

## РОЗДІЛ 6

### ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ ПРИ ДІАГНОСТИЦІ В РИНОЛОГІЇ

#### **6.1 Інформаційні технології при побудові просторових моделей верхніх дихальних шляхів**

У системах комп'ютерного планування хірургічних операцій одним із головних завдань є автоматизований аналіз топографо-анатомічних даних, які одержуються від засобів медичної інтроскопії [1, 2]. Кількісний аналіз цих даних дозволяє визначити конфігурацію і геометричні характеристики основних анатомічних структур, інформацію про координати, форми і розміри опорних орієнтирів та новоутворень.

Ефективність цього аналізу залежить від точності визначення анатомічних структур і ступеня автоматизації – фактично, мінімізації часу участі в підготовчому етапі обробки даних фахівця при виконання рутинних операцій.

На сучасному етапі найбільш достовірну інформацію про локалізацію анатомічних структур верхніх дихальних шляхів містять інтроскопічні зображення, які одержуються за даними рентгенівської комп'ютерної томографії [3, 4] та її модифікацій, таких як спіральна комп'ютерна томографія СКТ та конусна-променева комп'ютерна томографія [5, 6]. Ці методи є найбільш оптимальними за сукупністю основних показників, таких як роздільна здатність, контрастність відображення різних за щільністю анатомічних структур, інтерпретує мості результатів візуалізації і доступності [7, 8], та на відміну від магнітно-резонансної томографії, зменшують імовірність появи гіпердіагностики [1, 9].

Приклад візуалізації томографічного зрізу носової порожнини за даними СКТ на аксіальному зрізі та мультипланарна реконструкція у фронтальній проекції наведені на рис 6.1, а та 6.1, б, відповідно.



а

б

Рисунок 6.1 – Приклад візуалізації томографічного зрізу носової порожнини за даними СКТ на аксіальному зрізі (а) та мультипланарна реконструкція у фронтальній проекції (б)

Для візуалізації томографічних даних, що представляють собою 3-х мірний масив значень інтенсивності, найбільш відповідної за принципом зберігання даних є воксельна модель, яку можна уявити як скалярне поле (scalar field) – відображення досліджуваної просторової області у вигляді дискретної скалярної функції коефіцієнтів лінійного ослаблення рентгенівського випромінювання, яка визначена в просторі трьох незалежних змінних

$$V(i, j, k) \equiv V(x_i, y_j, z_k), \quad (6.1)$$

де

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

Масив  $V(i, j, k)$  є об'ємною множиною даних (volumetric data set). Кожне значення  $V(i, j, k)$  можна вважати результатом усереднення величини скалярного поля у правильному паралелепіпеді зі сторонами  $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ , центр

якого знаходиться в точці  $(x_i, y_j, z_k)$ . При цьому, область простору, що розглядається, поділяється на елементарні об'єми, фактично, на основі методу тривимірної дискретизації, і кожен елемент обсягу – воксел (від voxel – volume element) геометрично характеризується координатами і розмірами, а також одним або декількома скалярними значеннями в залежності від типу яких виконується класифікація воксельних моделей [1, 10, 11].

Для завдань комп'ютерного моделювання і планування хірургічних втручань доцільно використовувати модифіковану узагальнену воксельну модель, яка містить дані як про інтенсивність елементів об'єму, так і відомості про їх належність до певних анатомічних структур, а також додаткові характеристики (ідентифікатори), наприклад, щодо ступеня ризику пошкодження функціональних областей, їх фізичних властивостей та ін. Причому, для зберігання перерахованих вище даних пропонуються спеціальні структури – графічні буфери (G-буфери – Graphic buffers) RGB, N (характеристичний) і ID (ідентифікаційний), відповідно. Такий вид представлення об'ємних даних досліджуваної анатомічної області фактично є інформаційною воксельною моделлю для комп'ютерного планування хірургічних втручань (див. рис. 6.2).

Модель складається з даних вихідної напівтонової воксельної моделі, на основі яких формуються бінарні воксельні моделі окремих анатомічних об'єктів, а так же блоків формування узагальненої і ідентифікаційної воксельної моделей. Стандартна воксельна модель згідно з формулою (6.1) задає дискретний просторовий об'єкт з точністю, яка визначається здатністю 3-х вимірному масиву (розмірами вокселів  $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ ) і є структурованою множиною даних (structured data set), оскільки при його зберіганні не вимагається інформація про розміщення кожної вибірки в просторі.

Спочатку напівтонова і бінарні воксельні моделі є структурованими, причому бінарні воксельні моделі спочатку формуються в блоці  $H_S$  як

структуровані  $(H_{S_1}, H_{S_2}, \dots, H_{S_n})$ , де позначає загальну кількість відображуваних анатомічних об'єктів.

