

## **ВІЗУАЛІЗАЦІЯ ОБ'ЄМНИХ ДАНИХ З МЕТОЮ ПЛАНУВАННЯ ОПЕРАЦІЙ ВИДАЛЕННЯ ЮВЕНІЛЬНОЇ АНГІОФІБРОМИ ОСНОВИ ЧЕРЕПА ЛЮДИНИ**

*Анотація:* Запропоновано алгоритм візуалізації об'ємних даних для дослідження тканин ювенільної ангіофіброми основи черепа людини в тривимірному просторі. Показано, що на основі використання запропонованого алгоритму можливе проведення візуалізації тривимірних даних щодо васкуляризації тканин пухлини.

*Ключові слова:* візуалізація об'ємних даних, комп'ютерна томографія, ювенільна ангіофіброма основи черепа людини.

### **Вступ**

Ювенільна ангіофіброма основи черепа (ЮАОЧ) – доброякісна за гістологічним дослідженням пухлина, та в клінічному перебігу проявляє себе агресивним ростом, що призводить до деструкції кісток та хрящів черепа, а іноді й до інтракраніального поширення.

На теперішній час основним, а можливо, і єдиним методом лікування ЮАОЧ є хірургічний. Оскільки видалення пухлини супроводжується масивною крововтратою, постає необхідність в проведенні планування майбутньої операції. Це дає змогу не тільки обрати той або інший підхід до видалення пухлини, але й прийняти рішення щодо необхідності проведення методів попередження масивної крововтрати, таких як емболізація судин або імбібіція основи пухлини різними розчинами.

На сьогодні для підтвердження діагнозу ЮАОЧ в більшості випадків проводять дослідження методом рентгенівської комп'ютерної томографії (КТ). Отримані дані дають змогу не тільки остаточно встановити діагноз, але й провести доопераційне планування хірургічного видалення пухлини [1]. Побудова тривимірної моделі тканин пухлини та її візуалізація є вагомим складовим цього процесу, враховуючи сьогоденний стан розвитку програмно-апаратного забезпечення для потреб в медичній галузі.

### **Постановка задачі**

**Мета даної статті** – дослідити можливості отримання медичних об'ємних даних як засобами наявного на сучасному ринку програмного забезпечення, так і при розробці програмних додатків графічного спрямування; розробити алгоритм візуалізації об'ємних даних для дослідження тканин ЮАОЧ в тривимірному просторі, результати роботи якого можуть бути використані при проведенні доопераційного планування операції видалення пухлини.

**Об'єкт дослідження** – об'ємні дані для потреб в медичній галузі.

**Предмет дослідження** – процес візуалізації тривимірної моделі тканин ЮАОЧ за даними зображень комп’ютерної томографії для проведення планування операції видалення пухлини.

### **Аналіз підходів та сучасного програмного забезпечення для отримання медичних об’ємних даних**

Традиційними підходами до процесу створення зображень (рендерінгу) об’ємних даних для медичних потреб є методи поверхневого та воксельного рендерінгу [1,2]. Ці методи працюють з тривимірним простором, а отримувані в результаті їх використання зображення, навіть якщо вони по суті двовимірні, часто називають тривимірними зображеннями або тривимірними реконструкціями для того, щоб відрізнити їх від двовимірних зображень томографії або звичайних рентгенівських знімків.

Головною ідеєю **поверхневого рендерінгу (surface rendering)** об’ємних даних є визначення тривимірного об’єкта через його поверхню, що отримується завдяки сегментації початкових зображень та апроксимації поверхні проміжної моделі об’єкта. Таким чином, при використанні для візуалізації об’ємних даних поверхневого рендерінгу спочатку створюється проміжна модель, яка визначає геометричну форму поверхні об’єкта у просторі. Після цього виконують декомпозицію (теселяцію) отриманої моделі поверхні об’єкта, призначеного для візуалізації, на полігони. Найчастіше поверхню моделі апроксимують сіткою трикутників (виконують тріангуляцію) і згодом оперують з простими полігональними зонами, тобто з кожним з трикутників. Вибір трикутників в якості полігонів для апроксимації поверхні пояснюється наступними причинами: трикутник є простим полігоном, вершини якого однозначно задають грань; будь-яку ділянку можна гарантовано розбити на трикутники; обчислювальна складність алгоритмів розбиття на трикутники значно менша, ніж при використанні інших полігонів; реалізація процедур рендерінгу найбільш проста для ділянки, що обмежена трикутником; для трикутника легко визначати таких його сусідів, що мають з ним спільні грані. Задача тріангуляції на сьогодні вирішується декількома методами, серед яких найпопулярнішими є коміркові методи, метод предикатора-коректора та мозаїчні методи. При візуалізації об’ємних даних для медичних потреб найчастіше використовують коміркові методи, передове місце серед яких займає алгоритм маршируючих кубів [1].

