

## РЕКОНСТРУКЦІЯ 3D-МОДЕЛЕЙ ОРГАНІВ В КОМП'ЮТЕРНІЙ ТОМОГРАФІЇ ПРИ ОБМЕЖЕНОМУ ОБ'ЄМІ ВХІДНИХ ДАНИХ

**В.С.Бабков**

Донецький Національний Технічний Університет

Кафедра ПМІ

[babkov@tr.dn.ua](mailto:babkov@tr.dn.ua)

### **Abstract**

*Babkov V. Reconstruction the 3D-model of organs in CT at a restricted volume of input data. In the article the problem of organs three-dimensional models reconstruction in CT at a restricted volume of input data is reviewed. The structure of a system for reconstruction is offered and the requirements for it are formulated.*

### **Вступ**

У наш час значну роль у діагностиці та спостереженні за різноманітними захворюваннями відіграє томографія – метод безруйнівного дослідження внутрішньої будови людського тіла. Принцип томографії оснований на опромінюванні об'єкта дослідження випромінюванням із визначеною довжиною хвилі та отриманні проєкційних даних за допомогою датчиків. У результаті багаторазового опромінювання отримується велика кількість проєкційних даних, яка дозволяє за допомогою спеціальних методів [1] відновити інформацію про щільність об'єкта у будь-якій його точці. Кінцевий результат реконструкції – матриця чисел Хаунсфілда. Число Хаунсфілда – величина, пропорційна середньому відносному лінійному ослабленню в елементарному елементі об'єму. У найпростішому випадку, якщо у відповідність числам Хаунсфілда поставити градації чорно-білого кольору, то отримується зображення внутрішньої будови для відповідної ділянки об'єкта дослідження. У сучасній медицині використовуються різні методи отримання таких зображень [2]:

- однофотонна комп'ютерна томографія (single-photon computed tomography - SPECT);
- позитронна емісійна томографія (positron emission tomography - PET);
- рентгенівська комп'ютерна томографія (x-ray computed tomography - CT);
- магнітно-резонансна томографія (magnetic resonance imaging - MRI).

Кожний з цих методів має свої переваги при дослідженні різних органів, але при цьому всіх їх поєднує те, що в результаті лікарі отримують зображення внутрішньої будови або людського тіла в цілому, або окремих органів.

Важливою задачею є побудова комп'ютерних тривимірних моделей окремих органів та ділянок людського тіла на основі зображень, отриманих за допомогою однієї з вищевказаних технологій. Такі моделі можуть бути використані та з успіхом використовуються в іноземній медичній практиці при плануванні хірургічних операцій, діагностуванні та спостереженні за станом хворих органів у травматології, онкології та ін. напрямках лікування, у якості тренажерів – при навчанні лікарів та як потужний інструмент у медичних наукових дослідженнях.

### Обмеженість вхідних даних для реконструкції 3D-моделей

Важливими параметрами томографа, що впливають на якість відновлення зображення є товщина шару сканування та просторова розрізнявальна спроможність. Згідно з [3,4], у сучасних томографів (“General Electric”, “Toshiba”) значення цих параметрів лежать у межах 0.8-10 мм та 0.32-5 мм, відповідно.

На жаль, у вітчизняній медичній практиці більш доступними є томографи застарілих типів, що забезпечують набагато гірші параметри зображення. До того ж через економію коштів на дослідження найчастіше використовують таку схему:

- пацієнт проходить дослідження на томографі;
- лікар, що обслуговує томограф, вибирає серед великої множини зрізів ті, які на його думку містять найважливішу інформацію про об’єкт дослідження (орган, ділянку тіла і т.д.);
- обрані зрізи друкуються на плівці та передаються лікарю, який лікує пацієнта;
- на основі отриманих зрізів лікар робить висновки про стан хворого, хід лікування та ін.

У цьому випадку вартість дослідження визначається кількістю зрізів, які будуть друкуватися на плівці. При такій схемі отримання зрізів кінцевий користувач – лікар практично не має можливості отримати об’ємне тривимірне зображення органа чи ділянки, які його цікавлять. Зумовлено це тим, що в його розпорядженні опиняється лише обмежена кількість зрізів. На рис.1 показано приклад розташування зрізів, взятий із практики (при створенні ілюстрації використано матеріали з web-сторінки [http://www.bonesdoctor.com/sacroiliac\\_dysfunction.html](http://www.bonesdoctor.com/sacroiliac_dysfunction.html)). Відстань  $L$  на рисунку перевищує товщину шару сканування (10мм). Тобто на цій відстані відсутні 5 зрізів, і, як можна бачити з рисунка, наявної інформації недостатньо для їх відновлення у тривимірній моделі.

