

МЕТОДИКА ПОРОГОВОЇ СЕГМЕНТАЦІЇ КТ-ЗОБРАЖЕНЬ КІСТОК СКЕЛЕТА

А.С. Козей^{1*}, М.О. Ніколов¹, С.В. Бурбурська², О.А. Галузинський²

¹КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

²Інститут травматології та ортопедії НАМН України, Київ, Україна

*Corresponding author: a.kozej@gmail.com

Received 21 January 2019; Accepted 18 February 2019

Проблематика. Сегментація зображень в існуючих прикладних програмних середовищах не достатньо якісно відокремлює область фону, виділення анатомічних структур, зокрема кісток скелета, є частковим зі значною кількістю артефактів, які ускладнюватимуть подальше 3D-моделювання.

Мета. Розробка методики автоматизованої сегментації КТ-зображень кісток скелета.

Методика реалізації. Сегментація КТ-зображень кісток проводилась на основі розробленого алгоритму, що включав: порогову сегментацію; морфологічні перетворення з'єднання незв'язаних областей, відстань між якими не перевищує заданого значення; заповнення областей з нульовими значеннями, які відокремлені пікселями зі значеннями 1; порівняння результатів сегментації сусідніх зрізів. Для апробації методики сегментації аналізувались багатозрізові КТ-зображення пацієнта з гетеротопічною осифікацією кульшових суглобів. Результати сегментації порівнювались із зображеннями, які оброблялися спеціалістами. Критеріями якості сегментації були помилки першого та другого роду: істинно позитивні, істинно негативні, помилково негативні, помилково позитивні виділені воксели.

Результати. Розроблений алгоритм автоматичної сегментації кісток скелета за даними КТ показує на 22 % більш якісні результати виділення об'єктів дослідження порівняно зі звичайним пороговим методом; похибка сегментації становила менше 8 %. Розраховані значення специфічності становили 99,9 %, точності – 99,8 %, чутливості – 92,5 %, а для порогового методу – 99,9 %, 99,3 % та 70,7 % відповідно.

Висновки. Отримані результати істотно зменшують час обробки КТ-зображень спеціалістом в області променевої діагностики і 3D-друку біологічних тканин та їх моделей. Подальшими перспективами розвитку запропонованої методики є: її інтеграція в спеціалізовані програмні засоби з інтерфейсом користувача з широким спектром інструментів; удосконалення машинного коду для зменшення комп'ютерного часу розрахунків; удосконалення алгоритму сегментації щодо зменшення артефактів сегментації.

Ключові слова: комп'ютерна томографія; обробка зображень; порогова сегментація; морфологічні операції; 3D-моделювання.

Вступ

Сучасний прогрес комп'ютерних технологій та удосконалення методів цифрової обробки медичних зображень розкривають нові можливості у створенні й аналізі тривимірних анатомічних моделей. Унаслідок цього стало можливим створення реалістичних тривимірних моделей елементів опорно-рухового апарату (кісток, суглобів, хребців) [1], серцево-судинної системи (серця, артерій) [2] тощо. Саме тому хірурги все частіше користуються 3D-моделями в різних ситуаціях планування оперативного втручання [3].

Важливим етапом медичної візуалізації та комп'ютерної діагностики є сегментація анатомічних структур за даними комп'ютерної

(КТ) та магнітно-резонансної (МРТ) томографії. Метою сегментації є виділення потрібних анатомічних структур. Відомі методи виділення кісткової тканини на КТ-зображеннях базуються на: пороговій сегментації; порівнянні сплайн-контурів виділеної структури на зрізі з контуром на іншому зрізі [4]; порівнянні результатів порогової сегментації з атласними даними [5]; апіорних даних форми тканинних структур [6]; методі фіксації рівня (Level set method) [7, 8]; методі локальної деформації [9]; класифікації пікселів [10] тощо. Однак переважна більшість зазначених методів не впроваджені в кінцеві програмні продукти, що представлені в широкому доступі. Це унеможлиблює адекватну порівняльну оцінку їх ефективності.