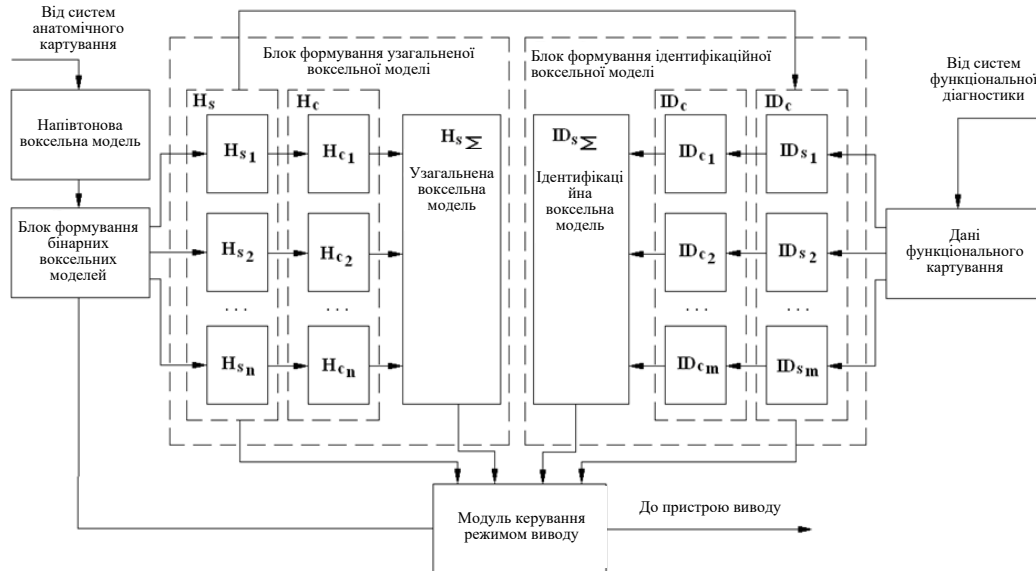


Рисунок 6.2 – Структура перетворення даних в інформаційній воксельній моделі для комп'ютерного планування ринохірургічних втручань

З огляду на те, що більшість об'єктів області візуалізації має малу площу (до 1000 елементів зображення) і розташовані, в середньому, не більше ніж на 50 томографічних зрізах (з 250 при стандартному томографічному дослідженні), доцільно зберігати дані бінарних воксельних моделей в координатних буферах  $H_C$ , де для кожного вокселю, що має середнє арифметичне значення характеристичної функції, будуть записуватися тільки його три двобайтові координати  $(i, j, k)$ .

При цьому об'єм пам'яті, який необхідний для зберігання даних воксельної моделі в координатному буфері, буде в середньому до 200 разів менше, ніж у структурованому. Якщо для бінарної воксельної моделі використовувати однобітове кодування, то перевага від застосування структурованого буфера зменшується приблизно на порядок, проте все одно становить більше ніж 20 разів. Аналогічне перетворення моделей збереження

даних застосовується також і для ідентифікаційного буфера, куди надходять дані функціонального картування для формування додаткової інформації на основі об'єктів бінарних воксельних моделей. Модуль управління режимом виведення за командами фахівця виконує вибір необхідної моделі ( $H_S, ID_S$  – бінарних структурованих,  $H_{S\Sigma}$  і  $ID_{S\Sigma}$  – узагальненої та ідентифікаційної воксельних моделей, відповідно) для візуалізації.

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

$$Voxel\_output(i, j, k, \Delta x, \Delta y, \Delta z, r, g, b, \alpha_c), \quad (6.2)$$

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

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

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

$\alpha_c$  – ступінь прозорості вокселя ( $\alpha$ -канал).

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

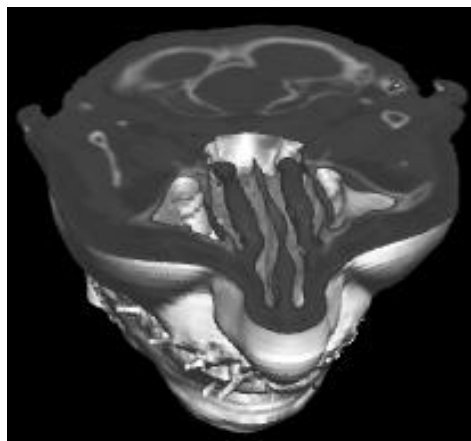
Для виконання стандартних процедур 3-х мірної візуалізації доцільно використовувати прикладні програмні інтерфейси API, наприклад, OpenGL [12, 13], що забезпечують виконання таких базових функцій, як опис примітивів і їх атрибутів, управління видовими параметрами і геометричними перетвореннями.

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

графічний вивід.

При воксельної візуалізації (див. рис. 6.3) відображаються з заданим рівнем деталізації внутрішні анатомічні структури носової порожнини, такі як кістки, м'які тканини та повітряні порожнини дихальних шляхів. Причому різним анатомічним структурам в узагальненій воксельній моделі відповідають свої рівні інтенсивності або кольору в режимі відображення з псевдозабарвленням (див. рис. 6.4), або можна виконувати візуалізацію в режимі напівпрозорості навколишніх тканин.

Для апроксимації поверхонь анатомічних об'єктів при візуалізації використовуються вершини зовнішніх граней (прямокутників) їх граничних вокселів. Далі виконується процедура триангуляції – перетворення отриманої полігональної області зі складною конфігурацією в набір трикутників. Вибір трикутників як графічних примітивів пояснюється тим, що трикутник є найпростішим полігоном, вершини якого однозначно задають грань, а також меншою обчислювальною складністю алгоритмів розбиття і візуалізації, які в більшості сучасних графічних станцій реалізуються апаратно.



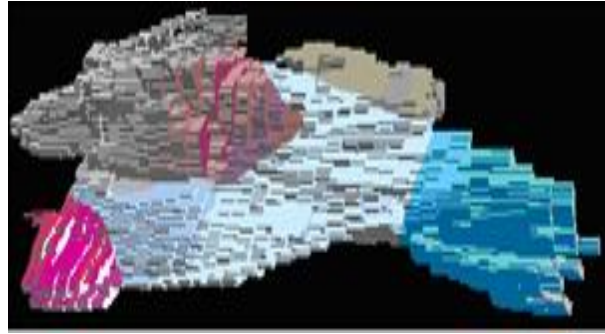
а

б

Рисунок 6.3 – Ілюстрація воксельної візуалізації СКТ-даних верхніх дихальних шляхів

Графічний вивід, фактично заданих полігонами анатомічних даних в API OpenGL, доцільно проводити за допомогою команди `GL_TRIANGLES`, яка

виконує вивід серії трикутників, що задаються використовуючи трійки вершин ( $v_0, v_1$  і  $v_2$ ), ( $v_3, v_4$  і  $v_5$ ) і т.д. Перевагою команди є відсутність умови на наявність трикутників із загальними вершинами, хоча, через дублювання інформації про координати загальних вершин, пам'ять використовується неоптимально.



