

УДК 514.18

МОДЕЛЮВАННЯ DICOM ЗОБРАЖЕНЬ ДЛЯ ВИБІРКИ КОНКРЕТНИХ ОБ'ЄКТІВ ТА ОБРОБКИ ДЛЯ ПОДАЛЬШОЇ РЕКОНСТРУКЦІЇ В 3D

Бадаєв Ю.І., д.т.н.,

Плесканко Н.В.

*Національний технічний університет України «Київський
політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»*

*Пропонується моделювання 3D об'єкту на основі серій
DICOM зображень з забезпеченням належної преобробки як
фільтрація, бінаризація, лейбелінг та масштабування.*

*Ключові слова: обробка зображень, фільтрація,
апроксимація, 3d модель ока, dicom зображення, цифрова обробка.*

Постановка проблеми. Сьогодні в техніці немає практично не має жодної області, у котрій в тій чи іншій мірі застосовується цифрова обробка зображень. Головним джерелом енергії для формування зображень є електромагнітне випромінювання. Також існують акустичні та ультразвукові коливання, електронні пучки, що застосовуються в електронній мікроскопії. Крім цього широкого застосування набули синтетичні (штучні), котрі синтезуються комп'ютерними програмами та для моделювання та візуалізації. Найбільш привичні для людського ока зображення створені електромагнітним випромінюванням, особливо в видимому спектрі чи рентгенівському діапазоні. Електромагнітні хвилі можна трактувати як синусоїдальні коливання певної частоти, а можна як потік частинок, що рухаються зі швидкістю світла. Кожна частина має певну енергію, не нулевою масою і називається квантом випромінювання (фотоном).

Можливо, найбільш відомий спосіб застосування рентгенівських променів, це компютерна томографія. Завдяки високому розширенню і можливості 3D візуалізації. Аналогічна технологія використовується в промисловому виробництві, хоча там зазвичай застосовуються рентгенівське випромінювання з високою енергією. Наприклад, контроль печатних плат на наявність дефектів, таких як відсутність деталей чи розриви контактних доріжок. Промислова компютерна томограма застосовується коли деталі можливо просвітити рентгенівським випромінюванням, що очевидно може застосувуватись для пластикових виробів, а також можлива навіть при контролі великогабаритних виробів як твердотопливні реактивні двигуни. Тому

однією з актуальних є задача побудови 3D об'єктів із урахуванням анатомічних особливостей та особливостей вхідних файлів.

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Сьогодні, існуючі методи окулярної сегментації здорових структур у магнітному резонансі (MP) і (КТ) спираються на напівавтоматичні методики на основі параметричних моделей, призначених для сегментування очних ділянок [1], при цьому дозволяють лише грубу сегментацію різних очей частин (наприклад, очна лінза або скляний гумор (VH)). Також, інші підходи, такі, як ті, що були представлені у Veerakker [2], спрямовані на вимірювання тривимірної форми сітківки для вивчення ненормальних змін форми та периферичного зору. Поряд з цим, активні форми (ASMs), які спочатку були представлені у Cootes [3] враховують анатомію очей за допомогою об'ємних інтерполяційних досліджень мозку (VIBE) зображень MR та CT [4, 5]. У цій роботі основна мета полягала в тому, щоб розмежувати здорові структури очей, та вирішити проблему розпізнавання пухлини очей. Представлений алгоритм адаптований саме під роботу із рентгенівськими знімками та використовується мануальна вибірка області для побудови моделі, що мінімізує похибку у порівнянні із іншими уже представленими способами побудови.

Формулювання цілей статті. Моделювання 3D об'єкту із серії DICOM зображень із використанням низькочастотної фільтрації, котра найкраще підходить для обробки файлів формату DICOM та обробка лейбелінгу із врахуванням анатомічних особливостей.

Основна частина.

У роботі пропонується наступний алгоритм обробки:

1. **Масштабування.** Збільшення частин діагностичних зображень важливо для інтерпретації медичного зображення, оскільки воно дозволяє краще розглянути анатомічні структури, що представляють інтерес для діагностичних цілей. У типових додатках формування зображення використовують функціональні можливості масштабування і панорамування, що дозволяють користувачеві виставляти на огляд представляють інтерес ділянки на зображенні і показувати деталі цих ділянок. Масштабування (збільшення) і панорамування (переміщення) вважаються основними операціями для додатків формування зображення, і тому їх часто використовують під час сеансу інтерпретації зображення.

Масштабування 16-бітного зображення у 8 бітне може бути як лінійним так і нелінійним, яке на вхід бере інтенсивність 16 бітного зображення і перетворює в певне значення 8 бітного зображення.

При цифровому формуванні зображення може бути відображено в безлічі різних масштабів. Такі масштаби також можуть називатися або коефіцієнтами збільшення, або рівнями масштабування. Термін

«масштабування» може стосуватись розширення частини зображення на екрані, наприклад, на основі піксельної інтерполяції даних зображення. Також при розгляді тривимірних зображень можна відзначити, що в поле перегляду дисплея може бути візуалізоване двовимірне уявлення, наприклад, проекція.

