автомата, тоді  $n$  слотам відповідають  $n$  типів дій:

$$r_i = \{\{R\}_{ij}, \Omega_i, V_i\} \approx f_i (I = 1, 2, \dots, n). \quad (3.12)$$

Кожен слот  $r_i$  за аналогією з автоматом для  $n$ -ї дії має скінченне число внутрішніх станів  $\{R\}_{ij}$  слота-сценарію:

$$\{R\}_{ij} \approx \varphi_{ij} (i = 1, 2, \dots, m). \quad (3.13)$$

На кожну дію, тип якої визначено значенням атрибута [ACT], середовище відповідає відповідним сигналом  $s(t)$ , значення якого  $\{1, 0\}$  відображається в полі [STA]. Модель взаємодії програмного сценарію з зовнішнім середовищем показана на рис. 3.8.

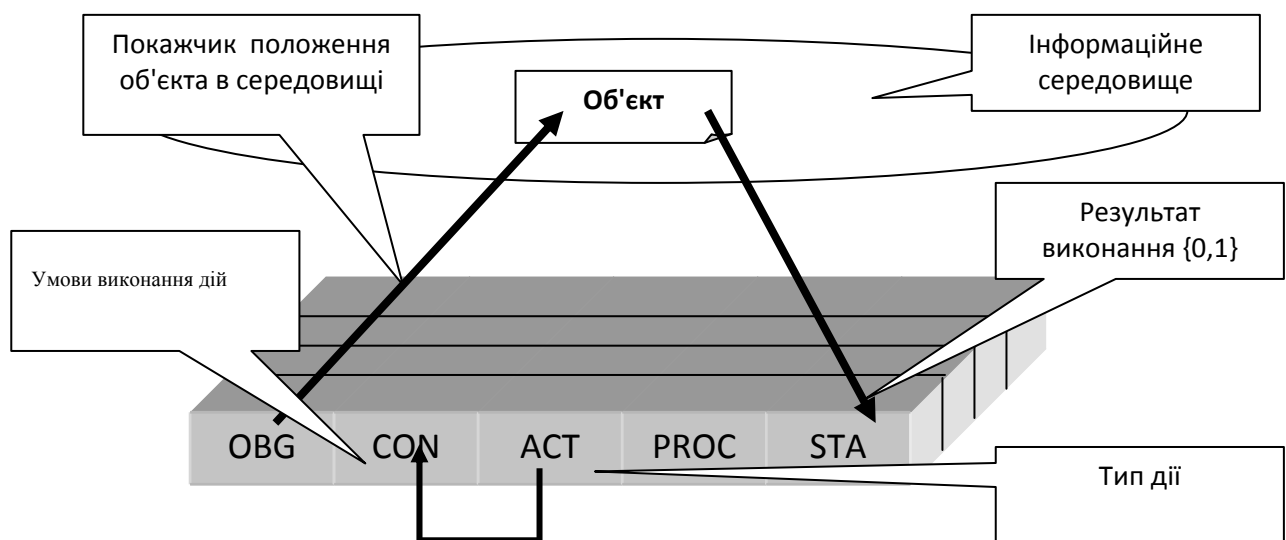


Рис. 3.8. Модель взаємодії слота з об'єктом середовища

### 3.3 Класи моделей детермінованих автономних сценаріїв

Розглянутий вище загальний підхід щодо побудови моделі на основі теорії поведінки автоматів дозволяє сформулювати і досліджувати класи детермінованих сценаріїв за ступенем їхньої автономності в інформаційному середовищі [201].

#### Рефлексивний сценарій класу А.

**Визначення 3.1.** Рефлексивний сценарій, що виконує за завданням користувача унітарну дію з об'єктом в інформаційному просторі обчислювальної системи при обмеженнях на виконувану дію у вигляді продукції типу IF < умова > - THEN < дія >.

Модель рефлексивного сценарію може бути подано у вигляді:

$$\text{Slot} = \langle U, D, \text{dom}, r, \theta, \Omega \rangle, \quad (3.14)$$

де  $U$  – множина імен атрибутів,  $D$  – множина доменів,  $\text{dom}$  – відображення  $U \Rightarrow D$ ,  $\Omega$  – множина операцій,  $r$  – модель-кортеж одного слота,  $\theta$  – множина, що визначає початкові умови й ознаки виконання дій у структурі завдання.

Загальна модель кортежу  $r$  (3.10) буде матиме такий вигляд:

$$r = \{R, V\}, \quad (3.15)$$

де  $R$  – стан кортежу  $r$ ,  $V$  – обмеження цілісності,  $U = \{OBG, ACT, CON, STA\}$ .

*Логічний опис рефлексивного сценарію.*

Рефлексивний сценарій є одним слотом-кортежем, при цьому він може бути пов'язаний з одним об'єктом інформаційного простору і містить у своєму арсеналі тільки одну дію, обумовлену специфікацією оператора [ACT]. Виконання заданої дії може бути обумовлене обмеженнями, що задаються в опції [CON]. Результат виконання дії відображається в одному кортежі-стані. Логічна модель сценарію наведена на рис. 3.9.

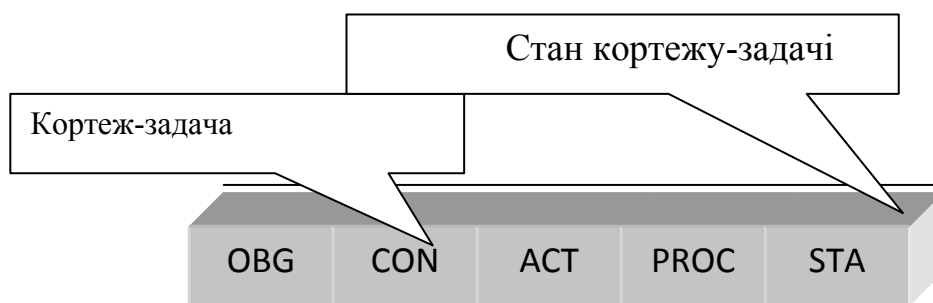


Рис. 3.9. Двовимірна модель рефлексивного сценарію

*Модель поведінки.*

Поведінка рефлексивного програмного сценарію належить до примітивного типу поведінки типу "умова-дія". Під час виконання умови, заданої форматом атрибута [CON], виконується дія, визначена специфікацією [ACT]. Результат виконання задачі відображається в єдиному стані кортежу, ознака виконання 1 – успішне завершення дії, 0 – ні, і зберігається в значенні атрибута [STA]. Якщо умова задана для багаторазового повторення дій, то в стані слота-кортежа буде відображений результат останнього виконання.

*Приклад.*

Задача рефлексивного програмного сценарію:

Щодня в 18-00 копіювати файл Itog.txt, що знаходиться в каталозі C\PR, у каталог C\ARXIV (рис. 3.10).

<b>OBG:</b> C\PR\Itog.txt	<b>CON:</b> Time=18-00	<b>ACT:</b> Copy from C\PR to C\ARXIV	<b>STA:</b>
Itog.txt	18-00	Copy from C\PR to C\ARXIV	1

Рис. 3.10. Приклад рефлексивного програмного сценарію

В ході аналізу дій рефлексивного програмного сценарію можна тільки визначити, чи коректно пройшла остання операція з копіювання файлу в 18-00.

### Рефлексивний програмний сценарій класу А з пам'яттю.

**Визначення 3.2.** Рефлексивний сценарій — програмний сценарій, що виконує за завданням користувача унітарну дію з об'єктом в інформаційному просторі обчислювальної системи при обмеженнях на виконувану дію у вигляді продукції типу IF < умова > - THEN < дія >.

Модель рефлексивного програмного сценарію з пам'яттю може бути подана:

$$Slot = \langle U, D, dom, r, \theta, \Omega \rangle, \quad (3.16)$$

де  $U$  — множина імен атрибутів,  $D$  — множина доменів,  $dom$  — відображення  $U \Rightarrow D$ ,  $\Omega$  — множина операцій,  $r$  — модель-кортеж одного слота,  $\theta$  — множина, що визначає початкові умови й ознаки виконання дій у структурі завдання.

Кортеж  $r$  у моделі (3.10) матиме вигляд:

$$r_i = \{\{R\}_{ij}, \Omega_i, V\}, \quad (3.17)$$

де  $\{R\}_{ij}$  — множина станів кортежу  $r$ ,  $V$  — множина обмежень цілісності,  $\Omega_i \subset \Omega$  — множина операцій, заданих на  $\{R\}_{ij}$ ,  $U = \{OBG, ACT, CON, STA\}$ .

### Логічний опис рефлексивного сценарію з пам'яттю.

Рефлексивний програмний сценарій із пам'яттю є одним слотом-кортежем, при цьому він може бути зв'язаний з одним об'єктом інформаційного простору і містить у своєму арсеналі тільки одну дію, обумовлену специфікацією оператора [ACT]. Виконання заданої дії може бути обумовлене обмеженнями, що задаються в опції [CON]. Результат виконання дії відображається в кортежах-станах  $\{R\}_{ij}$  слота завдання. Логічна модель рефлексивного сценарію з пам'яттю наведена на рис. 3.11.



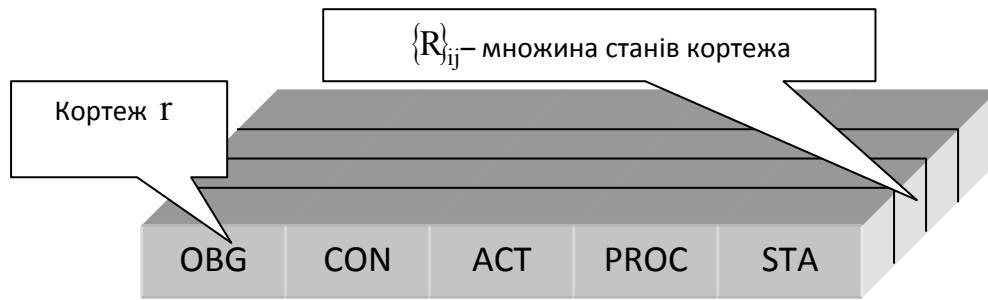


Рис. 3.11. Двовимірна модель слота сценарію

*Модель поведінки рефлексивного сценарію з пам'яттю.*

Поведінка рефлексивного програмного сценарію з пам'яттю належить до примітивного типу поведінки типу "умова-дія". Під час виконання умови, заданої форматом атрибута [CON], виконується дія, визначена специфікацією [ACT]. Результат виконання задачі відображається на множині станів-кортежів, ознака виконання 1 – успішне завершення дії, 0 – ні, і зберігається в значенні атрибута [STA].

*Приклад. Задача рефлексивного програмного сценарію:*

Щодня в 18-00 копіювати файл Itog.txt, що знаходиться в каталозі C\PR, у каталог C\ARXIV (рис.3.12).

В ході аналізу дій рефлексивного програмного сценарію з пам'яттю можуть застосовуватися операції, що належать мові маніпулювання даними SQL (SELECT, INSERT, DELETE ...), що може значно підвищити ефективність оперативного аналізу.

<b>OBG:</b>	<b>CON:</b>	<b>ACT:</b>	<b>STA</b>
C\PR\Itog.txt	DateTime=1 8-00	Copy from C\PR to C\ARXIV	:
Itog.txt	21.08.04 18-00	Copy from C\PR to C\ARXIV	1
Itog.txt	22.08.04 18-00	Copy from C\PR to C\ARXIV	1
Itog.txt	23.08.04 18-00	Copy from C\PR to C\ARXIV	1

Рис. 3.12. Приклад рефлексивного програмного сценарію з пам'яттю

### Автономний програмний сценарій класу А.

**Визначення 3.3.** Автономний сценарій – програмний сценарій, що виконує за завданням користувача лінійну послідовність дій з об'єктами в інформаційному просторі обчислювальної системи за обмежень на виконання дій, обумовлених форматом атрибута [CON].

Модель рефлексивного програмного сценарію з пам'яттю може бути подана у вигляді:

$$Slot = \langle U, D, dom, r_i, \theta, \Omega \rangle, \quad (3.18)$$

де  $U$  – множина імен атрибутів,  $D$  – множина доменів,  $dom$  – відображення  $U \Rightarrow D$ ,  $\Omega$  – множина операцій,  $r_i$  – модель-кортеж  $i$ -го слота,  $\theta$  – множина, що визначає початкові умови й ознаки виконання дій у структурі завдання. Кортеж  $r$  у моделі поданий співвідношенням:

$$r_i = \{\{R\}_{ij}, \Omega_i, V_i\}, \quad (3.19)$$

де  $\{R\}_{ij}$  – множина станів кортежу  $r_i$ ,  $V_i$  – множина обмежень цілісності,  $\Omega_i \subset \Omega$  – множина операцій заданих на  $\{R\}_{ij}$ ,  $U = \{OBG, ACT, CON, STA\}$ ,  $i = 1, 2, 3, \dots, N$ ,  $j = 1, 2, 3, \dots, K$ ,  $N$  – кількість слотів-завдань,  $K$  – кількість станів  $i$ -го кортежу-завдання.

*Логічний опис автономного сценарію.*

Автономний програмний сценарій є набором слотів-кортежів. Кожен слот-кортеж може бути зв'язаний зі своїм об'єктом інформаційного простору і може виконувати над ним дії, задані специфікацією оператора [ACT]. Виконання дії обумовлене обмеженнями, що задаються в опції [CON]. Результат виконання дії відображається в кортежах-станах  $\{R\}_{ij}$  слота-завдання. Логічна модель автономного сценарію наведена на рис. 3.13.

Модель автономного програмного сценарію є складною логічною структурою і як обов'язковий атрибут має містити ім'я фрейма-сценарію, що включає слоти-завдання  $r_i, i = 1, 2, \dots, N$ .

На рис. 3.14 наведено структуру фрейма автономного програмного сценарію. Атрибут [ID] є ключовим атрибутом у схемі слота-завдання і, як правило, має чисельний тип і є порядковим номером слота у фреймі.

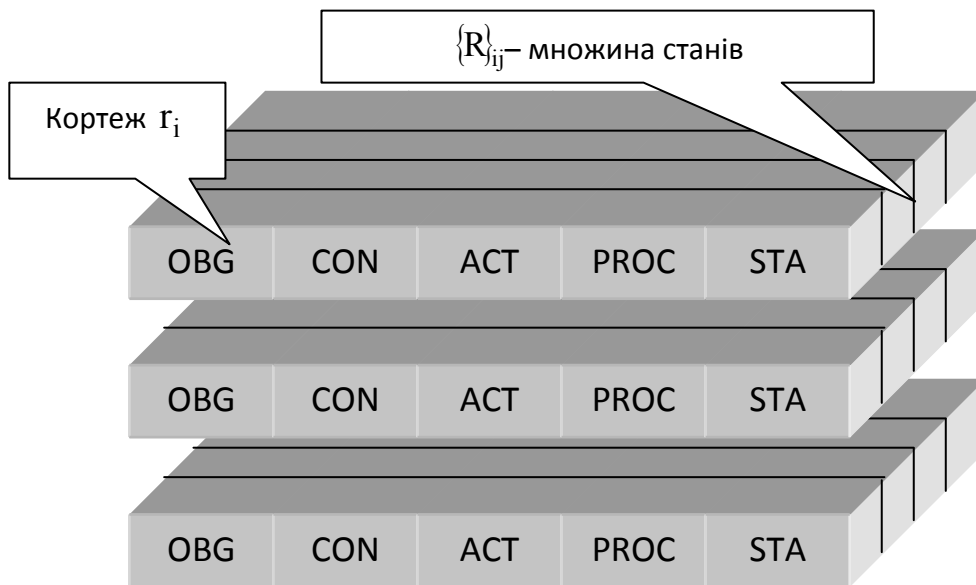


Рис. 3.13. Двовимірна модель автономного сценарію

Ім'я програмного агента _____					
ID	OBG	CON	ACT	PROC	STA
ID	OBG	CON	ACT	PROC	STA
* * * *					
ID	OBG	CON	ACT	PROC	STA

Рис. 3.14. Структура фрейма програмного сценарію

*Модель поведінки автономного сценарію.*

Поведінка автономного програмного сценарію визначається матрицею

переходів  $\|M_{pa}\|$ , яка має вигляд:

$r_1$	$r_2$	$r_n$
k1	k2	kn

Алгоритм поведінки автономного програмного сценарію реалізує таку стратегію: завдання, що сформульовано у першому слоті-кортежі, виконується *k1*

кількість разів, після чого керування передається на інший слот-кортеж. Результат виконання задачі відображається на множині станів-кортежів, ознака виконання 1 – успішне завершення дії, 0 – ні, і зберігається в значенні атрибута [STA]. Діаграму переходів автономного сценарію з лінійною моделлю поведінки з параметрами  $N=3, k_1=k_2=k_3=4$  наведено на рис. 3.15.

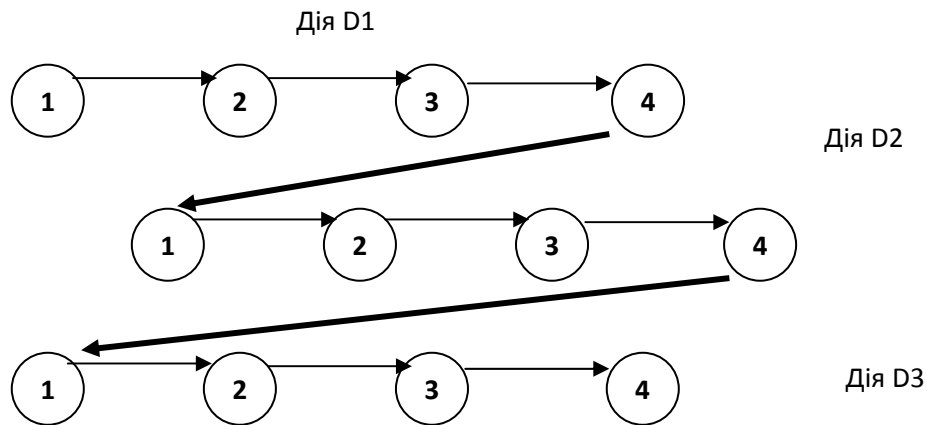


Рис. 3.15. Діаграма переходів агента з лінійною тактикою

В ході аналізу дій автономного програмного сценарію, як і у випадку з рефлексивним сценарієм з пам'яттю, можуть застосовуватися операції мови маніпулювання даними SQL SELECT, INSERT, DELETE та ін. Відмінність в тому, що оброблятися можуть дані міжопераційних станів, які зберігаються в кортежах-станах відношень  $r_i, i = 1, 2, \dots, N$ .

#### Автономний програмний сценарій класу С.

**Визначення 3.4.** Автономний сценарій з доцільною поведінкою програмний – сценарій, що виконує за завданням користувача довільну послідовність дій з об'єктами в інформаційному просторі обчислювальної системи за обмежень на виконувану дію, обумовлених форматом атрибута [CON]. Модель автономного програмного сценарію із доцільною поведінкою може бути подана у вигляді:

$$Slot = \langle U, D, dom, r_i, \theta, \Omega \rangle, \quad (3.20)$$

де  $U$  – множина імен атрибутів,  $D$  – множина доменів,  $dom$  – відображення  $U \Rightarrow D$ ,  $\Omega$  – множина операцій,  $r_i$  – модель-кортеж  $i$ -го

слота,  $\theta$  – множина, що визначає початкові умови й ознаки виконання дій у структурі завдання. Кортеж у моделі поданий як:

$$r_i = \{\{R\}_{ij}, \Omega_i, V_i\}, \quad (3.21)$$

де  $\{R\}_{ij}$  – множина станів кортежу  $r_i$ ,  $V_i$  – множина обмежень цілісності,  $\Omega_i \subset \Omega$  – множина операцій, заданих на  $\{R\}_{ij}$ .

*Логічний опис автономного сценарію.*



Рис. 3.16. Логічна модель автономного сценарію

Автономний програмний сценарій розглянутого класу є набором слотів.

Кожен слот-кортеж може бути зв'язаний зі своїм об'єктом інформаційного простору і може виконувати з ним дії, задані специфікацією оператора [ACT].

Виконання дії обумовлене обмеженнями, що задаються в опції [CON]. Результат виконання дії відображається в кортежах-станах  $\{R\}_{ij}$  слота-завдання. Логічна модель автономного сценарію наведена на рис. 3.16.

*Модель поведінки автономного сценарію.*

Модель автономного програмного сценарію із доцільною поведінкою значно складніша за усі розглянуті раніше моделі. З метою розробки ефективної моделі поведінки такого сценарію розглянемо основні принципи

взаємодії керуючої системи й об'єкта керування на основі дискретного подання лінійної системи в просторі станів, що може бути подана у вигляді:

$$x(t+1) = Ax(t) + Bu(t) + \zeta(t), \quad (3.22)$$

$$y(t) = Cx(t) + \mathcal{G}(t), \quad (3.23)$$

де  $x(t)$  – вектор станів,  $A$  – перехідна матриця,  $u(t)$  – вектор керувань,  $B$  – матриця параметрів керувань,  $\zeta(t)$  – вектор збуджень станів,  $y(t)$  – вектор виходів, що спостерігається,  $C$  – матриця спостережень,  $\mathcal{G}(t)$  – вектор збуджень виходів,  $t = 0, 1, 2, \dots$ , поточний час,

$$\left\{ \begin{array}{l} M\{\zeta(t)\} = \vec{O}_{\dim \zeta}, \\ M\{\mathcal{G}(t)\} = \vec{O}_{\dim \mathcal{G}}, \\ M\{\zeta(t)\mathcal{G}^T(t)\} = O_{\dim \zeta \dim \mathcal{G}}, \\ M\{\zeta(t)\zeta^T(t)\} \leq \infty I_{\dim \zeta}, \\ M\{\mathcal{G}(t)\mathcal{G}^T(t)\} \leq \infty I_{\dim \mathcal{G}}, \end{array} \right. \quad (3.24)$$

де  $M\{\}$  – символ математичного сподівання,  $I_{\dim}$  –  $(\dim x \dim x)$  – одинична матриця,  $\vec{O}_{\dim()}$  – нульовий вектор,  $O_{\dim \zeta \dim \mathcal{G}}$  –  $(\dim \zeta \dim \mathcal{G})$  – матриця, утворена нулями.

Розглянутий вище підхід можна розповсюдити на загальний випадок поведінки програмних сценаріїв із доцільною поведінкою, при цьому сценарій розглядається як деякий об'єкт, здатний у кожен момент часу  $t = 0, 1, 2, \dots$  сприймати скінченне число сигналів  $s \in (s_1, s_2, \dots, s_n)$  і змінювати залежно від них свої дії  $f \in (f_1, f_2, \dots, f_n)$ . Кожна  $f_i$ -а дія має скінченне число внутрішніх станів  $\varphi \in (\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_m)$ .