Найпоширенішими програмними комплексами для 3D-сегментації медичних зображень є Mimics (Materialise Interactive Medical Image Control System) [11], 3-D Doctor, Simplant, ScanIp Simpleware та ін. [12]. Базовим методом сегментації в усіх програмних середовищах є пороговий метод. Вагомими перевагами цього методу порівняно з іншими є: простота алгоритму та його програмна реалізація, швидкодія програмного коду не потребує спеціальних машинних знань щодо об'єкта сегментації, його форми і основної та супутньої патологій. Останні переваги особливо важливі, оскільки патологічні зміни опорно-рухового апарату в переважній кількості випадків індивідуальні, що вкрай обмежує більш "інтелектуальні" методи сегментації. Однак процедура сегментації КТ-зображень на основі порогового методу характеризується тим, що виділення анатомічних структур є частковим зі значною кількістю артефактів, які ускладнюватимуть подальше моделювання. Для вирішення цієї проблеми спеціалісту необхідно корегувати отримані результати сегментації в ручному режимі, що є досить тривалим і трудомістким. Так, наприклад, для якісної сегментації кісток тазу, особливо за наявності патологічних змін, висококваліфікований спеціаліст витрачає від 4 до 8 год рутинних маніпуляцій.

Переважно методи сегментації зображень у прикладних програмних середовищах не достатньо якісно відокремлюють область фону, не мінімізують впливу шуму та не знаходять відмінності між частинами зображення, які близькі за абсолютними значеннями яскравості пікселів/вокселів. Це викликає необхідність створення нових методів, які могли б краще врахувати вказані фактори.

Тому виникає потреба у створенні автоматизованих систем побудови тривимірних геометричних моделей біологічних об'єктів, що досліджуються. Більше того, при автоматизації процесу створення 3D-моделей істотно знижується ймовірність виникнення помилок, які пов'язані із суб'єктивними уявленнями спеціалістів. Розробка нових, модернізація і адаптація існуючих методів обробки зображень веде до підвищення ефективності постановки діагнозу і тактики лікування [13].

Таким чином, метою нашої роботи є розробка методики автоматизованої сегментації КТ-зображень кісток скелета.

На поточному етапі досліджень наша робоча група розглядає можливості порогових методів сегментації зображень із використанням морфологічних перетворень.

Матеріали і методи

Медичні зображення. Як вихідні дані використовувалися КТ-зображення таза пацієнта з гетеротопічною осифікацією кульшових суглобів, надані лабораторією медичного 3D-друку Інституту травматології та ортопедії НАМН України. Ці КТ зберігаються у файлах формату DICOM. У результаті зчитування отримано 340 зображень, що являють собою поперечні зрізи. Кожен зріз має такі характеристики: розмір 512×512 , товщина 2 мм, розмір кожного пікселя $dx = dy = 0,74$ мм, товщина зрізу $dz = 2$ мм.

Алгоритм сегментації. Блок-схема запропонованого алгоритму сегментації кісток за даними КТ наведена на рис. 1.



Рисунок 1: Алгоритм автоматичної сегментації

На першому етапі завантажуються КТ-зображення у форматі DICOM (1). Далі на одному зі зрізів вибирається діапазон порогової сегментації (2), встановлюється значення відповідно до шкали Хаусфільда [14]. Наступним кроком є установка просторових меж сегментації (3). Це дає змогу здійснити сегментацію як усього зображення, так і певної його частини. Після візуальної якісної оцінки адекватності встановлення параметрів сегментації (4) реалізується цикл (5). До кожного i -го зрізу застосовується порогова сегментація з морфологічними перетвореннями (6), тобто до зображень застосовують фільтри, які корегують виділені області.

Розглядаючи морфологічні операції над бінарними (сегментованими) зображеннями, будемо дотримуватись таких визначень:

- фон – області з логічним рівнем яскравості нуль;
- область зв'язаності – набір вокселів/пікселів на зображенні, в якому будь-які дві точки з'єднані одна з одною через послідовність сусідів [15];
- області незв'язаності – області зв'язаності, які не з'єднані одна з одною через послідовність сусідніх нефонових вокселів.

