

БІОТЕХНІЧНІ ТА МЕДИЧНІ СИСТЕМИ І ТЕХНОЛОГІЇ

УДК 519.711.3

В.С. Бабков, аспір.

Донецький національний технічний університет

ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДУ “ДЕФОРМОВАНИХ МОДЕЛЕЙ” ДЛЯ РЕКОНСТРУКЦІЇ ОРГАНІВ В КТ ЗА УМОВИ ОБМЕЖЕНОЇ КІЛЬКОСТІ ВХІДНОЇ ІНФОРМАЦІЇ

У статті сформульовані критерії, за якими може визначатися подоба контурів органів на КТ-зображеннях. Запропоновано методу порівняння контурів органів з використанням нових критеріїв, яка дозволяє за певних умов спростити процес співвіднесення у порівнянні з відомими методами. Також наведено алгоритм, що реалізує методу у складі системи реконструкції 3D-зображень органів в умовах обмеженої вхідної інформації, і результати тестування алгоритму на реальних томограмах.

Вступ

Комп'ютерна томографія (КТ) у клінічній практиці є потужним інструментом для діагностування захворювань та дослідження стану пацієнта. Для побудови 3D-зображень окремих органів найбільш придатні томографи, які дозволяють передавати на засоби реконструкції тривимірний опис ділянки тіла або максимально можливу кількість 2D-зрізів. На жаль, у вітчизняній клінічній практиці найбільш доступні томографи, що формують вихідні дані у вигляді 2D-шарів. При цьому, з точки зору економії, лікарі отримують у своє розпорядження обмежений набір 2D-зображень, тобто зрізів, які найбільш ефективно характеризують стан органа, який досліджується.

В умовах обмеженого об'єму вхідних даних процес реконструкції ускладнюється тим, що відсутню інформацію необхідно деяким чином відновлювати, при чому адекватно до реальних зрізів. При малій кількості зрізів та великій відстані між ними використання інтерполяції для отримання проміжних зрізів неможливе. Подолання цієї проблеми можливе за рахунок використання апріорного опису відповідного органа або ділянки тіла. У цьому випадку відсутні зрізи відновлюються за допомогою апріорних моделей, які являють собою заздалегідь підготовлений опис контурів органа, який реконструюється. Для цього як опорні можна використовувати зрізи, які отримані з томограм пацієнта. Тобто ті зображення органів, які отримані від пацієнта, фіксуються на апріорному описі, і проміжки між ними заповнюються зрізами, отриманими з моделі. Звичайно, органам властива надзвичайна різноманітність форм, що пов'язана з особливостями їх будови в залежності від вікової, статевої, вагової категорії пацієнта та інших факторів. У зв'язку з вищевказаним, практично неможливо зберігати всі можливі варіанти апріорного опису. Тому для реконструкції використовується деякий базовий набір моделей, з яких обирається та, яка найбільш відповідає опорним зрізам. Форма обраної моделі корегується, щоб найбільш точно відповідати формі, яка визначається опорними зрізами. В результаті отримується максимально адекватна тривимірна модель органа, яка може бути використана для дослідження стану пацієнта, діагностування захворювань тощо.

Вищенаведена методика у загальних рисах змальовує процес реконструкції 3D-моделей органів при обмеженому об'ємі вхідних даних. Загальна схема реконструкції, що відповідає даній методиці, наведена на рис. 1.

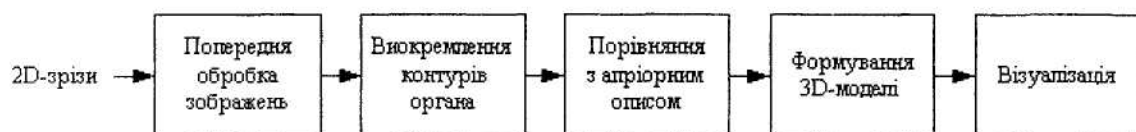


Рис. 1. Загальна схема реконструкції 3D-моделей органів

У даній статті розглядається етап порівняння з апіорним описом, який складається з пошуку моделі, яка є найбільш наближеною до наявних у кінцевого користувача зрізів та визначення на обраній моделі опорних зрізів. При цьому вхідними даними є контури органа, що виділені за допомогою деякого алгоритму з 2D-зрізів та апіорний опис контурів органа. Опис може бути поданий у різній формі: у вигляді множини точок контуру, векторів, з яких складається контур, сплайнів тощо.