Програмний сценарій знаходиться в інформаційному середовищі, і дії  $f$  сценарію викликають відповідні реакції  $s$  середовища  $S$ . Ці реакції, у свою чергу, є для сценарію вхідними сигналами для ухвалення рішення про подальші дії.

Обмежимося розглядом найпростішого випадку, коли всі можливі реакції середовища  $s \in (s_1, s_2, \dots, s_n)$  сприймаються сценарієм як ті, що належать до одного з двох класів – класу сприятливих реакцій (виграш,  $s = 1$ ) і класу реакцій несприятливих (програш,  $s = 0$ ).

Доцільність поведінки програмного сценарію в інформаційному середовищі полягає в збільшенні числа сприятливих реакцій і зменшенні числа реакцій несприятливих.

Поведінка програмного сценарію задається рівнянням  $f(t) = F(\varphi(t))$ , що вказує на залежність дії  $f(t)$  автомата в момент  $t$  від його стану  $\varphi(t)$  і матриці  $\|a_{ij}(s)\|, i, j = 1, 2, \dots, m$ . Оскільки розглядаються програмні сценарії, що сприймають лише два стани  $s = 0$  і  $s = 1$ , то достатньо задати дві такі матриці  $\|a_{ij}(0)\|$  і  $\|a_{ij}(1)\|$ .

Таким чином, поведінку стохастичного програмного сценарію в просторі станів може бути задано рівняннями:

$$\varphi(t+1) = \Phi(\varphi(t), s(t+1)) + \zeta(t), \quad (3.25)$$

$$f(t) = F(\varphi(t)) + \mathcal{G}(t), \quad (3.26)$$

де  $\zeta(t)$  і  $\mathcal{G}(t)$  неконтрольовані збудження, що задовольняють систему обмежень (3.24).

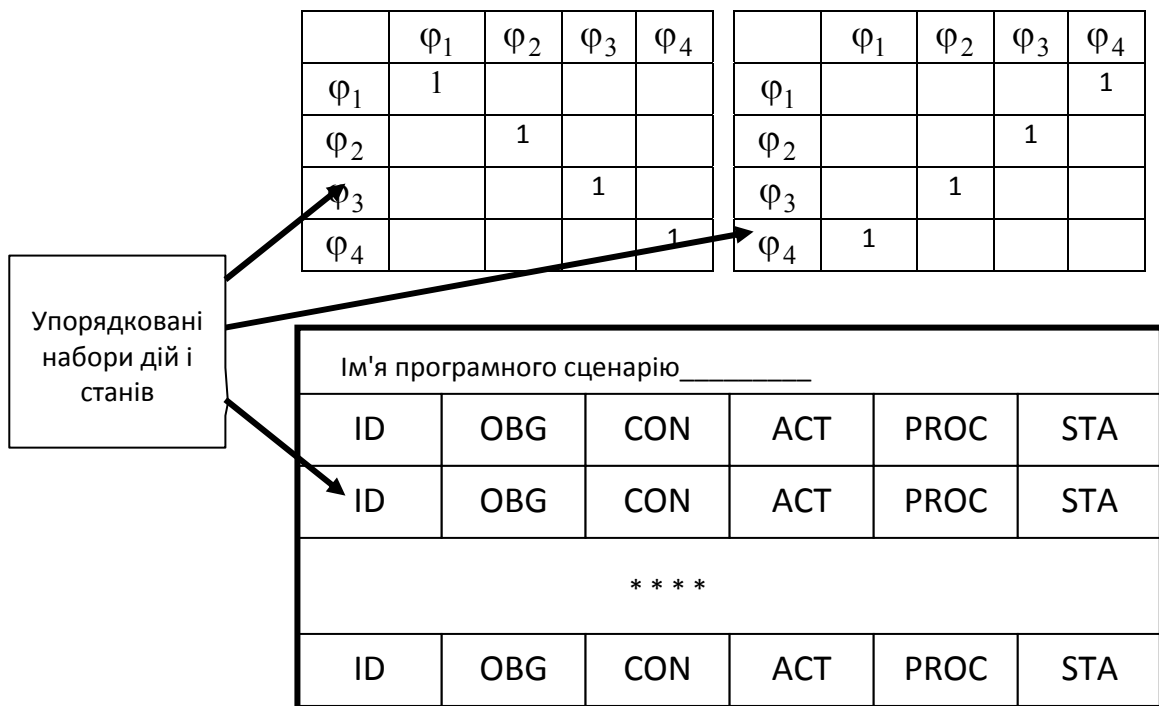


Рисунок 3.17 – Структура фрейма і матриць переходів

Рівняння (3.26) описує залежність дій від його станів, а рівняння (3.25) – зміни його станів під впливом вхідної змінної  $s(t)$ . Матриця станів детермінованого програмного сценарію є простою: кожен її рядок за будь-якого фіксованого значення містить один елемент, що дорівнює одиниці, а інші елементи дорівнюють нулю. Переходи станів детермінованого програмного сценарію визначаються в такий спосіб: якщо в момент  $t$  автомат знаходиться в стані  $\varphi_i$ , то в момент  $t + 1$  він перейде в такий стан  $\varphi_j$ , для якого  $a_{ij}(s(t + 1)) = 0$ .

З метою розробки ефективної логічної моделі програмного сценарію розглянемо докладно структуру матриць  $\|a_{ij}(0)\|$  і  $\|a_{ij}(1)\|$ , а також логічну модель фрейма - сценарію, наведені на рис. 3.17.

Аналіз двох матриць переходів і структури моделі програмного сценарію показує, що у випадку застосування узагальненої інтегрованої структури фрейма-програмного сценарію можна створити одну узагальнену модель.

Така функціональна логічна модель фрейма-програмного сценарію включатиме атрибути: ID – ключовий атрибут слота-кортежа; S1 – атрибут, значеннями якого є покажчики слота-кортежа, на який передається керування, якщо реакція після виконання даної дії позитивна; S0 – атрибут, значеннями якого є покажчики слота-кортежа, на який передається керування, якщо реакція після виконання даної дії негативна; і атрибути фіксованого набору – OBG, CON, ACT, PROC, STA.

Таким чином, модифікована схема слота в структурі фрейма-програмного сценарію із доцільною поведінкою, наведена на рис.3.18, має на два службових атрибути більше, ніж звичайна схема.

ID	S1	<b>S0</b>	OBG	CON	ACT	STA
----	----	-----------	-----	-----	-----	-----

Рис. 3.18. Структура модифікованого слота

Розглянемо на прикладі модель поведінки автономного програмного сценарію такого класу. Програмний сценарій має виконати три взаємозалежних дії  $f_1, f_2, f_3$ . Матриці переходів  $\|a_{ij}(0)\|$  і  $\|a_{ij}(1)\|$  мають такий вигляд:



$$\|a_{ij}(1)\| = \begin{array}{c|ccc} & \varphi_1 & \varphi_2 & \varphi_3 \\ \hline \varphi_1 & 1 & & \\ \varphi_2 & & 1 & \\ \varphi_3 & & & 1 \end{array} \quad \|a_{ij}(0)\| = \begin{array}{c|ccc} & \varphi_1 & \varphi_2 & \varphi_3 \\ \hline \varphi_1 & & 1 & \\ \varphi_2 & & & 1 \\ \varphi_3 & 1 & & \end{array}$$

Алгоритм поведінки автономного програмного сценарію з доцільною поведінкою полягає в такому: завдання (виконання дії  $f_1$ ), сформульоване у першому слоті-кортежі, виконується стільки разів, поки не зміниться реакція інформаційного середовища на цю дію  $1 \rightarrow 0$ .

При такій зміні параметра  $s(t)$  керування передається на другий слот-кортеж. Дія  $f_2$  зміниться на дію  $f_3$  теж тільки при зміні  $s(t) = 1 \rightarrow 0$ .

Таким чином, ми одержали об'єкт із "недовірливою" манерою поведінки. Як тільки реакція на дію негативна, тип дії змінюється, при позитивній реакції об'єкт залишається в попередньому стані [202].

Компактно в термінах розробленої моделі автономного програмного сценарію логічна схема виглядає так (рис. 3.19)

Agent PRIMER						
ID	S1	S0	OBG	CON	ACT	STA
Slot 1	1	2				
Slot 2	2	3				
Slot 3	3	1				

Рис. 3.19. Логічна модель програмного сценарію PRIMER

Діаграма станів наведена на рис. 3.20.

В ході аналізу дій автономного програмного сценарію можуть застосовуватися операції мови маніпулювання даними SELECT, INSERT, DELETE та ін. Відмінність в тому, що оброблятися можуть дані міжопераційних станів, що зберігаються в кортежах-станах відношень  $r_i, i = 1, 2, \dots, N$ .

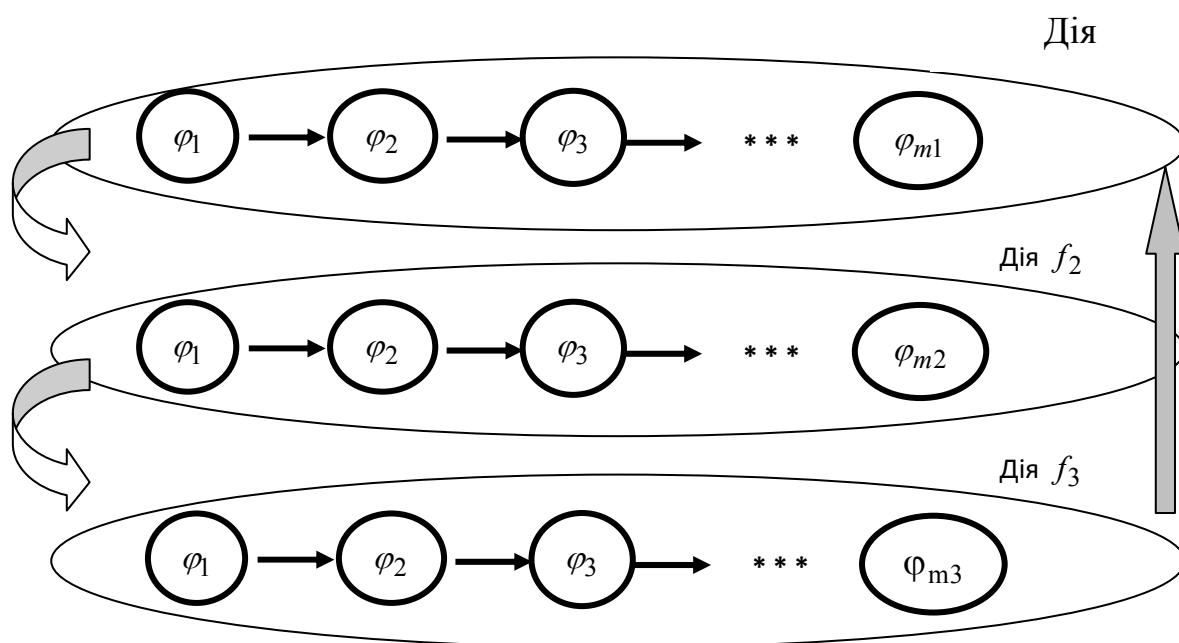


Рис. 3.20. Діаграма станів сценарію з доцільною поведінкою

## 4 РОЗРОБКА МЕТОДУ ТА МОДЕЛІ ОЦІНКИ РЕЖИМУ ТЕЧІЇ ПОВІТРЯ У НОСОВІЙ ПОРОЖНИНІ ЗА РИНОМАНОМЕТРИЧНИМИ ДАНИМИ

### 4.1 Розробка методу аналізу даних форсованої задньої активної риноманометрії

Точне встановлення режиму течії повітря залежно від витрат повітря є основним показником для аналізу фізичних явищ та фізіологічних процесів під час проходження повітряного потоку через носову порожнину. Як було показано в оглядовій частині роботи, класичним методом визначення аеродинамічних характеристик носового дихання є риноманометрія. Інтегральні показники витрати і перепаду тиску у різних режимах дихання аналізувалися в досить великій кількості робіт [21, 83, 141–143, 151]. Проте з точки зору фізіології носового дихання необхідно розглянути динамічну зміну режиму течії повітря під час форсованого дихання, що забезпечує максимальне надходження кисню в легені.

Знання режиму течії повітря дозволяє визначати характер залежності між перепадом тиску і витратою повітря під час дихання, а також дослідити вплив повітряного потоку на стінки носової порожнини, з огляду на розподіл швидкостей в перетинах носових проходів.

При цьому необхідно враховувати, що в ламінарному режимі існує прямопропорційна залежність між перепадом тиску і витратою повітря, а профіль швидкостей повітряного потоку в перетинах є параболічним [145-147]:

$$\Delta p = f(Q); \quad (4.1)$$

$$V = 2V_{cp} \left( 1 - \frac{r^2}{a^2} \right), \quad (4.2)$$

де  $V_{cp}$  – середня швидкість в перетині носового каналу;

$a$  – гідравлічний радіус перетину носового каналу;

$r$  – поточне значення координати розрахунку швидкості.

У турбулентному режимі характер залежності перепаду тиску від витрати повітря є квадратичним [145–147],

$$\Delta p = f(Q^2), \quad (4.3)$$

а профіль швидкостей – степеневим.

$$V = 1,3 \cdot V_{\text{cp}} \left(1 - \frac{r}{a}\right)^n, \quad (4.4)$$

де  $n$  – показник ступеня, який зазвичай приймається у діапазоні  $1/8 \div 1/6$  [145–147].

Візуально оцінивши на рис. 4.1 експериментальні діагностичні залежності перепаду тиску  $\Delta p$  від витрати повітря  $Q$ , які були отримані за результатами форсованої задньої активної риноманометрії, можна зробити такі висновки:

- витрати повітря при порушеннях носового дихання істотно (приблизно втричі) менше, ніж у нормі;

- перепади тиску при порушеннях носового дихання залишаються такими ж або можуть бути до двох і більше разів вище, ніж у нормі;

- як у нормі, так і при порушеннях носового дихання, залежність перепаду тиску  $\Delta p$  від витрати повітря  $Q$  мають дві області: лінійну (в області малих витрат), при якій справедлива формула (4.1), і нелінійну, квадратичну (в області великих витрат) відповідно до виразу (4.3). Тобто, фактично залежність перепаду тиску від витрати повітря  $Q$  можна подати у такому вигляді:

$$\Delta p = \begin{cases} f(Q), & \text{при } Q < Q_T; \\ f(Q^2), & \text{при } Q \geq Q_T, \end{cases}$$

де  $Q_T$  – величина витрати повітря при переході в квадратичний режим.

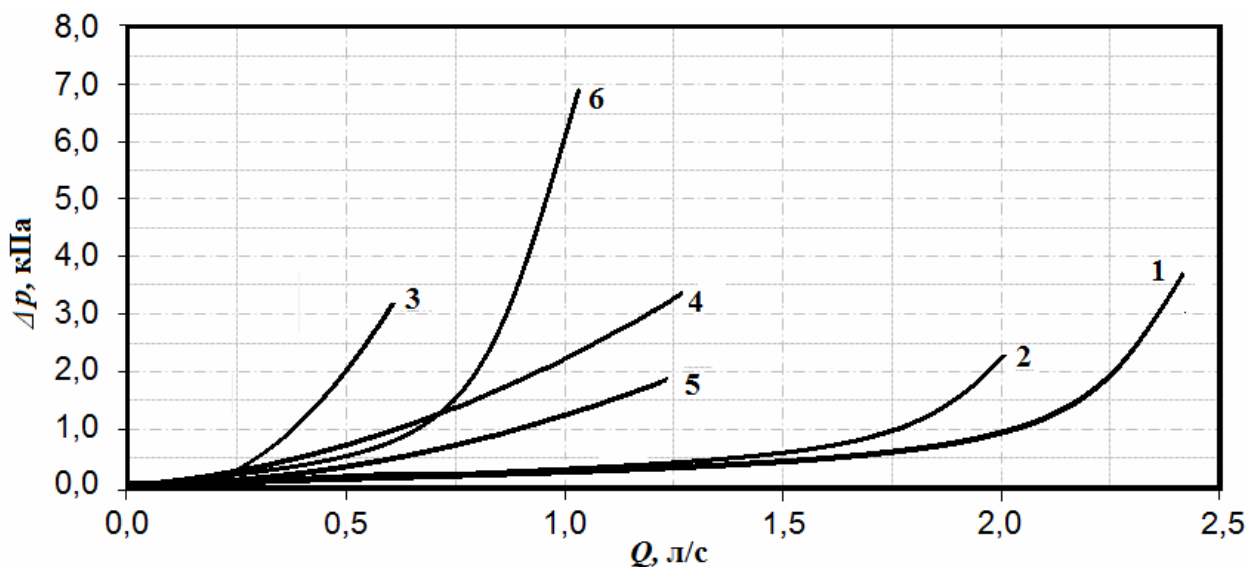


Рис. 4.1. Типові залежності перепаду тиску  $\Delta p$  від витрати повітря  $Q$  при форсованій задній активній риноманометрії: 1, 2 – за умовної норми, 3, 4, 5, 6 – при порушеннях носового дихання.

Збільшення перепаду тиску при порушеннях носового дихання пов'язане зі спробою хворого за рахунок сильної напруги дихальної мускулатури створити більший градієнт тиску і за рахунок нього розвинути підвищену витрату повітря. Але порівняно швидкий перехід в область, яка виражена квадратичною залежністю перепаду тиску від витрати повітря, призводить до того, що величина витрати повітря, яка пропускається, зростає досить повільно і навіть при наближенні до показників норми викликає надмірно швидку стомлюваність і, як наслідок, перехід на нефізіологічне дихання ротом. При цьому (не розглядаючи окремо область перехідного режиму течії повітря) очевидним є завдання визначити точку переходу в квадратичний режим течії повітря. Чим пізніше (при більшій витраті) ця точка буде досягнута, тим потенційно є можливість домогтися більшої витрати повітря під час носового дихання.

Таким чином, модифікований метод аналізу даних форсованої задньої активної риноманометрії (крім визначення та оцінки максимальних перепадів тиску і витрат повітря, коефіцієнта аеродинамічного носового опору за формулою (2.4); пневматичної потужності дихання за формулою (2.6) і ефективності носового дихання згідно з формулою (2.7) [21]) включає у себе визначення точки переходу ламінарного режиму течії повітря в турбулентний квадратичний та аналіз відповідних перепадів тиску і витрат повітря.

Розроблений алгоритм автоматизованого аналізу залежності перепаду тиску від витрати повітря з метою визначення точки переходу ламінарного режиму течії повітря в турбулентний квадратичний наводиться на рис. 2.2 і включає в себе:

- введення і попереднє усереднення вихідних даних  $p_i = f(Q_i)$  при  $(\Delta p \equiv p)$  методом змінного середнього;

- визначення максимального коефіцієнта аеродинамічного носового опору  $A_{\max} = \left( \frac{p_{\max}}{Q_{\max}} \right)$ ,

- проведення чисельного диференціювання  $\frac{dp_i}{dQ_i}$  вихідних даних залежно від  $p_i = f(Q_i)$ ,

- аналізу залежності  $\frac{dp_i}{dQ_i}$ , в результаті якого за емпіричної умови встановлюється 10% -ве перевищення величини похідної від перепаду тиску за

витратою повітря  $\frac{dp_i}{dQ_i} \geq 0,1 \cdot \left(\frac{dp_i}{dQ_i}\right)_{\max}$ , фіксується лінійне зростання графіка похідної, яке характерне для квадратичної залежності. Схема роботи розробленого алгоритму для аналізу даних форсованої ЗАРМ наводиться на рис. 4.2.