Були застосовані такі морфологічні фільтри: “bridge” – з'єднання пікселів об'єкта, роз'єднаних фрагментом фону товщиною в 1 піксель; “holes” – заповнення областей із нульовими значеннями, які відокремлені пікселями зі значеннями 1 [15]. Після цього відбувається знаходження зон незв'язаності (ЗН) по 4 або 8 сусідів (7) та розрахунок площі кожної зони (8). Якщо площа ЗН прямує до 0 (в експерименті, якщо кількість вокселів $\rightarrow 150$), то ця зона незв'язаності видаляється (9). Кінцевим кроком алгоритму є порівняння результатів сегментації поточного зрізу i із сусідніми $i - 1$ та $i + 1$ і видалення некорельованих артефактів (10). Під некорельованими артефактами розуміються області зв'язаності, які не мають нефонових сусідніх вокселів у $i - 1$ та $i + 1$ зрізах одночасно.

Програмне забезпечення. Алгоритм автоматичної сегментації (див. рис. 1) був реалізований у програмному середовищі Matlab із використанням Image Processing Toolbox. Результати сегментації порівнювались із даними, що були отримані за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення Mimics Medical 20.0. Артефакти автоматичної сегментації Mimics

Medical усувались спеціалістами в ручному режимі. Отримані оброблені зображення поклались за умовно істинні. Адекватність результатів сегментації перевірялась на роздрукованій 3D-моделі таза (рис. 2), а відповідність отриманої моделі клінічним даним – у тому числі й під час хірургічного втручання. Зазначимо, що така процедура виділення кісток таза тривала 5 год.

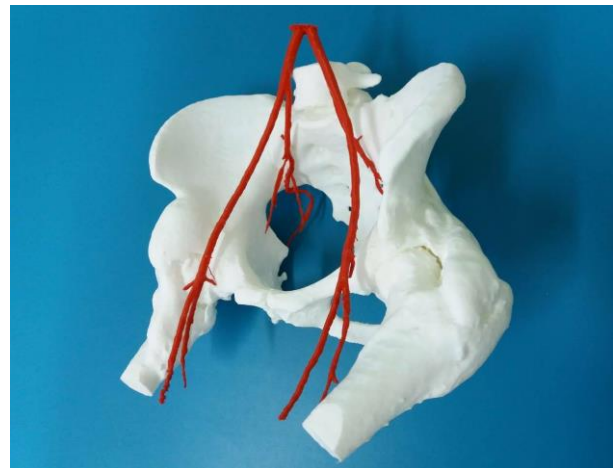


Рисунок 2: Роздрукована 3D-модель таза і кульшових суглобів пацієнта з гетеротопічною осифікацією

Оцінка якості сегментації. Для кількісної оцінки якості сегментації КТ-зображень запропонованим методом отримані 3D-дані порівнювались з умовно ідеальними результатами. Надалі будемо дотримуватись таких позначень 3D-зображень:

- А – умовно ідеальна сегментація у напівавтоматичному режимі засобами Mimics із корекцією результатів обробки зображень спеціалістом;
- В – автоматична сегментація на основі порогового методу;
- С – автоматична сегментація на основі розробленого методу.

Критеріями якості сегментації виступали відсотки виділених вокселів:

- істинно позитивних:

$$TP = \{I(x, y, z) = 1 \cap \hat{I}(x, y, z) = 1\},$$

- істинно негативних:

$$TN = \{I(x, y, z) = 0 \cap \hat{I}(x, y, z) = 0\},$$

- помилково негативних:

$$FN = \{I(x, y, z) = 1 \cap \hat{I}(x, y, z) = 0\},$$

– помилково позитивних:

$$FP = \{I(x, y, z) = 0 \cap \hat{I}(x, y, z) = 1\},$$

де I – тривимірна матриця умовно ідеально сегментованого зображення (А); \hat{I} – результат автоматичної сегментації (зображення В чи С).