Розв'язання задачі співвіднесення методом "деформованих моделей"

Задача співвіднесення контурів один з одним відома в англійській літературі як "matching" [1]. Ця задача розпадається на два напрямки:

– розмітка (labeling) – співвіднесення контуру, отриманого зі зрізу, з контуром, взятим з моделі;

– реєстрація (registration) – співвіднесення контурів, отриманих з двох різних зрізів.

Розв'язання вищевказаних задач звичайно виконується шляхом побудови структурованого опису контурів і подальшого "еластичного" співвіднесення описів [2]. Під структурованим описом розуміється пошук у контурі характерних точок, елементарних кривих та інших елементів, які будуть порівнюватися між двома контурами. "Еластичне" співвіднесення будується на основі методу "деформованих моделей" (deformable models), відомого також під назвою "геометричні деформовані контури". Двовимірний варіант цього методу отримав назву "змійка" (snake) [3]. Сутність даного методу полягає в тому, що контур або його елемент зазнає ітераційної деформації доти, доки не досягне максимально можливої відповідності з іншим відповідним контуром або елементом. Зміна поверхні (деформація) відбувається виходячи з того, що шуканий контур зазнає змін під впливом двох енергій – внутрішньої та зовнішньої. На кожному кроці алгоритму відшукується контур, для якого присутній баланс енергій, тобто мінімальна деформація. Уточнення відбувається доти, доки не буде досягнуто критерію відповідності шуканого та еталонного контуру. Внутрішня енергія деформації визначається особливостями самого контуру, а зовнішня енергія – скалярною функцією потенціалу, яка отримується шляхом порівняння параметрів шуканого та еталонного контурів. Повна енергія деформації визначається як:

$$E = \int_s \alpha \cdot \left| \frac{\partial v_1(s)}{\partial s} \right|^2 + \beta \cdot \left| \frac{\partial^2 v_1(s)}{\partial s^2} \right|^2 + P(v_2(s)|v_1(s)) ds, \quad (1)$$

де $v_1(s)$ – шуканий контур $v_1(s) = (x_1(s), y_1(s))^T$;
 $v_2(s)$ – еталонний контур $v_2(s) = (x_2(s), y_2(s))^T$;
 s – параметр контуру $s \in [0..1]$;
 α – коефіцієнт розтягання;
 β – коефіцієнт жорсткості;
 P – скалярна функція потенціалу.

Для визначення контуру $v_1(s)$, при якому енергія (1) буде мати мінімальне значення, будується рівняння Ейлера:

$$-\alpha \cdot \frac{d}{ds} \left(\frac{\partial v_1(s)}{\partial s} \right) + \beta \cdot \frac{d^2}{ds^2} \left(\frac{\partial^2 v_1(s)}{\partial s^2} \right) + \nabla P(v_2(s)|v_1(s)) = 0. \quad (2)$$

Розв'язання рівняння (2) дає в результаті контур $v_1(s)$, що зазнає мінімальної деформації, тобто знаходиться у розслабленому стані. Оскільки найчастіше контури представлені у дискретній формі, то енергію деформації визначають не за допомогою (1), а за його дискретним аналогом. Безперервний контур у дискретній формі може бути представлений різними способами: кінцеві диференціали, сплайни тощо. Вираз для повної енергії деформації (дискретний аналог (1)) записується у вигляді:

$$E(u) = \frac{1}{2} \cdot u^T \cdot K \cdot u + P(u), \quad (3)$$

де u – вектор, що містить опис контуру $v_1(s)$ у дискретній формі;

K – матриця жорсткості;

$P(u)$ – дискретний варіант функції потенціалу, що визначає зовнішню енергію деформації.

Пошук вектора u , при якому енергія (3) набуває мінімального значення, здійснюється шляхом розв'язання множини алгебраїчних рівнянь:

$$K \cdot u = -\nabla P(u) \quad (4)$$

Після того, як деформація наблизилася до іншої, розраховується вагова функція, яка залежить від зусиль (енергії), витрачених на деформацію. Пошук найбільш подібного контуру зводиться до мінімізації вагової функції [4].

Таким чином процес співвіднесення складається з наступних кроків:

- 1) пошук характерних особливостей контуру та побудова структурованого опису;
- 2) застосування ітераційного алгоритму "еластичного" співвіднесення та розрахунок вагової функції для кожного контуру;
- 3) мінімізація вагової функції.