2. *Подавлення шуму.* Цифровий шум на фотографії - дефект зображення, який полягає у виникненні хаотично розкиданих пікселів випадкового кольору і яскравості по всьому зображенню, що не відповідають зареєстрованому світлу. Основні причини виникнення шуму:

- чутливість ISO;
- витримка;
- щільність розміщення пікселів (розмір осередків матриці). Оптимальний розмір лежить в межах від 6 до 11 мкм. У компактних камерах розмір осередків становить 3-5 мкм, що й обумовлює високий рівень шумів;
- технологія виробництва сенсорів. У загальному випадку матриці CMOS генерують більше шуму, ніж матриці ПЗС;
- а також технічні параметри матриці (дефекти кристалічної решітки кремнію, домішки, які не працюють пікселі і т.д.).

Шум проявляється на однотонних ділянках, в градаціях, і особливо помітний на темних ділянках зображення при висвітленні.

Медіанні фільтри володіють двома основними достоїнствами: хороше придушення імпульсних перешкод шириною менше половини вікна фільтра і пропускання без спотворень східчастих і пілкоподібних сигналів при малому розмірі вікна, а найголовніше запобігає змазування об'єктів на зображенні.

Ключова різниця між низькочастотним на Гауса в тому, що формула Гауса не створює "хвилі", а для медіанного її немає. У ньому вибирається певна маска і алгоритм роботи зі значеннями які попадають у вибрану маску.

3. *Бінаризація.* Бінаризація зображень, тобто переклад повнокольорового або в градаціях сірого зображення в монохромне, де присутні тільки два типи пікселів (темні і світлі) має велике значення при розпізнаванні образів. Існує два типи бінаризації: проста і адаптивна. У простій достатньо вказати одну межу, все що входить отримує значення 0, все що після 1. У адаптивній можна вказати один або кілька діапазонів для 0 та 1. Для програми вибрана адаптивна, так як потрібно вибрати певний діапазон.

4. *Лейбелінг.* Маркування з'єднаних компонентів (альтернативний аналіз з'єднаних компонентів, видобуток блука, маркування регістрів, виявлення блокування або видобуток регіону) є

алгоритмічним застосуванням теорії графів, де підмножини пов'язаних компонентів однозначно містять на основі заданої евристичної. Маркування пов'язаних компонентів не слід плутати з сегментацією.

Граф, що містить вершини та з'єднувальні ребра, будується з відповідних вхідних даних. Вершини містять інформацію, необхідну для порівняння евристичної, а краю - пов'язані "сусіди". Алгоритм перетинає графік, позначаючи вершини на основі зв'язності та відносних значень сусідів. Зв'язок визначається середовищем; Графіки зображення, наприклад, можуть бути 4-з'єднаними або 8-з'єднаними.

Після етапу маркування граф може бути розділений на підмножини, після чого вихідна інформація може бути відновлена та оброблена.

5. *Побудова 3D об'єкту.* Marching cubes (крокуючі кубики) - алгоритм комп'ютерної графіки Лоренсена та Кліна. Створений для видобутку полігональної сітки іззористої поверхні з тривимірного дискретного скалярного поля (іноді його називають вокселем). Застосування цього алгоритму в основному стосується медичних візуалізацій, таких як зображення зображень даних сканування КТ та МРТ, а також спеціальних ефектів або 3-D моделювання з тим, що є зазвичай називають метаболі або інші метаповерхні. Аналогічний двовимірний метод називається алгоритмом маршування квадратів.

Алгоритм проходить через скалярне поле, приймаючи вісім сусідніх місць за один раз (таким чином утворюючи уявний куб), а потім визначаючи багатокутник, необхідні для представлення частини ізоповерхні, що проходить через цей куб. Потім окремі багатокутники зливаються на потрібну поверхню.

Це робиться шляхом створення індексу для попередньо розрахункового масиву з 256 можливих конфігурацій багатокутника ($2^8 = 256$) в кубі, обробляючи кожен з 8 скалярних значень як біт у 8-бітному ціле. Якщо значення скалярного значення перевищує ізо-значення (тобто він знаходиться всередині поверхні), тоді відповідний біт встановлюється в один, а якщо він нижчий (зовні), він встановлюється в нуль. Останнє значення, після перевірки всіх восьми скалярів, є фактичним індексом масиву індексів полігону [6].

Нарешті, кожна вершина згенерованих багатокутників розташована у відповідному положенні уздовж краю куба шляхом лінійної інтерполяції двох скалярних значень, з'єднаних цим краєм.

Гradient скалярного поля на кожній точці сітки також є нормальним вектором гіпотетичної ізоповерхні, що проходить з цієї точки. Тому ці нормали можуть бути інтерпольовані вздовж країв кожного куба, щоб знайти нормали згенерованих вершин, які необхідні для затінення результуючої сітки з деякою моделлю освітлення.