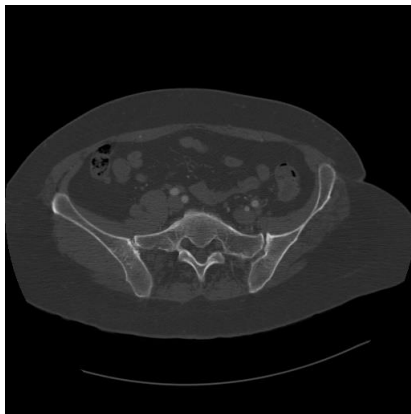
Результати

Типові результати сегментації КТ-зображень таза пацієнта різними способами зображено на рис. 3. У результаті візуального порівняння зображень помітно, що на зображенні, отриманому з використанням тільки порогової сегментації (рис. 3б), спостерігається неповне виділення області кісток і наявна значна кількість артефактів, що не відповідають кістковій структурі. При порівнянні зображення з умовно ідеальною сегментацією (рис. 3в) й автоматичною сегментацією розробленим методом (рис. 3г) помітна більша схожість результатів, виділені області відповідають кісткам таза.

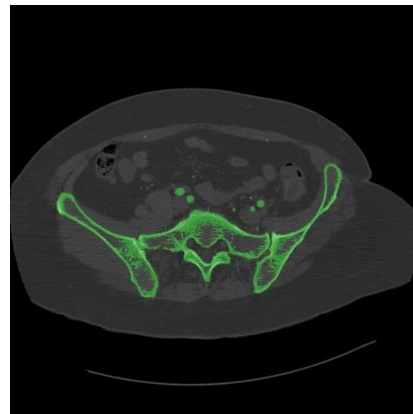
Результати кількісної оцінки якості сегментації, отримані в результаті розрахунків за наведеними вище формулами критеріїв якості сегментації, подані в таблиці. Аналізуючи наведені дані, можна відзначити, що на зображеннях С на 22 % більше істинно позитивних вокселів, ніж на В; помилково виділених чи невиділених областей на С менше 8 %, тоді як на В вони знаходяться в межах 29–0,09 %.

Також було здійснено порівняння якості отриманих даних С із результатами інших сегментацій, а саме з використанням порогового методу та тільки:

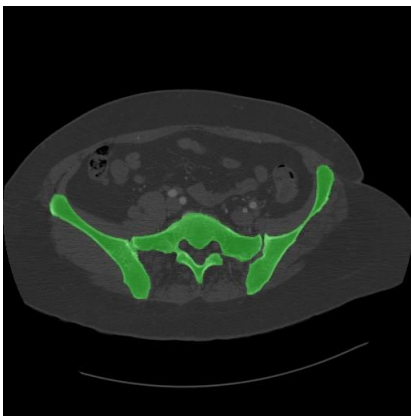
- S_1 – функції порівняння шарів;
- S_2 – функції порівняння шарів і морфологічного фільтра bridge;
- S_3 – функції порівняння шарів і морфологічного фільтра holes;
- S_4 – морфологічного фільтра bridge;
- S_5 – морфологічного фільтра holes;
- S_6 – морфологічних фільтрів bridge і holes.