До явних переваг поверхневого рендерінгу можна віднести дуже велике зменшення кількості даних при переході від об’ємного подання до поверхневого, що безперечно впливає на зменшення часу візуалізації об’ємних даних. З іншого боку, при цьому відкидається велика кількість цінної інформації, що міститься в початкових томографічних зображеннях. Формувати зрізи отриманої тривимірної моделі безглуздо, оскільки інформації про її внутрішню частину немає. Крім того, кожна зміна критеріїв для визначення поверхні вимагає перерахунку всієї структури даних, що характеризує тривимірну модель.

В основу **вокселного рендерінгу (voxel rendering)** об'ємних даних покладено створення тривимірного зображення безпосередньо з даних об'єму, при цьому об'єм подається як тривимірний масив кубічних елементів (вокселів), що являють собою одиниці тривимірного простору. Такий підхід дає можливість використовувати всю інформацію початкових томографічних зображень для візуалізації об'ємних даних з підтримкою відображення прозорих і напівпрозорих об'ємів та підтримкою одержання зрізів тривимірних моделей в будь-якій площині. Існує чотири основні алгоритми для вокселного рендерінгу об'ємних даних. Висока якість за рахунок збільшення часу обчислень забезпечується алгоритмом відстежування променів та алгоритмом сплатінгу; нижча якість, але швидша візуалізація об'ємних даних забезпечуються алгоритмом зрушення-деформації та алгоритмом об'ємної текстурної візуалізації [1].

Основна перевага цього підходу порівняно з поверхневим рендерінгом полягає в тому, що вся початкова інформація, отримана засобами медичної візуалізації, зберігається протягом всього процесу візуалізації. Це робить даний підхід ідеальною технікою для інтерактивного дослідження даних. Однак, незважаючи на потенційні можливості вокселного рендерінгу, недоліком даного підходу є необхідність в обробці великої кількості даних.

Рішення про те, який з методів візуалізації об'ємних даних слід використовувати в конкретному випадку, залежить як від розміру пам'яті та потужності комп'ютера, так і від цілей самої візуалізації. Алгоритмічні реалізації наведених підходів до візуалізації об'ємних даних доступні на сучасному ринку програмного забезпечення. Найбільш поширеним програмним забезпеченням, яке розроблено спеціально для можливості проведення візуалізації тривимірних моделей медичних об'єктів за даними томографічних досліджень, є програмні пакети MIMICS (Materialize), 3D-Doctor (Able Software), 3DSlicer (The Slicer Community), VolView (Kitware), порівняльні характеристики яких наведено в таблиці 1.

Наведені пакети в різній мірі відповідають вимогам побудови тривимірних моделей для вирішення задач доопераційного планування хірургічного лікування.

В будь-якому випадку процес візуалізації об'ємних даних медичних об'єктів з метою проведення хірургічного планування або при використанні середовищ наявного на сучасному ринку програмного забезпечення, або при розробці відповідних програмних додатків потребує виконання двох складових.

1. Необхідна підтримка попереднього визначення на оригінальних томографічних зображеннях пікселів, що безпосередньо характеризують тканини медичного об'єкта. Це надає можливість проводити побудову тривимірної моделі, що безпосередньо характеризує медичний об'єкт.

2. Необхідна підтримка проведення вокселного рендерінгу об'ємних даних. Це надає можливість проведення структурного аналізу тривимірних моделей за рахунок отримання зрізів моделі в довільній площині.

Сучасне програмне забезпечення для проведення візуалізації тривимірних моделей медичних об’єктів за даними томографічних досліджень.

	<b>MIMICS</b>	<b>3D-Doctor</b>	<b>3DSlicer</b>	<b>VolView</b>
<i>Актуальна версія</i>	версія 13.1	версія 4.0, оновлена від 11.05.2010 р.	версія 3.6, оновлена від 03.06.2010 р	версія 3.2
<i>Підтримувана операційна система</i>	Windows Vista x64 / x86, Windows XP x64 / x86	Windows Vista x64 / x86, Windows XP x64 / x86.	Windows, Linux, and Mac OS X	Windows, Linux, Mac, Unix
<i>Підтримувані формати початкових зображень</i>	DICOM, BMP, TIFF, JPEG	DICOM, BMP, TIFF, JPEG, HDR,	DICOM	DICOM, TIFF, BMP, JPEG, PNG
<i>Підтримка поверхневого рендерінгу</i>	+	+	+	+
<i>Підтримка воксельного рендерінгу</i>	+	+	+	-
<i>Можливість отримання зрізів тривимірної моделі за вихідними даними зображень в поперечній площині</i>	отримання зрізів в довільній площині	отримання зрізів в сагітальній та фронтальній площинах	отримання зрізів в довільній площині	-

### **Візуалізація об’ємних даних медичних об’єктів при розробці програмних додатків графічного спрямування**

При розробці програмних додатків графічного спрямування серія зображень з присутніми на них лише тканинами медичного об’єкта дозволяє одразу генерувати об’ємне тривимірне подання об’єкта, не виконуючи безпосереднє визначення геометричної форми поверхні об’єму. Це можливо, якщо застосовувати для побудови об’єму так звану оптичну модель, при якій відображення значень даних об’єму виконується відповідно до оптичних властивостей медичного об’єкта [3].