а

Рисунок 6.4 – Приклади візуалізації узагальненої воксельної моделі верхніх дихальних шляхів з визначенням окремих відділів носової порожнини та придаткових пазух

При візуалізації воксельного об'єму для черепа (без внутрішньої структури) необхідно виводити близько 1,2 млн полігонів, а при візуалізації повної воксельної моделі голови близько 30 млн полігонів.

Для багаторакурсної візуалізації просторових моделей застосовуються афінні перетворення координат об'єктів [12]

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

де  $A, B, \dots, N$  – константи, що відповідають за вид перетворення [12], а  $(x, y, z)$  і  $(X, Y, Z)$  – координати об'єктів до і після перетворення, відповідно.

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

Виходячи з розглянутих задач, підсистема обробки і відображення інтраскопічних даних анатомічного картування верхніх дихальних шляхів повинна включати в себе наступні модулі (рис. 6.5):

- модуль зберігання даних анатомічного картування, який одержує і зберігає вхідні діагностичні дані від системи інтроскопічної діагностики, а також додаткову інформацію про діагностичні зображення, таку як тип протоколу обстеження, параметри вікна візуалізації, відомості про можливості мультимодального сполучення наборів вхідних зображень та ін.;

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

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

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

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

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

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

- модуль поверхневої візуалізації, в якому виконується побудова полігональних поверхонь анатомічних структур;
- модуль об'ємної візуалізації, в якому виконується відображення воксельних (напівтонової, бінарних, узагальненої і ідентифікаційної) моделей представлення інтраскопічних даних комп'ютерного планування хірургічних втручань.

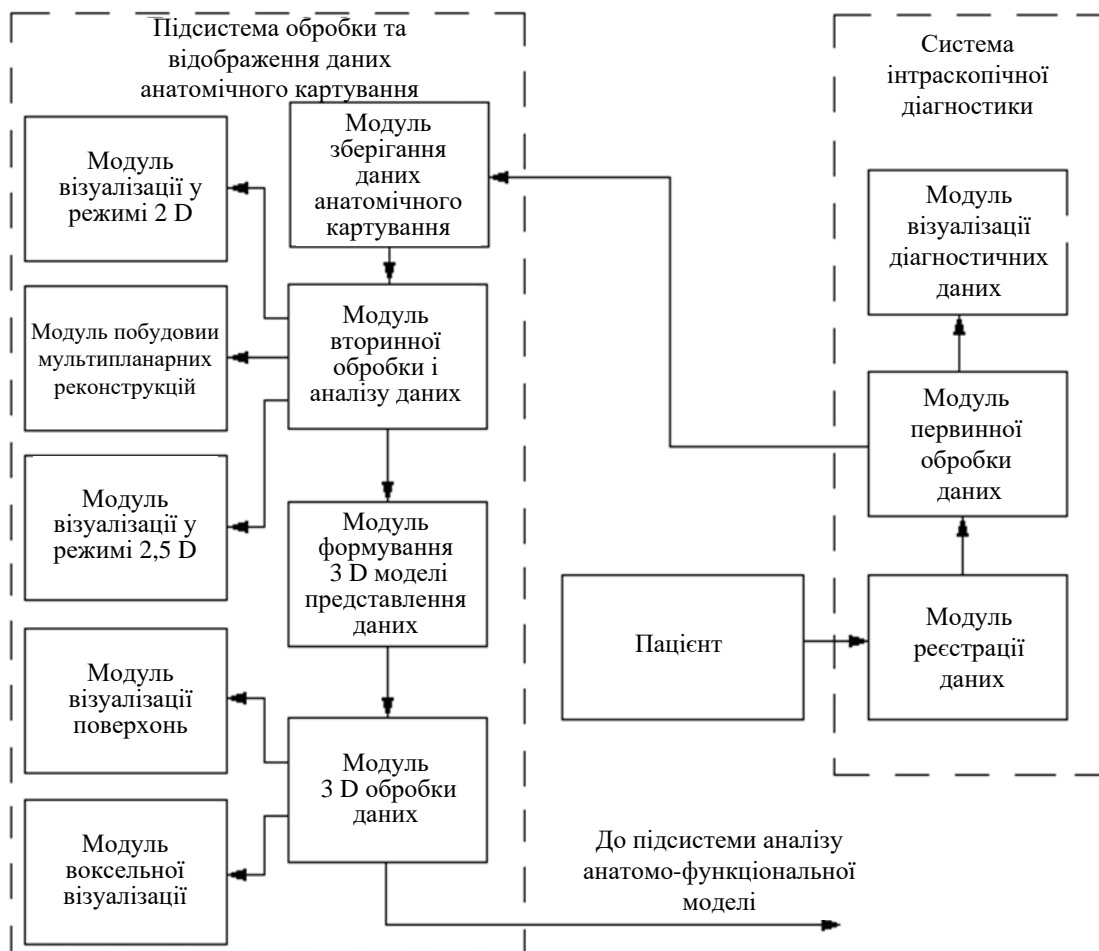


Рисунок 6.5 – Структурна схема підсистеми обробки і відображення інтраскопічних даних анатомічного картування

При цьому необхідно враховувати чіткий просторово-функціональний розподіл структурних модулів підсистеми обробки і відображення даних анатомічного картування від компонент системи інтроскопічної діагностики,

яка за допомогою модуля реєстрації даних (наприклад, томографічної установки) отримує набір діагностичних зображень від пацієнта і після виконання первинної попередньої обробки виконує візуалізацію діагностичної інформації.