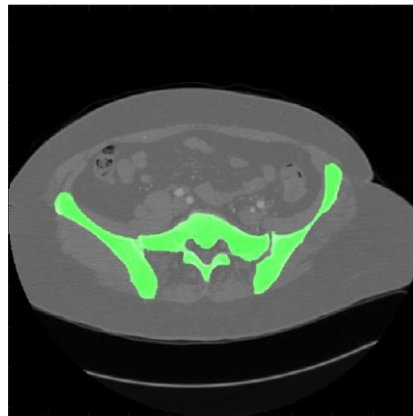
а



б



в

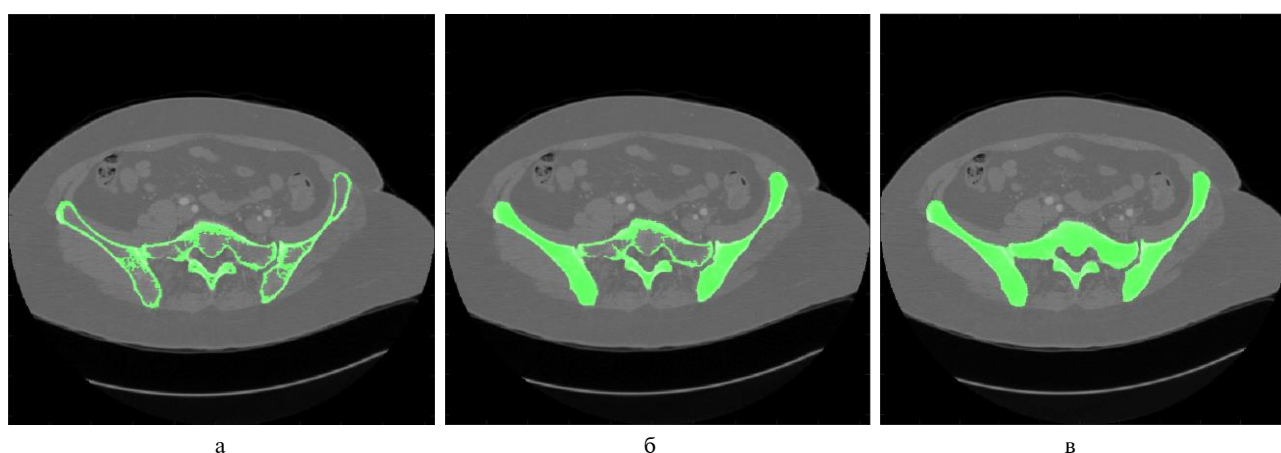


г

Рисунок 3: Типові результати сегментації: (а) початкове зображення; (б) автоматична сегментація на основі порогового методу (В); (в) умовно ідеальна сегментація (А); (г) автоматична сегментація на основі розробленого методу (С)

Таблиця: Оцінка якості сегментації зображень

Зображення	Істинно позитивні вокселі	Істинно негативні вокселі	Помилково негативні вокселі	Помилково позитивні вокселі
В–А	70,7 %	99,91 %	29,3 %	0,09 %
С–А	92,47 %	99,96 %	7,53 %	0,04 %
С ₁ –А	63,53 %	99,97 %	36,47 %	0,03 %
С ₂ –А	66,31 %	99,96 %	33,69 %	0,04 %
С ₃ –А	89,71 %	99,97 %	10,29 %	0,03 %
С ₄ –А	68,39 %	99,98 %	31,61 %	0,02 %
С ₅ –А	92,03 %	99,99 %	7,97 %	0,01 %
С ₆ –А	92,04 %	99,99 %	7,96 %	0,01 %

Рисунок 4: Вплив морфологічних фільтрів на сегментацію: (а) фільтра bridge (C₂); (б) фільтра holes (C₃); (в) фільтрів bridge та holes (C)

Вплив морфологічних фільтрів bridge та holes на сегментацію показано на рис. 4. Наведені приклади наочно ілюструють, що поєднання вибраних фільтрів більш якісно виділяє кісткову тканину, щільність якої суттєво відрізняється в об'ємній частині та на периферії.

При порівнянні отриманих результатів кількісної оцінки для С₁–С₆ відносно С виявлено, що значення істинно позитивних вокселів є меншими при незначному збільшенні істинно негативних вокселів. Достатньо високими є показники істинно негативних вокселів для всіх методів сегментації.

За отриманими результатами здійснено розрахунок специфічності, точності та чутливості. Для зображення С вони становили 99,9%, 99,8% та 92,5% відповідно; для В – 99,9%, 99,3% та 70,7%.

Слід зазначити, що машинний час автоматичної сегментації розробленим методом тривав протягом 5 хв.

Обговорення

Автоматична сегментація розробленим методом є набагато якіснішою та точнішою за порогову сегментацію. Також розроблений метод дає можливість здійснювати сегментацію за істотно менший робочий час спеціаліста.