Постановка задачі дослідження

У системах реконструкції, описаних в іноземній літературі, задача співвіднесення зводиться до того, що деякий еталон (переважно тривимірний модель) деформується у напрямку наближення до об'єкта, опис якого отриманий з томографа. При цьому фактично порівнюються не окремі зрізи, а об'єкти в цілому і розташування окремих зрізів точно відоме. Пов'язана така постановка задачі з наявністю або необмеженою кількістю 2D-зрізів, або опису об'єкта як 3D-тіла у якості вхідної інформації. При побудові системи, структура якої наведена на рис. 1, тобто в умовах обмеженої кількості вхідної інформації, розташування зрізів відносно моделі (еталона) невідоме, і задача співвіднесення формулюється у такому вигляді: **співвіднесення опорного зрізу з моделлю – це пошук серед всіх еталонних зрізів найбільш подібного опорному за деяким визначеним критерієм (критеріями).**

При розв'язанні вищевказаної задачі у складі системи реконструкції в умовах обмежених вхідних даних розглянутий вище процес співвіднесення має такі недоліки:

- 1) великий обсяг даних (структурованого опису), які характеризують кожний контур;
- 2) значні часові витрати на пошук подібного контуру через необхідність для кожного з великої кількості еталона застосовувати багатокрокову ітераційну деформацію, яка потребує розв'язання системи алгебраїчних рівнянь.

Окрім того розглянутому вище методу притаманні такі недоліки, як:

- 1) складний алгоритм пошуку характерних особливостей контуру;
- 2) чутливість до початкового наближення при деформації, оскільки метод "деформованих моделей" вимагає, щоб контури при співвіднесенні були як можна точніше вирівняні один відносно іншого [1].

Враховуючи вищевказане, у даній статті ставиться задача розробити методикку співвіднесення опорних контурів з еталонними, мінімізувавши обсяг даних, які характеризують контур та спростивши процес порівняння і зменшивши час обробки.

Методика, представлена у статті, призначена для співвіднесення контурів, які представлені переліком координат їх точок, та передбачає порівняння контурів об'єктів, що заздалегідь є подібними. Останнє обмеження означає, що контури, які порівнюються, дійсно належать близько розташованим ділянкам одного органа, але можуть відрізнятися формою та розмірами, тобто методика не призначена для порівняння довільних контурів.

Розробка критеріїв співвіднесення

Оскільки задачею дослідження є мінімізація обсягу даних, які характеризують контур, то для зображень органів, про які відомо, що вони дійсно мають деяку подобу, зведемо опис від сукупності параметрів характерних точок, кривих та ін. до як можна меншої кількості простих числових параметрів, які б характеризували весь контур та дозволяли б з достатньою точністю ідентифікувати подобу.

Визначимо, що найважливішою характеристикою контуру є форма його поверхні. Контур складається з прямолінійних ділянок та з викривлень. Контури будуть подібними, якщо у них подібні кількість та форма викривлень. Кожне викривлення можна характеризувати ступенем кривизни (умовним радіусом) та довжиною даної кривої лінії. Виходячи з вищесказаного, за перший критерій оберемо саме форму поверхні контуру – будемо характеризувати її параметром K – середнім ступенем кривизни. Для розрахунку ступеня кривизни кожного викривлення поверхні застосуємо наступний метод. Будемо вважати групу з d підряд взятих точок контуру його елементарним сегментом (рис. 2), d – у даному випадку довжина сегмента, виражена у кількості точок.

Проведемо через крайні точки сегмента пряму. Інші точки сегмента можуть лежати або по одну сторону від лінії (рис. 2, а), або по обидві (рис. 2, б). У першому випадку сегмент відповідає одному викривленню і є коректним, у другому – кільком викривленням і, відповідно, є некоректним. Випадок, коли точки лежать на прямій, відповідає відсутності викривлення (прямій лінії).