## 6.2 Моделювання аеродинамічних процесів в носовій порожнині

Коефіцієнт аеродинамічного носового опору при диханні можна визначити за набором перерізів повітряного каналу носової порожнини, отриманих за томографічними даними, приклад яких наводиться на рис. 6.6 [14, 15], згідно з алгоритмом, який наведено у [13]. Суть даного підходу полягає у розрахунку опору повітряному потоку (при диханні) носової порожнини, що представляється як канал складної конфігурації [14], що отримується на основі побудови сегментованих геометричних моделей за томографічними даними.

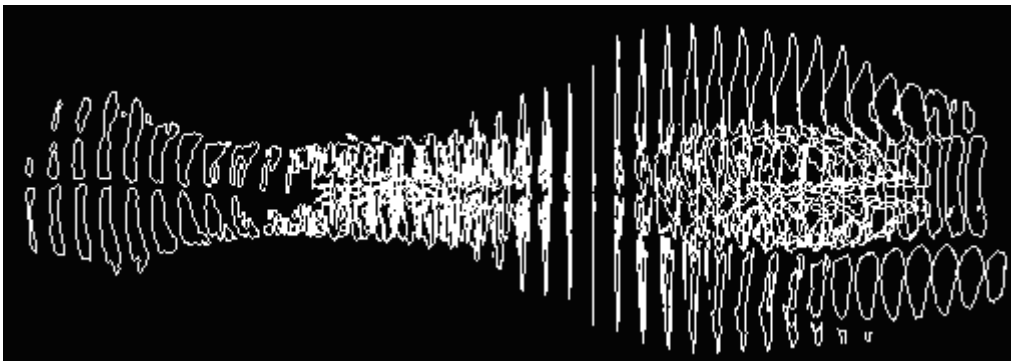


Рисунок 6.6 – Ілюстрація набору фронтальних перерізів носової порожнини в сагітальній проекції за результатом сегментації томографічних даних

При розрахунку втрат тиску в трубопроводах складної конфігурації, до яких відносяться паралельні канали носових ходів, витрата повітря через кожен з них ( $Q_1, Q_2$ ) дорівнює сумарної  $Q_\Sigma$ , виходячи з рівняння нерозривності згідно [14, 15]

$$Q_{\Sigma} = Q_1 + Q_2 . \quad (6.3)$$

Втрати тиску в кожному носовому каналі визначають виходячи з сталості перепаду тисків між загальними входом (атмосферний тиск) та виходом у носоглотку (куди носові проходи виходять) згідно з виразом за законом Паскаля

$$\Delta p_1 = \Delta p_2 = \Delta p = const , \quad (6.4)$$

тому, втрати тиску можна виразити як

$$\Delta p_1 = \Delta p_{l,1} + \Delta p_{L,R,1} = \sum \lambda_1 \rho_1 \frac{\Delta l_1}{d_r} \frac{Q_1^2}{2S_1^2} + \sum \xi_1 \rho_1 \frac{Q_1^2}{2S_1^2} = Q_1^2 A_1 , \quad (6.5)$$

$$\Delta p_2 = \Delta p_{l,2} + \Delta p_{L,R,2} = \sum \lambda_2 \rho_2 \frac{\Delta l_2}{d_r} \frac{Q_2^2}{2S_2^2} + \sum \xi_2 \rho_2 \frac{Q_2^2}{2S_2^2} = Q_2^2 A_2 , \quad (6.6)$$

де  $\Delta p_l$  и  $\Delta p_{L,R}$  – втрати тиску за довжиною та на місцевих опорах для відповідних ділянок кожного каналу,  $\Delta l$  – довжина каналу або його ділянки, м,

$S$  – площа ділянки каналу, м<sup>2</sup>,

$d_h$  – гідравличний (еквівалентний) діаметр ділянки каналу [14],

$\rho$  – щільність повітря,  $\rho = 1,205$  кг/м<sup>3</sup>,

$\xi$  – безрозмірний коефіцієнт місцевих гідравлических втрат,

$\lambda$  – безрозмірний коефіцієнт гідравлического тертя (коефіцієнт Дарсі), який дорівнює  $\lambda = 64 / Re$  для ламінарного та  $\lambda = 0,32 / Re^{0,25}$  для турбулентного режимів течії повітря, відповідно [14],

$A_1$  и  $A_2$  – постійні значення для аеродинамічних опорів носових проходів, що визначаються з формул (6.5) та (6.6) як

$$A_1 = \sum \lambda_1 \rho_1 \frac{\Delta l_1}{d_r} \frac{1}{2S_1^2} + \sum \xi_1 \rho_1 \frac{1}{2S_1^2} , \quad (6.7)$$

$$A_2 = \sum \lambda_2 \rho_2 \frac{\Delta l_2}{d_r} \frac{1}{2S_2^2} + \sum \xi_2 \rho_2 \frac{1}{2S_2^2} . \quad (6.8)$$

На рисунку 6.7 наведено приклад зміни коефіцієнта аеродинамічного носового опору вздовж перетинів носової порожнини при правосторонньому

локальному викривленні носової перегородки для правого (а) та лівого (б) носових проходів, відповідно. На рисунку можна бачити різке (близько у 1,5 рази) зростання коефіцієнту аеродинамічного опору в правому носовому проході (в сторону якого викривлена носова перегородка), при порівнянні з лівим носовим проходом.