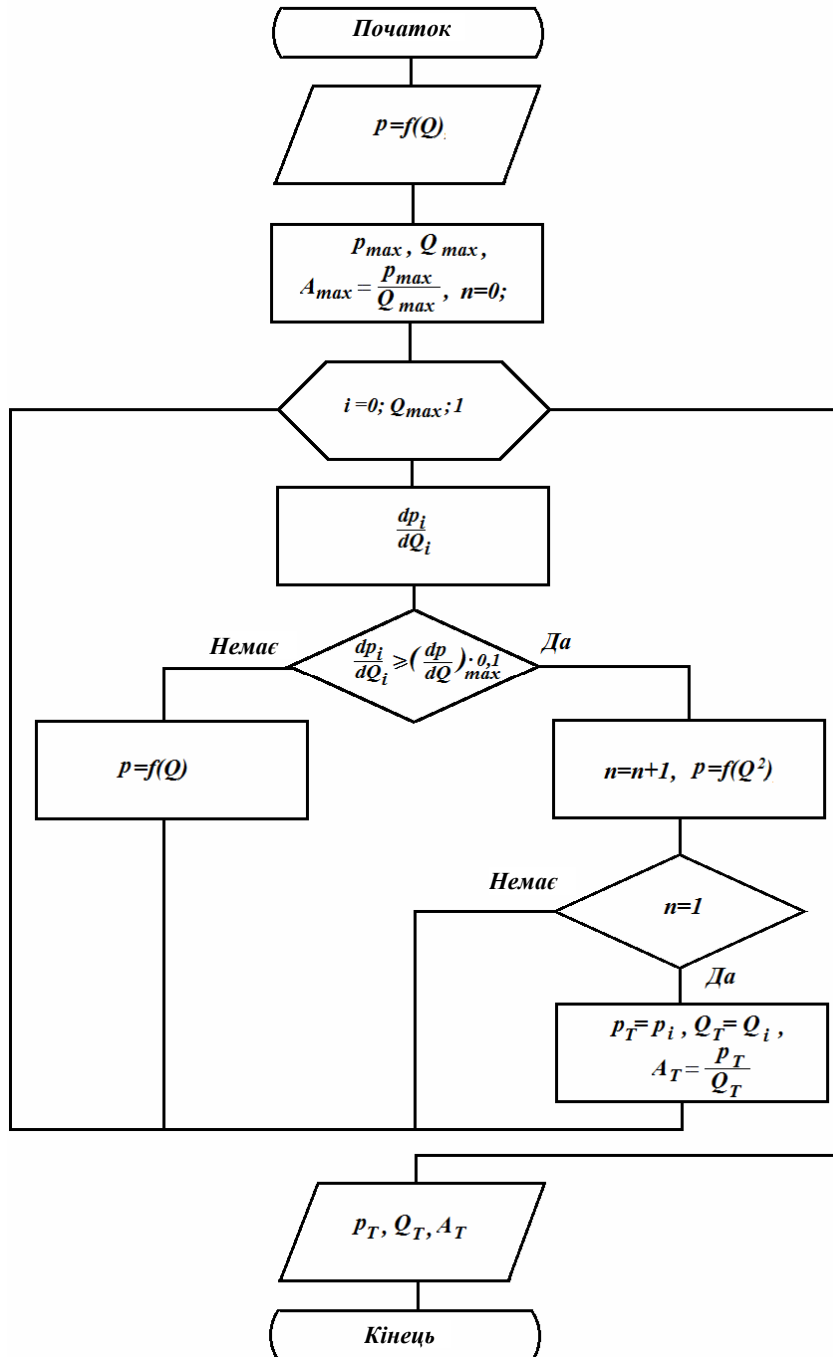
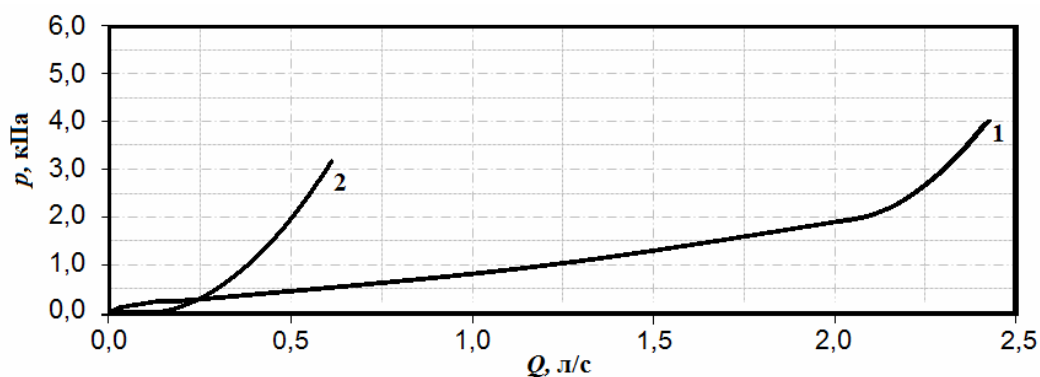
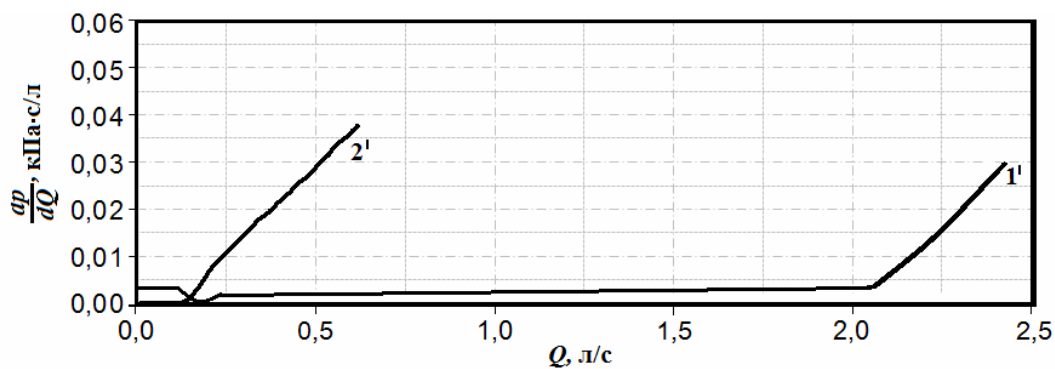


Рис. 4.2. Алгоритм автоматизованого аналізу залежності перепаду тиску від витрати повітря для визначення точки переходу у турбулентну квадратичну область течії

Вихідні дані в нормі (1) і при порушенні носового дихання (2) зображені на рис. 4.3, а; на рис. 4.3, б зображені відповідні графіки (1') і (2') похідних перепаду тиску від витрати повітря.



а



б

Рис. 4.3. Аналіз даних форсованої ЗАРМ: а) вихідні дані, б) похідні від перепаду тиску за витратою повітря (дані в нормі (1) і (1'), і при порушенні носового дихання (2) і (2'))

Значення близько 2.1 л/с і 0,2 л/с показують граничні значення переходу в квадратичний режим у нормі та при порушенні носового дихання відповідно. Причому, в нормі (завдяки широкому діапазону витрати) чітко візуалізується перехідний турбулентний режим течії повітря, при якому спостерігається повільне зростання величини похідної від перепаду тиску від витрати повітря. Відповідні залежності коефіцієнта аеродинамічного носового опору від витрати повітря в нормі (1) і при порушенні носового дихання (2) наводяться на рис. 4.4.

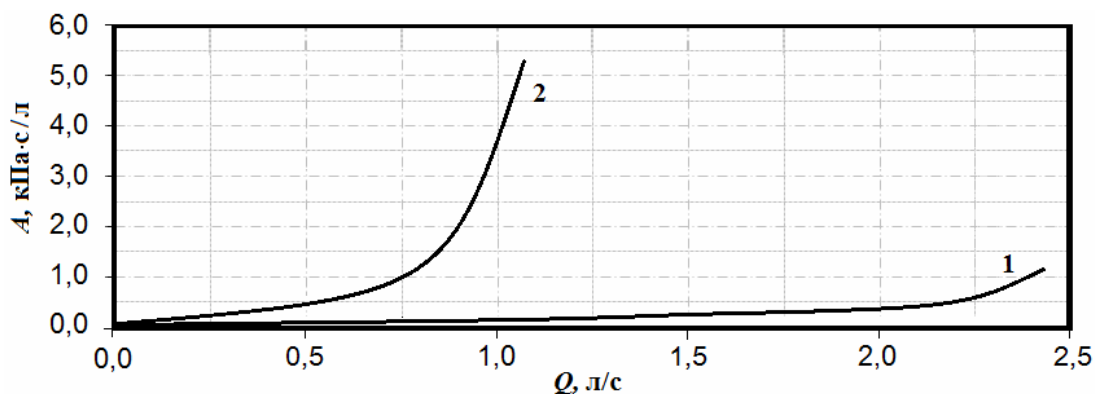


Рис. 4.4. Залежності коефіцієнта аеродинамічного носового опору від витрати повітря в нормі (1) і при порушенні носового дихання (2)

Практична реалізація методу оцінки режиму течії повітря в носовій порожнині під час форсованого дихання за даними риноманометрії показала, що доцільно ввести коефіцієнт основного (чинного) режиму течії повітря, який визначається за формулою:

$$k_T = \left( 1 - \frac{Q_{\max} - Q_T}{Q_{\max}} \right) \cdot 100\%, \quad (4.5)$$

де  $Q_{\max}$  – максимальна витрата повітря;

$Q_T$  – порогове значення витрати повітря при переході до квадратичного режиму течії.

При цьому за даними статистичної обробки результатів тестування носового дихання у 67 пацієнтів визначено критерій енергетичної ефективності носового дихання, наведений в табл. 4.1.

Таблиця 4.1

Енергетичний критерій ефективності носового дихання

Енергетична ефективність	Коефіцієнт основного режиму течії повітря $k_T$
Низька	$k_T < 30\%$
Середня	$30\% \leq k_T \leq 60\%$
Висока	$k_T > 60\%$



Діапазон значень  $k_T$ , який визначається за формулою (3.5), при цьому може бути розбитий на піддіапазони, що характеризують низьку, середню і високу енергетичні ефективності форсованого носового дихання.

#### 4.2 Розробка моделі течії повітря у носовій порожнині за даними форсованої задньої активної риноманометрії

Із урахуванням аналізу даних форсованої ЗАРМ, які проведені в попередньому підрозділі, доцільно запропонувати математичну модель, яка відображатиме процеси ламінарного/турбулентного переходу течії повітря у носовій порожнині під час дихання.

При цьому, знаючи граничне значення витрати повітря в точці переходу  $(Q_T, p_T)$ , можна уявити лінійну ділянку даних, відповідно до ламінарного і перехідного режиму, у вигляді лінійної функції виду:

$$y = a_0 + a_1 x, \text{ при } x \in [0, x_T], \quad (4.6)$$

при чому  $y \equiv p$ ;  $x \equiv Q$  і  $y_T \equiv p_T$ ;  $x_T \equiv Q_T$ .

Відповідно до методу найменших квадратів, апроксимація на лінійній ділянці визначатиметься із співвідношення:

$$\varepsilon = \sum_{i=0}^n (y_i - (a_0 + a_1 x_i))^2, \quad (4.7)$$

де  $n$  – об'єм вибірки даних на інтервалі  $x \in [0, x_T]$ ;

$\varepsilon$  – помилка апроксимації.

Знаходження коефіцієнтів  $a_0$  і  $a_1$  у формулі (4.6) здійснюється розв'язанням системи рівнянь, коефіцієнти яких подані в матрицях  $A$  і  $B$ :

$$A = \begin{bmatrix} c_0 & c_1 \\ c_1 & c_2 \end{bmatrix}; \quad B = \begin{bmatrix} b_0 \\ b_1 \end{bmatrix}, \quad (4.8)$$

де

$$c_0 = \sum_{i=0}^n x_i^0 = n + 1; \quad c_1 = \sum_{i=0}^n x_i; \quad c_2 = \sum_{i=0}^n x_i^2; \quad b_0 = \sum_{i=0}^n y_i; \quad b_1 = \sum_{i=0}^n x_i \cdot y_i. \quad (3.9)$$

Параболічна апроксимація квадратної ділянки режиму течії повітря на інтервалі  $x \in [x_T, x_{\max}]$  здійснює функцію виду:

$$y = a_0 + a_1 x + a_2 x^2, \text{ при } x \in [x_T, x_{\max}], \quad (4.10)$$

при чому  $y \equiv p$ ;  $x \equiv Q$  і відповідно  $y_{\max} \equiv p_{\max}$ ;  $x_{\max} \equiv Q_{\max}$ .

Виходячи з методу найменших квадратів для параболічної апроксимації:

$$\varepsilon = \sum_{i=0}^n \left( y_i - (a_0 + a_1 x_i + a_2 x_i^2) \right)^2. \quad (4.11)$$

Коефіцієнти  $a_0$  і  $a_1$  і  $a_2$  у формулі (4.9) можна знайти, розв'язавши систему рівнянь:

$$A = \begin{bmatrix} c_0 & c_1 & c_2 \\ c_1 & c_2 & c_3 \\ c_2 & c_3 & c_4 \end{bmatrix}; \quad B = \begin{bmatrix} b_0 \\ b_1 \\ b_2 \end{bmatrix}, \quad (4.12)$$

де  $c_0, c_1, c_2, b_0, b_1$  знаходяться аналогічно формулам (3.8), а решта відповідно до формул, наведених нижче:

$$c_3 = \sum_{i=0}^n x_i^3; \quad c_4 = \sum_{i=0}^n x_i^4; \quad b_2 = \sum_{i=0}^n x_i^2 \cdot y_i.$$

Похибка апроксимації визначається стандартно для методу найменших квадратів і становитиме для лінійного (4.6) і параболічного (4.10) ділянок апроксимації величини:

$$\Delta_l = \sqrt{\frac{1}{n+1} \sum_{i=0}^n (y_i - (a_0 + a_1 x_i))^2}; \quad (4.13)$$

$$\Delta_p = \sqrt{\frac{1}{n+1} \sum_{i=0}^n (y_i - (a_0 + a_1 x_i + a_2 x_i^2))^2}. \quad (4.14)$$

Обчислення похибки за експериментальними даними залежностей перепаду тиску від витрати повітря не перевищувало 5% при обсягах вибірки не менше 100 значень, що є цілком задовільним результатом. Для подальшого дослідження становлять інтерес значення коефіцієнта  $a_2$ , які визначатимуть величину крутизни апроксимуючої параболи і, можливо, представляти додаткову діагностичну цінність в ході аналізу риноманометричних даних.

### 4.3 Оцінка дискримінантних характеристик розробленого методу аналізу риноманометричних даних

Проведемо оцінку діагностичної значущості запропонованого в підрозділі 4.1 методу аналізу даних форсованої ЗАРМ із урахуванням додаткових параметрів – значень  $Q_T$  і  $\Delta p_T \equiv p_T$ , які характеризують точку переходу режиму течії повітря в турбулентний квадратичний.

Розглянемо модель лінійної дискримінації для двох станів об'єкта ( $\Theta_0$  – умовна норма,  $\Theta_1$  – порушення носового дихання). Нормована Евклідова відстань між контрольованими станами  $\Theta_0$  і  $\Theta_1$  при взаємній незалежності  $n$  ознак обчислюється за формулою [21, 152, 153]:

$$\delta = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left( \frac{m_i^{(0)} - m_i^{(1)}}{\sigma_i} \right)^2}, \quad (4.15)$$

де  $m_i^{(0)}$ ,  $m_i^{(1)}$  – середні значення  $i$ -ї ознаки величини  $X$  для умов  $\Theta \in \Theta_0$  (умовна норма), і  $\Theta \in \Theta_1$  (порушення носового дихання) відповідно;

$\sigma_i$  – середньоквадратичне відхилення  $i$ -ї ознаки, які визначаються відповідно виразу:

$$\sigma_i = \max(\sigma_i^{(0)}, \sigma_i^{(1)}) \text{ при } \sigma_i^{(0)^2} \neq \sigma_i^{(1)^2},$$

де  $\sigma_i^{(0)}$ ,  $\sigma_i^{(1)}$  – середні квадратичні відхилення  $i$ -ї ознаки для умов  $\Theta \in \Theta_0$  (умовна норма), і  $\Theta \in \Theta_1$  (порушення носового дихання).

При нормальному розподілі значень вимірюваної величини ймовірність помилки другого роду при прийнятті рішень про стан об'єкта визначається через інтеграл ймовірності Лапласа  $\Phi(\cdot)$  та оцінюється нерівністю:

$$P_{ou} \leq 1 - \Phi(\delta / 2), \quad (4.16)$$

де  $\delta$  визначається за формулою (4.15).

Із формул (4.15) і (4.16) очевидно, що ймовірність помилки тим менше, чим більше нормований за дисперсією квадрат Евклідової відстані між векторами середніх значень ознак.

У запропонованому методі форсованої ЗАРМ із урахуванням аеродинамічних показників точки переходу в турбулентний квадратичний режим руху повітря присутні такі вимірювані фізичні величини (з кількістю вимірюваних параметрів  $n=4$ ):

$X_1$  – максимальна витрата повітря  $Q$ ;

$X_2$  – перепад тиску  $\Delta p$  при максимальній витраті повітря;

$X_3$  – витрата повітря  $Q_T$  при переході в турбулентний квадратичний режим течії;

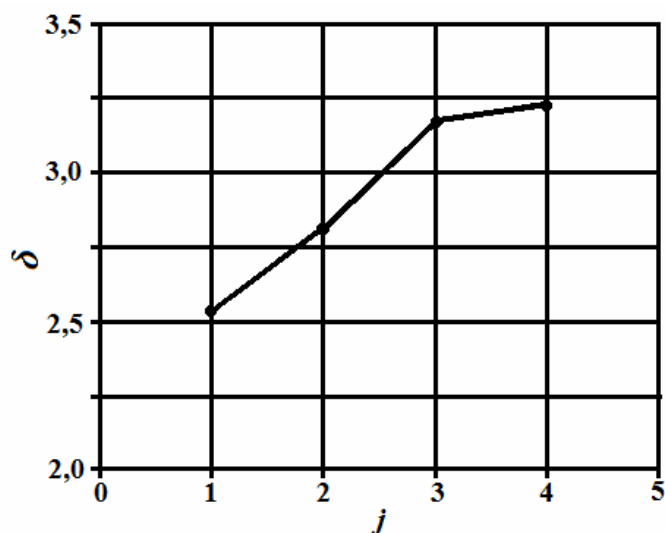
$X_4$  – перепад тиску  $\Delta p_T$  при переході в турбулентний квадратичний режим течії.

Стан умовної норми і порушення носового дихання позначаються відповідно як  $\Theta_0$  і  $\Theta_1$ . Всього було обстежено 67 пацієнтів, які були розподілені на дві групи: 32 особи без порушень носового дихання і 35 осіб з порушеннями носового дихання. При цьому визначалися максимальні значення витрати повітря  $Q$  і перепаду тиску  $\Delta p$  у носовій порожнині (стандартний метод форсованої ЗАРМ [154]), а також граничні значення (при переході в турбулентний квадратичний режим течії) витрати повітря  $Q_T$  і перепаду тиску  $\Delta p_T$  при усередненні десяти дихальних циклів. Потім для кожної групи пацієнтів розраховувались статистичні показники: середні значення і середньоквадратичні відхилення відповідних вимірних величин у нормі і при порушенні носового дихання. Результати розрахунку нормованої Евклідової відстані для оцінюваних показників методу наведені в табл. 4.2 і відображені на графіку на рис. 4.5, а. Зниження ймовірності помилки діагностичного рішення у міру додавання параметрів у модель дискримінації наведено на рис. 4.5, б.

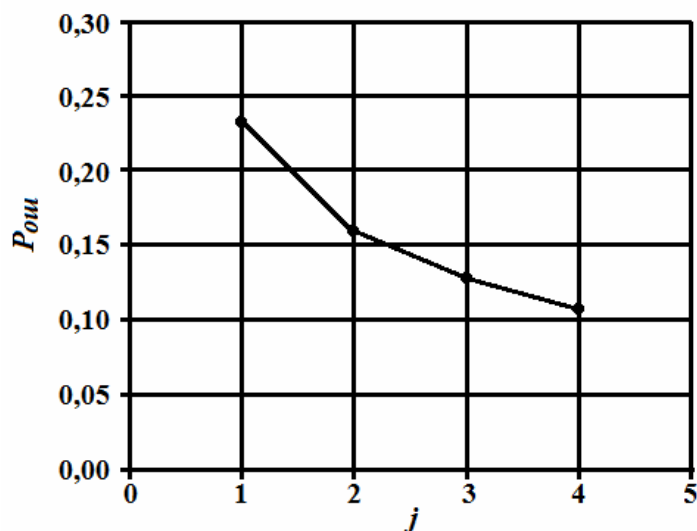
Таблиця 4.2

Результати дискримінантного аналізу для запропонованого методу форсованої ЗАРМ з додатковими аеродинамічними параметрами, які враховують межу переходу режиму течії повітря

Параметр		Стан		Нормована Евклідова відстань $\delta_\Sigma$	Ймовірність помилки $P_{\delta_\Sigma}$
		Норма	Порушення		
		$\Theta_0$	$\Theta_1$		
$X_1$	$Q$ , л/с	2,64	1,07	2,53	$\leq 0,23$
	$\sigma_Q$	0,62	0,38		
$X_2$	$\Delta p$ , кПа	3,71	2,42	2,79	$\leq 0,16$
	$\sigma_{\Delta p}$ , кПа	1,13	0,92		
$X_3$	$Q_T$ , л/с	2,01	0,42	3,17	$\leq 0,13$
	$\sigma_{Q_T}$	1,11	0,18		
$X_4$	$\Delta p_T$ , кПа	1,20	0,71	3,22	$\leq 0,11$
	$\sigma_{\Delta p_T}$ , кПа	0,9	0,35		



а



б

Рис. 4.5. Залежність збільшення нормованої Евклідової відстані (а) і зменшення ймовірності помилки прийняття рішення (б) у міру додавання ознак у модель 1 – для сигналу витрати повітря; 2 – для сигналу перепаду тиску; 3 – витрата повітря на межі області квадратичного опору, 4 – перепад тиску на межі області квадратичного опору

При цьому очевидно, що додавання аеродинамічних показників  $Q_T$  і  $\Delta p_T$  точки переходу в турбулентний квадратичний режим течії повітря збільшує нормовану Евклідову відстань порівняно зі стандартним методом форсованої ЗАРМ на 0,43 і відповідно знижує ймовірність помилки діагностики на 5% (з 0,16 до 0,11).

Наведена в табл. 4.3 незалежна статистична обробка результатів діагностики в оториноларингологічному відділенні Харківської обласної клінічної лікарні (КЗ ЦЕМД та МК) показує, що специфічність запропонованого методу дорівнює 0,88, що відповідає зворотному показнику ймовірності помилки 2-го роду, яка становить 0,12, що із різницею 0,01 збігається з результатами ймовірності помилки, яка була розрахована за результатами дискримінантного аналізу згідно з табл. 4.2.

Таблиця 4.3

Статистичні показники запропонованого методу  
аналізу даних форсованої ЗАРМ

Показники	Порушення носового дихання	
	Наявність (35)	Відсутність (32)
Результати теста		
Позитивні	29	4
Негативні	6	28
Поширеність	0,52	
Чутливість	0,83	
Специфічність	0,88	
Загальна точність	0,85	

Це дозволяє оцінити адекватність запропонованого методу аналізу даних форсованої ЗАРМ і використовувати даний метод для функціональної діагностики порушень носового дихання.

#### **4.4 Розробка методу визначення шорсткості слизової оболонки носової порожнини та аналіз режимів течії повітря за критерієм відносної шорсткості**

З огляду на проведений аналіз режимів течії повітря під час форсованого носового дихання за допомогою функціонального методу риноманометрії, а також враховуючи складну геометричну конфігурацію носової порожнини, доцільно оцінити адекватність одержаних критичних значень чисел Рейнольдса за допомогою незалежного методу. Даний метод дозволяє за даними комп'ютерної томографії визначити показник шорсткості слизової оболонки на стінках носової порожнини і за критерієм відносної шорсткості [145–147]

обчислити граничні значення чисел Рейнольдса для основних режимів течії повітря під час форсованого носового дихання.

Визначення шорсткості слизової оболонки носової порожнини на ділянках уздовж повітряного каналу за даними фронтальних томографічних зрізів виконувалося згідно з запропонованою та запатентованою [24] формулою:

$$\Delta_i = l_{i+1} - l_i + \left( \frac{I_{i+1} - I_i}{I_{\max}} h \right), \quad (4.17)$$

де  $l_i$  та  $l_{i+1}$  – товщини слизової оболонки на  $i$ -му і  $i + 1$  фронтальних томографічних зрізах носової порожнини відповідно;

$I_i$  та  $I_{i+1}$  – рівні інтенсивності вокселів на межі між слизовою оболонкою і повітрям на  $i$ -му і  $i + 1$  фронтальних томографічних зрізах носової порожнини відповідно;

$I_{\max}$  – максимальний рівень інтенсивності пікселів на томографічному зображенні;

$h$  – просторова роздільна здатність томографічних зображень;

$\Delta_i$  – величина  $i$ -го виступу слизової оболонки носової порожнини.