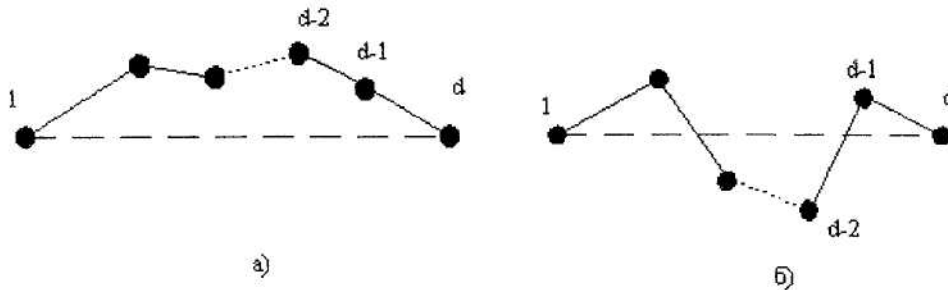


Рис. 2. Сегменти контуру: а) коректний; б) некоректний

Очевидно, що ймовірність вибору некоректного сегмента тим більша, чим більша довжина сегмента d . Зменшуючи довжину, ми зменшуємо ймовірність вибору некоректного сегмента, яка стає нульовою при $d = 3$. Будемо вважати, що обраний у нашому випадку параметр d забезпечує коректність всіх сегментів для заданого контуру.

Ступенем кривизни елементарного сегмента будемо вважати максимальну довжину перпендикуляра, що опущений з кожної точки сегмента на пряму, яка поєднує кінцеві точки (рис. 3).

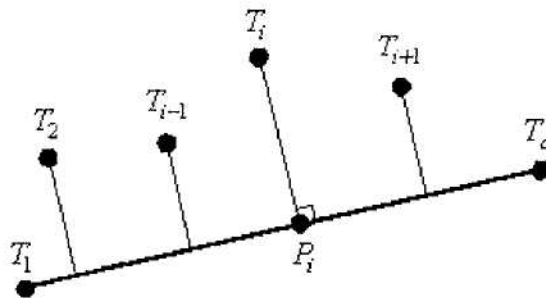


Рис. 3. Розрахунок ступеня кривизни

Наприклад, T_iP_i на рис. 3, де T_i – точка сегмента, P_i – точка перехрещення прямої T_1T_d з перпендикуляром з точки T_i , а $i \in [2..d-1]$. Нехай (x_1, y_1) – координати точки T_1 , (x_d, y_d) – координати точки T_d . Запишемо рівняння прямих T_1T_d та T_iP_i у вигляді:

$$\begin{aligned} y &= k_1 \cdot x + b_1 \\ y &= k_2 \cdot x + b_2 \end{aligned} \tag{5}$$

де

$$\begin{aligned} k_1 &= \frac{y_d - y_1}{x_d - x_1}, \\ k_2 &= \frac{y_p - y_i}{x_p - x_i}, \end{aligned} \tag{6}$$

$$\begin{aligned} b_1 &= y_1 - x_1 \cdot k_1, \\ b_2 &= y_i - x_i \cdot k_2. \end{aligned}$$

Умова перпендикулярності прямих T_1T_d та T_iP_i має вигляд:

$$k_1 \cdot k_2 = -1. \tag{7}$$

Вираз для x_p отримаємо, зрівнявши обидва рівняння (5) та підставивши замість k_2 його значення, виражене з умови (7). Вираз для y_p отримаємо, підставивши отримане значення x_p у друге рівняння (5). У результаті матимемо:

$$x_p = \frac{b_2 - b_1}{k_1^2 + 1} \cdot k_1 \tag{8}$$

$$y_p = k_2 \cdot x_p + b_2$$

Відповідно радіус кривизни сегмента будемо визначати за формулою:

$$R = \max((x_i - x_p)^2 + (y_i - y_p)^2), \tag{9}$$

де аргументом функції \max виступає квадрат довжини перпендикуляра $T_i T_p$.

У результаті застосування вищенаведених розрахунків до всіх сегментів контуру буде отримана послідовність значень радіусів кривизни, де нульові значення відповідатимуть прямолінійним сегментам контуру, а відмінні від нуля – криволінійним. Графічно це можна показати за допомогою графіка розподілу радіусів вздовж контуру (рис. 4).