Варто вказати і на недоліки запропонованої методики: неповне виділення кісток зі зменшеною щільністю тканини (рис. 5а); об'єднання кісток, відстань між якими менша, ніж задана, в нашому випадку 4 вокселі (рис. 5б); неповне відокремлення артефактів, пов'язаних із шумовою складовою томографічних зображень і неспроможністю відокремлення артефактів, пов'язаних із розсіюванням рентгенівських променів на металевих штучних елементах (ендопротезах). Вплив некорельованого шуму на сегментацію мінімізується порівнянням результатів сусідніх зрізів. У кількісному відношенні точність при застосуванні цієї

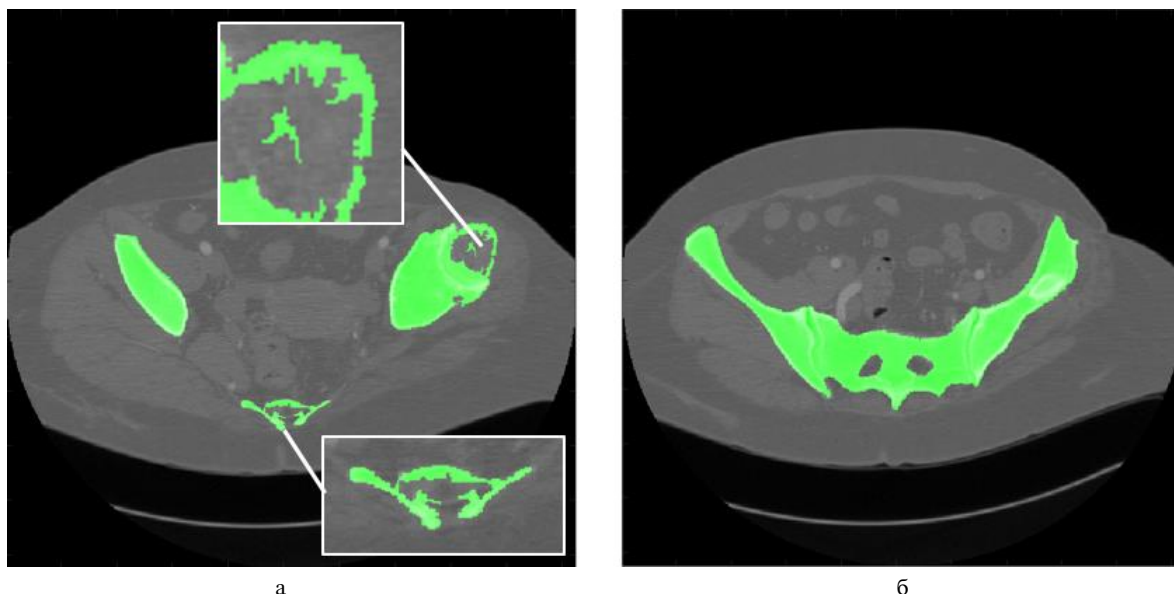


Рисунок 5: Недоліки розробленого методу сегментації: (а) неповне виділення кісток зі зменшеною щільністю тканини; (б) об'єднання кісток, відстань між якими менша, ніж задана (об'єднання крил клубових кісток із крижем)

процедури покращується менш ніж на 1 %. Однак це є досить вагомим у випадках, коли відстань між різними кістковими утвореннями достатньо мала, крім того, зменшується час спеціаліста на виділення невеликих областей незв'язаності, що заважають 3D-друку. В той же час, якщо шумова складова представлена спекл-флуктуаціями, то порівняння сусідніх зрізів малоефективне.

Це зумовлює необхідність подальшого вдосконалення методики сегментації медичних зображень.

Висновки

Розроблено алгоритм автоматичної сегментації КТ-зображень кісток скелета, який показує на 22 % більш якісні результати виділення

об'єктів дослідження порівняно зі звичайним пороговим методом; похибка сегментації становила менше 8 %. Розраховані значення специфічності – 99,9 %, точності – 99,8 %, чутливості – 92,5 % розробленого методу підтверджують якість такої сегментації. Отримані результати істотно зменшують час обробки КТ-зображень спеціалістом в області променевої діагностики та 3D-друку біологічних тканин і їх моделей. Подальшими перспективами розвитку запропонованої методики є: її інтеграція в спеціалізовані програмні засоби з інтерфейсом користувача з широким спектром інструментів; удосконалення машинного коду для зменшення комп'ютерного часу розрахунків; удосконалення алгоритму сегментації щодо зменшення артефактів сегментації.

