

УДК 004.932:616-073.756.8

Алхімова С.М.

ВИКОРИСТАННЯ ЗРІЗІВ З КОНТРАСТНИМ ПОСИЛЕННЯМ ТКАНИН ПРИ СЕГМЕНТАЦІЇ КТ-ЗОБРАЖЕНЬ ПУХЛИН

Національний Технічний Університет України «КПІ»

This work represents the tumor CT images segmentation problem and introduces the application of contrast enhanced CT data for segmentation process improvement.

Ця робота розкриває проблеми, що виникають при сегментації пухлин на зображеннях комп'ютерної томографії (КТ), та описує можливість використання КТ-зрізів з контрастним посиленням тканин для покращення процесу сегментації.

Ключові слова: ювенільна ангіофіброма основи черепа, контрастне посилення, мультимодальні зображення, сегментація КТ-зображень.

Поєднання клітинного, фіброзного та судинного компонентів таких пухлин, як ювенільна ангіофіброма основи черепа (ЮАОЧ), надзвичайно різне і може відрізнятися навіть у межах однієї пухлини. Таким чином, ділянки КТ-зображень, що характеризують тканини ЮАОЧ, навіть на одному зображенні можуть бути представлені пікселями зі значною відмінністю в яскравості залежно від переважання в данній частині пухлини судинного чи сполучно-тканинного компонентів [1]. Це спричиняє значну неоднорідність ділянок, що підлягають сегментації, за такою головною ознакою, як яскравість пікселів ділянки. В свою чергу, це обумовлює при використанні вищезгаданих методів сегментації, що використовуються при обробці медичних зображень, отримання границь пухлини, що не позбавлені недоліків. До таких недоліків відносяться різні артефакти: виступи, сходинки, відростки, петлі й т.п., утворені на границі пухлини з нормальними тканинами. Серед безлічі методів сегментації можна виділити три групи, що найчастіше застосовуються до обробки медичних зображень [2]. Недоліки роботи алгоритмів цих груп методів

розглядаються далі на прикладі сегментації КТ-зображення ЮАОЧ (рис.1,а).

Методи, засновані на пошуку границь. Методи сегментації, які виявляють границі ділянок на зображеннях, засновані на принципі, що різним об'єктам на зображеннях відповідають ділянки з більш-менш однаковими значеннями яскравості, а на границях яскравість пікселів істотно змінюється. При використанні методів цієї групи з метою сегментації КТ-зображень, на яких присутні тканини ЮАОЧ, неоднорідність ділянки, що безпосередньо характеризує тканини пухлини, на рівні характерних ознак призводить до виникнення труднощів при сегментації в районах значної зміни яскравості або на розмитій границі. В результаті в районах значної зміни яскравості отримується багато помилкових границь, а слабо контрастні границі ділянок розриваються щілинами (рис.1,б). Слід також відмітити, що при використанні методів цієї групи знайдені границі виявляються часто незамкнутими. Це приводить до об'єднання областей, що відповідають різним тканинам.