Складова в дужках у формулі (4.17) фактично дозволяє враховувати нерівності слизової оболонки носової порожнини на субвоксельному рівні, що дорівнює величині 1,5 мкм при типових показниках томографічного сканування  $h = 0,4$  мм,  $I_{\max} = 255$ . Ілюстрація визначення величини шорсткості (мікронерівності) ділянки слизової оболонки наведена на рис. 4.6, при чому,  $R_L$ ,  $R_C$  і  $R_m$  відповідають мінімальному, середньому і максимальному рівням шорсткості відповідно. Як видно із рис. 4.6, б, середній рівень шорсткості слизової оболонки становить близько 0,4 мм, що при еквівалентному діаметрі носових проходів 5÷8 мм дає значення критичних чисел Рейнольдса, які наведені в табл. 4.4. Теоретично похибка запропонованого методу визначення шорсткості слизової оболонки (стінок) носової порожнини може бути визначена, виходячи з просторового розрізнення і яскравості за формулою:

$$\varepsilon_{\Delta} = \frac{h}{I_{\max} + 1},$$

де  $I_{\max}$  – максимальний рівень інтенсивності пікселів на томографічному зображенні;

$h$  – просторова роздільна здатність томографічних зображень.

І для наведених вище параметрів СКТ-сканування  $\varepsilon_{\Delta}$  становить величину порядку 1,5 мкм. З огляду на різний еквівалентний діаметр носових проходів для різних вікових груп і гендерні відмінності (до 0,95 мм за даними авторів [150]), критичні значення чисел Рейнольдса можуть бути скориговані в меншу сторону до 50%, однак, по порядку величин відповідатимуть цим технічним значенням.

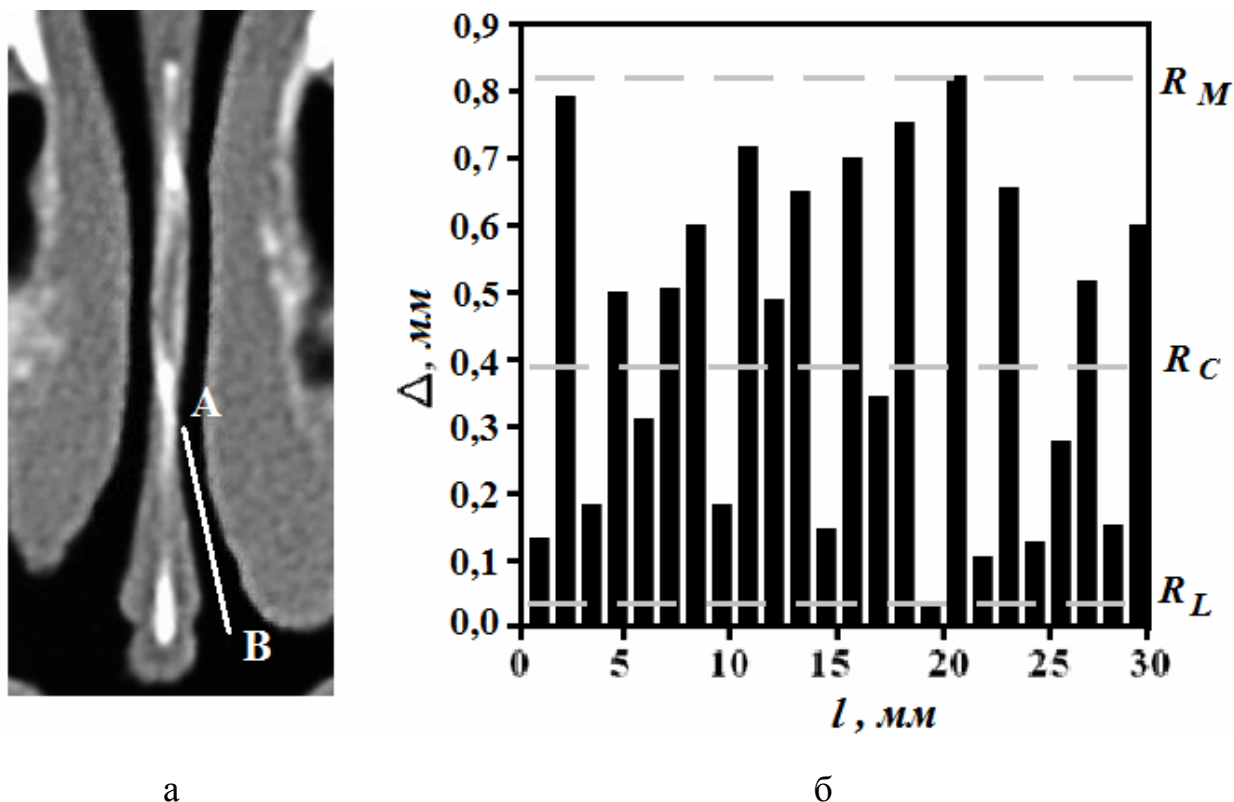


Рис. 4.6. Ілюстрація визначення шорсткості слизової оболонки носової порожнини: а) томограма з розташуванням вимірюваної ділянки; б) мікровиступи на вимірній ділянці, які розраховані за формулою (3.17)

Розраховані та наведені в табл. 4.4 дані з похибкою менш 15% збігаються з отриманими експериментально результатами розробленого методу форсованої ЗАРМ, які наведені в підрозділі 4.1, при розрахунку критичних чисел Рейнольдса, відповідних точок переходу режимів руху повітря у носовій порожнині (так перехід з ламінарного в турбулентний гладкостінний відбувається при числах Рейнольдса в діапазонах близько 300–400 за даними із графіків на рис. 4.2–4.4). При цьому можна зазначити, що отримані значення критичних чисел Рейнольдса істотно нижче теоретичних ( $Re_{кр} = 2300$  для течії води по круглих трубах), що пов'язано із складністю анатомічної конфігурації носових проходів і звуженнями, які вносяться анатомічними структурами, що сприяють турбулізації потоку при більш низьких числах Рейнольдса.



Результати обчислень критичних чисел Рейнольдса для різних режимів течії повітря у носовій порожнині

Режим течії	Критерій	Значення
Ламінарний/турбулентний гладкостінний	$Re \leq 20 \frac{d}{\Delta}$	$Re \leq 330$
Турбулентний перехідний, з частковим проявом шорсткості стінки	$20 \frac{d}{\Delta} \leq Re \leq 500 \frac{d}{\Delta}$	$330 \leq Re \leq 8000$
Турбулентний із впливом шорсткості, квадратичний	$Re \geq 500 \frac{d}{\Delta}$	$Re \geq 8000$

Наведені значення критичних чисел Рейнольдса і відносної шорсткості дуже важливі для адекватного обчислення коефіцієнта втрат за формулою Альтштуля (2.32), некоректне використання якої може призвести до істотних спотворень результатів розрахунку коефіцієнтів аеродинамічного носового опору. Розрахунок діючих чисел Рейнольдса за довжиною носової порожнини при різних патологіях і режимах дихання буде наведено в підрозділі 5.1.

#### 4.5 Розробка методу визначення ламірної пристінкової течії повітря в носовій порожнині

Згідно з теорією течії повітря у трубах, структуру узагальненого турбулентного потоку можна розділити на дві області – турбулентне ядро та межовий шар – пристінкова ламінарна плівка (див. рис. 4.7).

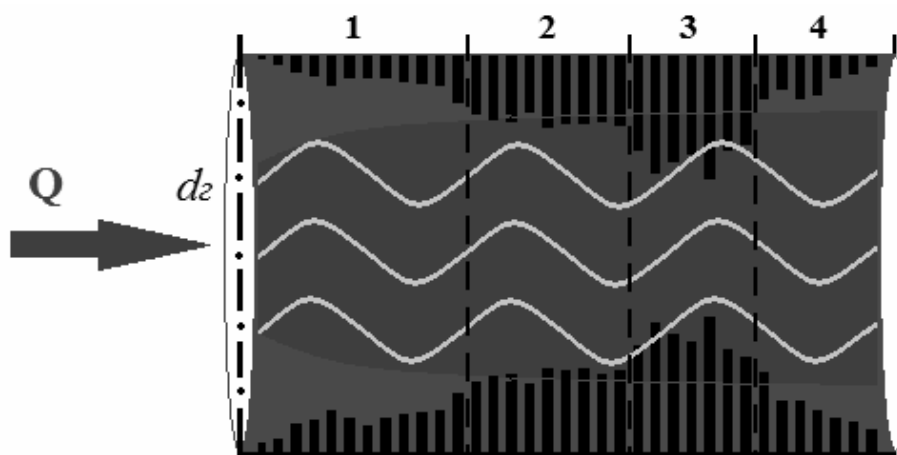


Рис. 4.7. Схематичне зображення структури узагальненого турбулентного потоку у трубі

Визначення товщини цієї ламінарної плівки дозволяє оцінити можливість негативного впливу високошвидкісного турбулентного потоку на поверхню – слизову оболонку носові порожнини, що сприяє процесу її висушування з послідовною втратою функціональності та розвитку патологічних станів. Тому, для визначення ступеня впливу повітряного потоку на слизову оболонку необхідно виконати такі дії за відповідно розробленою методикою [24]: виконуються ринометричні дослідження, що включають визначення анатомічної форми та розмірів зовнішнього носу, оцінювання ступеня деформації зовнішнього носа шляхом вимірювань відстаней між серединною лінією носа та найбільш латеральною точкою його поверхні, виміри висоти зовнішнього носа у фронтальній та сагітальній площинах, визначення ступеня асиметрії колумели. Далі виконується ендоскопічне обстеження носа, яке включає огляд різних відділів верхніх дихальних шляхів за допомогою оптичного відеоендоскопа для безпосереднього візуального оцінювання локалізації та ступеня деформації глибоко розташованих анатомічних структур а також стану слизової оболонки носової порожнини.

На наступному етапі виконуються функціональні дослідження верхніх дихальних шляхів для об'єктивної оцінки показників носового дихання (витрати повітря під час дихання, відповідної різниці тиску повітря, аеродинамічний опір верхніх дихальних шляхів, пневматична потужність носового дихання) шляхом проведення передньої або задньої активної риноманометрії при різних режимах дихання (спокійне, підсилене, форсоване), а також дослідження нюхальних порушень ольфактометричним методом, що вказує на ступінь пошкодження нюхальних рецепторів. Далі виконується інтроскопічне дослідження порожнини носа та навколоносових пазух за даними рентгенівської спіральної комп'ютерної томографії (див. рис. 4.6, а). Сканування виконують з кроком 1 мм паралельно базової площини черепа.

За даними аксіальних томографічних зрізів виконується формування єдиної узагальненої воксельної томографічної моделі верхніх дихальних шляхів, яка містить структуровані дані щодо розташування кісткових та хрящових об'єктів носової порожнини, а також слизової оболонки, шкірних покривів зовнішнього носа, повітряних шляхів та навколоносових пазух. Далі за даними створеної узагальненої воксельної томографічної моделі за допомогою розробленого програмного забезпечення виконується формування та візуалізація сегментованої просторової лофтингової моделі повітряних шляхів носової порожнини, яка містить тільки контури структур, які обмежують порожнини носа та навколоносових пазух. Наступним кроком виконують побудову аеродинамічної моделі верхніх дихальних шляхів, для кількісної оцінки основних аеродинамічних параметрів, що характеризують процес проходження повітря через ділянки носової порожнини.

При цьому, залежно від значення числа  $Re$  Рейнольдса, яке визначається за формулою 2.30, визначають ступінь турбулізації повітряного потоку.

Далі виконують визначення нерівностей  $\Delta_i$  слизової оболонки носової порожнини на ділянках вздовж повітряного каналу за даними фронтальних томографічних перетинів згідно з формулою 4.17.

Складова в дужках у формулі (4.17) фактично дозволяє враховувати нерівності слизової оболонки носової порожнини на субвоксельному рівні, які дорівнюють величині 15 мкм при типових показниках томографічного сканування  $h=0,4$  мм,  $I_{\max}=255$ .

Далі на відповідних ділянках носової порожнини визначаються товщини ламінарного межового шару  $\delta_i$  за формулою

$$\delta_i = \frac{32,4 \cdot d_{2i}}{Re_i^{0,875}}, \quad (4.18)$$

де  $Re_i$  – число Рейнольдса,

$d_{2i}$  – гідравлічний діаметр, що розраховується за формулою 2.25.

При цьому товщини ламінарного межового шару повітря при характерному гідравлічному діаметрі носової порожнини 5 мм складає 0,2 мм, 0,15 мм та 0,05 мм (див. рис.4.6, б) при числах Рейнольдса 1700, 3000 та 10000 відповідно до режимів дихання (спокійного, підсиленого та форсованого). Типові товщини межового шару при різних гідравлічних діаметрах залежно від чисел Рейнольдса наведено на рис. 4.7.

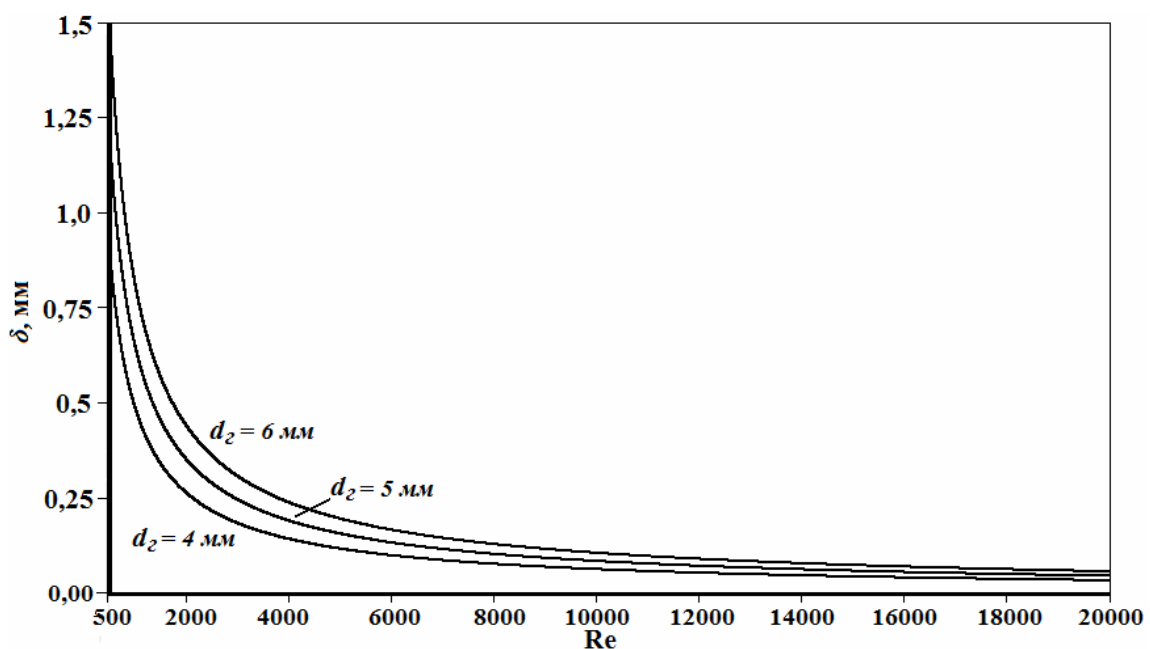


Рис. 4.7. Товщини межового шару залежно від чисел Рейнольдса

Далі виконується визначення ступеня впливу повітряного потоку на ділянки слизової оболонки носової порожнини за критерієм відношення довжини її виступів до товщини ламінарного межового шару у вигляді:

$\Delta_i < \delta_i$  – виступи слизової оболонки повністю знаходяться у ламінарному межовому шарі повітряного потоку; відсутній негативний вплив потоку на слизову оболонку, що пов'язаний з турбулентним висушуванням;

$\Delta_i \approx \delta_i$  – виступи слизової оболонки знаходяться біля границі ламінарного межового шару повітряного потоку; при подальшому підвищенні інтенсивності дихання, або при звуженні ділянки носової порожнини буде присутній негативний вплив потоку на слизову оболонку, що пов'язаний з турбулентним висушуванням;

$\Delta_i > \delta_i$  – виступи слизової оболонки виходять з ламінарного межового шару у турбулентний повітряний потік; повністю виявляється негативний вплив потоку на слизову оболонку, який пов'язаний з турбулентним висушуванням.

На рис. 4.6, б проілюстровано, що при підсиленні дихання та відповідному зменшенні товщини ( $\delta^{(H)}$ ,  $\delta^{(n)}$ ,  $\delta^{(Ф)}$ ) межового шару повітряного потоку підвищується ризик негативного впливу турбулентного повітряного потоку на слизову оболонку носової порожнини.

Використання даного способу дає можливість на етапах діагностики та хірургічного планування провести кількісну оцінку ефекту негативного впливу повітряного потоку на слизову оболонку носової порожнини, який пов'язаний з турбулентним висушуванням та визначати ділянки, що за запропонованим критерієм підлягають хірургічній корекції.

Наведений спосіб пройшов позитивні клінічні випробування на 90 пацієнтах в оториноларингологічному відділенні Харківської обласної клінічної лікарні та дозволяє об'єктивно на доказовому рівні визначати товщину пристінкового ламінарного межового шару повітряного потоку та ступінь його впливу на слизову оболонку носової порожнини, що особливо важливо при втручаннях у верхньому носовому ході під час лікування респіраторно-нюхальних порушень та сприяє поясненню механізму виявлення хронічних ринологічних захворювань.

Таким чином, за рахунок введення в спосіб визначення ступеня впливу повітряного потоку на слизову оболонку носової порожнини процедур визначення нерівностей слизової оболонки носової порожнини та розрахунку товщини ламінарного межового шару потоку повітря, досягається можливість

визначення ступеня впливу повітряного потоку на ділянки слизової оболонки і, як наслідок, підвищення ефективності діагностики та лікування дихально-нозальних порушень і уточнення механізму виникнення хронічних ринологічних захворювань.

Таким чином, модифікований метод аналізу даних форсованої задньої активної риноманометрії (крім визначення та оцінки максимальних перепадів тиску і витрат повітря, коефіцієнта аеродинамічного носового опору за формулою (2.4), пневматичної потужності дихання за формулою (2.6) і ефективності носового дихання має включати в себе визначення точки переходу ламінарного режиму течії повітря в турбулентний квадратичний та аналіз відповідних перепадів тиску і витрат повітря.

Доцільно для аналізу показників форсованої ЗАРМ використовувати математичну модель, яка відобразатиме процеси ламінарного / турбулентного переходу течії повітря в носовій порожнині під час дихання і містить лінійні та квадратичні ділянки, за параметрами яких можна судити про характер порушень носового дихання. При цьому можна ввести критерій енергетичної ефективності форсованого носового дихання залежно від домінуючого режиму течії повітря.

Показано, що додавання аеродинамічних показників і точки переходу в турбулентний квадратичний режим течії повітря збільшує нормовану Евклідову відстань порівняно зі стандартним методом форсованої ЗАРМ на 0,43, що відповідно знижує ймовірність помилки діагностики на 5% (з 0,16 до 0,11).

Отримані за критерієм відносної шорсткості значення критичних чисел Рейнольдса істотно нижче теоретичних ( $Re_{кр} = 2300$  для течії води по круглих трубах), що пов'язано зі складністю анатомічної конфігурації носових проходів і звуженнями, що вносяться анатомічними структурами (наприклад, носовими раковинами), що сприяють турбулізації потоку при більш низьких числах Рейнольдса. Наведені отримані розрахункові значення критичних чисел Рейнольдса добре (більше 85%) кореспондуються з даними експериментальних функціональних досліджень методом форсованої ЗАРМ.

Високі значення чисел Рейнольдса (більше 10000) пояснюються великими витратами повітря під час форсованого дихання і малому еквівалентному діаметрі носових проходів, особливо за наявності патологічних змін, таких як викривлення носової перегородки, хронічний гайморит, поліпозний процес.

## 5 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ РОЗРОБЛЕНИХ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ДЛЯ ТЕСТУВАННЯ НОСОВОГО ДИХАННЯ

### 5.1 Аналіз режимів течії повітря та коефіцієнта аеродинамічного носового опору за довжиною носової порожнини

Виконуючи аеродинамічні розрахунки за методом, який був запропонований у підрозділі 2.3 для умовної норми та патологій з функціональними порушеннями носового дихання, характерні інтроскопічні КТ-зрізи яких наведені у підрозділі 2.2 на рис. 2.3-2.8, 5.1, а, б і 5.2, а, б, можна зробити наступні висновки (із графіків на рис. 5.1 в-з, і 5.2, в-з, де  $n$  – позначені номери фронтальних перетинів носової порожнини від входу в ніс до хоан):

- найменша площа перетину носових каналів (див. рис. 5.1, в, г і рис. 5.2, в, г) та найменший еквівалентний діаметр (рис. 5.1, д, е і рис. 5.2, д, е) спостерігаються в області носового клапана в перетинах з номерами 2–4;

- при односторонньому викривленні носової перегородки (рис. 5.1, б, г, е) спостерігається різке зменшення площі та еквівалентного діаметра носового проходу (з боку викривлення), яке викликане місцевим (локальним) опором протяжністю близько 10 мм і знаходяться в перетинах 22–27;

- при хронічному риносинуситі (рис. 5.2, а, в, д) спостерігається збільшення носових раковин за рахунок запалення і набряку, що призводить до генералізованого зменшення площі та еквівалентних діаметрів практично по всій довжині носової порожнини (томографічне дослідження виконано через 3 доби після лікування і вміст у пазухах відсутній);

- при S-подібному (хвилястому) викривленні носової перегородки (див. рис. 4.2, б, г, е) спостерігається зменшення площі і еквівалентних діаметрів на двох ділянках носової порожнини протяжністю 10÷14 мм з номерами зрізів 7–14 і 20–25;

- числа Рейнольдса (див. рис. 5.1, ж, з і рис. 5.2, ж, з) розраховувалися за формулою (2.30) і істотно залежать як від ступеня форсування дихання, так і від еквівалентного діаметра й площі носової порожнини і, фактично, дзеркально відображають розподіл відповідних параметрів;

- при спокійному диханні (при витраті 0,5 л/с) числа Рейнольдса невеликі практично для всіх розглянутих випадків (див. рис. 5.1, ж, з і рис. 4.2, ж, з) і різко збільшуються до 10000 і більше при форсуванні дихання (при витраті 2 л/с) і мають екстремуми при генералізованих, або локальних звуженнях носових каналів. Підвищені числа Рейнольдса свідчать про збільшення турбулентності у відповідних ділянках носової порожнини. Залежність коефіцієнта аеродинамічного носового опору за довжиною носової порожнини, яка розрахована за формулами (2.44) і

(2.45), наведена на рис. 5.3 для правостороннього викривлення носової перегородки, що наведено на рис. 5.1, б.