References

- [1] Baradeswaran A, Joshua Selvakumar L, Padma Priya R. Reconstruction of images into 3D models using CAD techniques. *Euro J Appl Eng Sci Res.* 2014;3(1):1-8.
- [2] Jacobs S, Grunert R, Mohr F, Falk V. 3D-Imaging of cardiac structures using 3D heart models for planning in heart surgery: a preliminary study. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2008;7(1):6-9. DOI: 10.1510/icvts.2007.156588
- [3] Gillaspie EA, Matsumoto JS, Morris NE, Downey RJ, Shen KR, Allen MS, et al. From 3-dimensional printing to 5-dimensional printing: enhancing thoracic surgical planning and resection of complex tumors. *Ann Thorac Surg.* 2016 May;101(5):1958-62. DOI: 10.1016/j.athoracsur.2015.12.075
- [4] Wu J, Belle A, Hargraves R, Cockrell C, Tang Y, Najarian K. Bone segmentation and 3D visualization of CT images for traumatic pelvic injuries. *Int J Imag Syst Technol.* 2014;24(1):29-38. DOI: 10.1002/ima.22076
- [5] Straka M, LaCruz A, Dimitrov LI, Köchl A. Bone segmentation in CT angiography data using a probabilistic atlas. In: *Proceedings of the Vision, Modeling, and Visualization Conference 2003 (VMV 2003); 2003; München.* p. 19-21.

- [6] Krcah M, Szekely G, and Blanc R. Fully automatic and fast segmentation of the femur bone from 3D-CT images with no shape prior. In: Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro. Chicago; 2011. p. 2087-90. DOI: 10.1109/ISBI.2011.5872823
- [7] Binary image segmentation using the level set method [Internet]. Habr.com. 2018 [cited Dec 2018]. Available from: <https://habr.com/post/332692/>
- [8] Kratky J, Kybic J. Three-dimensional segmentation of bones from CT and MRI using fast level sets. In: Proceedings of SPIE, Medical Imaging SPIE; 2008; San Diego, California. 10 p. DOI: 10.1117/12.770954
- [9] Feng D. Segmentation of bone structures in X-ray images [thesis proposal]. School of Computing National University of Singapore; 2006. 66 p.
- [10] Chai HY, Wee LK, Swee TT, Salleh S-H. Adaptive crossed reconstructed (ACR) K-mean clustering segmentation for computer-aided bone age assessment system. Int J Math Models Methods Appl Sci. 2011;5(3):628-35.
- [11] Materialise mimics [Internet]. Materialise.com. 2018 [cited Dec 2018]. Available from: <http://biomedical.materialise.com/mimics>
- [12] Christensen A, Wake N. Medical image processing software [Internet]. Wohlersassociates.com. 2018 [cited Dec 2019]. Available from: <http://www.wohlersassociates.com/medical2018.pdf>
- [13] Pham DL, Xu C, Prince JL. Current methods in medical image segmentation. Annu Rev Biomed Eng. 2000;2:315-37. DOI: 10.1146/annurev.bioeng.2.1.315
- [14] Kalpalatha Reddy T, Kumaravel NA, Shah AK. Assessment of trabecular bone texture from CT Images by multiresolution analysis and classification using SVM. Int J Oral Implant Clinical Res. 2010;1(2):55-60.
- [15] Morphological operations [Internet]. Mathworks.com. 2018 [cited Dec 2018]. Available from: <https://www.mathworks.com/help/images/morphological-filtering.html>

.....
A.C. Козей, Н.А. Николов, С.В. Бурбурская, А.А. Галузинский

МЕТОДИКА ПОРОГОВОЙ СЕГМЕНТАЦИИ КТ-ИЗОБРАЖЕНИЙ КОСТЕЙ СКЕЛЕТА

Проблематика. Сегментация изображений в существующих прикладных программных средах недостаточно качественно отделяет область фона, выделение анатомических структур, в частности костей скелета, является частичным с большим количеством артефактов, которые будут усложнять дальнейшее 3D-моделирование.