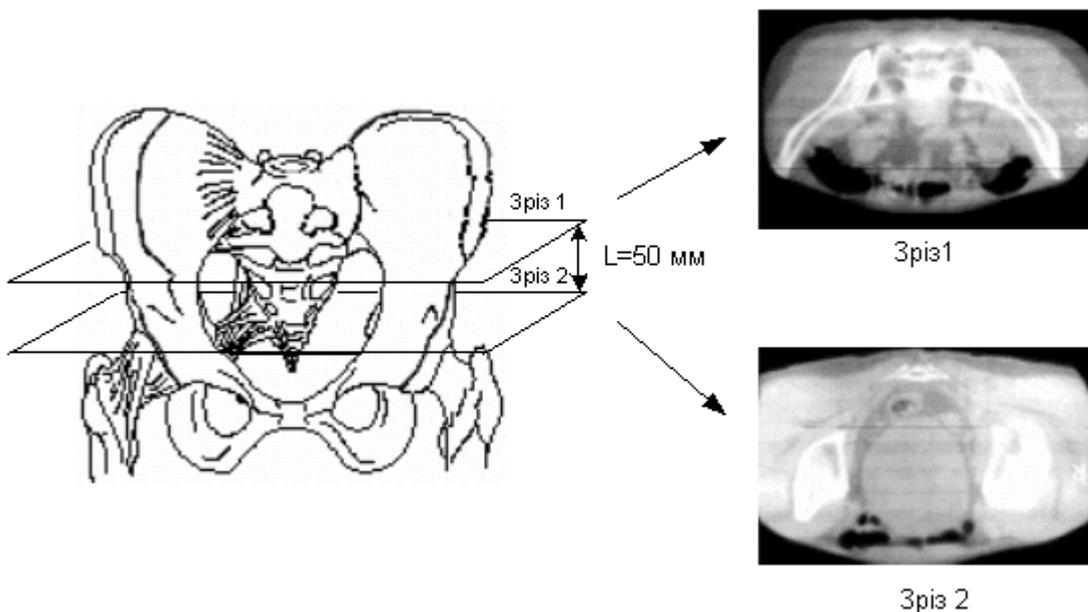


Рис. 1 – Приклад розташування зрізів (для кісток тазу)

До того ж товщина шару 10 мм замала для побудови якісної тривимірної моделі, оскільки людські органи мають складну мінливу форму і на такій відстані можуть відбуватися зміни у формі та структурі об'єкта дослідження, які не будуть відображені у зрізі. Застосування у цьому випадку звичайних методик відновлення за зрізами тривимірного зображення, які реалізовані у готових програмних продуктах, неможливе. Таке програмне забезпечення зорієнтоване на безпосередній зв'язок з томографом і через це працює при наявності практично необмеженої кількості зрізів. При вищевказаній схемі збільшення кількості зрізів приведе до невиправданого збільшення витрат на дослідження через необхідність друкувати величезну кількість зрізів.

Виходом у даному становищі може бути розробка методики відновлення тривимірного зображення при обмеженій кількості зрізів, але з якістю та адекватністю, які б дозволяли виконувати діагностування стану пацієнта.

### **Методика реконструкції**

Взагалі, найбільш поширеною задачею є отримання тривимірних моделей окремих органів – так звана “хірургія без ножа”, коли з-поміж оточуючих тканин виокремлюється орган (органи), для яких і відбувається реконструкція. При цьому принцип реконструкції полягає в наступному:

- виокремлюються контури органа на кожному 2D-зрізі і отримані зображення поєднуються в тривимірну модель;
- виокремлення контурів органа відбувається безпосередньо у тривимірному об'ємі даних.

Вибір одного із вищенаведених методів визначається структурою даних та способом обміну даними між етапом перетворення проєкційних даних в зображення та етапом їх обробки. Очевидно, що в даному випадку можливе застосування лише першого методу, оскільки в наявності лише сукупність 2D-зрізів. Існує велика кількість методів виокремлення контурів органа на двовимірному зрізі, бо фактично ця задача – це пошук на зображенні меж ділянок, які за деякими ознаками відрізняються від оточуючих об'єктів. Розв'язанню такої задачі в літературі приділяється багато уваги.

Наступний етап – поєднання зрізів у тривимірну модель у порівнянні із звичайними алгоритмами ускладнюється тим, що зрізи відстоять один від одного на великій відстані і інформація про будову об'єкта на цій відстані відсутня. У літературі присутня інформація про системи, що дозволяють відновлювати тривимірне зображення навіть при наявності одного зрізу, але в даному випадку ставиться задача побудови максимально адекватної моделі з урахуванням всіх особливостей реального об'єкта, відображеного на зрізах, та з максимальною ефективністю обробки.

Вже запропонований у літературі шлях розв'язання цієї проблеми – використання апріорної інформації про будову відповідного органа чи ділянки. У даному випадку пропонується наступна схема реконструкції:

- на 2D-зрізах виокремлюються контури шуканого органа (далі такі зрізи будемо називати опорними);
- опорні зрізи співвідносяться з апріорним описом і відшукується модель, яка за своїми параметрами найбільше їм відповідає;
- недостатні зрізи отримуються з обраної моделі при цьому їх форма корегується у відповідності до особливостей опорних зрізів;
- зрізи поєднуються в 3D-модель, яка візуалізується.