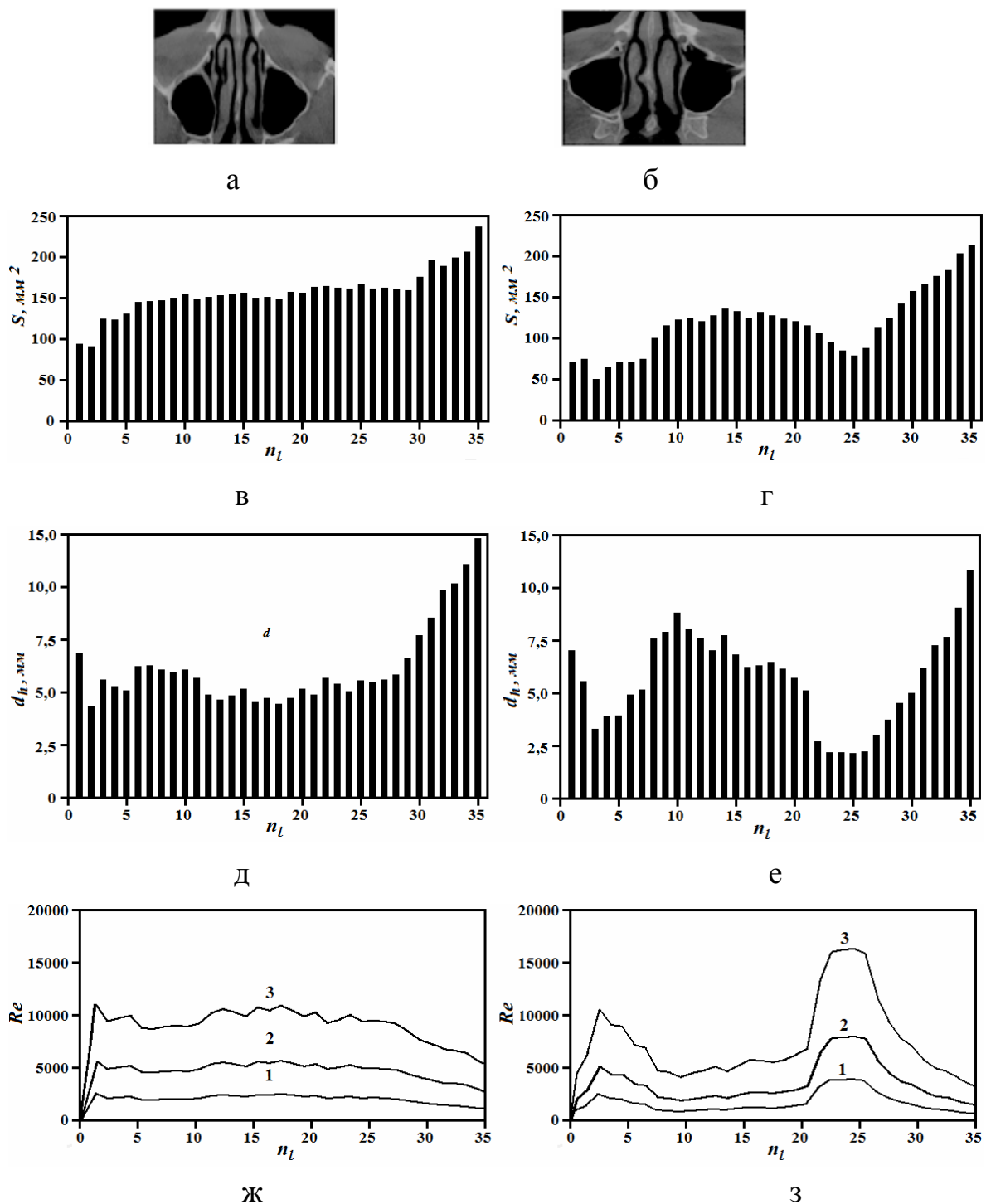


Рис. 5.1. Зображення характерних аксіальних СКТ-зрізів: а) без порушення носового дихання, б) при викривленні носової перегородки вправо; і відповідний розподіл для правого носового ходу: в), г) площ перетинів, д), е) еквівалентних діаметрів і ж), з) чисел Рейнольдса за довжиною носової порожнини при витратах 0,5 (1), 1,0 (2) і 2,0 (3) л/с ( $n$  – номери фронтальних перетинів носової порожнини)

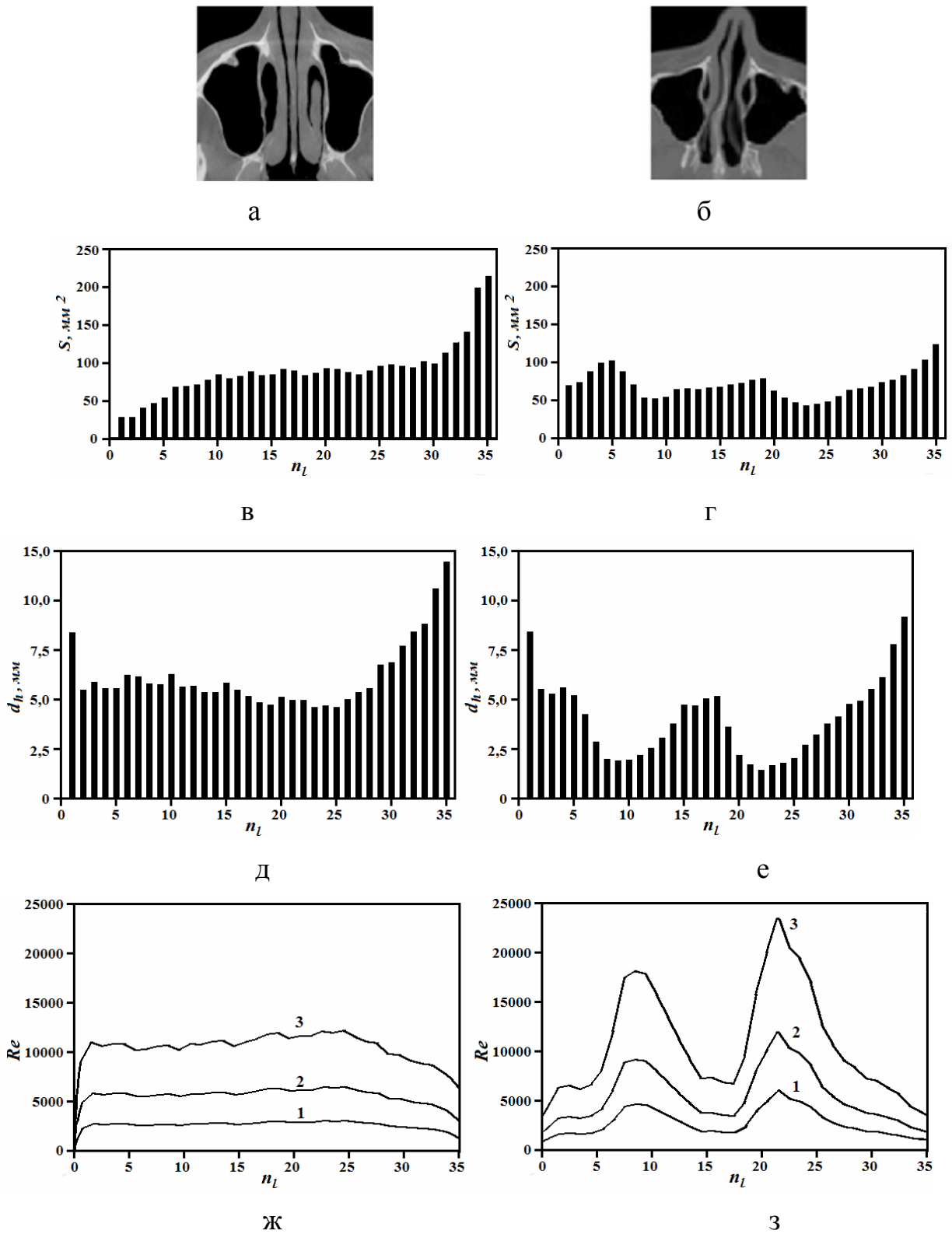


Рис. 5.2. Зображення характерних аксіальних СКТ-зрізів: а) при хронічному риносинуситі, б) при S-подібному хвилястому викривленні носової перегородки; і відповідний розподіл для правого носового ходу: в), г) площ перетинів, д), е) еквівалентних діаметрів і ж), з) чисел Рейнольдса за довжиною носової порожнини при витратах 0,5 (1), 1,0 (2) і 2,0 (3) л/с ( $n$  – номери фронтальних перетинів носової порожнини)



Як видно, врахування місцевого опору типу засувка в правому носовому проході (рис.5.3, а) збільшує приблизно на 30% (графік 2) коефіцієнт аеродинамічного носового опору, який був отриманий при визначенні тільки втрат тиску за довжиною носової порожнини (крива 1). На протилежній викривленню стороні (рис. 5.3, б) виражені місцеві опори відсутні.

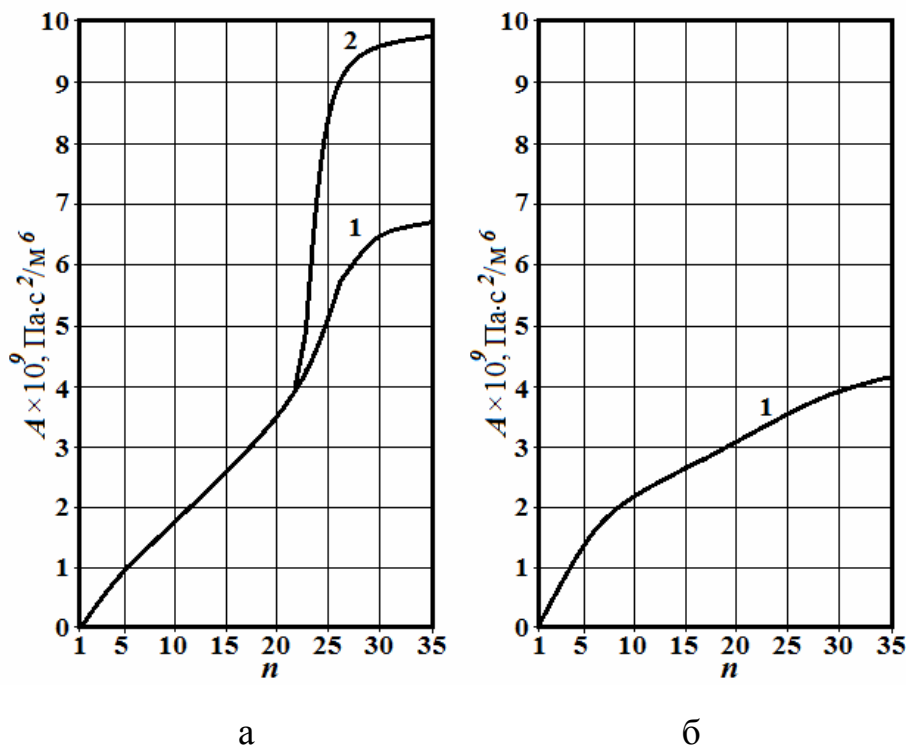


Рис. 5.3. Інтегральні характеристики коефіцієнта аеродинамічного носового опору вздовж перетинів носової порожнини із правостороннім локальним викривленням носової перегородки (см. рис. 4.1, б) для правого (а) і лівого (б) носових каналів з урахуванням тільки втрат тиску за довжиною (1) і з урахуванням місцевого опору (2)

Оцінити діагностичну ефективність, розробленого в підрозділі 2.3 методу визначення локальних повітряних опорів у носовій порожнині, можна, виходячи із порівняння статистичних показників з відомим риноманометричним методом для тестування носового дихання до і після процедури адреналізації [8, 39, 40]. При цьому визначення локального повітряного опору виконується шляхом виявлення відсутності значущої кореляції між зменшенням коефіцієнта аеродинамічного носового опору і скороченням об'єму слизової оболонки в результаті адреналізації. За наявності локального повітряного опору поліпшення носового дихання (зниження коефіцієнта аеродинамічного носового опору) спостерігається не більше,

ніж на 15%. Порівняльні діагностичні показники запропонованого методу із використанням КТ-даних і риноманометричного (форсованої ЗАРМ із адреналізацією) наводяться в табл. 5.1.

При цьому можна зазначити, що за наведеними даними чутливість, специфічність та загальна точність запропонованого методу, який заснований на аналізі тКТ-даних носової порожнини, в середньому майже на 10% вище, ніж у методу форсованої ЗАРМ з адреналізацією. Це пояснюється тим, що за томографічними даними відбувається безпосередній аналіз топографо-анатомічної інформації про конфігурацію носової порожнини, а в разі форсованої ЗАРМ з адреналізацією – визначення аеродинамічних показників, побічно пов'язаних зі зміною поверхні внутрішньоносових структур, істотно залежать від локалізації судин під слизовою оболонкою носової порожнини. З цієї ж причини даний функціональний метод менш чутливий до поєднаних порушень архітекτονіки носової порожнини. Запропонований метод, який заснований на аналізі КТ-даних, дозволяє виявляти не тільки наявність місцевого повітряного опору, але і визначати його локалізацію, що необхідно під час проведення комп'ютерного планування ринохірургічних втручань.

Таблиця 5.1

Порівняльні статистичні характеристики методів визначення локальних носових опорів

Показники	Метод визначення носового опору за КТ-даними		Метод форсованої ЗАРМ з урахуванням адреналізації	
	Порушення носового дихання		Порушення носового дихання	
Результати теста	Наявність	Відсутність	Наявність	Відсутність
	35	32	35	32
Позитивні	32	4	28	8
Негативні	3	28	7	24
Поширеність	0,52		0,52	
Чутливість	0,91		0,8	
Специфічність	0,88		0,75	
Загальна точність	0,9		0,78	

## 5.2 Удосконалення конструкції дослідного комп'ютерного риноманометру на основі розробки методики розрахункового визначення тиску у підмасковому просторі

У даному підрозділі розглядається можливість удосконалення конструкції дослідного комп'ютерного риноманометру для тестування носового дихання ТНДА з блоком визначення перепадово-витратних характеристик ПРХ розробки ХНУРЕ (свідоцтво про державну метрологічну атестацію пристрою ПРХ, № 05-0102 від 01.04.2010 р [21]) і розробленого на його основі комп'ютерного ольфактометра для тестування респіраторних порушень нюху [23].

Для вдосконалення конструкції пристрою ТНДА-ПРХ розроблена методика непрямого розрахункового визначення тиску в підмасковому просторі, що дозволяє спростити схему приладу, шляхом виключення відповідного вимірювального перетворювача тиску.

При ЗАРМ (схема розміщення вимірювальних перетворювачів тиску наведена на рис. 5.4) в діагностичних цілях необхідно отримати величину перепаду тиску в носовій порожнині, яка визначається згідно з формулою:

$$\Delta p_n = p_2 - p_3, \quad (5.1)$$

де  $p_2$  і  $p_3$  – величини тисків у носоглотці і підмасковому просторі, відповідно;  $p_1$  – тиск, що вимірюється для визначення витрати повітря (див. рис. 5.4).

З огляду на те, що аеродинамічний опір вхідного повітряного тракту риноманометра залежить тільки від його конструктивних особливостей, тоді величину тиску  $p_3$  у підмасковому просторі можна не вимірювати, а розрахувати залежно від витрати повітря, який пропускається, це дозволить спростити конструкцію пристрою, за рахунок виключення зі схеми відповідного перетворювача тиску.

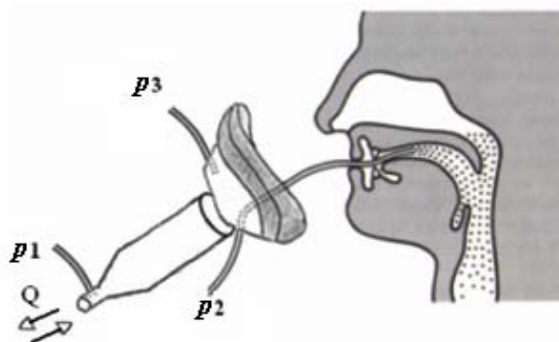


Рис. 5.4. Схема розміщення вимірювальних перетворювачів тиску за допомогою ЗАРМ у пристрої ТНДА-ПРХ [21]

Основними параметрами для розрахунку втрат тиску на місцевих опорах і за довжиною повітряного каналу є (див. розділ 2):

- швидкість течії повітря, що визначається за формулою 2.1;
- число Рейнольдса  $Re$ , яке обчислюється за формулою (2.30) і визначає режим течії повітря (ламінальний або турбулентний);
- втрати тиску при течії повітря, які визначаються:
- через величину місцевого опору за формулою Вейсбаха [147]:

$$\Delta p_{\text{м.с}} = 10^{-3} \cdot \xi_{\text{м.с}} \cdot \rho \cdot \frac{v^2}{2}, \text{ кПа}, \quad (5.2)$$

де  $\xi_{\text{м.с}}$  – коефіцієнт місцевого опору, який залежить від геометричної конфігурації ділянки (значення коефіцієнта місцевого опору наведені у відповідних довідниках за гідравлічними і аеродинамічними розрахунками, наприклад, в [147]) або визначається експериментальним шляхом;

$v$  – середня швидкість повітря в перетині, який розташований далі за розрахованим опором, м/с;

$\rho$  – густина повітря, кг/м<sup>3</sup>;

- за довжиною повітряного тракту (каналу) за формулою Дарсі-Вейсбаха [147]:

$$\Delta p_L = \lambda \cdot \rho \cdot \frac{L v^2}{d \cdot 2}, \text{ кПа}, \quad (5.3)$$

де  $\lambda$  – безрозмірний коефіцієнт гідравлічного тертя;

$L$  – довжина трубопроводу, м.

На рис. 5.5 наведена схема течії повітря у повітряному тракті пристрою ТНДА-ПРХ, на котрому позначені чотири специфічних для даного повітряного тракту перетини:

1-1 – перетин у найвужчому місці витратоміру типу «сопло Вентурі» діаметром  $d$ , тиск  $p_1$ , який визначається за допомогою перетворювача тиску ПД1 з аналоговим електричним вихідним сигналом;

2-2 – перетин з діаметром  $D$  в найширшій ділянці каналу, яке є кінцевою ділянкою конуса (дифузора) довжиною  $L_d$ ;

3-3 – перетин з діаметром  $D$ , яким завершується прямолінійна ділянка каналу довжиною  $L_{\text{пр}}$  (від 2–2 до 3–3);

4-4 – перетин з діаметром  $D_p$ , який характеризує опір типу раптового розширення потоку по відношенню до перетину 3–3. Тиск  $p_3$  у перетині 4–4 вимірюють за допомогою перетворювача ПД3 на основі експериментальних досліджень втрат тиску в пристрої ТНДА ПРХ.

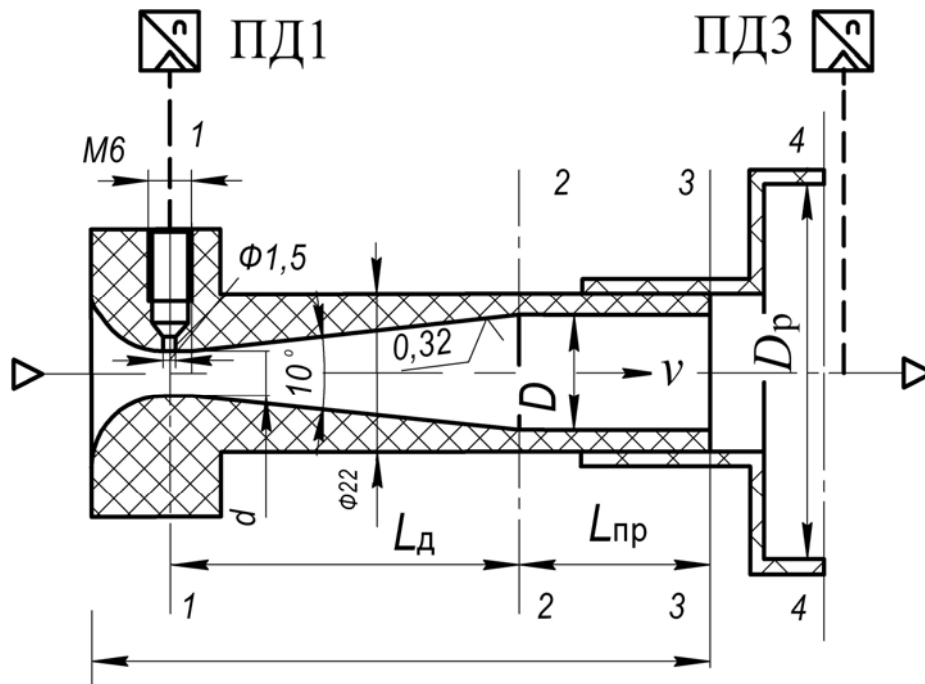


Рис. 5.5. Конструктивна схема повітряного тракту пристрою ТНДА ПРХ з позначеннями для визначення коефіцієнта опору повітряному потоку

Коефіцієнти опору повітряного потоку визначаються на ділянках за формулами, згідно з їхньою геометричною конфігурацією:

- на конічній ділянці 1–1 – 2–2 втрати у дифузорі залежать від кута конусності і довжини досліджуваної ділянки [146, 147]:

$$\xi_{\Sigma} = k_{п.р} \left( \frac{S_2}{S_1} - 1 \right)^2 + \frac{\lambda_{ср}}{8 \cdot \operatorname{tg} \frac{\alpha}{2}} \cdot \left[ \left( \frac{S_2}{S_1} \right)^2 - 1 \right], \quad (5.4)$$

де  $k_{п.р}$  – коефіцієнт пом'якшення при поступовому розширенні;

$\alpha$  – кут конусності;

$S_1$  і  $S_2$  – площі перетинів конуса з діаметрами  $d$  і  $D$ ;

$\lambda_{ср} = \frac{\lambda_1 + \lambda_2}{2}$  – коефіцієнт опору за довжиною конусної ділянки, який визначається як середнє значення коефіцієнтів опору за довжиною для вузької  $\lambda_1$  і широкої  $\lambda_2$  частин конуса;

- на ділянці 2–2 – 3–3 втрати тиску визначаються як втрати за довжиною, наприклад, за універсальною формулою А.Д. Альтшуля [446, 447]:

$$\lambda = 0,11 \left( \frac{k_3}{d} + \frac{68}{\operatorname{Re}} \right)^{0,25}, \quad (5.5)$$

де  $d$  – внутрішній діаметр каналу, мм;

$k_3$  – еквівалентна абсолютна шорсткість внутрішньої поверхні каналу, значення якої залежно від матеріалу трубопроводу приймають [146, 147]:  $k_3 = 0,05 \dots 0,08$  мм – для сталевих труб;  $k_3 = 0,25 \dots 0,30$  мм – для чавунних труб;  $k_3 = 0,01 \dots 0,05$  мм – для алюмінієвих, мідних і латунних труб;  $k_3 = 0,03$  – для гумових рукавів (шлангів);

– на ділянці 3–3 – 4–4 коефіцієнт опору повітряного потоку визначають за формулою Борда

$$\xi_{\text{вн.р}} = \left( \frac{S_{D_p}}{S_D} - 1 \right)^2, \quad (5.6)$$

де  $S_{D_p}$  і  $S_D$  – площі перерізів з діаметрами  $D_p$  і  $D$  відповідно.