По суті, роль оптичної моделі полягає в тому, щоб описати, як частинки всередині об’єму взаємодіють зі світлом. Найчастіше вважають, що об’єм складається з частинок, які одночасно випромінюють та поглинають світло. Складніші моделі враховують локальне освітлення та наклад-

дання тіней в об’ємі, на частку яких теж доводиться ефект розсіювання світла. Оптичні властивості можуть бути визначені безпосередньо з даних об’єму або можуть бути розраховані за допомогою використання однієї або більше функцій перетворення даних об’єму. Призначення функції перетворення полягає у підкресленні або виокремленні даних об’єму, що цікавлять спостерігача. Зазвичай функції перетворення реалізують за допомогою застосування до початкових даних спеціальних таблиць (texture lookup tables), що містять відповідність різних значень оптичних властивостей даних об’єму значенням кольору та коефіцієнта непрозорості, хоча прості функції перетворення можуть бути розраховані з виконанням спеціально реалізованої програми (shader).

Враховуючи, що об’ємні дані медичного об’єкта в кожній точці безперервного тривимірного простору володіють такими оптичними властивостями, як колір і коефіцієнт непрозорості, процес візуалізації об’ємних даних може складатися з відстеження променів світла від точкового джерела при проходженні ними через цей тривимірний простір (рис. 1).

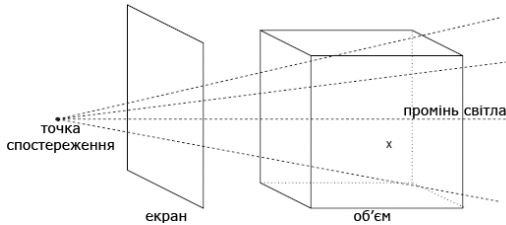


Рис. 1 – Відстеження променів світла від точкового джерела при проходженні ними через тривимірний простір.

Таким чином, під час процесу візуалізації оптичні властивості накопичуються вздовж кожного променя. Це дає можливість сформувати об’ємне тривимірне подання об’єкта в площині перегляду, виконуючи розрахунки відповідно до формули [3]:

$$L = \int_0^{\infty} c(x) \cdot e^{-\int_0^x \tau(x') dx'} dx, \quad (1)$$

де  $L$  – результуючий колір променя світла в площині перегляду,  $c(x)$  – колір випромінюваного світла в точці  $x$ ,  $\tau(x)$  – поглинене в певному місці об’єму світло.

Незважаючи на те, що дані об’єму інтерпретовано як нескінчену функцію в просторі, об’єм може бути також поданий як тривимірний масив рівномірно розміщених в просторі елементів (вокселів). Воксел, так би мовити, – окремий дискретний елемент об’єму, при цьому кожен воксел визначає дані об’єму в тривимірному просторі та характеризує їх певними значеннями. Таким чином, зображення створюються шляхом відбору та накопичення властивостей окремих дискретних елементів об’єму

вздовж всіх променів в площині перегляду. Формула (1), яка характеризує об’ємне тривимірне подання об’єкта в площині перегляду, може бути апроксимована та записана наступним чином [4]:

$$L = \sum_{i=1}^N \left( A_i C_i \cdot \prod_{j=1}^i (1 - A_j) \right), \quad (2)$$

де  $A_i$  визначає непрозорість окремого дискретного елемента об’єму  $i$ , а  $C_i$  визначає колір в цьому ж елементі.

З формули (2) окремо можуть бути записані апроксимація кольорової компоненти  $C$ :

$$C = \sum_{i=1}^N C_i \prod_{j=1}^{i-1} (1 - A_j) \quad (3)$$

і апроксимація коефіцієнта непрозорості  $A$ :

$$A = 1 - \prod_{j=1}^N (1 - A_j). \quad (4)$$

Таким чином, формули (3) і (4) дають можливість визначати, яку кількість випроміненого світла було поглинуто в елементі об’єму, перш ніж воно дісталось до ока спостерігача.