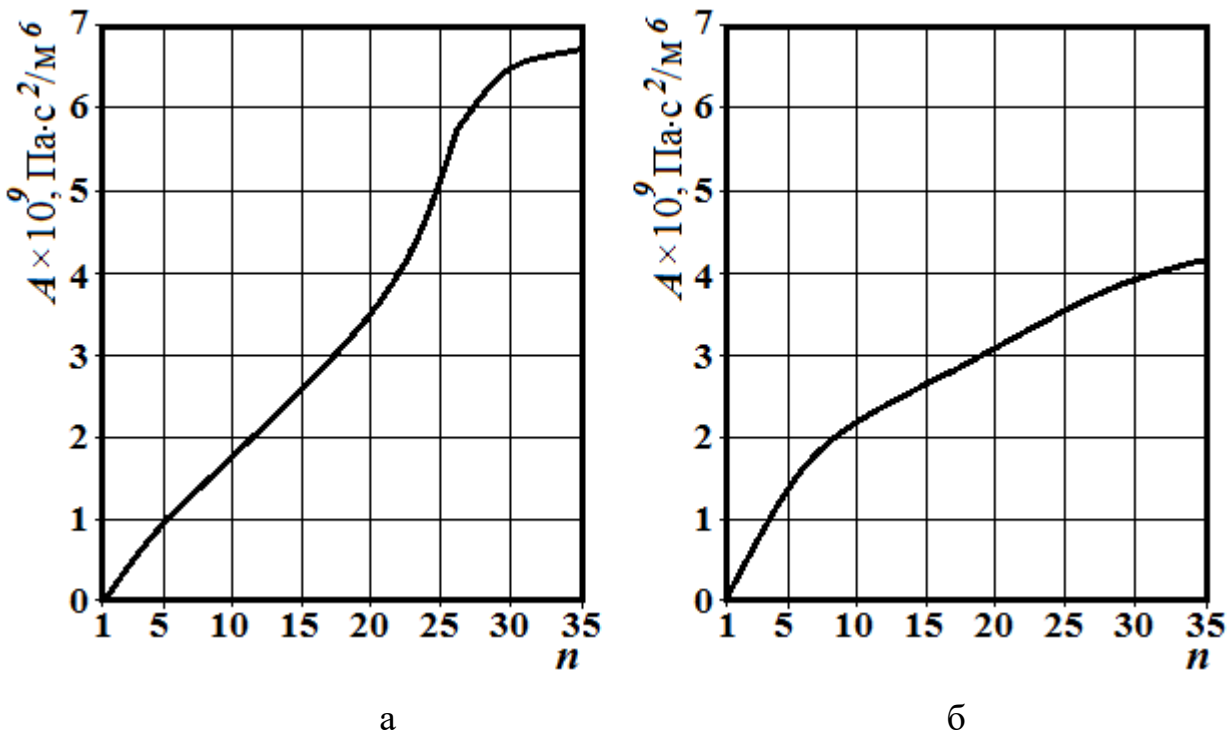


Рисунок 6.7 – Приклад зміни коефіцієнта аеродинамічного носового опору вздовж перетинів носової порожнини при правосторонньому локальному викривленні носової перегородки для правого (а) та лівого (б) носових проходів

З урахуванням наведених вище формул (6.7) та (6.8), для ламінарного та турбулентного режиму перепади тиску визначаються згідно з формулами

$$\Delta p_1 = \Delta p_2 = \Delta p = Q_1 \cdot A_1^{(D)} = Q_2 \cdot A_2^{(L)};$$

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

Експериментальна перевірка цих даних може здійснюватися за даними передньої або задньої активної риноманометрії [15, 16], з урахуванням режиму дихання та індивідуальної фізіологічної варіабельності, яким відповідають

показники перепаду тиску на носовій порожнині та відповідної витрати повітря.

Розраховані дані про показники носового опору можна порівняти з безпосередньо одержуваними за допомогою методів задньої або передньої активної риноманометрії, при яких безпосередньо вимірюються перепад тиску  $\Delta p$  на носовій порожнині і викликаний ним витрата повітря  $Q$  при диханні. За отриманими даними обчислюється коефіцієнт аеродинамічного носового опору для турбулентного режиму течії повітря

$$A = \frac{\Delta p}{Q^2},$$

який буде відповідати або інтегральному показнику аеродинамічного носового опору, або відповідного носового проходу (згідно з формулами (6.6) та (6.8)) в залежності від методу вимірювання.

Таким чином, можна отримати експериментальну оцінку аеродинамічних показників носової порожнини, проте із застосуванням додаткового функціонального методу дослідження, що з огляду на низьку поширеність риноманометричної апаратури в клініках не завжди можливо. Крім того неможливо визначити тип аеродинамічного опору та розташування анатомічних структур, які його викликають. Недоліком запропонованого розрахункового методу є досить велика обчислювальна складність, яка пов'язана із проведенням сегментації анатомічних структур носової порожнини та побудовою аеродинамічної моделі верхніх дихальних шляхів.