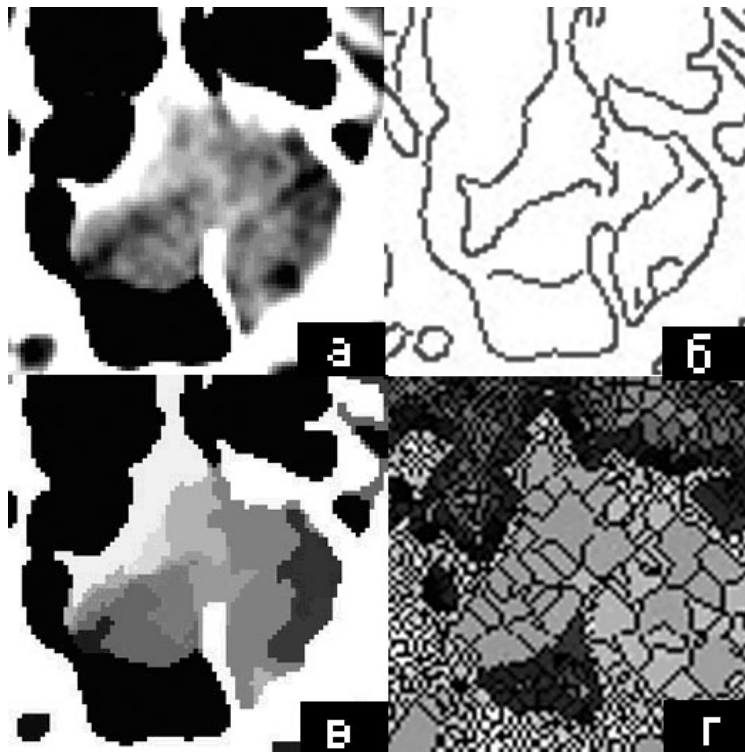


Рис.1. Фрагменти КТ-зображень з ЮАОЧ: а – оригінальне зображення; б – результати сегментації методом, заснованим на пошуку границь; в – результати сегментації методом, заснованим на формуванні однорідних ділянок; г – результати сегментації методом водорозділів

Методи, засновані на формуванні однорідних ділянок. В основу цих методів покладено те, що для формування однорідних за характерною ознакою ділянок можна відштовхуватися від неоднорідності на границях або від однорідності усередині ділянки. В цій групі методів можна виділити дві підгрупи: без урахування та з урахуванням просторових зв'язків. До методів без урахування просторових зв'язків відносяться **метод порогової фільтрації** та **метод кластеризації**. Оригінальні КТ-зображення є сірошкальними (єдиною характерною ознакою пікселів таких зображень може бути тільки яскравість). Як зазначалося раніше, піксели, які безпосередньо характеризують тканини ЮАОЧ, можуть мати значення яскравості, що змінюються в рамках всього доступного діапазону градацій сірого. Таким чином, як визначення порога для відсіювання яскравостей пікселів пухлини на гістограмах, так і введення міри близькості для визначення метрики на просторі ознак є неможливим, а це є ключовим завданням при реалізації методів сегментації без урахування просторових зв'язків. Отже, використання цих методів неможливе. До методів з урахуванням просторових зв'язків відносяться **метод нарощування ділянок** та **метод розбиття-злиття ділянок**. При використанні цих методів з метою сегментації КТ-зображень, на яких присутні тканини ЮАОЧ, не завжди досягається точність в оконтурюванні пухлини, оскільки погано виділяються дрібні об'єкти. Це відбувається через те, що строго однорідні за характерною ознакою ділянки містять багато малих отворів та мають границі з зазублинами, а вимога суттєвої різниці суміжних ділянок за значенням характерної ознаки призводить до злиття декількох ділянок (рис.1,в).

Метод водорозділів. Ідея сегментації зображень за допомогою водорозділу полягає в тому, що вихідне зображення можна представити як топографічну карту місцевості. Висота точки над рівнем моря буде дорівнювати значенню її яскравості. При використанні методу водорозділів з метою сегментації КТ-зображень, на яких присутні тканини ЮАОЧ, недоліком алгоритмів пошуку водорозділів є пересегментація зображення, тобто знаходження надмірно великого числа сегментів (рис.1,г). Причина цього

полягає у великій чутливості алгоритмів цього методу до зміни значення характерної ознаки на ділянках зображення.

Таким чином, незважаючи на те, що ділянки КТ-зображень, на яких присутні тканини ЮАОЧ, сприймаються людиною як однорідні, вони не є такими на рівні характерних ознак, що використовуються при сегментації. Отже, для досягнення вдалих результатів сегментації тканин пухлини необхідне враховування додаткової інформації.

Методика внутрішньовенного контрастного посилення у багатьох випадках дозволяє уточнити характер виявлених патологічних змін та візуалізувати зміни, що не виявляються при звичайному КТ. При проведенні обстеження методом рентгенівської КТ з контрастним посиленням отримують два набори даних, які характеризують тканини ЮАОЧ: серії КТ-зрізів без контраста та з контрастним посиленням тканин. Зображення цих двох наборів даних містять інформацію комплементарної природи. Комбінація двох зображень, що відповідають отриманим на одному рівні КТ-зрізам без контраста та з контрастним посиленням, надає можливість використання додаткової інформації щодо щільності досліджуваних тканин з метою компенсування недоліків процесу сегментації КТ-зображень.