Значення формул (3) і (4) ефективно розраховувати ітеративно, накопичуючи значення кольору  $C$  та непрозорості  $A$  від дискретних елементів об’єму під час руху вздовж променя світла в заданому наперед порядку. Коли при ітеративній обробці рух відбувається вздовж променя від дальньої відносно спостерігача площини до ближньої, накопичення кольору і непрозорості на кожному кроці розраховується так званим over-оператором за наступними формулами:

$$\widehat{C}_i = C_i + (1 - A_i) \cdot \widehat{C}_{i+1}, \quad (5)$$

$$\widehat{A}_i = A_i + (1 - A_i) \cdot \widehat{A}_{i+1}, \quad (6)$$

де  $C_i$  та  $A_i$  – колір та коефіцієнт непрозорості, які отримано при затіненні  $i$ -го елемента на сегменті вздовж променя перегляду, а  $\widehat{C}$  та  $\widehat{A}$  – значення кольору та коефіцієнта непрозорості, які отримано на певних кроках ітеративного накопичення оптичних властивостей дискретних елементів об’єму, починаючи від задньої відносно спостерігача частини об’єму. Якщо ж елементи об’єму обробляються в послідовності, рухаючись вздовж променя від ближньої відносно спостерігача площини до дальньої, то використовується так званий under-оператор. У цьому випадку розрахунки проводять за наступними формулами:

$$\widehat{C}_j = \left( 1 - \widehat{A}_{j-1} \right) \cdot C_j + \widehat{C}_{j-1}, \quad (7)$$

$$\widehat{A}_j = (1 - \widehat{A}_{j-1}) \cdot A_j + \widehat{A}_{j-1}, \quad (8)$$

де  $C_j$  та  $A_j$  – колір та коефіцієнт непрозорості, які отримано при затіненні  $j$ -го елемента на сегменті вздовж променя перегляду, а  $\widehat{C}$  та  $\widehat{A}$  – значення кольору та коефіцієнта непрозорості, які отримано на певних кроках ітеративного накопичення оптичних властивостей дискретних елементів об'єму, починаючи від передньої відносно спостерігача частини об'єму. При використанні *under*-оператора промінь відстежується у зворотньому напрямку у порівнянні з використанням *over*-оператора. Таким чином, якщо для визначення кінцевого кольору та коефіцієнта непрозорості при створенні зображення об'єму виконується  $N$  ітерацій, то індекс  $j$  у формулах (7) і (8) відповідає  $N - i - 1$  у формулах (5) і (6). Отже, за умови нехтування питань дискретизації використання *over*-оператора надає ті ж самі результати, що й використання *under*-оператора для будь-якого обраного променя.

Оскільки рівняння (2), з якого отримані послідові наведені формули, є чисельним наближенням до безперервної оптичної моделі об'єму, значення кількості ітерацій  $N$ , яке обернено пропорційне відстані між розташуванням елементів об'єму в просторі, значно впливає на точність наближення і якість візуалізації. Слід зауважити, що значення  $N$  повинно обиратися таким чином, щоб кожний елемент об'єму (воксел) принаймні один раз був врахован при проведенні розрахунків [4].

Отже, для візуалізації об'ємних даних може бути використана серія зображень, що характеризують плоско-паралельні зрізи вздовж об'єму медичного об'єкта. Це надає можливість зберігати об'ємні дані в пам'яті відеокарти як набір двовимірних текстур, а візуалізацію об'ємних даних виконувати за рахунок застосування *over*- або *under*-оператора для змішування даних від наборів текстурованих двовимірних геометричних примітивів всередині об'єму. При цьому кожний геометричний примітив являє собою асоційований з певною текстурою полігон, що характеризує геометрію дискретного носія об'ємних даних в контексті виконаних перетворень.

Попереднє речення потребує пояснень. Оскільки після виконання перетворень (наприклад, поворотів) початкові зрізи об'єму не завжди перпендикулярні до напрямку огляду (рис. 2), використання оригінальних текстур стає неможливим.

Питання вирішується за допомогою виконання так званого заміщення геометрії (проху *geometry*) оригінальних текстур через реконструкцію сигналу і генерацію значень даних в нових точках растрової сітки. Іншими словами, виконується перетворення кожного зрізу об'єму з простору вокселів в простір пікселів за допомогою геометричних перетворень та вторинної дискретизації даних оригінальних текстур. Це призводить до створення із оригінальних текстур текстурованих двовимірних геометричних примітивів всередині об'єму, що перпендикулярні до напрямку огляду і відповідають проекціям оригінальних текстур на площину

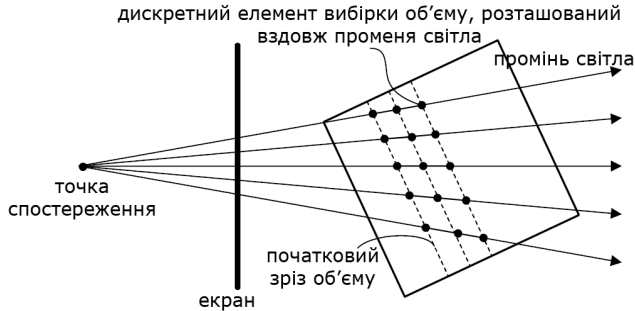


Рис. 2 – Зріз відстеження променів світла при проходженні ними через піксели екрану та елементи дискретного носія об'ємних даних (початкові зрізи об'єму розташовані не перпендикулярно до напрямку огляду, оскільки було виконано поворот об'ємного об'єкта).