Розрахункові формули, які наведені в різних довідниках з гідроаеродинаміки, знаходять своє застосування, як правило, для об'єктів, що не піддаються експериментальній перевірці, таких як русла річок, каналів, водоводів турбін гідроелектростанцій. Для пристроїв відносно невеликих розмірів, до яких належить і риноманометр ТНДА-ПРХ, доцільно проведення експериментальних досліджень для визначення дійсного перепаду тисків (рівня втрат тиску).

З метою розрахункового визначення тиску  $p_3$  загальний перепад тисків на опорах повітряного тракту пристрою ТНДА-ПРХ подається як:

$$\Delta p = p_1 - p_3, \text{ кПа.} \quad (5.7)$$

Із урахуванням представлення залежності перепаду тиску від витрати з формули (5.7) випливає:

$$\Delta p = p_1 - p_3 = \xi_{\Sigma} \cdot \rho \cdot Q^2, \text{ кПа,} \quad (5.8)$$

де  $\xi_{\Sigma}$  – загальний (сумарний) коефіцієнт аеродинамічного опору повітряного тракту пристрою ТНДА-ПРХ:

$$\xi_{\Sigma} = \xi_{\text{м.с}} + \lambda, \quad (5.9)$$

де  $\xi$  і  $\lambda$  – коефіцієнти місцевих опорів і за довжиною, відповідно.

Якщо відомий коефіцієнт  $\xi_{\Sigma}$ , то тиск  $p_3$  можна розрахувати за формулою:

$$p_3 = p_1 - \xi_{\Sigma} \cdot \rho \cdot Q^2, \text{ кПа.} \quad (5.10)$$

Для оцінки коректності такого розрахункового визначення величини тиску  $p_3$ , значення коефіцієнта  $\xi_\Sigma$  попередньо знаходиться за результатами експериментального випробування приладу ТНДА-ПРХ при різних витратах повітря, що пропускається, де зареєстрованими параметрами є витрата  $Q$  і густина  $\rho$  повітря, а також тиски  $p_1$  і  $p_3$ .

У табл. 5.2 наведено результати вимірювань та розрахунків параметрів ТНДА-ПРХ, які необхідні для подальшого аналізу. Для досліджень був обраний повітряний тракт пристрою ТНДА-ПРХ з такими геометричними характеристиками:  $d = 7$  мм;  $D = 16$  мм;  $L_d = 50$  мм;  $L_{np} = 20$  мм;  $L = 40$  мм і щільністю повітря  $\rho = 1$  кг/м<sup>3</sup>. Швидкість потоку повітря  $v$  і відповідне число  $Re$  визначалися в характерному перерізі 2-2.

Таблиця 5.2

Результати вимірювань тисків і розрахунки витрати, швидкості течії повітря, числа Рейнольдса і сумарного коефіцієнта аеродинамічного опору повітряного тракту пристрою ТНДА-ПРХ

№ досліджу	$p_1$ , кПа	$p_3$ , кПа	$\Delta p$ , кПа	$Q$ , л/с	$\xi_\Sigma$	$v$ , м/с	$Re$
1	0,21	0,13	0,08	0,628	0,202	3,1	3221
2	0,45	0,21	0,24	0,919	0,284	4,55	4727
3	0,85	0,32	0,53	1,263	0,332	6,26	6504
4	1,10	0,38	0,72	1,437	0,349	7,12	7398
5	1,38	0,45	0,93	1,609	0,359	7,98	8291
6	1,72	0,53	1,19	1,797	0,369	8,91	9257
7	2,06	0,59	1,47	1,966	0,380	9,75	10130
8	2,23	0,58	1,65	2,046	0,394	10,15	10546
9	2,43	0,66	1,77	2,135	0,388	10,58	10993
10	2,80	0,72	2,08	2,29	0,397	11,36	11803
11	3,15	0,79	2,36	2,431	0,399	12,06	12530
12	3,50	0,84	2,66	2,563	0,405	12,71	13206
13	3,86	0,90	2,96	2,691	0,409	13,35	13871
14	4,46	1,02	3,44	2,890	0,412	14,3	14858
15	5,3	1,18	4,12	3,157	0,413	15,66	16271

Під час проведення випробувань аналізувалися режими течії повітря з витратою від 0,6 до 3 л/с, які виникали під час дихання конкретного пацієнта, тобто супроводжувалися коливальним характером, що є специфічним для дихання людини.

Аналіз отриманих результатів показав, що в діапазоні чисел Рейнольдса  $Re = 8300 \dots 16200$  (при витраті повітря від 1,6 до 3,2 л/с) значення коефіцієнта опору знаходиться у вузькому діапазоні  $\xi_{\Sigma} = 0,36 \dots 0,41$ , а зі зменшенням числа  $Re$  менше 7400 спостерігається зниження коефіцієнта опору до величин  $\xi_{\Sigma} = 0,35 \dots 0,2$ .

Слід зазначити, що значення коефіцієнта  $\xi_{\Sigma}$  залежно від виду опору можуть істотно змінюватися, зокрема, в ході використання витратовиміра типу сопло Вентурі діаметром  $d = 9,3$  мм і при постійній витраті близько 2 л/с [21], можуть бути отримані розрахунковим шляхом такі дані:

- для втрат тиску по довжині на ділянках до 50 мм коефіцієнт опору не перевищує  $\xi_{\Sigma} = 0,01$ ;

- з дросельним опором  $d_{др} = 8,5$  мм  $\xi_{\Sigma} = 0,26$ , а при зменшенні діаметра дроселя до  $d_{др} = 5,5$  мм спостерігається зростання коефіцієнта опору до  $\xi_{\Sigma} = 2,4$ , фактично на порядок. Відповідна залежність зміни коефіцієнта опору від діаметра дроселя наведена на рис. 5.6.

Виходячи із результатів проведених досліджень, можна зробити наступні висновки, уточнивши деякі медико-технічні характеристики риноманометра:

- для конкретної моделі приладу ТНДА-ПРХ (за діаметром сопла і значенням перетинів та довжині повітропроводу) можлива відмова від використання перетворювача тиску ПДЗ (див. рис. 5.5) і визначення тиску  $p_3$  розрахунковим шляхом за результатами випробування конкретного приладу ТНДА-ПРХ. У цьому випадку результати тестування у вигляді коефіцієнта  $\xi_{\Sigma}$  і зони його впевненого застосування мають вказуватися в паспорті приладу;

- діапазон значень тисків, який одержаний розрахунковим шляхом, становить близько 12%, що порівняно з похибкою використовуваних у пристрої ТНДА-ПРХ перетворювачів тиску МРХ1020 ( $\pm 5\%$ , з розмахом у 10%.);

- для практичного використання методу розрахункового визначення тиску  $p_3$  необхідно враховувати зміну густини повітря від температури.



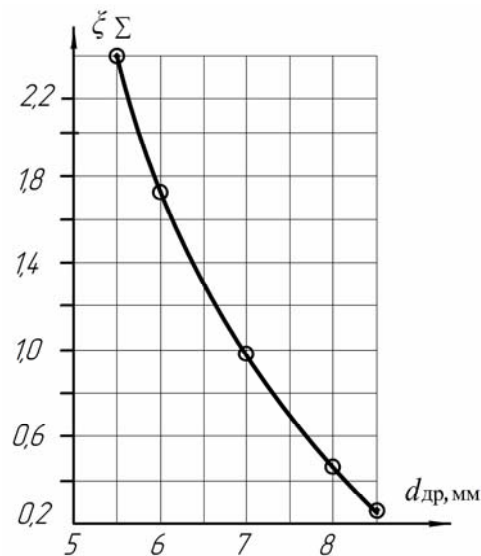


Рис. 5.6. Зміна коефіцієнта опору у витративимірі на основі сопла Вентурі з дроселями різного перетину на виході

Зовнішній вигляд повітряного тракту удосконаленого приладу ТНДА-ПРХ, включаючи ольфактометричну насадку (розташована ліворуч) без конструктиву установки каналу вимірювання тиску в підмасковому просторі наведено на рис. 5.7. Така схема вимірювань дозволяє істотно спростити конструкцію пристрою і упростити процедуру стерилізації повітряного тракту риноманометра після проведення досліджень.

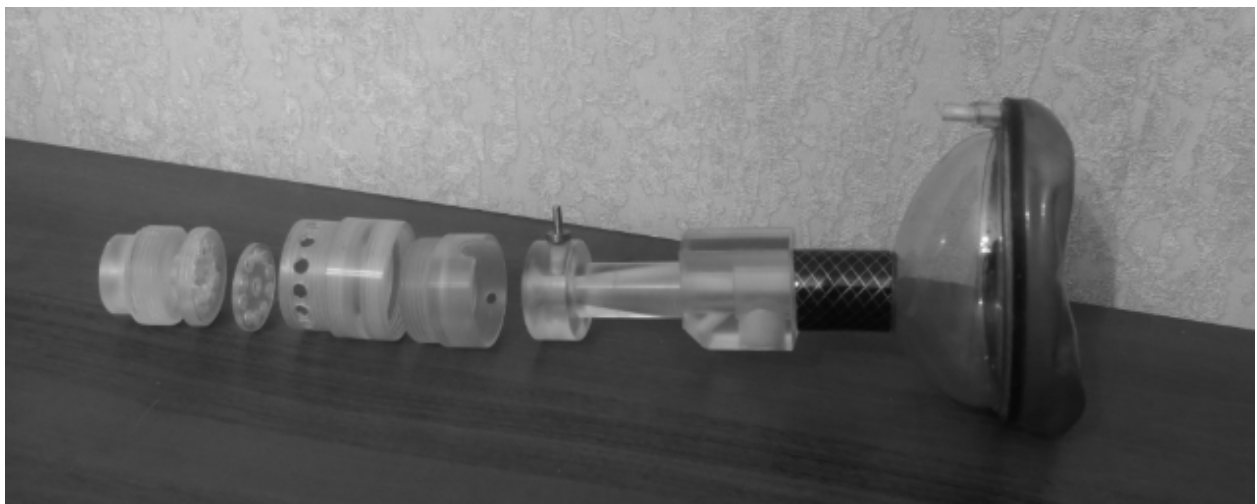


Рис. 5.7. Зовнішній вигляд повітряного тракту удосконаленого приладу ТНДА без конструктиву установки каналу вимірювання тиску в підмасковому просторі

### 5.3 Розробка практичних рекомендацій для проектування та експлуатації засобів функціональної діагностики порушень носового дихання

Аналіз проведення попередніх клінічних випробувань приладу ТНДА-ПРХ і моделювання режимів дихання [11] дозволило виявити деякі особливості експлуатації засобів для функціональної діагностики порушень носового дихання і розробити відповідні практичні рекомендації, які наведені нижче.

При підвищеному вмісту секрету у носовій порожнині відбувається значна різниця фаз між сигналами тиску і витрати в дихальному циклі (див. рис. 5.8, де візуалізується істотна, майже в чверть періоду, різниця фаз між сигналами на перетворювачах витрати і тиску), що, в свою чергу, ускладнює як автоматичне, так і інтерактивне визначення діючих значень вимірюваних величин. Відповідно, таким пацієнтам перед проведенням дослідження показана евакуація вмісту порожнини носа. Нещільне (негерметичне) прилягання маски до обличчя пацієнта призводить до істотного зниження показника витрати повітря (див. рис. 5.9, перетворювач тиску  $p_1$  показує близькі до нуля значення тиску).

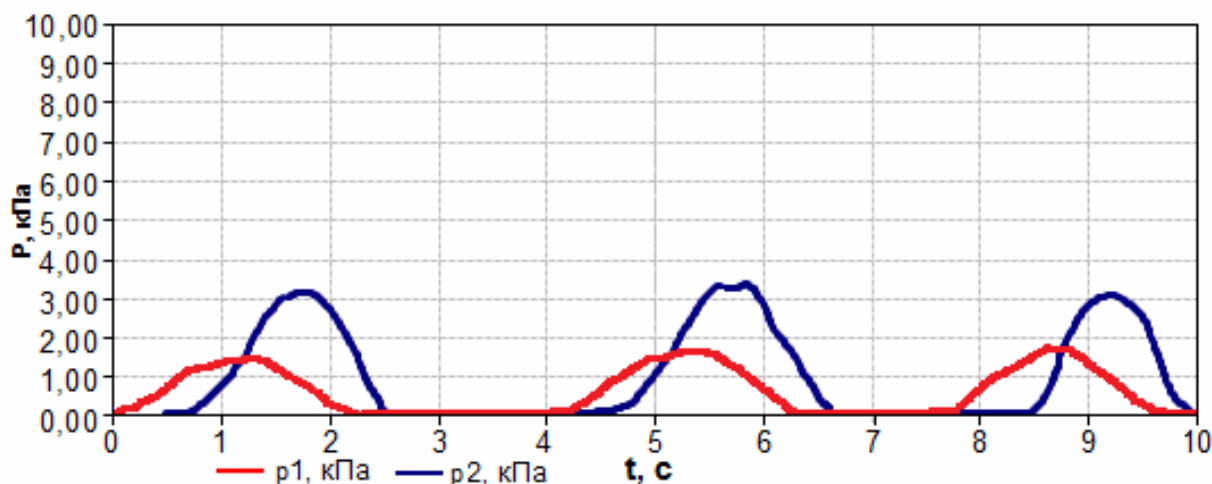


Рис. 5.8. Ілюстрація реєстрації некоректних дихальних маневрів за наявності великої кількості секрету в носовій порожнині

При цьому необхідно підбирати форму і розмір маски, що забезпечує повну герметичність з'єднання в місці її прилягання до обличчя пацієнта. Рекомендується вибрати маску з найменшим периметром прилягання до

обличчя для спрощення відстеження можливих випадків розгерметизації підмаскового простору.

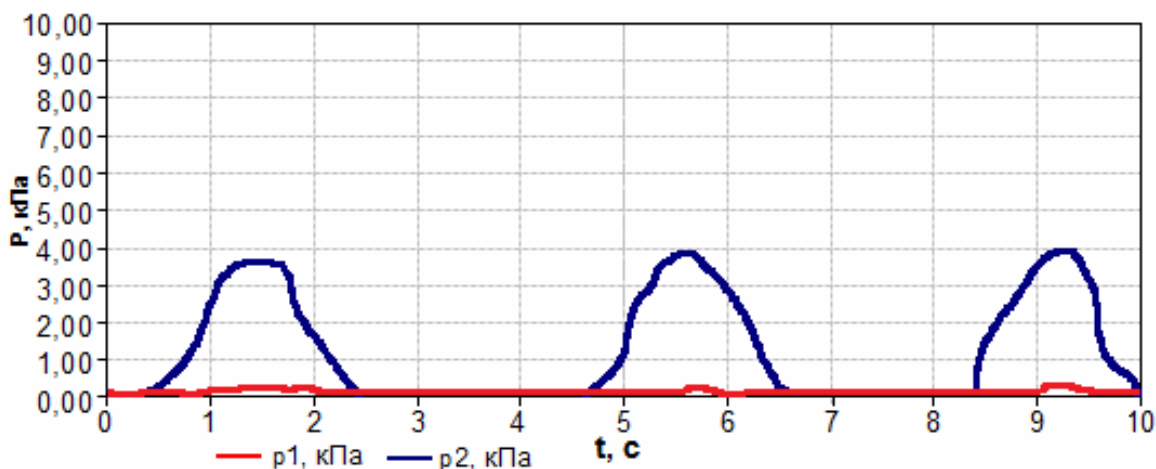


Рис. 5.9. Ілюстрація реєстрації некоректних дихальних маневрів при поганому приляганні маски до обличчя пацієнта

Недостатньо щільне захоплення загубника, що призводить до витоку повітря між ним і губами пацієнта, або відкривання рота – витік повітря з кутів рота при задній риноманометрії, істотно знижує перепад тиску у носовій порожнині (див. рис. 5.10, перетворювач тиску  $p_2$  показує близькі до нуля значення тиску). Необхідно передбачити тонкий мундштук і відповідний щільний еластичний obturator.

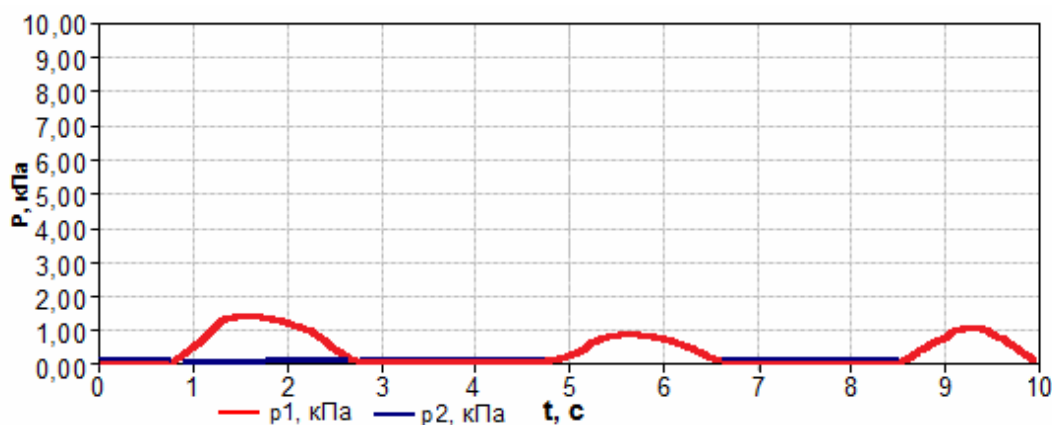


Рис. 5.10. Ілюстрація реєстрації некоректних дихальних маневрів при перетисканні повітропровідної трубки у роті пацієнта

Закриття вихідного отвору мундштука язиком у ротовій порожнині при задній риноманометрії або сильне стиснення мундштука зубами або губами

(при його зайвій гнучкості) призводить до неправильних значень перепаду тиску  $p_2$  у носовій порожнині (як правило, в сторону зменшення показника). Необхідно передбачити жорсткий мундштук і візуально контролювати в реальному масштабі часу процес риноманометричних вимірювань.

При форсованій риноманометрії неправильно організований дихальний маневр не призведе до розвитку великої пневматичної потужності. Доцільно рекомендувати хворому під час дихання максимально форсувати тільки цикл вдиху, а видих зробити більш плавним. Відповідно, в ході виникнення кашлю (3-й цикл на рис. 5.11) або інших мимовільних діях в момент виконання дихальних маневрів мають бути проведені повторні вимірювання. Для визначення потенційних можливостей носової порожнини, пов'язаних з архітектонікою кістково-хрящових структур, доцільно проводити форсовану задню риноманометрію при попередньому введенні в порожнину носа судинозвужувальних препаратів.

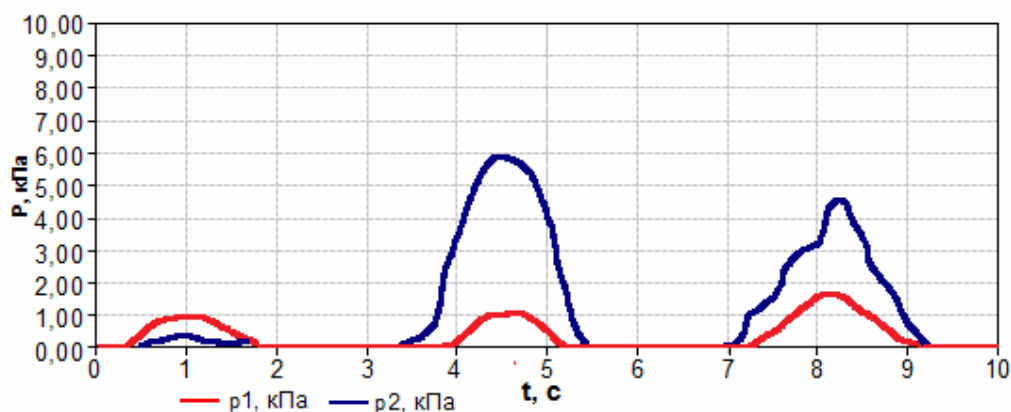


Рис. 5.11. Ілюстрація реєстрації некоректних дихальних маневрів при першінні у ротоглотці

Основними практичними рекомендаціями до проведення комплексної функціональної діагностики носового дихання є:

- тільки об'єднання результатів функціональних риноманометричних досліджень і топографо-анатомічних даних комп'ютерної томографії дозволяє домогтися коректної анатомо-фізіологічної інтерпретації під час тестування порушень носового дихання;

- в ході планування функціональних ринохірургічних операцій необхідно застосовувати методи розрахунків із використанням комп'ютерної томографії, що дозволяє прогнозувати функціональний результат оперативного втручання;

- під час проведення риноманометричних вимірювань, як і при будь-якому методі функціональної діагностики, необхідно методично правильно виконувати протокол обстеження і стежити за коректністю одержуваних даних для виключення грубих промахів;

- необхідно обов'язково враховувати в протоколі дослідження хворих методом риноманометрії режими течії повітря і граничні області зміни режимів тиску повітряного потоку;

- необхідно обов'язково враховувати не тільки максимальний коефіцієнт аеродинамічного носового опору, але і значення перепаду тиску і витрати повітря в області переходу в турбулентний квадратичний режим течії;

- необхідно враховувати відносну шорсткість слизової оболонки носової порожнини, що дозволяє не тільки розраховувати критичні значення чисел Рейнольдса, але й в перспективі оцінити вплив повітряного потоку на стінки носової порожнини на мікрорівні.

Таким чином, урахування місцевих опорів істотно збільшує (на 30% і більше) коефіцієнт аеродинамічного носового опору, який був отриманий в ході визначення тільки втрат тиску за довжиною носової порожнини, що дозволяє більш повно врахувати чинники, що впливають на розвиток порушень носового дихання.