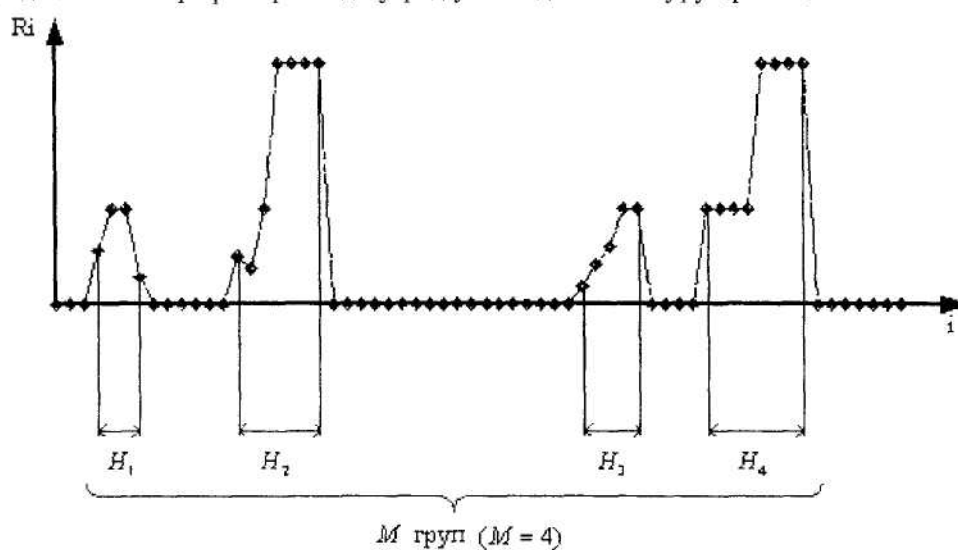


Рис. 4. Розподіл радіусів за групами

Крок, з яким вибираються сегменти, позначимо l – він може змінюватися від 1 до N , де N – кількість точок контуру. У першому випадку матимемо максимальну кількість сегментів, а в другому – мінімальну. Очевидно, що точність обчислення кривизни контуру буде тим більша, чим менший крок вибору сегмента, але тим більше і час обчислення.

На рис. 4 можна виділити чотири групи радіусів (H_1-H_4), які відрізняються від нуля. Ці групи відповідають викривленим ділянкам контуру, а проміжки між ними – прямолінійним. Загальною характеристикою кожної групи (викривленої ділянки) будемо вважати її усереднений ступінь кривизни (радіус), що обчислюється за формулою:

$$\bar{R}_j = \frac{\sum_{i=1}^{h_j} R_i}{h_j}, \tag{10}$$

де $j \in \{1..M\}$ (M – кількість груп);

h_j – кількість радіусів у складі j -ої групи;

R_i – i -ий радіус у складі групи.

Сукупною характеристикою всіх груп буде усереднений ступінь кривизни, що обчислюється за формулою:

$$K = \frac{\sum_{j=1}^M \bar{R}_j}{M}. \tag{11}$$

Формула (11) дає кінцевий результат – перший параметр, що характеризує форму поверхні контуру – середній ступінь кривизни.

Параметр K не може бути єдиною характеристикою, оскільки контури, які мають однакову форму поверхні, можуть мати різні розміри. Сам параметр K є незалежним від розміру і залежить тільки від форми поверхні. Якщо кілька контурів, з якими порівнюється контур з опорного зрізу, мають однаковий параметр K , то їх потрібно розрізнити за розмірами. Результатом пошуку буде контур, який за розмірами найближчий до опорного. Виходячи з вищесказаного, введемо другий параметр – периметр (P), що обчислюватиметься за формулою:

$$P = \sqrt{(x_1 - x_N)^2 + (y_1 - y_N)^2} + \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{(x_i - x_{i+1})^2 + (y_i - y_{i+1})^2}, \quad (12)$$

де N – кількість точок контуру.

Перший вираз у формулі (12) – це довжина відрізка, що з'єднує першу та останню точки контуру. Таким чином для порівняння контурів будемо обчислювати дві характеристичні функції:

$$\begin{aligned} F' &= |K_{on} - K_m|, \\ F'' &= |P_{on} - P_m|, \end{aligned} \quad (13)$$

де K_{on} , P_{on} – параметри опорного контуру;

K_m , P_m – параметри контуру моделі.