перегляду. Отримані текстуровані геометричні примітиви можуть бути використані для проведення змішування *over*-оператором за формулами (5) і (6) (або *under*-оператором за формулами (7) і (8)) і, як результат, для отримання проєкції тривимірного об'єкта на площину перегляду, тобто для отримання даних для буфера кадру.

Слід відмітити, що рівняння формул (5)-(8) можуть бути легко реалізовані, використовуючи апаратне альфа-змішування або стандартні методи альфа-змішування *DirectX* чи *OpenGL*. В комп'ютерній графіці альфа-змішування являє собою операцію комбінації двох кольорів з урахуванням ефектів прозорості. Значення альфи змінюється в діапазоні від 0.0 до 1.0, де 0.0 характеризує повністю прозорий колір, а 1.0 – повністю непрозорий.

Якщо апаратне забезпечення дозволяє одночасне читання і запис для одного й того ж буфера, *over*- або *under*-оператор можуть бути розраховані одночасно для всіх пікселів буфера кадру. Мається на увазі, що при виконанні *i*-ї ітерації розрахунків виконується альфа-змішування для *i*-го текстурованого геометричного примітиву з проєкцією, яка отримана від попередніх зрізів і зберігається в поточному буфері кадру. Таким чином, накопичення результуючого кольору при створенні зображення об'єму відбувається безпосередньо в буфер кадру.

### **Особливості проведення та алгоритм візуалізації об'ємних даних для дослідження тканин ЮАОЧ в тривимірному просторі**

В результаті проведених досліджень [5] було показано, що у випадку побудови тривимірної моделі ЮАОЧ за даними КТ на заваді стає те, що в межах однієї пухлини поєднання клітинного, фіброзного та судинного компонентів може бути надзвичайно різне. Така особливість досліджуваної пухлини спричиняє неточність або взагалі неможливість визначення



на оригінальних КТ-зображеннях пікселів, що безпосередньо характеризують тканини ЮАОЧ, при використанні для цього поширених методів сегментації медичних зображень. З технічної точки зору, це пояснюється тим, що тканини ЮАОЧ не є однорідними на рівні характерних ознак, що використовуються при застосуванні таких поширених методів сегментації, як методи пошуку границь, або методи, засновані на формуванні однорідних ділянок, або метод водорозділів.

Для можливості побудови тривимірної моделі ЮАОЧ як при використанні наведеного в таблиці 1 програмного забезпечення, так і при реалізації алгоритмів візуалізації об'ємних даних на програмно-апаратному рівні, необхідно використання в якості вихідних даних серії зображень з безпосередньою присутністю на них лише тканин пухлини. Це стає можливим при проведенні попередньої обробки оригінальних КТ-зображень ЮАОЧ за допомогою спеціально розробленого способу сегментації [5]. В основу способу покладено використання додаткової інформації, що отримується від зрізів комп'ютерної томографії з контрастним посиленням тканин. Шляхом встановлення просторової відповідності між різними особливостями одних й тих самих анатомічних зон на зображеннях двох модальностей проводиться суміщення кожної точки зображення однієї модальності (серія зрізів без контрастного посилення) та відповідної точки зображення іншої модальності (серія зрізів з контрастним посиленням тканин). Далі виконується поелементне віднімання даних двовимірної матриці, що відповідає пікселам зображення, отриманого при дослідженні без контрасту, від даних двовимірної матриці, що відповідає пікселам зображення, отриманого при дослідженні з контрастним посиленням тканин. Після проведення аналізу значень сусідніх різницевої елементів (при цьому поелементно аналізується можлива зміна в значенні яскравості та порівнюється з максимально можливим значенням) отримують значення двовимірної різницевої матриці. Присутність судинного компонента в тканинах пухлини обумовлює відносно великі, впритул до максимальних, значення елементів різницевої матриці. В той же час, елементи різницевої матриці, що відповідають ділянкам прилеглих до пухлини тканин, ділянкам кісток або ділянкам порожнини носа чи приносних пауз, мають або відносно невеликі, або взагалі нульові значення. Виходячи з цього, візуальне подання різницевої матриці в градаціях сірого змінюється від чорного кольору, що відповідає безсудинним ділянкам або тканинам з майже відсутньою васкуляризацією, до градацій сірого, що безпосередньо характеризують судинний компонент. Таким чином, в силу анатомічного розташування ЮАОЧ та наявності в пухлині тканин із значною васкуляризацією значення різницевої матриці виступають в якості маркерів, які визначають сегмент пухлини на зображенні, та слугують для уточнення визначення границь в районах значної зміни яскравості або однорідних ділянок з критерієм однорідності сусідніх пікселів за градієнтними ознаками в процесі сегментації КТ-зображення.