Для успішного об'єднання інформації двох серій КТ-зрізів необхідне встановлення просторової відповідності між різними особливостями одних й тих самих анатомічних зон [3]. Ця процедура відома як реєстрація мультимодального зображення, яка базується на перетворенні зображення однієї модальності до зображення іншої модальності шляхом суміщення кожної точки одного зображення та відповідної точки іншого зображення [4]. Після того, як з двох наборів даних для суміщення відібрано пари КТ-зображень, що відповідають отриманим на одному рівні КТ-зрізам без контраста та з контрастним посиленням тканин, необхідно провести встановлення області перетворення для реєстрації мультимодального зображення. Оскільки ділянки, що характеризують прилеглі до пухлини тканини та безпосередньо тканини ЮАОЧ, займають лише фрагменти оригінальних КТ-зображень, то область

перетворення може бути визначена як місцева [4]. Таким чином, на відміну від випадків використання глобальної області перетворення, не потрібно проводити суміщення інформації цілого зображення однієї модальності з цілим зображенням іншої модальності. Для суміщення областей перетворення можна використати набори відповідних контрольних точок на кожному із зображень, що суміщуються. В такий чин, процес суміщення складається з визначення геометричного перетворення, яке суміщує контрольні точки двох зображень [5].

Після того, як була встановлена відповідність між зображеннями двох модальностей, проводиться 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. Отримана двовимірна матриця являє собою попіксельну різницю зображень двох модальностей та надає інформацію щодо ділянок васкуляризації досліджуваних тканин. Присутність судинного компоненту 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 околоносових пазух, будуть мати або відносно невеликі, або взагалі нульові значення.



Рис.2. Границі ЮАОЧ з урахуванням значень різницевої матриці (кола позначають контрольні точки анатомічних орієнтирів зображення)

Для передбачення можливих помилок в значеннях різницевої матриці через неточність суміщення пікселів, що розташовані на границях різних тканин, проводиться аналіз значень сусідніх різницевих елементів та порівняння з максимально можливим значенням різницевої матриці. Максимальне значення різницевої матриці отримується після інтерактивного визначення зони, що відповідає розташуванню будь-якої найближчої до пухлини великої судини (найчастіше такою судиною є внутрішня сонна артерія), та усереднення різницевого значення цієї зони.

Отже, використання різницевої матриці зображень двох модальностей надає додаткову інформацію для визначення сегменту, що відповідає характерним для пухлини тканинам (рис.2). Виняток становлять фіброзні тканини пухлини, які майже позбавлені судинного компонента, а отже, будуть мати невеликі значення елементів різницевої матриці. Включення таких ділянок до сегменту пухлини може бути враховано завдяки використанню просторового аналізу розташування подібних зон.

Література:

1. Robert Hermans. Head and neck cancer: how imaging predicts treatment outcome // Cancer Imaging. – 2004. – Vol.6. – Spec.No.A. – S145–S153.
2. Сегментація КТ-зображень при створенні 3D-моделей новоутворень / Алхімова С.М., Яценко В.П. // III конференція з міжнародною участю «Актуальні проблеми біомедичної інженерії, інформатики, кібернетики і телемедицини» : Тез. доп. – Київ, 2010. – С. 8-11.
3. Діагностичні можливості мультимодальних зображень (огляд літератури) [Електронний ресурс] / Сальнікова О.С. [та ін.] Режим доступу : <http://www.eurolab.ua/encyclopedia/306/6733/>
4. Vidal F.P., *et al.* Principles and Applications of Computer Graphics in Medicine // COMPUTER GRAPHICS forum. – 2006. – Vol.25. – No.1. – P.113-137.
5. Stokking R. Integrated Visualization of Functional and Anatomical Brain Images [PhD thesis]. – Utrecht, The Netherlands: Utrecht University, 1998. – 104 pages.