### **6.3 Доказові методи до визначення ольфакторно-респіраторних порушень**

Метод задньої активної риноманометрії можливо використовувати для тестування респіраторно-ольфакторних порушень [17, 18], що особливо важливо для тестування пацієнтів під час реабілітації після перенесення COVID-19 з втратою нюху. Це можливо шляхом визначення енергетичних

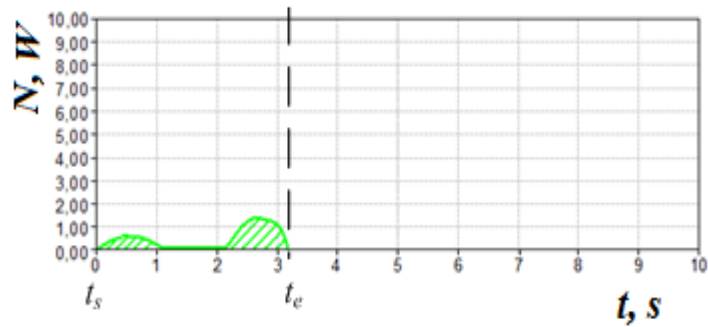
характеристик дихання при дії одоривекторів – пахучих речовин необхідних концентрацій. Ілюстрація комп'ютерного риноманометра – пристрою для тестування носового дихання з блоком перепадно-витратних характеристик ТНДА-ПРХ (дослідне виробництво ХНУРЕ [16]) з ольфактометричною насадкою наведена на рисунку 6.8. Конструкція ольфактометричної насадки містить контейнер для одоривектора (наприклад, гігроскопічна циліндрична кільцева прокладка, що просочена розчином специфічної пахучої речовини в повітряному тракті риноманометра) з регульованими повітряними отворами. Пацієнт виконує дихальні маневри з наростанням їх інтенсивності, що можна бачити за циклограмою дихання, та фіксує натисканням на кнопку час отримання чутливості до пахучої речовини. Далі за циклограмами перепаду тиску  $\Delta p(t)$  та витрати повітря  $Q(t)$  та виконується розрахунок пневматичної потужності  $N(t)$  циклограми дихання згідно з формулою

$$N(t) = \Delta p(t) \cdot Q(t) \quad (6.9)$$

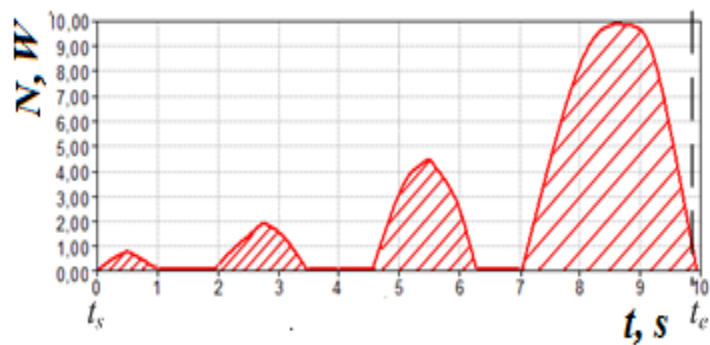


Рисунок 6.8 – Комп'ютерний риноманометр ТНДА-ПРХ з ольфактометричною насадкою

Відповідні графіки пневматичної потужності при диханні в нормі і при порушенні ольфакторної чутливості (із зазначенням пунктирною лінією  $t_c$  часу появи чутливості до одоривектору) наводяться на рис. 6.9.



а



б

Рисунок 6.9 – Циклограми пневматичної потужності при носовому диханні: а – при умовній нормі, б – при порушенні нюхової чутливості внаслідок риносинуситу

Визначення енергії  $E$  дихання, що характеризує колориметричні витрати на дихання при появі чутливості до одорівектору, виконується інтегруванням даних циклограми пневматичної потужності дихання (6.9) за формулою

$$E = \int_{t_s}^{t_e} N(t)dt \quad (6.10)$$

де  $t_s$  – стартовий час дослідження, як правило, приймається рівним 0;

$t_e$  – час появи чутливості до одорівектору.

Інтегрування виконується чисельно методом трапецій.

Експериментальним шляхом на основі проведених досліджень була розроблена класифікація ступеня порушення сприйняття запахів

$E \leq 2$  Дж – умовно нормальний нюх;

$2 < E \leq 8$  Дж – середній ступінь дізосмії;

$8 < E \leq 16$  Дж – важка ступінь дізосмії;

$E > 16$  Дж – практично повна дізосмія.

Для дослідження нюхової чутливості застосовуються три нюхові речовини різної рецепторної дії: розчин валеріани з концентрацією 0,05%, який обумовлений нервом n. olfactorius, оцтова кислота 0,04%, що обумовлена n. trigemini та нашатирний спирт 0,004%, який обумовлений n. Glossopharyngeus [17, 18]. Також для тестування пацієнтів, що перенесли COVID-19 зі стійкою втратою нюху, доцільно використовувати метод дихальної реабілітації, який складається на основі визначення максимальної ольфакторної чутливості до побутових одорантів (кофе, часник, ефірні масла та деякі інші) та проведення стимуляційного тренінгу шляхом вдихання відповідного запаху з високим сприйняттям. Поріг ольфакторної чутливості можна визначати в автоматизованому режимі шляхом аналізу циклів дихання (рис. 6.10).