Параметри контуру моделі розраховуються один раз і зберігаються разом з описом контуру. У даному випадку дані, що характеризують контур – це числові параметри K та P . Відповідні параметри опорного контуру розраховуються одразу після його виокремлення зі зрізу і залишаються незмінними при порівнянні з усіма контурами моделі. Алгоритм пошуку місця розташування опорного зрізу на моделі, який являє собою процес пошуку на моделі контуру, подібного до опорного, виглядає так:

1. Розрахунок K_{on} та P_{on} за формулами (6)–(12).
2. Для всіх контурів моделі розраховується характеристична функція F' .
3. Вибираються всі контури, для яких $|F' - F'_{min}| \leq \varepsilon$ (ε – максимально можлива відмінність, при якій значення функцій визнаються тотожними).
4. Якщо обраний контур один, то він є найбільш подібним і переходимо на п. 8, якщо ні, то на п. 5.
5. Для контурів, обраних у п. 3, розраховується характеристична функція F'' .
6. Серед обраних контурів вибираються всі, для яких $F'' = F''_{min}$.
7. Якщо обраний контур один, то він є найбільш подібним і переходимо на п. 8, якщо ні, то контури є однаково подібними (за даними критеріями) – обираємо будь-який з них і теж переходимо на п. 8.
8. Кінець.

Перевірка розробленої методики

Для перевірки працездатності запропонованого методу пошуку подібного контуру застосуємо його для аналізу подоби зображень реальних органів. Як опорний було використано контур, отриманий з КТ-зрізу, на якому зображено кістки тазу. Як модель було використано сукупність контурів, що описують тазові кістки і які також були отримані з КТ-зрізів. Як було визначено в обмеженнях методу, для перевірки використано сукупність зрізів моделі, які належать до одного типу. Зображення контурів, що виступали як еталонні при перевірці, наведено на рис. 5, а контуру, який виступав у ролі опорного – на рис. 6.

Для перевірки алгоритму та розрахунків було використано прикладний пакет MathCAD®-2001 Professional. При тестуванні були використані такі параметри:

- розмір елементарного сегмента $d = 3$;
- крок перебору сегментів $l = 1$;
- параметр точності $\varepsilon = 0.01$.

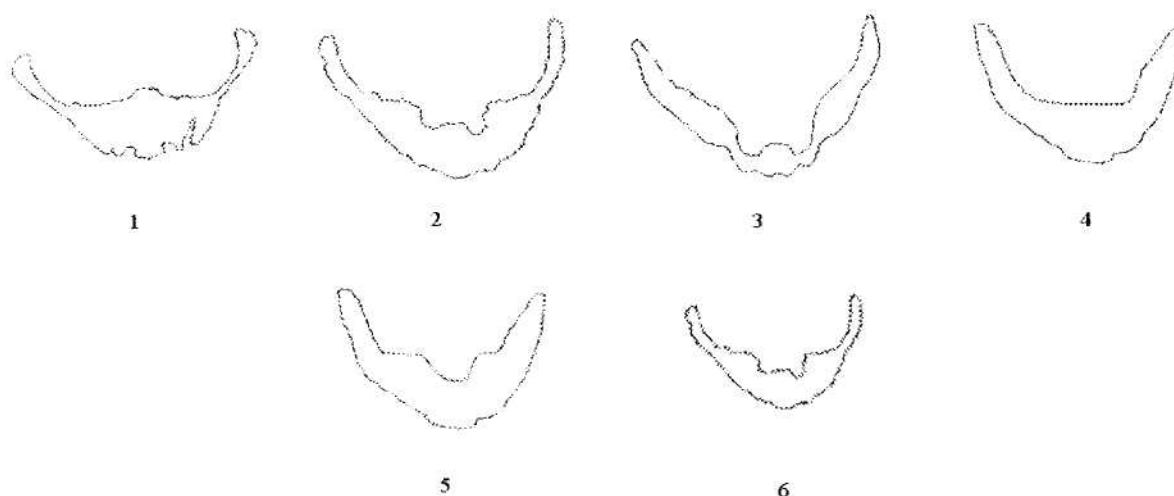


Рис. 5. Контури моделі при тестуванні



Рис. 6. Контур опорного зрізу при тестуванні

Для кожного контуру моделі та для контуру опорного зрізу було розраховано параметри K , P , F' , F'' . Результати розрахунків зведено до таблиці 1.

