

УДК 004.932:616-073.756.8

Алхімова С.М.

МУЛЬТИМОДАЛЬНІ ПЕРЕТВОРЕННЯ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

Національний Технічний Університет України «КПІ»

□

This work represents modern conceptions about multimodality medical image fusion and describes the problems of this approach.

В цій роботі викладені сучасні уявлення про мультимодальні перетворення медичних зображень та пов'язані з цим методом проблеми.

Ключові слова: мультимодальні медичні зображення, реєстрація мультимодальних зображень, мультимодальний рендерінг.

На сьогодні безліч методів отримання зображення широко застосовується медициною в діагностичних цілях. Через забезпечення ними наборів даних комплементарної природи часто має місце те, що впродовж клінічного плану дій діагностування хворого проводиться декількома різними методами візуалізації [1]. Наприклад, при діагнозі епілепсії або інших неврологічних розладах характерним є те, що пацієнт проходить як

анатомічні обстеження, такі як магнітно-резонансна томографія (МРТ) або комп'ютерна томографія (КТ), так і функціональні обстеження, такі як позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) або електроенцефалографія (ЕЕГ). Візуально керована хірургія також широко використовує передопераційні дані (КТ, МРТ) та проведену інтраопераційно візуалізацію (наприклад, ультразвук) для керування процедурою. Навіть проведення обстеження методом рентгенівської КТ часто має два набори даних: серії КТ-зрізів без контраста та з контрастним посиленням тканин, що досліджуються. Комбінація зображень різних наборів даних (модальностей) дає можливість компенсувати їх недоліки шляхом взаємодоповнення та зазвичай дають графічну інформацію про функціональну активність у контексті анатомічної картини [2].

На сьогодні комбінація зображень різних модальностей, що поєднують анатомічні та функціональні відомості про хворих, йде за двома основними напрямками. Перший напрям включає створення мультимодальних систем, що об'єднують в собі різні пристрої для проведення діагностичного обстеження. Не зважаючи на те, що гібридні ПЕТ/КТ-сканери вже широко застосовуються в клінічній практиці, задачі поєднання (наприклад, ПЕТ та МРТ) можуть ускладнюватися конструктивними особливостями діагностичного устаткування [3]. Другий напрям заключається в отриманні мультимодальних зображень (image fusion) за допомогою суміщення одержаних раніше наборів даних від різних досліджень при окремому їх проведенні. Такий підхід не обмежується конструктивними особливостями діагностичного устаткування і дає змогу комбінувати всі можливі на сьогодні технології. Незважаючи на те, що отримання мультимодальних зображень за допомогою їх суміщення дає велику кількість нової корисної інформації, ця процедура займає багато часу та зусиль, що, в свою чергу, перешкоджає використанню цього методу при повсякденних дослідженнях [4]. Головні проблеми отримання мультимодальних зображень можна розділити на три групи: проблеми, що пов'язані з різноманітністю файлових структур, проблеми суміщення одних й тих самих анатомічних зон, проблеми візуалізації.

Різнорідність файлових структур.

Різнорідні діагностичні пристрої мають різні шляхи запису даних про пацієнта, які складаються з паспортних даних, розмірів матриці зображення та їх технічних характеристик, коментарів фахівця та дати дослідження. На сьогодні розробка єдиних стандартів для зображень (таких, як DICOM) практично вирішує проблеми, що пов'язані з різноманітністю файлових структур зображень, які отримані за допомогою різнорідних методів дослідження [1].

Суміщення анатомічних зон.

Щоб успішно об'єднати інформацію, отриману різними методами візуалізації, необхідно провести над зображеннями встановлення просторової відповідності між різними особливостями одних й тих самих анатомічних зон. Ця процедура відома як реєстрація мультимодального зображення.

Реєстрація мультимодального зображення - процес встановлення відповідності зображень різних модальностей, який базується на перетворенні зображення однієї модальності до зображення іншої модальності шляхом суміщення кожної точки одного зображення та відповідної точки іншого.