Проведення сегментації наведеним способом надає серію зображень вздовж об'єму пухлини з безпосередньою присутністю на них лише тка-

нин ЮАОЧ. Отримана серія зображень може бути використана в якості вихідних даних для роботи з наведеним в таблиці 1 програмним забезпеченням або може бути використана безпосередньо для проведення прямого рендерингу об'єму при розробці програмних додатків хірургічного планування проведення операції видалення ЮАОЧ.

Загальний опис алгоритму візуалізації об'ємних даних для дослідження тканин ЮАОЧ в тривимірному просторі схематично зображено на рис. 3 у вигляді діаграми діяльності в нотації UML.

Надалі алгоритм викладено поетапно.

На першому етапі проводять сегментацію початкових КТ-зображень ЮАОЧ на основі використання зрізів з контрастним посиленням. Це дає змогу отримати серію зображень з присутніми на них лише тканинами ЮАОЧ.

На другому етапі проводять генерацію трьох наборів текстур. Текстури створюються із сусідніх вздовж головних осей елементів зображень, які були отримані на першому етапі і являють собою серію зрізів об'єму тканин пухлини в горизонтальній площині. Цей етап потребує лише одноразового виконання, а отримані три набори текстур зберігають дані дискретного носія об'ємних даних ЮАОЧ, які характеризують зрізи об'єму пухлини в горизонтальній, фронтальній та сагітальній площинах.

Третій етап включає визначення бажаної точки спостереження і задання напрямку огляду. Слід відмітити, що оскільки для візуалізації об'ємних даних медичних об'єктів врахування перспективи не дає переваг в одержанні цінної інформації, то можна використовувати схему спостереження для відстеження променів лише з підтримкою паралельної проекції (око спостерігача поміщається в нескінченність, а всі промені світла розглядаються як паралельні одному вектору спостереження).

На четвертому етапі необхідно визначити, з якої кількості геометричних примітивів буде складатися вибірка об'єму. Рекомендовано використовувати число, відповідне кількості текстур, які характеризують дискретний носій об'ємних даних ЮАОЧ. При цьому кожний елемент об'єму (воксел) принаймні один раз буде врахований при проведенні розрахунків. Збільшення кількості геометричних примітивів вибірки об'єму веде до збільшення часу візуалізації, зменшення – значно впливає на погіршення якості візуалізації. Далі на четвертому етапі проводять розбиття об'єму на обрану кількість геометричних примітивів в такий чин, щоб отримані полігони були паралельні площині буфера кадру.

На п'ятому етапі визначають, який з трьох наборів згенерованих на другому етапі текстур має найбільш перпендикулярне розташування відносно до напрямку огляду. В найгіршому випадку всі набори текстур будуть розташовані під кутом 45 градусів до напрямку огляду. Для текстур з обраного набору виконують геометричні перетворення та вторинну дискретизацію даних з метою суміщення їх геометрії з площиною буфера кадру. Ці дані використовують для заповнення полігонів, на які було розбито об'єм на попередньому етапі. Отримані в результаті текстуровані

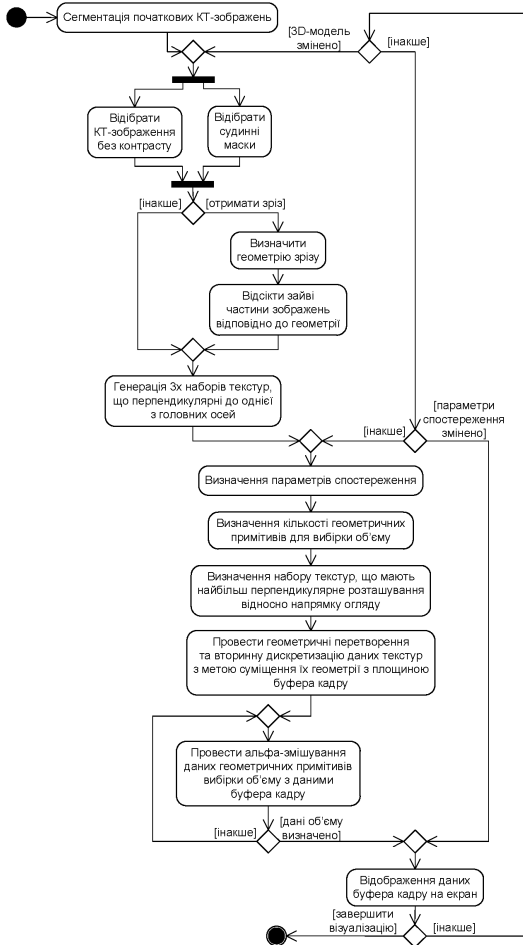


Рис. 3 – Алгоритм візуалізації об’ємних даних для дослідження тканин ЮАОЧ в тривимірному просторі. Діаграма діяльності в нотатції UML

двовимірні геометричні примітиви будуть використані для проведення альфа-змішування на наступному етапі.