Результати проведених досліджень показують, що для конкретної моделі риноманометра (за діаметром вхідного отвору маски і конфігурації повітряного тракту) можлива відмова від перетворювача тиску в підмасковому просторі і його визначення непрямым (розрахунковим) шляхом за результатами аеродинамічних випробувань конкретного приладу. У цьому випадку результати випробування у вигляді коефіцієнта і зони його впевненого застосування мають вказуватися у паспорті приладу. Індекс, що розраховується діапазон значень тисків становить близько 12%, що порівнянно з похибкою використаних перетворювачів тиску ( $\pm 5\%$ , тобто розмах в 10%).

Під час практичного використання методу розрахункового визначення тиску під внутрішньомасочному просторі необхідно проводити врахування зміни щільності повітря від температури, що сприятиме зниженню похибки розрахунків.

Під час проведення риноманометричної діагностики необхідно забезпечити співпрацю між фахівцем і пацієнтом, і суворо контролювати виконання методично правильних маніпуляцій, в іншому випадку можуть з'являтися грубі промахи, які пов'язані з нещільним приляганням маски до обличчя пацієнта або з перекриттям каналу вимірювання перепаду тиску у носовій порожнині під час дихання.

## ВИСНОВКИ

В результаті аналізу літературних та патентних джерел інформації встановлено, що практична ринологія потребує сучасних інформаційних технологій та інструментальних методів функціональної діагностики, які мають бути засновані на адекватному фізико-математичному апараті та дозволять доказово визначати порушення носового дихання. Тому, в роботі вирішується завдання вдосконалення методів і засобів діагностики функціональних порушень носового дихання, які ґрунтуються на подальшому розвитку аеродинамічних моделей, що описують явища руху повітря при носовому диханні.

Встановлено, що в ході визначення коефіцієнта аеродинамічного носового опору за аналізом даних комп'ютерної томографії необхідно враховувати не тільки втрати тиску за довжиною носової порожнини, а й на локальних (місцевих) опорах, що, наприклад, у разі типових викривлень носової перегородки (односторонній шип, S-подібне викривлення) дає збільшення коефіцієнта аеродинамічного носового опору не менш ніж на 30%; за наявності декількох локальних опорів і неможливості урахування їх взаємовпливу слід вибирати із них той, на ділянці якого досягається максимальне значення коефіцієнта аеродинамічного носового опору; основним технічним аналогом при типових локальних порушеннях конфігурації носової порожнини є збурення повітряного потоку на засувці, що дає величину зміни коефіцієнта місцевих втрат у діапазоні від 0,12 до більш ніж 100 (залежно від ступеня перекриття носового проходу) та поворот потоку, втрати тиску на якому залежать від кута відхилення носового проходу; експериментально підтверджено більшу (приблизно на 10%) достовірність запропонованого методу в ході визначення локальних аеродинамічних опорів, ніж у методі активної риноманометрії при форсованому диханні з адреналізацією носової порожнини.

На основі аналізу даних форсованої задньої активної риноманометрії встановлено, що стійка турбулізація повітряного потоку при інтенсивному диханні в нормі відбувається при значно великих витратах повітря (близько 1 л/с), ніж при порушенні носового дихання (близько 0,3 л/с); додаткове врахування показників коефіцієнта аеродинамічного носового опору на границі переходу до області квадратичного режиму течії, дозволяє знизити імовірність

похибки діагностики функціональних порушень носового дихання на 5% (з величини 0,16 до 0,11).

Встановлено, що величина відносної шорсткості слизової оболонки носової порожнини становить в середньому близько 0,05; це дозволяє вважати, що за рахунок складної конфігурації носової порожнини при форсованому диханні ламінарний режим потоку втрачає стійкість вже при числах Рейнольдса понад 300, а область автомодельного (з квадратичною залежністю перепаду тиску від витрати повітря) турбулентного режиму настає при числах Рейнольдса понад 8000, що, в цілому, кореспондується з експериментальними риноманометричними даними і дозволяє проводити оцінку порушень носового дихання з урахуванням індивідуальної анатомічної та фізіологічної варіабельності.

Визначення товщини ламінарного межового шару повітряного потоку дозволяє оцінити можливість негативного впливу високошвидкісного турбулентного потоку на поверхню – слизову оболонку носової порожнини, що сприяє процесу її висушування з послідовною втратою функціональності та розвитку патологічних станів. Це дозволяє виконати розроблена інформаційна технологія аналізу пристінкової течії повітря в носовій порожнині.

Спрощення вимірювальної частини апаратури для тестування носового дихання досягається за рахунок можливості непрямого визначення перепаду тиску в просторі під маскою на основі теоретичного або експериментального врахування втрат тиску в повітряному тракті діагностичного пристрою (при похибці в межах 12% для конкретного дослідного зразка); при такій схемі вимірювань значення коефіцієнта аеродинамічного опору та діапазон його впевненого використання мають вказуватися в паспорті до конкретного пристрою.

На основі отриманих теоретичних положень і експериментальних результатів уточнені деякі медико-технічні вимоги і сформовано практичні рекомендації для проектування технічних засобів для функціональної діагностики порушень носового дихання (риноманометрія, ольфактометрія), основними з яких є:

- необхідність об'єднувати висновки аеродинамічного моделювання за даними комп'ютерної томографії та результати риноманометричної діагностики для адекватної інтерпретації та незалежної верифікації методів тестування носового дихання;

- методи визначення аеродинамічних характеристик носової порожнини на основі даних комп'ютерної томографії дозволяють проводити віртуальне

моделювання корекції ендоназальних структур, що робить їх більш перспективними відносно риноманометрії за рахунок можливості використовувати їх прогностичні результати при комп'ютерному плануванні функціональних ринохірургічних втручань.

- дотримання практичних рекомендацій під час проведення риноманометричної діагностики, які пов'язано з коректним розміщенням вимірювальних та допоміжних засобів, може дозволити уникнути грубих промахів при тестуванні носового дихання.



## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Мінцер О. П. Розвиток медичної техніки: проблеми та логіка / О. П. Мінцер // Медична техніка. – № 2(3). – 2008. – С. 42 – 43.
2. Програма ЄС «Горизонт 2020» (Program EU “Horizon 2020/H2020”) – [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://www.khnu.km.ua/ROOT/dept/interdept/horizon-2020.pdf>. – Загол. с екрана.
3. Концепція реформи фінансування системи охорони здоров'я України/ [Електронний ресурс]. – 16.02.2016. – Режим доступу: [http://www.moz.gov.ua/docfiles/pre\\_20160205\\_0\\_dod.pdf](http://www.moz.gov.ua/docfiles/pre_20160205_0_dod.pdf). – Загол. с екрана.
4. Ukraine: Health system review // V.Lekhan, V. Rudi, M. Shevchenko et al. / Health Systems in Transition, 2015; 17(2). – P.1 – 153.
5. Сокол Е. И. Проблемы технического обеспечения системы здравоохранения Украины и перспективы их решения / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, В. А. Верещак // Технічна електродинаміка. Тем. вип. «Проблеми сучасної електротехніки». – Київ: ІЕД НАНУ. – 2006. – Ч.4. – С. 116 – 122.
6. Аврунин О. Г. Принципы компьютерного планирования функциональных оперативных вмешательств / О. Г. Аврунин // Технічна електродинаміка, тем випуск «Силовая електроніка та енергоефективність». – 2011. – Ч. 2. – С. 293 – 298.
7. Безшапочний С. Б. Сучасні аспекти риносинуситів/ С. Б. Безшапочний, В. В. Лобурець // Клінічна імунологія. Алергологія. Інфектологія. – 2007. – № 6. – С. 43 – 48.
8. Bachmann W. Obstructed nasal breathing. Basis investigation: history, inspection, rhinomanometry, allergy [Електронний ресурс] / W. Bachmann. – 2001. – 31 с. – Режим доступу: <http://www.atmosmed.de>. – Загл. с екрана.
9. Щапов П. Ф. Повышение достоверности контроля и диагностики объектов в условиях неопределенности: монография / П. Ф. Щапов, О. Г. Аврунин – Харьков : ХНАДУ, 2011. – 192 с.
10. Clement, P. A. Standardisation Committee on Objective Assessment of the Nasal Airway. Consensus report on acoustic rhinometry and rhinomanometry / P. A. Clement, F. Gordts // Rhinology. – 2005. – № 43. – P. 169 – 179.
11. Аврунин О. Г. О возможности применения современной пропорциональной электроники для моделирования дыхания человека / О. Г. Аврунин, Х. Фарук // Промислова гідравліка і пневматика. – 2013. – № 3(41). – С. 78 – 82.

12. 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.
13. Аврунин О.Г. Определение степени инвазивности хирургического доступа при компьютерном планировании оперативных вмешательств / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович., Х. Фарук // Бионика интеллекта.– 2013.– № 2 (81). – С. 101 – 104.
14. Тымкович М.Ю. Разработка навигационной системы для ринохирургии / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х. Фарук // Энергосбережение, энергетика, энергоаудит. – 2013. – №8 (114). – С. 116 – 123.
15. Тымкович М.Ю. Способ реконструкции интактной поверхности хирургических доступов / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х.И. Фарук // Восточно-европейский журнал передовых технологий. – 2014. – № 4/9 (70). – С. 37 – 41.
16. 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
17. Knigavko I.V. Calculation of venturi nozzles diameter for nasal breathing evaluation device / I.V. Knigavko, O.G. Avrunin, H.I. Farouk // International Journal of Mechanical Engineering. – 2013. – Vol. 2. – P.21 – 28.
18. Farouk H. Comparison Discriminate Characteristics Between Modern TNDA-PRH Rhinomanometer And Previously Methodology / H. Farouk, O. Avrunin // International Journal of General Engineering and Technology (IJGET) ISSN 2278-9928. – 2013. – Vol. 2, Is. 2. – P. 39-50.
19. The Surgical Navigation System with Optical Position Determination Tecnology and Sources of Errors // O.G. Avrunin, M. Alkhoraef, H. I. S. Farouk, M.Y. Tymkovich // USA Journal of Medical Imaging and Health Informatics. – 2015. – Vol.5. – P. 1 – 8.
20. Носова Я.В. Разработка метода экспресс-диагностики бактериальной микрофлоры полости носа / Я.В. Носова, Х. И. Фарук, О.Г. Аврунин // Проблеми інформаційних технологій. – Херсон: ХНТУ, 2013. – №13. – С. 99 – 104.
21. 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.
22. Пат. № 97779, Україна, МПК А61В 5/08. Спосіб планування

ринологічних функціонально-естетичних оперативних втручань / Аврунін О. Г., Книгавко Ю.В., Журавльов А. С., Калашник Ю. М., Саєд Х. И., Пашенко А.А; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – № а201108547; опубл. 12.03.2012., Бюл. 2012. – № 5.

23. Пат. № 110452 Україна: МПК А61В 5/08 (2006.01). Пристрій для тестування респіраторних порушень нюху: / Аврунін О.Г., Журавльов А.С., Шушляпіна Н.О., Носова Я.В., Фарук Х., заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – №а201500603; заявл. 26.01.2015 ; опубл. 10.06.2015, Бюл.№11 – 4с.

24. Пат. 111311 С2 Україна: МПК А61В 5/08(2006.01), А61В 5/087 (2006.01), А61В 34/10 (2016.01),G09В 23/28(2006.01). Спосіб визначення ступеня впливу повітряного потоку на слизову оболонку носової порожнини: / Аврунін О.Г., Безшапочний С.Б., Журавльов А.С., Шушляпіна Н.О., Лобурець В.В., Носова Я.В., Тимкович М.Ю., Фарук Х., заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – №а201507110; заявл. 16.07.2015 ; опубл. 26.10.2015, Бюл.№20 – 5с.

25. Avrunin O. Analysis data for development of Multifunctional computer-aided rhinomanometer / O. Avrunin, H.Farouk // Матеріали 4-го МРФ «Прикладна радіоелектроніка. Состояние и перспективы развития», сборник научных трудов, том III, конференция «Актуальные проблемы биомедицины», Харьков: АНПРЭ, ХНУРЭ, 18-21 октября 2011. С.22 – 23

26. Книгавко Ю.В. Применение метода трехмерной лепки полигональных моделей для задач компьютерного планирования пластических вмешательств на лице человека / Ю.В. Книгавко, Х.И. Фарук, Е.В. Солодка // Матеріали 17-го международного молодежного форума «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке». – Т. – Харьков. – 2013. – С.158 – 159.

27. Носова Я.В. Анализ энергетических характеристик носового дыхания при ольфактометрических исследованиях [Текст] / Я.В. Носова, Х.И. Фарук, Н.О. Шушляпина // Матеріали XIII Международной научно-технической конференции "Физические процессы и поля технических и биологических объектов", Кременчуг: КрНУ. – 2014. – С. 83.

28.Тимкович М.Ю., Фарук Х.И. Использование модифицированного метода объемного отбрасывания лучей для определения минимального травматического хирургического доступа / М.Ю. Тимкович, И. Фарук Х // Матеріали 18-го международного молодежного форума «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке», Харьков, 2014, 14-16 апреля, Т.1. С.118 – 119.

29. Аврунін О.Г. Роль інформаційного моделювання при розробке

системы для оценки слизистой оболочки верхних дыхательных путей человека / О.Г. Аврунин, Я.В. Носова, Х.И. Фарук // Международная конференция «Проблемы биомедицины. наука и технология» в рамках Материалы 5-го МРФ, Харьков, 2014. С.93 – 95.

30. Компьютерная система для тестирования обонятельного анализатора / Я. В. Носова., В. В. Семенец, Т. С.Кононенко, Х. И. Фарук // Материалы 4-й Международной научно-технической конференции «Информационные системы и технологии», ИСТ – 2015, Харьков. – 2015. – С.91 – 92.

31. Пристинкова течія повітря – перспективний підхід к вивченню патогенезу деяких захворювань порожнини носу / Шушляпіна Н.О., Аврунін О.Г., Носова Я.В., Фарук Х // Матеріали конференції Українського наукового медичного товариства оториноларингологів «Сучасні методи діагностики та лікування хронічних запальних захворювань верхніх дихальних шляхів та вуха». – Дніпропетровськ (12-13 102015 р.). – Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2015. – № 5 – С. – С.204 – 205.

32. Носова Я.В. Устройство для тестирования респираторно-обонятельных нарушений / Носова Я.В., Фарук Х.И., Бережная А.В. / XX-й Юбилейный Международный молодежный форум «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке». Сб. материалов форума. Т.1. – Харьков:ХНУРЭ. 2016. – С. 32 – 33.

33. Гриппи М. Патолофізіологія легких / М. Гриппи; пер. с англ. – М. : БИНОМ, 1997. – 327 с.

34. 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.

35. 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.

36. Различия между ротовым давлением при резком вдохе через нос и статическим максимальным ротовым давлением при вдохе [Электронный ресурс]. – 25.01.2011.– Режим доступа: <http://medafarm.ru/page/statidoktoru/terapiya/razlichiya-mezhdu-rotovym-davleniem-pri-rezkom-vdokhe-cherez-nos-i-stati>.– Загол. с экрана.

37. Predicted normal values for maximal respiratory pressures in Caucasian adults and children/ S. Wilson, N. Cooke, R. Edwards ., SSpiro // Thorax. – 1984. – № 39. – P. 535–538.

38. Black L. Maximal respiratory pressures; normal values and relationship to age and sex/ L. Black, R. Hyatt. // *Am. Rev. Respir. Dis.* – 1969. – № 99. – P. 696 – 702.
39. Руководство по ринологии / Под ред. Г. З. Пискунова. – М.: Литтерра, 2011. – 960 с.
40. Бабияк В. И. Клиническая оториноларингология. Руководство для врачей / В. И. Бабияк, Я. А. Накатис. – СПб. : Гиппократ. – 2005. – 800 с.
41. Блоцкий А. А. Феномен храпа и синдром обструктивного сонного апноэ / А. А. Блоцкий, М. С. Плужников. – СПб. : СпецЛит. – 2002. – 176 с.
42. Рентгенодиагностика заболеваний и повреждений черепа / Г. Ю. Коваль, Г. С. Даниленко, В. И. Нестеровская и др. – К. : Здоровье, 1984. – 375 с.
43. 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.
44. Балтин М. М. Орбито-синусальная 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.
45. Календер В. А. Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования / В. А. Календер. – М. : Техно-сфера, 2006. – 344 с.
46. Станкевич Н. Я. Лучевая диагностика повреждений и заболеваний околоносовых пазух / Н. Я. Станкевич // *Новости лучевой диагностики.* – 1998. – № 4. – С. 8–9.
47. Multislice CT: technical principles and clinical applications . / S. Meduri, T. De Petri, A. Modesto, C. Moretti // *Radiol Med.* – 2002. – №103(3). – P. 143–157.
48. Можливості комп'ютерної томографії при діагностиці захворювань верхньощелепних пазух / І. В. Бачинський, В. М. Рижик, М. О. Гайналь, П. Ф. Дурій // *Журнал вушних, носових і горлових хвороб.* – 1999. – № 3. – С. 54 – 56.
49. 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 // *Журнал вушних, носових і горлових хвороб.* – 2001. – №2. – С. 64 – 69.
50. Бабкина Т. М. Первый опыт применения спиральной компьютерной рентгеновской томографии в оториноларингологии / Т. М. Бабкина,

В. А. Рогожин, Л. Д. Розенфельд // Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 1998. – №5. (додаток). – С. 58 – 61.

51. 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.

52. Hall W. Intraoperative magnetic resonance imaging / W. Hall, C. Truwit // Acta Neurochir. Suppl. – 2011. – №109. – P. 119 – 29.

53. Макарова Г. В. Использование ультразвукового сканера «Sinuscope-4» для диагностики параназальных синуситов / Г. В. Макарова // Новости оториноларингологии и логопатологии. – 2000. – №1. – С. 51 – 53.

54. Choosing a computer-assisted surgical system for sinus surgery / S. Kherani, A. Javer, J. Woodham, H. Stevens // J Otolaryngol. – 2003. – № 32(3). – P. 190 – 197.

55. Интраоперационный мониторинг при эндовидеохирургических операциях / А. Р. Гуревич, А. И. Кац, Н. А. Гуревич, А. В. Юлин // Медицинские новости. – 2005. – № 9. – С. 64 – 66.

56. Палажук О. А. Роль эндоскопии в обследовании пациентов с хроническим гнойным и полипозным синуситом в отдаленном послеоперационном периоде / О. А. Палажук, В. В. Вишняков, Т. А. Сергеева // Вестник отоларингологии. – 2005. – №5. – С. 242 – 243.

57. Шербул В. И. Опыт применения функциональной эндоскопической риноси-нусохирургии в ЛОР-клинике ГВКГ с 1998 по 2007 год / В. И. Шербул, В. Б. Олейников // Здоров'я України. – 2008. – № 9/1. – С. 42.

58. Поддубный Б. К. Диагностическая и лечебная эндоскопия верхних дыхательных путей / Б. К. Поддубный, Н. Б. Белоусова, Г. В. Унгиадзе. – М. : Практическая медицина, 2006. – 256 с.

59. Govindaraj S. Endoscopic sinus surgery: evolution and technical innovations / S. Govindaraj, N. Adappa, D. Kennedy // J. Laryngol. Otol. – 2010. – № 24(3). – P. 242 – 250.

60. First clinical application of a navigation-controlled shaver in paranasal sinus surgery / G. Strauss, M. Hofer, M. Fisher et al. // Surg Technol Int. – 2008. – № 17. – P. 19 – 25.

61. Choosing a computer-assisted surgical system for sinus surgery / S. Kherani, A. Javer, J. Woodham, H. Stevens // J Otolaryngol. – 2003. – № 32(3). – P. 190 – 197.

62. Innis W. Image-guided osteoplastic frontal sinusotomy / W. Innis, P. Byrne, R. Tufano // *Am. J. Rhinol.* – 2005. – № 19(5). – P. 430 – 434.
63. Multislice CT-image-guided endoscopic sinus surgery using an electromagnetic tracking system / P. Reittner, M. Tillich, W. Luxenberger et al. // *Insta Trak System (Visualization Technology, Boston).* – *Eur Radiol.* – 2002. – № 12(3). – P. 592 – 596.
64. Navigated control in functional endoscopic sinus surgery / G. Strauss, K. Koulechov, R. Richter et al. // *Int. J. Med. Robot.* – 2005. – № 1(3). – P. 31 – 41.
65. Использование навигационной системы Stealth Station™ при заболеваниях околоносовых пазух и основания черепа / Д. Н. Капитанов, А. С. Лопатин, А. А. Потапов, Ю. В. Кушель // *Российская ринология.* – №4. – 2000. – С. 22 – 26.
66. Керн Ю. Б. Хирургия носового клапана / Ю. Б. Керн, Т. Д. Уонг // *Российская ринология.* – 1995. – № 1. – С. 4 – 31.
67. Cole P. Rhinomanometry/ P. Cole, R. Roithmann // *Ch. in Book Diseases and sinuses: Humana Press inc.* – 1996. – P 451 – 468.
68. Cole P. Contemporary rhinomanometry / P. Cole, R. Fenton // *J Otolaryngol.* – 2006. – № 35(2). – P. – 83 – 87.
69. Naito K. Unilateral and bilateral nasal resistances: a supplement / K. Naito, P. Cole, D. Humphrey // *Rhinology.* – 1990. – № 28(2). – P. 91 – 95.
70. Шиленкова В. В. Носовой цикл у здоровых детей / В. В. Шиленкова, В. С. Козлов // *Вестник оториноларингологии.* – 2008. – №1. – С. 11 – 16.
71. Пат. 50463А Україна: МПК А61В5/08. Ринопневмометр / Мігін Ю. В., Джурко Д. Р., Чернов А. Б. Заявитель и патентообладатель Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця. – № 2002010447; заявл. 17.01.2002; опубл. 15.10.2002, Бюл. № 10.
72. Пат. 2008799 Российская Федерация МПК А61В5/08. Устройство для определения проводимости носовых ходов / Лайко А. А., Лысый В. А., Момот А. Д. Заявитель и патентообладатель Лайко А. А., Лысый В. А., Момот А. Д. – № 4918878/14; заявл. 08.01.1991; опубл. 15.03.94, Бюл. № 5.
73. Борзов Е. В. Исследование носового дыхания методом компьютерной пневмотахометрии / Е. В. Борзов, С. Б. Лопатин // *Российская ринология.* – 1996. – № 2–3. – С. 42 – 43.
74. Ульянов Ю. П. Нормограмма аэродинамики носа / Ю. П. Ульянов // *Рос. Ринология.* – 1996. – № 5. – С.15–17.
75. Пискунов В. С. Исследование аэродинамики воздушного потока в полости носа / В. С. Пискунов // *Российская ринология.* – 2000. – № 2. – С. 12–15.