Першим кроком суміщення зображень, отриманих на різних діагностичних пристроях, є нівелювання відмінностей параметрів, таких як розміри пікселів та вокселів матриці зображень, оскільки зображення отримують з певною роздільною здатністю, а для об'ємних даних – ще й у вигляді серії зрізів з певною товщиною.

При реєстрації мультимодальних зображень існують різні класифікації, критерії яких включають розмірність (2D-до-2D, 3D-до-3D, 2D-до-3D), ступені свободи геометричних перетворень (жорсткі, афінні, нелінійні), основний принцип реєстрації (заснований на орієнтирах, заснований на сегментації, заснований на подібності вокселів), область перетворення для реєстрації (глобальна або місцева) та рівень автоматизації (автоматичний, напівавтоматичний) [1].

Розмірність. 3D-до-3D реєстрація зазвичай застосовується до об'ємних наборів томографічних даних, таких як серії зрізів КТ або МРТ [5, 6]. Оскільки саме ці методи найчастіше використовуються в медичних дослідженнях, не випадково, що саме 3D-до-3D реєстрації мультимодальних зображень адресована велика кількість літератури, та вона є найкраще розвинутою. Реєстрація мультимодальних зображень від окремих 2D-зрізів томографії, що по суті є двовимірними зображеннями, як і рентгенівські, є можливим кандидатом на 2D-до-2D реєстрацію. Незважаючи на те, що складність реєстрації в цьому випадку значно зменшується, приклади 2D-до-2D реєстрації в клінічній області є рідкісними. Що стосується 2D-до-3D реєстрації, то існує два випадки. По-перше, суміщення 2D спроектованого зображення по відношенню до 3D об'єму, наприклад, сполучення інтраопераційних рентгенівських зображень флуороскопії по відношенню до передопераційного об'єму МРТ даних. По-друге, встановлення положення одного або

більш 2D-зрізів томографії щодо всього 3D-об'єму також вважається 2D-до-3D реєстрацією.

Ступені свободи геометричних перетворень. Жорсткі перетворення (паралельне перенесення, поворот, масштабування та їх комбінації) зазвичай застосовуються там, де просторова відповідність між зображеннями може бути описана рухами жорсткого тіла, надаючи до шести ступенів свободи (три для обертання, три для перенесення). Такі перетворення реєстрації мультимодальних медичних зображень застосовуються у випадках, де анатомічно ідентичні структури, такі як кістки, існують на зображеннях, що необхідно сумістити [7]. Використання зсувів афінних перетворень додатково дозволяє стиснення та розтягнення між зображеннями, що приводить до дванадцяти ступенів свободи. Такі перетворення виявилися корисними для виправлення помилок томографічних сканерів. Нелінійні перетворення надають значно більше число ступенів свободи, дозволяючи нелінійні деформації між зображеннями. Такі перетворення застосовуються при моделюванні деформації тканини, які можуть бути результатом патологічних (наприклад, ріст пухлини), нормальних (наприклад, старіння), зовнішніх (наприклад, хірургічне втручання) або внутрішніх (наприклад, розвиток) процесів. Нелінійні перетворення мають велике значення для моделювання в середовищі віртуальної реальності органів із швидкими змінами форми (наприклад, серця або печінки), що отримані під впливом властивих тілу рухів (наприклад, рухи грудної клітини) і/або не властивих тілу рухів (інструментально-тканинні взаємодії). Взагалі, використання нелінійних перетворень є складною проблемою, що включає мало доказові методи та складнощі в отриманні режиму реального часу, навіть при достатній точності та надійності. Щоб вирішити ці проблеми, досліджуються нові методи, що використовують передову архітектуру апаратних засобів [1, 8].