Шостий етап безпосередньо пов’язаний з візуалізацією даних з використанням over- або under-оператора. Виконуючи покрокове альфа-змішування для даних текстурованих геометричних примітивів, отриманих на попередньому етапі, та накопичення на кожному кроці кольорових характеристик, отримують дані проєкції тривимірного об’єкта на площину перегляду. При цьому можуть бути визначені особливості

проведення альфа-змішування для досягнення бажаного ефекту візуалізації.

При зміні користувачем параметрів спостереження необхідно повторне виконання наведеного алгоритму, починаючи з третього етапу.

Для отримання зрізів тривимірної моделі ЮАОЧ в довільній площині необхідно проведення розрахунків визначення геометрії, яка б характеризувала одну з частин дискретного носія об'ємних даних пухлини відносно бажаного зрізу. Після цього згенеровані текстурні за визначеною геометрією можуть бути використані в якості вихідних даних для другого етапу наведеного алгоритму. В результаті роботи алгоритму буде візуалізовано бажаний зріз в площині перегляду.

З метою зменшення кількості розрахунків можуть бути застосовані методи, що використовують просторову когерентність між вокселями об'єму: рекурсивний метод "розділяй і володаруй", заздалегідь обчислені таблиці значень, покрокові перетворення і перетворення на основі зрушень [6].

### **Результати візуалізації об'ємних даних з метою планування операцій видалення ЮАОЧ**

Програмна реалізація візуалізації об'ємних даних для дослідження тканин ЮАОЧ в тривимірному просторі була виконана відповідно до наведеного алгоритму мовою програмування C++ з використанням бібліотеки розробки програмних додатків комп'ютерної графіки Visualization Toolkit (VTK). Бібліотека VTK являє собою відкрите програмне забезпечення для обробки зображень та візуалізації. Основна відмінність бібліотеки VTK полягає в тому, що вона використовується як бібліотека класів C++ та містить реалізацію більшості функцій, які потрібні для роботи із зображенням при розв'язанні поставленої задачі. Це значно прискорює процес написання програмного коду та спрощує процес реалізації алгоритмічної частини мовою програмування C++.

Отримувана візуалізація об'ємних даних за наведеним алгоритмом дозволяє дослідження тканин ЮАОЧ в тривимірному просторі засобами вокселного рендерінгу та має свої переваги, а саме:

- візуалізація тривимірних моделей тканин пухлини надає можливість виявлення тривимірних анатомічних закономірностей для кожного хворого (рис. 4, а);

- можливості відтворення обертань тривимірних моделей на довільний кут навколо вибраної осі (рис. 4, б) й застосування операцій масштабування дозволяють забезпечити планування операцій видалення пухлини при різних варіантах анатомічної будови і різних способах її виконання;

- отримання зрізів тривимірної моделі в довільній площині дозволяє проводити структурний графічний аналіз будови медичного об'єкта (рис. 5);

- може бути отримана візуальна інформація щодо зон васкуляризації пухлини (рис. 6), якщо в якості вихідних даних для генерації текстур

дискретного носія об’ємних даних використати зображення судинних масок, що отримуються при проведенні сегментації оригінальних КТ-зображень ЮАОЧ.

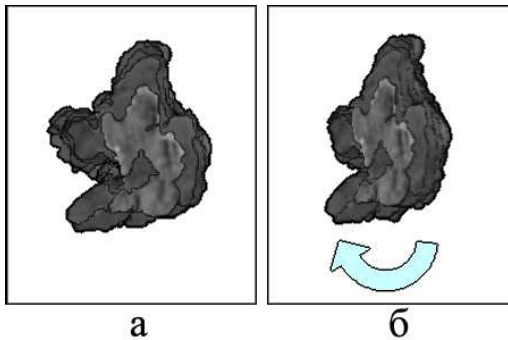


Рис. 4 – Візуалізація об’ємних даних тканин ЮАОЧ: а – тривимірна модель пухлини; б – візуалізація операції обертання тривимірної моделі.