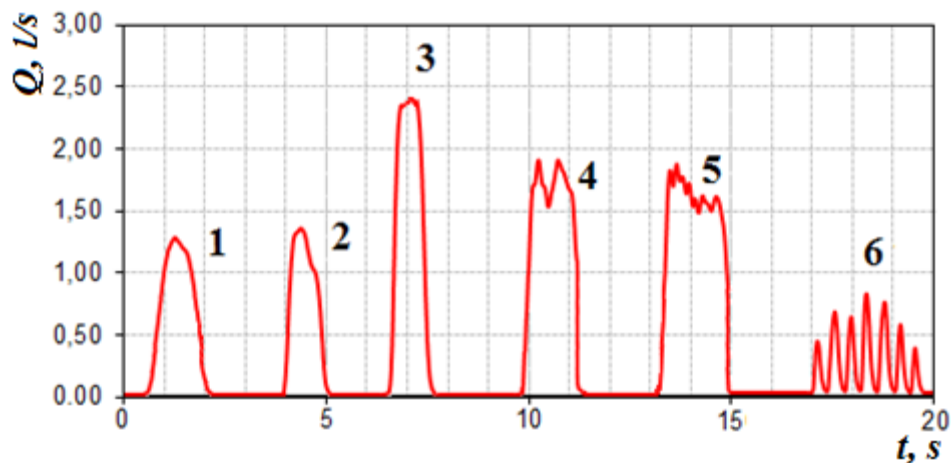


Рисунок 6.10 – Варіанти дихальних циклів:

- 1, 2 – спокійне дихання (норма); 3 – форсоване дихання (ригідність носового клапана); 4, 5 – форсоване дихання – ступінчастий вдих (нормально-функціонуюча рухливість носового клапана); 6 – ступінчастий вдих - «принюхування»

Дослідження даних риноманометрії в динамічному режимі (з візуалізацією циклограм дихання) відкривають нові можливості при аналізі та

інтерпретації результатів тестування носового дихання [17, 19-21]. Так, на рис. 3.7 для зміни витрати повітря наведені типові цикли вдиху при спокійному диханні в нормі (1 і 2, відповідно).

У форсованому режимі дихання можна бачити при ригідному носовому клапані на рис. 6.10 (цикл 3) та при носовому клапані з нормальною функціональною рухливістю, що обмежує потік повітря з характерною усіченою вершиною на циклограмі (цикли 4 та 5, відповідно), а також цикл ступінчастого вдихання (6) – коротке «потягування» повітря, яке можна охарактеризувати, як своєрідне «принюхування», що ілюструється високочастотним биттям сигналу на діаграмі витрати повітря.

При відчутті одорівектора в нормі у випробуваного поблизу досягнення порогу відчуття (при підвищенні інтенсивності дихання) довільно короткочасно частішає дихання та при настанні порога відчуття дихальні цикли (після 4-го дихального циклу) на рис. 6.11 перетворюються в «принюхування», що сприяє більш глибокому проникненню повітря в нюхову область та розпізнаванню запаху. Цей момент часу можна характеризувати як настання порога відчуття  $T$  одорівектора на циклограмі на рисунку 6.11).

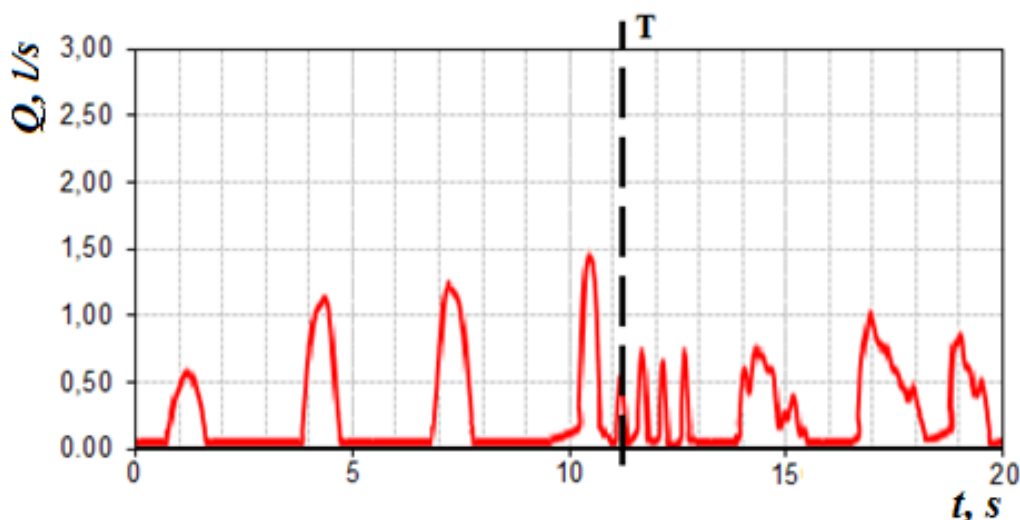


Рисунок 6.11 – Циклограма витрати повітря при носовому диханні  
( $T$  – поріг відчуття)

### Висновки до розділу

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

Просторову візуалізацію додаткової діагностичної інформації доцільно виконувати в режимах 2,5D і 3,5D, що дозволяє наочно відобразити фізичні процеси в носовій порожнині і виконати анатоמו-функціональне картування верхніх дихальних шляхів [22, 23]. При цьому, необхідно використовувати ефективні алгоритми автоматизованої сегментації анатомічних структур на томографічних зображеннях, які дозволяють за рахунок застосування процедур поелементної пост-обробки бінарних характеристичних функцій, які отримуються пороговим методом, забезпечити усунення локальних артефактів [24] і розмітку анатомічних структур в автоматичному режимі.

Встановлено, що при визначенні 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, вивчення впливу яких на процеси назальної аеродинаміки потребує окремих досліджень, у тому числі на натурних моделях верхніх дихальних шляхів.

Основними практичними рекомендаціями при діагностиці порушень носового дихання та комп'ютерному плануванні оперативних втручань 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 та проведення віртуального моделювання результату втручань для отримання прогностичних даних щодо їх функціональних наслідків.

За рахунок розміщення носія пахучої речовини в повітряному тракті риноманометра, а також процедур визначення енергетичних характеристик дихання, вдалося зв'язати параметри дихання з показниками нюхової функції, що в свою чергу дозволяє проводити ефективне респіраторно-нюхове тестування порушень на доказовому рівні.