Основний принцип реєстрації. *Заснований на орієнтирах принцип реєстрації* використовує набори відповідних контрольних точок на зображеннях, що суміщуються. Зазвичай це або геометричні точки, або характерні для зображення анатомічні орієнтири, що використовуються для забезпечення точності в процесі просторового перетворення між зображеннями. Засновані на орієнтирах методи можна розділити на зовнішні методи (такі, що використовують введення чужорідних об'єктів в область зображення, наприклад, маркерів у стереотаксичних дослідженнях), внутрішні методи (такі, що використовують інформацію, надану одними тільки даними зображень, покладаючись виключно на анатомічні орієнтири, наприклад, анатомічна зона шлуночків мозку) та комбінацію обох. Процес суміщення полягає у визначенні перетворення, що суміщує контрольні точки двох зображень [1, 2]. Замість того, щоб створювати відповідність між наборами точок зображень, *заснований на сегментації принцип реєстрації* виконує реєстраційне перетворення засобами мінімізації деякої функції відстані між двома кривими або поверхнями зображень, що суміщуються. Стадія попередньої обробки полягає у формуванні границь на кожному з зображень, яке може бути вирішене різними

способами, але при цьому отримані контури повинні мати певні характеристики, що будуть відповідати обраному алгоритму суміщення [1].

Принцип реєстрації, заснований на подібності вокселів,

використовує виключно яскравості пікселів залучених до реєстрації зображень без попереднього скорочення даних засобами сегментації. Методи цього принципу мають тенденцію використовувати всю інформацію зображень не з метою виявлення особливостей, а скоріше з метою перетворення зображення однієї модальності в такий чин, щоб досягти узгодження розмірів схожих елементів із зображенням іншої модальності. Суміщення зазвичай виконується шляхом оптимізації критерію подібності, одиницями вимірювання якого можуть бути коефіцієнт кореляції, загальна ентропія та інші варіанти взаємної для різних видів зображень інформації. У деяких випадках використання цих параметрів може давати помилки, причиною чого може бути, наприклад, присутність пухлини тільки на зображенні однієї модальності. Тому методи цього принципу найчастіше використовуються для суміщення зображень однієї модальності, оскільки порівняння показників інтенсивності для пікселів зображень різних модальностей може привести до хибних результатів [1, 4].

Область перетворення для реєстрації. Якщо реєстрація мультимодального зображення проводиться для суміщення інформації цілого зображення однієї модальності з цілим зображенням іншої модальності, то область перетворення визначається як глобальна. Якщо ж при суміщенні використовують частини початкових зображень, то мова йде про місцеву область перетворення. Оскільки місцева область перетворення на зображеннях найчастіше визначається як прості геометричні об'єкти, то для суміщення можуть бути використані центр ваги, вісь симетрії та інші більш складні характеристики на основі моментів, при цьому параметри перетворення розраховуються шляхом нормалізації моментів у кожному зображенні.

Візуалізація мультимодального зображення.

Як тільки була встановлена відповідність між зображеннями різних модальностей, необхідно провести відображення відібраних зображень в найбільш корисній для клініциста формі. Оскільки найчастіше мультимодальні перетворення використовують для об'ємних даних, цей процес називають операцією одночасного мультимодального рендерінгу.

Мультимодальний рендерінг – активна область досліджень, яка включає прямий тривимірний рендерінг об'єму від декількох наборів даних, аналіз того, як і де об'єднання зображень повинне відбутися в очікуваному рендерінгові, і те, як алгоритми рендерінгу

можуть бути адаптовані та оптимізовані для мультимодальних наборів даних [1].

Головною проблемою мультимодального рендерінгу є створення зображень, які б максимально зберігали інформацію, що закладена в кожному зображенні окремої модальності, та отримання кореляції даних про анатомічну структуру та функціональні зміни. Спосіб створення суміщених зображень залежить від вимог клініциста. У певних ситуаціях збереження інформації про анатомічні структури на мультимодальному зображенні може бути більш важливим, тоді як дані про функціональні зміни на кінцевому зображенні будуть ледь помітними. І навпаки, у деяких випадках дані про анатомічні зміни не такі істотні в порівнні з функціональними.