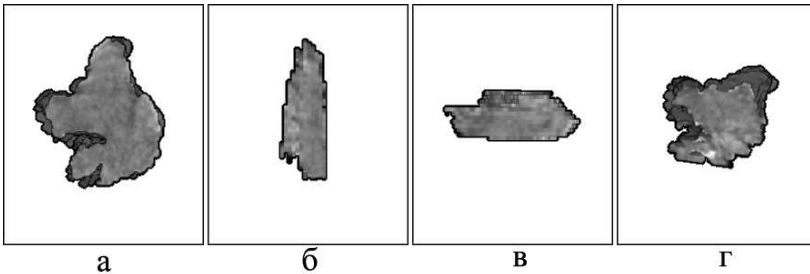


Рис. 5 – Отримання зрізів тривимірної моделі ЮАОЧ в різних площинах: а – поперечна (горизонтальна) проекція; б – сагітальна проекція; в – фронтальна проекція; г – коса проекція.

Таким чином, при проведенні візуалізації об’ємних даних для дослідження тканин ЮАОЧ за наведеним алгоритмом виявлення тривимірних анатомічних закономірностей для кожного хворого не тільки дозволяє візуально оцінювати складність майбутньої операції та визначати оптимальну техніку виконання операційного втручання, але й оцінювати можливість виникнення масивної кровоточивості тканин під час оперативного втручання, що, в свою чергу, дозволяє приймати рішення щодо проведення методів попередження інтраопераційної крововтрати. Все це дозволяє говорити про зменшення травматичності хірургічного лікування хворих з діагнозом ЮАОЧ.

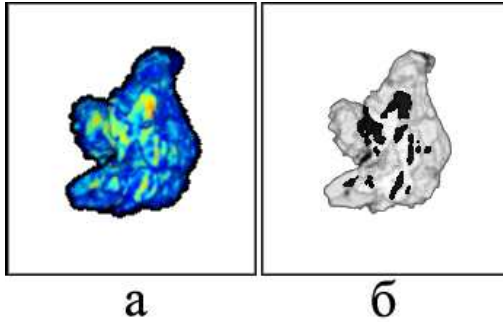


Рис. 6 – Візуалізація інформації щодо васкуляризації тканин пухлини: а – тривимірна модель судинного компонента пухлини; б – тривимірна модель зон максимального кровопостачання.

### Висновки

Проведений аналіз підходів до візуалізації об'ємних даних медичних об'єктів показав, що воксельний рендерінг надає переваги в отриманні корисної інформації від візуалізації об'ємних даних за рахунок можливості отримання зрізів тривимірних моделей в довільній площині.

У роботі запропоновано алгоритм візуалізації об'ємних даних для дослідження тканин ЮАОЧ в тривимірному просторі. Алгоритм використовує в якості вихідних даних зображення рентгенівської комп'ютерної томографії ЮАОЧ та надає можливість проведення характерних для воксельного рендерінгу особливостей візуалізації. Основною перевагою для використання отриманих за наведеним алгоритмом даних з метою проведення планування операції видалення ЮАОЧ є можливість отримання візуальної інформації щодо васкуляризації тканин пухлини.

Перспективним напрямком використання отриманих в дослідженні результатів може бути розробка програмних додатків віртуального моделювання ходу операцій видалення ЮАОЧ. Результати даного дослідження становлять як теоретичний, так і практичний інтерес для науковців у галузі медичної інженерії та програмістів, що займаються розробкою програмного забезпечення візуалізації об'ємних даних для потреб в медичній галузі.

### Література

1. Vidal, F.P. Principles and Applications of Computer Graphics in Medicine / F.P. Vidal, F. Bello, K.W. Brodli, N.W. John, D. Gould, R. Phillips and N.J. Avis // COMPUTER GRAPHICS forum. – 2006. – Vol. 25, 1. – P. 113-137.
2. Bartz, D. Voxels versus Polygons: A Comparative Approach for Volume Graphics / Dirk Bartz and Michael Meissner // Proc. of International Workshop on Volume Graphics'99. – Swansea, UK, 1999. – P.33-48.

3. Kajiya, J. The rendering equation / James T. Kajiya // Computer Graphics, Proceedings of SIGGRAPH'86. – 1986. – Vol. 20, 4. – P. 143-150.
4. Ruijters, D. Multi-modal image fusion during minimally invasive treatment : [PhD thesis] / Daniel Ruijters. – Leuven, Belgium : Katholieke Universiteit Leuven and Eindhoven University of Technology. – 2010. – 171 p.
5. Алхімова, С. М. Використання зрізів з контрастним посиленням тканин при сегментації КТ-зображень пухлин / С.М. Алхімова // Перспективные инновации в науке, образовании, производстве и транспорте '2010 : Сборник научных трудов по материалам международной научно-практической конференции. – Одесса : Черноморье, 2010. – Т. 4. – С. 16-20.
6. Yagel, R. Towards real time volume rendering / Roni Yagel // In Proceedings of GRAPHICON' 96. – Saint-Petersburg, Russia, 1996. – Vol. 1. – P. 230-241

Отримано 05.03.2011 р.