76. Синус-катетер ямик в терапии синуситов у детей / В. В. Шиленкова, В. С. Козлов, Л. Л. Державина, А. А. Шиленков // Российская ринология. Научно-практический журнал. – 2003. – № 3. – С. 7 – 12.
77. Компьютерная риноманометрическая система Мастер Скоп Рино Erich JAEGER [Электронный ресурс] / Сайт Компании Парамед. – Режим доступа: <http://www.paramed.com.ua>. – Загл. с экрана.
78. Риноманометр RhinoStream Heinemann Medizintechnik. – [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.heinemann.ru>. – Загл. с экрана.
79. Риноманометр компьютерный РИНОЛАН. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.mitsar-eeg.ru>. – Загл. с экрана.
80. Пат. № 91762 Україна, МПК А61В 5/08. Пристрій для тестування носового дихання / Аврунін О. Г., Журавльов А. С., Калашник М. В, Яценко М. І., Семенець В. В.; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – № а200814356; заявл. 15.12.2008; опубл. 25.08.2010, Бюл. № 16.
81. Аврунин О. Г. Обоснование основных медико-технических требований для проектирования многофункционального риноманометра / О. Г. Аврунин, А. И. Бых, В. В. Семенец // Сборник научных трудов 3-й международной научной конференции «Функциональная компонентная база микро-опто- и нано-электроники». – Харьков, ХНУРЕ. – 2010. – С. 280 – 281.
82. Yerokhin A.L. Software and Hardware Systems for Rhinomanometric research “Optimus” / A.L. Yerokhin, A.S. Nechiporenko, O.G Garyuk, V.V. // Міжнародна українсько-японська конференція з питань науково-промислового співробітництва, Одеса. – 2013. – С. 74 – 77.
83. Критерий идентификации фаз носового дыхательного цикла // А.С.Нечипоренко, О.Г Гарюк., В.В. Чмовж// // Вісник НТУ «ХПІ». – 2013. – №19 (992). – С. 106 – 112.
84. Евсеева В. В. Акустическая ринометрия и риноманометрия/ В. В. Евсеева // Российская ринология. – 2005. – № 1. – С. 22 – 26.
85. Acoustic rhinometry in the evaluation of nasal obstruction/ R. Roithmann, P. Cole, J. Chapnik et al. // Laryngoscope. – 1995. – № 105. – 275 – 281.
86. Nasal airway volume and resistance to airflow / G. Zhang, P. Solomon, R. Rival et al. // Am. J. Rhinol. – 2008. – № 22(4). – P. 371 – 375.
87. Acoustic rhinometry, rhinomanometry, and the sensation of nasal patency: a correlative study // R. Roithmann, P. Cole, J. Chapnik et al. // J Otolaryngol. – 1994. – № 23(6). – P. 454–458.



88. Nasal cavity geometry measured by acoustic rhinometry and computed tomography / L. Gilian, A. Coste, F. Ricolfi et al. // Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg. – 1997. – 123(4). – P. 401 – 405.

89. Correlation between subjective assessment and objective measurement of nasal obstruction/ G. Zhang, R. Fenton, R. Rival et al. // Zhonghua. – 2008. – №43(7). – P. 484 – 489.

90. Николенко В. Н. Способ определения размеров хоан и носовых ходов на всем их протяжении / В. Н. Николенко, Л. А. Гооге, В. Н. Сальников // Вісник проблем біології і медицини. – 2003. – № 4. – С. 14 – 15.

91. Фесечко В. А. Анализ звуков дыхания с помощью спектров высших порядков/ В.А. Фесечко, А.С. Порева // Электроника и связь. – 2011. – №2. – С. 119 – 125.

92. Гаджимирзаев Г. А. Парадоксы современной ринопульмонологии и пути их решения / Г. А. Гаджимирзаев // Российская ринология. – 1995. – №2. – С. 24 – 29.

93. Богданов, Вас. Вас. Анатомофизиологические особенности обонятельного анализатора и современные методы диагностики нарушений обоняния / В. В. Богданов, А. В. Завадский, В. В. Богданов.// Ринологія. – 2013 . – № 3. – С.65 – 82.

94. Богданов В. В. Современные подходы к диагностике и лечению периферических нарушений обоняния / В.В. Богданов, А. В. Завадский, В. В. Богданов. – ДОЛЯ, 2014. – 112 с.

95. Method of expression of certain bacterial microflora mucosa olfactory area/ O. Avrunin, Y Nosova, N. Shushlyapina et. all // Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications. – 2015. – Vol. 9816. – P. 57 – 62.

96. Носова Я.В. Модуль оцінки порушення нюху / Я.В. Носова, О.Г. Аврунін // XIII Міжнародна наукова конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Шевченківська весна 2015: Радіофізика. Електроніка. Комп'ютерні системи» – Київ. – 2015. – С.99–100.

97. 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.

98. Simulation in plastic surgery training and education: the path forward / J. Rozen, S. Long, D. McGraft, S Greer // Plast. Reconstr. Surg. – 2009. – № 123 (2). – P. 729 – 738.

99. Пшениснов К.П. Функциональные аспекты современной эстетической ринопластики / К.П. Пшениснов, В.С. Козлов, Л.Л. Державина,

Е. С. Пшениснова // Российская ринология. – 2005. – №3. – С.6–14.

100. 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.

101. Stephen S. P. Fundamental Principles in Aesthetic Rhinoplasty / S. P. Stephen // Exp. Otorhinolaryngol. – 2011. – № 4(2). – P. 55 – 66.

102. The effect of cosmetic rhinoplasty on nasal patency / P. Adamson, O. Amith, P. Cole et al. // Laryngoscope. – 1990. – №100(4). – P. 357 – 359.

103. Swamy R. Principles of photogrammetry in rhinoplasty for the digital photographer / R. Swamy, J. Sykes, S. Most // Clin. Plast. Surg. – 2010. – №37(2). – P. 213 – 221.

104. Шиленков А. А. Возможности компьютерной томографии при подготовке больных к коррегирующим операциям на внутриносовых структурах / А. А. Шиленков, В. С. Козлов // Рос. ринолог. – Прил. 1. – 1993. – С. 28–31.

105. Современные неинвазивные компьютерные методы исследования в оценке результатов хирургического лечения хронического синусита / Л. Л. Державина, В. С. Козлов, С. К. Жуков, А. А. Шиленков // Рос. ринолог. – 1997. – №2. – С. 20.

106. Книгавко Ю.В. Компьютерное планирование пластических вмешательств на лице человека за счет изменения объемных томографических данных / Ю.В. Книгавко // Материалы 16-го международного молодежного форума «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке». – Харьков. – 2012. – С.200 – 201.

107. Особенности эндоназальных доступов к клиновидной пазухе / В. В. Березнюк, Е. Н. Сапронова, Я. Б. Соколенко, А. А. Чернокур // Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2004. – №5. – С. 7. 28.

108. Николаев Р. М. Опыт реконструктивно-пластической хирургии лобных пазух биоконпозиционными и металлокерамическими материалами / Р. М. Николаев // Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2004. – № 3. – С. 70 – 71.

109. 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

110. Вишняков В. З. Анатомические варианты строения полости носа и околоносовых пазух при компьютерной томографии / В. З. Вишняков // Вестник оториноларингологии. – 2003. – № 2. – С. 14.

111. Пискунов С. З. Физиологическая и патофизиологическая роль перегородки носа / С. З. Пискунов, Г. З. Пискунов // Рос. ринология. – 2003. – № 4. – С. 6–8.
112. Александров А. Н. Роль околоносовых пазух в формировании носового сопротивления / А. Н. Александров // Рос. ринология. – 1994. – №2. – С. 50 – 51.
113. Исследование воздухообмена верхнечелюстных и лобных пазух в процессе лечения гайморитов и фронтитов / С. П. Разиньков, В. Ю. Грисько, А. А. Лашина и др. // Российская ринология. – 1998. – № 2. – С. 23.
114. Писарев Е. Н. Опыт применения рентгеновской компьютерной томографии в диагностике заболеваний околоносовых пазух / Е. Н. Писарев, Ю. А. Рылкин, А. И. Сызганов // Рос. Ринология. – 1998. – № 2. – С. 21.
115. Draf W. Imaging in Treatment Planning for Sinonasal Diseases / W. Draf, R. Maroldi, P. Nicolai. – Springer-Verlag Berlin Heidelberg. – 2005.– 312 p.
116. Привалова Е. С. Компьютерная морфоденситометрия и ее возможности в экспериментальных и клинических исследованиях / Е. С. Привалова // Вестник РАМН. – 1995. – № 3. – С. 39.
117. Денситометрия как новый метод оценки эффективности устранения последствий травм параназальных синусов / А. С. Журавльов, М. В. Калашник, М. И. Яценко, О. Г. Аврунин // Матеріали щорічної конференції Українського наукового медичного товариства оториноларингологів. – Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2003. – № 3-с. – С. 178 – 179
118. Юнусов А. С. Передняя активная риноманометрия при деформации перегородки носа у детей старшей возрастной группы / А. С. Юнусов, О. И. Попова // Российская ринология. – 2009. – № 2. – С. 118.
119. 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.
120. Ульянов Ю. П. Септопластика под контролем аэродинамики носа/ Ю. П. Ульянов // Врач. – 2000. – № 6. – С. 28–31.
121. Говорун М. И. Основные принципы оценки качества хирургического вмешательства в полости носа / М. И Говорун, К. В. Герасимов, Ф. А. Садыхов // Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2006. – № 5. – С. 97.
122. Говорун М. И. Компьютерная риноманометрия как инструмент системы качества медицинской помощи в ринологии / М. И Говорун,

Ф. А. Садыхов // Журнал ушных, носовых і горлових хвороб. – 2006. – № 3с. – С. 198 – 199.

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

124. 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.

125. Пелишенко 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. Пелишенко, Г. З. Пискунов // Рос. ринология. – 2002. – № 4. – С. 31 – 34.

126. Серебрякова И. Ю. Диагностика состояния слизистой оболочки нижних носовых раковин при гипертрофии / И. Ю. Серебрякова, А. С. Юнусов // Рос. ринология. – 2003. – №2. – С. 30.

127. 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.

128. 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.

129. 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.

130. 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.

131. 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.

132. 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.

133. Потапов А. Г. К вопросу о ламинарно-турбулентном переходе при течении вязких и вязкопластичных жидкостей в круглой трубе/ А.Г. Потапов// Вестигазовой науки. – 2013. – № 4(15). – С.69 – 75.

134. Богданов Е. П. Расчет гидромеханических характеристик задвижки магистрального трубопровода / Е.П. Богданов, С.В. Рикконен// Известия Томского политехнического университета. –2013. Т. 323. – № 2. – С. 147 – 151.

135. Павельев А. А. О нижнем критическом числе Рейнольдса для течения в круглой трубе / А.А. Павельев, А.И. Решмин, С.Х. Тепловодский // Изв. РАН. – 2003. –№ 4. – С. 47 – 55.

136. Павельев А. А. Влияние структуры начальных возмущений на режим установившегося течения в трубе / А.А. Павельев, А.И. Ремшин, В.В. Трифонов // Изв. РАН. – 2006. – № 6. – С. 68 – 76.

137. Пат. № 2240028 РФ, МПК А61В1/233. Устройство для определения плотности слизистой оболочки носовых раковин и способ его использования/ Островский А.И., Цепляев М.Ю.; заявитель и патентообладатель Амурская государственная медицинская академия. – № а201005086; заявл. 16.04.2003; опубл. 20.11.2004.

138. Mlynski G. Nasal Physiology and Pathophysiology of Nasal Disorders. InNasal Physiology and Pathophysiology of Nasal Disorders / Ed. T. Metin Önerci. – Springer, 2013. – P. 257-272.

139. Correlation of nasal morphology and respiratory function / G.Mlynski, S. Grutzenmacher, S. Plontke et al.// Rhinology.– 2001. Rhinology. – № 39(4). Rhinology. – 197 – 201.

140. Grützenmacher S, Mlynski R, Lang C, Scholz S, Saadi R, Mlynski G, The Nasal Airflow in Noses with Septal Perforation: A Model Study// ORL. Rhinology. – 2005. Rhinology. – № 67. Rhinology. – P. 142–147.

141. Vogt, K. 4-Phase-Rhinomanometry Basics and Practice [Text] / K. Vogt, A. A. Jalowayski // Rhinology. – 2010. – № 21. – P. 1–50.

142. Форма носовой полости и структура течения воздуха в носу человека. результаты численного моделирования/ В.М. Фомин, В.Л. Ганимедов, М.И. Мучная, А.С. и др.// Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского.– 2011. – № 4 (2). – С. 410 – 412.

143. Исследование течения воздуха в носовой полости человека В.М. Фомин, В.Н. Ветлущкий, В.Л. Ганимедов и др.// ПМТФ. – 2010. – Т. 51. – № 2. – С. 107 – 115.

144. Воронин А.А. Численное моделирование турбулентного потока воздуха. с использованием метода отсоединенных вихрей / А.А., Г.Н. Лукьянов,

Е.В. Фролов// Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. – 2014, №1 (89). С. 187 – 192.

145. Лойцянский Л. Г. Механика жидкости и газа / Л. Г. Лойцянский. – М. : Наука, 1970. – 904 с.

146. Абрамов Е. И. Элементы гидропривода: Справочник / Е. И. Абрамов, К. А. Колесниченко, В. Т. Маслов. – Киев: Техніка, 1977. – 320 с.

147. Справочник по гидравлическим расчетам / (П. Г. Киселев, А. Д. Альтшуль, Н. В. Данильченко и др.); под ред. П.Г. Киселева. – М.: Энергия, 1974. – 312 с.

148. Аврунин О. Г. Экспериментальное исследование пневмоустройства для определения перепадно-расходных характеристик воздушного потока в носовых ходах / О. Г. Аврунин // Промислова гідравліка і пневматика. – 2011.– № 2(32). – С. 34 – 38.

149. Методы компьютерной обработки изображений / Под ред. В. А. Сойфера. – М.: Физматлит, 2003. – 784 с.

150. Роль риноманометрии в диагностике и оценке эффективности лечения у больных аллергическим ринитом / Л.О. Яшина, Ю.І. Фещенко, В.І. Ігнат'єва и др. // Астма та алергія . – 2010. – № 1-2 .– С. 50 – 54.

151. Wang De Yun. Impacts of Fluid Dynamics Simulation in Study of Nasal Airflow Physiology and Pathophysiology in Realistic Human Three-Dimensional Nose Models/ De Yun Wang, Heow Peuh Lee, Bruce R. Gordon// Clinical and Experimental Otorhinolaryngology. – 2012. – Vol. 5, № 4. – P. 181 – 187.

152. Метрологічне забезпечення вимірювань і контролю / Є. Т. Володарський, В. В. Кухарчук, В. О. Поджаренко, Г. Б. Сердюк. – Вінниця: Велес, 2001. – 219 с.

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

154. Аврунин О. Г. Сравнение дискриминантных характеристик риноманометрических методов диагностики / О. Г. Аврунин, В. В. Семенец, П. Ф. Щапов // Радіотехніка. – 2011. – 164. – С. 102 – 107.

155. 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 KpbiMuKo. – 2009. – P. 301 – 302.

156. 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.
157. 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
158. 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
159. Семенець В. Впровадження технологій дистанційного навчання у навчальний процес / В.Семенець, В.Каук, О.Аврунін // Вища школа. – № 5. – 2009. – С.40 – 57.
160. 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.
161. 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.
162. 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.
163. 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.
164. Понс Д. Компьютерное зрение. Современный подход / Д. Понс, Ж. Форсайт. – М. : Вильямс, 2004. – 928 с.
165. Претт У. Цифровая обработка изображений (в двух томах) / У. Претт // Пер. с англ. М. : Мир, 1982. – 790 с.
166. 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.
167. Методы компьютерной обработки изображений / Под ред. В. А. Сойфера. – М. : Физматлит, 2003. – 784 с.

168. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М. : Техносфера, 2006. – 1072 с.
169. Путятин Е. П. Обработка изображений в робототехнике / Е. П. Путятин, С. И. Аверин. – М. : Машиностроение, 1990. – 330 с.
170. Bowyer K. W. Edge detector evaluation using empirical ROC curves / K. W. Bowyer, S. Kranenburg, S. Dougherty // Computer vision and Image Understanding. – 2001. – Vol. 84. – №. 1. – P. 77–103.
171. Панченко Д. С. Сравнительный анализ методов сегментации изображений / Д. С. Панченко, Е. П. Путятин // Радиоэлектроника и информатика. – 1999. – № 4(9). – С. 109–114.
172. Новейшие методы обработки изображений / Под ред. А. А. Потапова. – М. : Физматлит, 2008. – 496 с.
173. Абакумов В. Г. Базовые методы обработки биомедицинских изображений / В. Г. Абакумов, С. Г. Антощук, В. Н. Крылов // Электроника и связь / Тематичний випуск. Проблеми елетроники. – Киев: – 2008. – Ч. 2. – №3–4. – С. 53 – 56.
174. Волкович Н. Л. О перераспределении яркостей пикселей для улучшения качества рентгеновских изображений / Н. Л. Волкович, А. В. Переверзев, Л. Д. Писаренко // Электроника и связь. – 2004. – № 21. – Т9. – С. 89 – 93.
175. Гладирева Г. Ю. Аналіз алгоритмів підвищення візуальної якості зображень / Г. Ю. Гладирева // Матеріали 2-ї міжнародної конференції «Біомедична інженерія і технологія»: зб. матеріалів. – К.: НТУУ «КПІ», 2011. – С. 32 – 33.
176. Ахметшин А. И. Повышение чувствительности анализа рентгеновских снимков методом автоморфного отображения в базисе собственных изображений / А. И. Ахметшин, Л. Г. Ахметшина // Клиническая информатика и телемедицина. – 2008. – Т.4. – №.5. – С. 30 – 36.
177. Хоружик С. А. Основы КТ-визуализации. Часть 1. Просмотр и количественная оценка изображений / С. А. Хоружик, А. Н. Михайлов // Радиология-практика. – 2011. – № 3. – С. 62 – 75
178. Визуализация объема в медицине / А. Поммерт, Б. Пфлессер, М. Риимер и др. // Открытые системы. – 1996. – №5. – С. 56 – 61.
179. Хилл Ф. Программирование компьютерной графики. Для профессионалов / Ф. Хилл: Пер. с англ. СПб.: Питер, 2002. – 1088 с.
180. 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.

181. Бобровник Ю. Компьютерная томография: современные программы постпроцессинга и их возможности / Бобровник Ю. // Променева діагностика, променева терапія. – 2002. – № 3. – С. 74 – 78.

182. 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.

183. Кандель Э. И. Функциональная и стереотаксическая нейрохирургия / Э. И. Кандель. – М. : Медицина, 1981. – 368 с.

184. Аничков А. Д. Стереотаксическое наведение / А. Д. Аничков, Ю. З. Полонский, Д. К. Камбарова. – Л. : Наука, 1985. – 160 с.

185. 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.

186. Этапы развития стереотаксического метода / О. Г. Аврунин, С. Ю. Масловский, В. А. Пятикоп, В.В. Семенец // Експериментальна і клінічна медицина. – 2001. – № 1. – С. 125 – 127.

187. Essentials of neurosurgery: a guide to clinical practice / В. Marshall, Н. Ross. – Mc GRAW–HILL. Inc. Health Professions Division, 1995. – 597 p.

188. 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.

189. 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.

190. 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.

191. 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.

192. Тымкович М.Ю. Построение трехмерной модели кровеносной системы головного мозга для задач планирования и тренировки проведения нейрохирургических вмешательств / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович, А.И. Бых // Вісник НТУ «ХПІ» Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – 2016. – № 25 (1197). – С. 11 – 16.

193. Тымкович М.Ю. Биотехническая система компьютерного планирования нейрохирургических вмешательств с использованием оптической навигации / О.Г. Аврунин, М.Ю. Тымкович // Динаміка та міцність енергетичних і сільськогосподарських машин та біотехнічних систем: колективна монографія / за ред. О.В. Горика., С.Б. Ковальчука – П.: Видавництво «Сімон».–2015. – 116с. – С. 15 – 19.

194. Назин А.В., Позняк А.С. Адаптивный выбор вариантов: рекуррентные алгоритмы. – М.: Наука, 1986. – 288 с.

195. Цетлин М. Л. Исследования по теории автоматов и моделированию биологических систем.– М.: Наука, 1969. – 316 с.

196. Варшавский В.И. Коллективное поведение автоматов. – М.: Наука, 1973. – 408 с.

197. Кринский В.И. Асимптотически оптимальный автомат с экспоненциальной скоростью сходимости // Биофизика. – 1974.– 9.– Вып.4. – С. 484 – 487.

198. Пономарев В.А. Об одной конструкции конечного автомата, асимптотически оптимального в стационарной среде // Биофизика. – 1973. – 9. – Вып.1. – С. 104 – 110.

199. Любчик Л.М., Позняк А.С. Обучающиеся автоматы в задачах управления стохастическими объектами // Автоматика и телемеханика. – 1974. – № 5. – С. 95 – 109.

200. Филатов В.А. Модель автономного поведения интеллектуального программного агента в информационном пространстве // Сборник научных трудов ДНГУ. – Днепропетровск: НГУ, 2004. – 2. – № 19. – С. 127 – 135.

201. Филатов В.А. Об одном подходе к построению модели поведения программного агента // Интеллектуализация обработки информации: Тезисы докладов Международной научной конференции. – Симферополь: Крымский научный центр НАН Украины, 2004. – С. 165.

202. Филатов В.А. Модель поведения автономного агента на основе теории автоматов // Вестник Херсонского государственного технического университета. – Херсон, 2004. – № 1(19). – С. 108 – 111.

Наукове видання

**АВРУНІН Олег Григорович,  
БОДЯНСЬКИЙ Євгеній Володимирович,  
СЕМЕНЕЦЬ Валерій Васильович,  
ФІЛАТОВ Валентин Олександрович,  
ШУШЛЯПІНА Наталія Олегівна**

**«ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ  
ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ  
РІШЕНЬ ПРИ ВИЗНАЧЕННІ  
ПОРУШЕНЬ  
НОСОВОГО ДИХАННЯ»**

Монографія

Рецензенти:

А.Д. Черенков, д-р. техн. наук, професор, професор 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. 7,7. Облік. вид. арк. 6,5. Тираж 300 прим.  
Зам. № 2-423. Ціна договірна.

---

ХНУРЕ. Україна. 61166, Харків, просп. Науки, 14

---

Віддруковано у редакційно-видавничому відділі ХНУРЕ  
61166, Харків, просп. Науки, 14