### Список використаних джерел

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

2. Аврунін О.Г., Бодянський Є.В., Семенець В.В., Філатов В.О., Шушляпіна Н.О. Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання: монографія. Харків : ХНУРЕ, 2018. 125 с.

3. Аврунин О.Г. Визуализация верхних дыхательных путей по данным компьютерной томографии. *Радиоэлектроника и информатика*. 2007. № 4. С. 119–122.

4. Носова Я.В., Шушляпина Н.О., Носова Т.В. Визуализация обонятельной щели. *Збірник наукових праць. Серія: Нові рішення в сучасних технологіях*. Х. : НТУ «ХП». 2015. № 39 (1148). С. 73–77.

5. Tymkovych M., Avrunin O., Paliy V. et al., Automated method for structural segmentation of nasal airways based on cone beam computed tomography. *Proc. SPIE*, 10445, 446–453 (2017). doi: 10.1117/12.2280922

6. Avrunin O., Nosova Ya., Shushliapina N., Khudaieva S., Ibrahim Younouss Abdelhamid Hardware-software complex for studying the effect of air composition

on the aerodynamic parameters of nasal breathing. *Proceedings of the XV International Scientific and Practical Conference «International Trends in Science and Technology»*, Warsaw, Poland. Vol.1, 2019. P. 17–20.

7. Руководство по ринологии / под ред. Г.З. Пискунова. М. : Литтерра, 2011. 960 с.

8. Безшапочний С.Б., Лобурець В.В., Мішарев Д.В. Комп'ютерна томографія в ендоскопічній ендоназальній функціональній хірургії. *ЖВНГХ*. 2001. № 3. С. 13–14.

9. Безшапочний С.Б., Лобурець В.В. *Сучасні аспекти риносинуситів. Клінічна імунологія. Алергологія. Інфектологія*. 2007. № 6. С. 43–48.

10. Tymkovych M.Y., Avrunin O.G. Farouk H.I. Reconstruction method of the intact surface of surgical accesses. *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, 2014, 9(70), 37–41.

11. Avrunin O.G. Using a priori data for segmentation anatomical structures of the brain / O.G. Avrunin, M.Y. Tymkovych, S.P. Moskovko, et. al. *Przegląd Elektrotechniczny*: doi:10.15199/48.2017.05.20. 2017. V. 93-5. P. 102–105.

12. Хилл Ф. Программирование компьютерной графики. Для профессионалов : пер. с англ. СПб.: Питер, 2002. 1088 с.

13. Книгавко Ю.В., Аврунин А.Г. Алгоритмы программного рендеринга трехмерной графики для задач медицинской визуализации. *Техническая электродинамика*. 2010. С. 258–261.

14. Аврунін О.Г., Бодянський Є.В., Семенець В.В., Філатов В.О., Шушляпіна Н.О. Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання: монографія. Харків : ХНУРЕ, 2018. 125 с.

15. Аврунин О.Г. Томашевский Р.С., Фарук Х.И. Методы и средства функциональной диагностики внешнего дыхания. Харьков : ХНАДУ, 2015. 208 с.

16. Аврунин О.Г., Бых А.И., Семенец В.В. Обоснование основных

медико-технических требований для проектирования многофункционального риноманометра. *Функциональная компонентная база микро-, оптои наноэлектроники*: сб. науч. тр. III Междунар. науч. конф., 28 сент. – 2 окт. 2010 г. Х. : Кацивели: ХНУРЭ, 2010. С. 280–281.

17. Сучасні методи діагностики респіраторно-ольфакторної функції: монографія / О.Г. Аврунін, Я.В. Носова, В.В. Семенець, В.О. Філатов, Н.О. Шушляпіна. Харків : ХНУРЕ, 2021. 150 с. ISBN 978-966-659-300-2.

18. Особливості виникнення синусоназальної дизосмії, що асоційована з COVID-19 / Є.П. Слупська, Н.О. Шушляпіна, Абделхамід Ібрагім Юнусс, Я.В.Носова, О.Г. Аврунін. *Шляхи розвитку науки в сучасних кризових умовах*: тези доп. I міжнародної науково-практичної інтернет-конференції, 28–29 травня 2020 р. Дніпро, 2020. Т. 2. С. 349–151.

19. Носова Я.В. Анализ энергетических характеристик носового дыхания при ольфактометрических исследованиях / Я.В. Носова, Хушам Фарук, Н.О. Шушляпина. Материалы XIII Международной научно-технической конференции «Физические процессы и поля технических и биологических объектов», 07-09 ноября, 2014 г., Кременчуг: КрНУ, 2014. С. 83.

20. Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. 2019. 336 p., <https://doi.org/10.1201/9780429057618>.

21. Аврунін О.Г., Семенец В.В., Щапов П.Ф. Сравнение дискриминантных характеристик риноманометрических методов диагностики. *Радіотехніка*. 2011. 164. С. 102–107.

22. Бажан О.В., Аврунін О.Г., Тимкович М.Ю. Використання технологій віртуальної реальності в пластичній хірургії. *I Всеукраїнська науково-практична конференція молодих вчених, курсантів та студентів «Авіація, промисловість, суспільство»*, Кременчук. 2018. С.184.

23. Тымкович М.Ю., Аврунін О.Г., Семенец В.В. Использование DICOM-изображений в медицинских системах. *Техн. електродинаміка: тематич. вып.*

2012. Т.4. С. 178–183.

24. Сипитый В.И., Бабалян Ю.А., Аврунин О.Г. Особенности применения методик 2D и 3D компьютерной томографии при моделировании имплантатов для краниопластики фронтоорбитальных костных дефектов. *Медицина сегодня и завтра*. 2007. № 4. С. 60–63.