Таблиця 1

Результати обчислень при тестуванні

№ контуру на рис. 5	$K_{on}=1.023 P_{on}=445$			
	K	P	F'	F''
1	1.5600	435	0.5370	-
2	1.2527	513	0.2297	68
3	1.7217	435	0.6987	-
4	0.5709	387	0.4521	-
5	0.7689	397	0.2541	-
6	0.7947	191	0.2283	244

Як видно з таблиці, значення $F'_{min} = 0.2283$. Враховуючи параметр точності ε , вибираються контури 2 та 6 і для них обчислюється функція F'' . За характеристичною функцією F'' вибираємо один контур – 2. Тобто контур 2 серед наведених є найбільш подібним до опорного за формою та розмірами. З рис. 5 та 6 видно, що контур 2 дійсно є найбільш подібним до опорного контуру, а контур 6, який також був обраний подібним опорному, значно відрізняється від нього за розмірами. Таким чином, в результаті роботи запропонованого алгоритму знайдено місце опорного зрізу на моделі і воно співпадає з місцем контуру 2.

Результати дослідження

У результаті дослідження сформульовано критерії порівняння контурів та розроблений алгоритм їх застосування на етапі співвіднесення опорних контурів з апріорною моделлю у складі системи реконструкції 3D-зображень органів в умовах обмеженої вхідної інформації.

Розроблений алгоритм має такі переваги над методом "еластичного" співвіднесення характерних елементів:

- 1) компактність опису характерних особливостей контурів (всього два числових параметри незалежно від складності та розмірів);
- 2) спрощений алгоритм співвіднесення: пошук потрібного контуру ведеться шляхом простого порівняння параметрів і не потребує для кожного контуру застосування ітераційних алгоритмів, тобто зменшується час порівняння і з'являється можливість обробляти велику кількість апріорних контурів;
- 3) простий алгоритм розрахунку параметрів контуру, складність та структура якого є незалежними від складності та розмірів контуру;
- 4) алгоритм не чутливий до взаємного розташування контурів та їх орієнтації на площині на відміну від чутливого до початкового наближення методу "деформованих моделей".

Основний недолік запропонованої методики – можливість порівняння лише заздалегідь подібних контурів, тобто контурів одного типу. Проте у складі вищевказаної системи немає потреби у порівнянні довільних контурів, оскільки всі опорні контури та контури моделі заздалегідь можуть бути розсортовані за типами та видами в залежності від своїх характеристик (наявність та кількість отворів, їх взаємне розташування тощо). У випадку, якщо необхідно порівнювати довільні зображення, запропонованих критеріїв недостатньо і необхідно збільшувати їх кількість або використовувати метод "еластичного співвіднесення".

Висновки

У статті запропонована методика співвіднесення контурів органів, що дозволяє за сформульованими критеріями відшукувати серед апріорного опису контури, найбільш подібні за формою та розмірами до заданого. Розроблено алгоритм пошуку подібного контуру, працездатність якого підтверджена тестовою перевіркою на реальних КТ-зображеннях. Запропонована методика та алгоритм можуть бути використані як у складі системи реконструкції 3D-зображень в умовах обмеженої інформації, так і в інших випадках, коли виникає задача пошуку подібного за формою та розмірами об'єкта серед великої кількості подібних об'єктів одного типу (класу). При такому застосуванні запропонована методика та алгоритм спрощують процес співвіднесення та зменшують витрати на пошук у порівнянні з алгоритмом "еластичного співвіднесення", який використовує методу "деформованих моделей".

Напрямами подальших досліджень можуть бути вивчення впливу параметрів d , l , ε , на точність визначення подібних контурів та вибір їх оптимальних значень, оскільки у даній статті це питання розглянуто поверхнево і в алгоритмі були використані граничні значення цих параметрів. Також важливим питанням залишається розробка алгоритму розподілу контурів за типами та видами перед застосуванням наведеної методики.

ЛІТЕРАТУРА:

1. *McInerney T., Terzopoulos D* Deformable Models in Medical Image Analysis: A Survey. *Medical Image Analysis*, 1996, 1(2):91. – 108 p.
2. *Moshfeghi M.* Elastic matching of multimodality medical images. *CVGIP: Graphical Models and Image Processing*, 1991, 53:271. – 282 p.
3. *Kass M. et al.* Snakes: Active contour models. *International Journal of Computer Vision*, 1988, 1(4):321. – 331 p.
4. *Broit C.* Optimal Registration of Deformed Images. Ph.D. Dissertation, Computer and Information Science Dept., University of Pennsylvania, Philadelphia, PA.

БАБКОВ Віктор Світозарович – аспірант кафедри прикладної математики та інформатики Донецького національного технічного університету.

Наукові інтереси:

- комп'ютерна графіка в системах медичної діагностики;
- сучасні інформаційні технології в медицині, телемедицина.

E-mail: babkov@tr.dn.ua