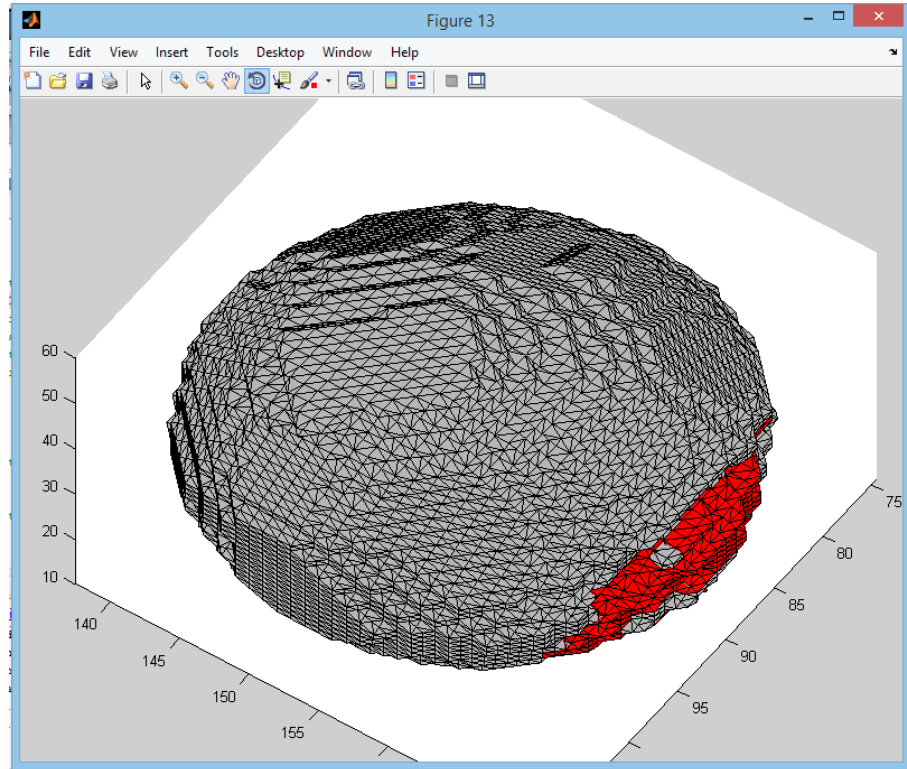


Рис.1. Результат моделювання 3D об'єкта ока

Висновки. Запропонований у роботі алгоритм обробки дає можливість побудови 3D моделі з використанням низькочастотної фільтрації, врахуванням анатомічних особливостей та особливостей DICOM формату.

Література

1. Dobler B. Precise modelling of the eye for proton therapy of intra-ocular tumours [Електронний ресурс] / B. Dobler, R.Bendl // Physics in medicine and biology. – 2002. – 47(4). – P.593–613. Режим доступу: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/47/4/304> PMID:11900193.
2. Automated retinal topographic maps measured with magnetic resonance imaging [Електронний ресурс] / JWM Beenakker, DP Shamonin, AG Webb, GPM Luyten, BC Stoel // Investigative Ophthalmology & Visual Science. – 2015. – № 56, P.1033–1039. Режим доступу: <https://doi.org/10.1167/iovs.14-15161> PMID: 25593030.
3. Active shape models – their training and application [Електронний ресурс] / T.F. Cootes, C.J. Taylor, D.H. Cooper, J.Graham // Comput vis image underst. – 1995. – 61(1). – P.38–59. Режим доступу: <https://doi.org/10.1006/cviu.1995.1004>

4. Gonzalez R.C. Algorithm of self-organizing maps restoration of corrupted graphic data / R.C. Gonzalez, R.E. Woods // Prentice Hall: Digital Image Processing (2nd ed.). – 2001. – 1072 pp.
5. Gonzalez R.C. Algorithm of self-organizing maps restoration of corrupted graphic data / R.C. Gonzalez, R.E. Woods // Prentice Hall: Digital Image Processing (2nd ed.). – 2001. – 1072 pp.
6. Saaty T.L. Relative measurement and its generalization in decision making: why pairwise comparisons are central in mathematics for the measurement of intangible factors / T.L. Saaty // Series A. Mathematics: Digital Image Processing. – 2008. – 102 pp.

**МОДЕЛИРОВАНИЕ DICOM ИЗОБРАЖЕНИЙ для выборки
КОНКРЕТНЫХ ОБЪЕКТОВ И ОБРАБОТКИ ДЛЯ
ДАЛЬНЕЙШЕЙ РЕКОНСТРУКЦИИ В 3D**

Плесканко Н.В., Бадаев Ю.И.

Предлагается моделирование 3D объекта на основе серий DICOM изображений с обеспечением надлежащей преобработки как фильтрация, бинаризация, лейбеллинг и масштабирования.

Ключевые слова: обработка изображений, фильтрация, аппроксимация, 3D модель глаза, DICOM изображения, цифровая обработка.

**MODELING DICOM IMAGES FOR SELECTING SPECIFIC
OBJECTS AND PROCESSING FOR FURTHER
RECONSTRUCTION IN 3D**

Pleskanko N., Badaev Y.

It is proposed to simulate a 3D object based on DICOM series of images with the provision of proper predefaults like filtering, binarization, labeling and scaling.

Keywords: image processing, filtering, approximation, 3D model of the eye, DICOM images, digital processing.