Зображення різних модальностей тієї ж самої структури зазвичай представлені у різних колірних просторах та несуть певну, відмінну від інших, інформацію [9]. Так, більшість анатомічних зображень представлені у сірошкальній палітрі, а функціональні зображення мають контрастну кольорову палітру, при цьому інтенсивність кольору звичайно асоціюється з інтенсивністю змін: холодні кольори відповідають низькому рівню активності, теплі – високому. Мультимодальний рендерінг передбачає кольорове моделювання сумарного зображення за допомогою розподілення кольорів в певному колірному просторі, який представляє картування об'єкта в одній з модальностей [4, 9]. Візуалізація мультимодального зображення дозволяє також індивідуальну корекцію кольору та яскравості для досягнення оптимального контрасту між анатомічними та функціональними зображеннями. Привабливою схемою є збереження окремої кольорової гами зображень кожної з модальностей, при цьому створюється зображення з вдвічі більшими, ніж у початкових зображень, розмірами матриці, кожен другий піксел якої містить інформацію анатомічної модальності, а решта – функціональної.

Потенційні переваги використання мультимодальних зображень включають: виділення осередків активності, що не визначаються одним методом дослідження; встановлення фізіологічної ролі сумнівних на анатомічних зображеннях об'єктів; виявлення запальних процесів та оцінку резидуальної активності після хірургічного втручання [1, 2]. Це досягається завдяки тому, що мультимодальні зображення є більш інформативними джерелами даних, ніж розгляд наборів даних окремих модальностей, як з точки зору чутливості та точності, так і специфічності в сфері діагностики патологічних уражень. Однак, не дивлячись на те, що існує велика кількість літератури та багато відкритих джерел програмного коду, присвячених цьому питанню, технологія мультимодальних перетворень мало використовується в повсякденній клінічній практиці. Це може бути пояснено тим, що реєстрація мультимодальних зображень є відносно новою областю досліджень та на сьогодні ще існують численні проблеми, що стосуються об'єднання даних, одержаних різними діагностичними пристроями візуалізації.

Література:

1. Vidal F.P., *et al.* Principles and Applications of Computer Graphics in Medicine // COMPUTER GRAPHICS forum. – 2006. – Vol.25. – No.1. – P.113-137.
2. Діагностичні можливості мультимодальних зображень (огляд літератури) [Електронний ресурс] / Сальнікова О.С. [та ін.] Режим доступу : <http://www.eurolab.ua/encyclopedia/306/6733/>
3. Zang-Hee Cho, *et al.* A fusion PET–MRI system with a high-resolution research tomograph-PET and ultra-high field 7.0 T-MRI for the molecular-genetic imaging of the brain // Proteomics. – 2008. – Vol.8. – No.6. – P.1302-1323.
4. Stokking R. Integrated Visualization of Functional and Anatomical Brain Images [PhD thesis]. – Utrecht, The Netherlands: Utrecht University, 1998. – 104 pages.
5. Lattanzi J.P., *et al.* CT-MRI Fusion: A Clinical Evaluation of an Innovative Approach for Improved Tumor Localization in Primary Central Nervous System Lesions // Radiation Oncology Investigations. – 1997. – Vol.5. – No.4. – P.195-205.
6. Stokking R., *et al.* Integrated visualization of functional and anatomic brain data: a validation study // Journal of nuclear medicine. – 1999. – Vol.40. – No.2.–P.311-316.
7. Elsen P.A., Maintz J.B.A., Viergever M.A. Geometry driven multimodality matching of brain images // Brain Topography. – 1992. – Vol.5. – No.2. – P.153-157.

8. Itti L., *et al.* Robust multimodality registration for brain mapping // Hum Brain Mapping. – 1997. – Vol.5. – No.1. – P.3-17.

9. Stokking R., *et al.* Integrated Volume Visualization of Functional Image Data and Anatomical Surfaces Using Normal Fusion // Human Brain Mapping. – 2001. – Vol.12. – No.4. – P.203-218.

1. Singh A.K., *et al.* Initial clinical experience with real-time transrectal ultrasonography-magnetic resonance imaging fusion-guided prostate biopsy // BJU International. – 2007. – Vol.101. – No.7. – P.841-845.