Цель. Разработка методики автоматизированной сегментации КТ-изображений костей скелета.

Методика реализации. Сегментация КТ-изображений костей проводилась на основе разработанного алгоритма, который включал: пороговую сегментацию; морфологические преобразования соединения несвязанных областей, расстояние между которыми не превышает заданного значения; заполнение областей с нулевыми значениями, которые отделены пикселями со значениями 1; сравнение результатов сегментации соседних срезов. Для апробации методики сегментации анализировались многосрезовые КТ-изображения пациента с гетеротопической оссификацией тазобедренных суставов. Результаты сегментации сравнивались с изображениями, которые обрабатывались специалистами. Критериями качества сегментации были ошибки первого и второго рода: истинно положительные, истинно отрицательные, ложно отрицательные, ложно положительные выделенные воксели.

Результаты. Разработанный алгоритм автоматической сегментации костей скелета по данным КТ показывает на 22 % более качественные результаты выделения объектов исследования по сравнению с обычным пороговым методом; погрешность сегментации составляла менее 8 %. Рассчитанные значения специфичности составили 99,9 %, точности – 99,8 %, чувствительности – 92,5 %, а для порогового метода – 99,9 %, 99,3 % и 70,7 % соответственно.

Выводы. Полученные результаты существенно уменьшают время обработки КТ-изображений специалистом в области лучевой диагностики и 3D-печати биологических тканей и их моделей. Дальнейшими перспективами развития предложенной методики являются: ее интеграция в специализированные программные средства с интерфейсом с широким спектром инструментов; совершенствование машинного кода для уменьшения компьютерного времени расчетов; усовершенствование алгоритма сегментации по уменьшению артефактов сегментации.

Ключевые слова: компьютерная томография; обработка изображений; пороговая сегментация; морфологические операции; 3D-моделирование.

.....
A.S. Kozei, N.A. Nikolov, S.V. Burburska, O.A. Haluzynskyi

METHOD OF THRESHOLD CT IMAGE SEGMENTATION OF SKELETAL BONES

Background. Segmentation of images in the existing application software does not adequately separate the background area qualitatively, the allocation of anatomical structures, in particular skeletal bones, is partial with a significant number of artifacts, which are complicating further 3D modeling.

Objective. The aim of the paper is development of the technique for automatized CT images segmentation of skeletal bones.

Methods. The CT images of bone were segmented based on the developed algorithm, which included: threshold segmentation; morphological transformations of the unbound domains connections, the distance between them does not exceed the set value; the filling of areas with zero values, which are separated by pixels with values 1; comparison of segmentation results for neighboring sections. Testing techniques for segmentation multi-cut CT image of the patient with heterotopic ossification of the hip joints were analyzed. Segmen-

tation results were compared with the images processed by specialists. The criteria for quality of segmentation were errors of the first and second kind: true-positive, true-negative, false-negative, false-positive voxels that were marked.

Results. The developed algorithm for automatized segmentation of skeletal bones according to CT data shows 22% more qualitative results of research objects selection compared to usual threshold method; segmentation error was less than 8%. Calculated values of specificity were 99.9%, accuracy – 99.8%, sensitivity – 92.5% and for threshold method – 99.9%, 99.3%, and 70.7% respectively.

Conclusions. The obtained results significantly reduce the time of CT images processing by a specialist in the area of radiation diagnostics and 3D printing of biological tissues and their models. Future prospects for the proposed methodology development are: its integration into specialized software tools with a user interface with a wide range of tools; improvement of machine code, reducing of computer time calculations; improvement of the segmentation algorithm, reducing of the segmentation artifacts.

Keywords: computed tomography; image processing; threshold segmentation; morphological operations; 3D modeling.