Поняття “опорні зрізи” використовується у тому сенсі, що зображення, які отримує лікар, звичайно містять інформацію про найбільш специфічні частини органа (хворі, ушкоджені та ін.) на відміну від відсутніх зрізів, які мають звичайний (здоровий) вигляд.

У відповідності до наведеної схеми реконструкції пропонується наступна структура системи, призначеної для відновлення 3D-моделей органів при обмеженій кількості вхідних даних: рис.2.

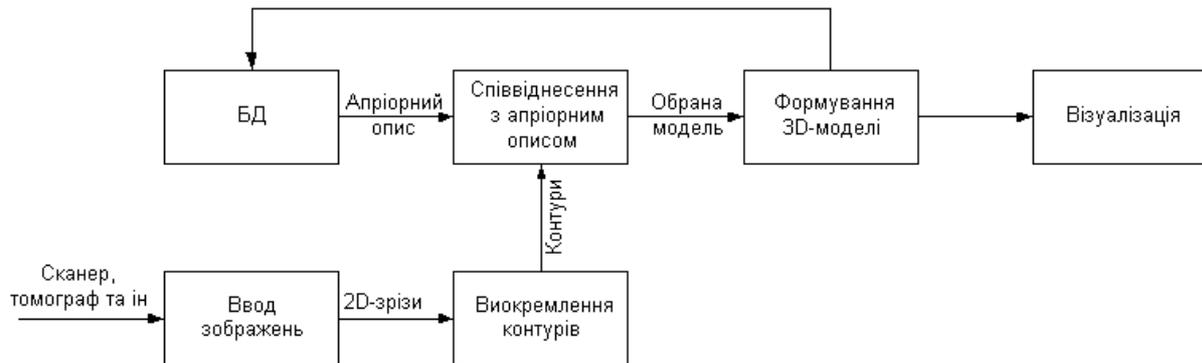


Рис.2 – Структура системи реконструкції 3D-моделей органів при обмеженій вхідній інформації

Розглянемо детально елементи наведеної структури.

*Введення зображень.* Етап вводу зображення передбачає перетворення інформації з вигляду, в якому вона надходить до лікаря у вигляді, придатний до обробки за допомогою алгоритмів реконструкції. Як було сказано вище, звичайно зображення надходять у вигляді знімків на рентгенівській плівці, тому введення інформації зводиться до сканування знімків та їх попередньої обробки (підвищення освітлення, контрасту та ін.). Результатом обробки є 2D-зображення опорних зрізів.

*Виокремлення контурів.* Контур органу на кожному двовимірному зрізі виокремлюється за допомогою одного з відомих методів визначення меж на зображенні, відомих як методи сегментації (segmentation). При цьому метод повинен забезпечувати максимальну якість визначення меж органу, оскільки отриманий контур буде використовуватися для пошуку апіорної моделі і точність пошуку напряму залежить від точності визначення контуру.

*БД.* База даних містить апіорну інформацію про будову органу чи ділянки тіла. Звичайно людські органи – це об’єкти з великим ступенем неповторності, тому зберігання інформації про всі можливі форми хоча б одного органу практично неможливе. Але загальна конфігурація органів в цілому подібна у представників різних вікових, статевих та вагових категорій. Таким чином важливою задачею є розробка способу зберігання апіорної інформації для мінімізації розміру БД (її компактності) та досягнення її універсальності. Під універсальністю розуміється можливість використання даної БД для реконструкції не одного органу, а максимально можливої кількості їх типів без зміни загального алгоритму реконструкції.

*Співвіднесення з апіорним описом.* Задача співвіднесення реальних зображень з апіорним описом пов’язана з необхідністю розробки критеріїв для порівняння

апріорної моделі та реального контуру. Розроблені критерії повинні, по-перше, забезпечувати пошук апріорної моделі, яка найбільше відповідає опорним зрізам, а по-друге, дозволяти визначити розташування опорних зрізів на моделі. Тобто цей етап повинен давати інформацію про ділянки, які відсутні на опорних зрізах, але можуть бути відновлені з апріорної моделі.

*Формування 3D-моделі.* Звичайно ділянки, отримані на попередньому етапі, лише подібні до відсутніх, бо в кожній людині орган є унікальним з усіма своїми особливостями (розмірами, формою, можливими патологіями та відхиленнями від норми). Через вищенаведені причини пряме використання апріорної моделі для утворення вкупі з опорними зрізами повної 3D-моделі неможливе. Апріорна модель повинна бути пристосована до опорних зрізів з урахуванням їх особливостей. Наведемо приклад: нехай опорний зріз містить отвір, який є патологією. Звичайно обрана апріорна модель не містить інформацію про такий отвір, тому при її безпосередньому використанні при побудові 3D-моделі ми отримаємо зображення, в якому такий отвір буде присутній лише в одному тонкому шарі, що відповідає опорному зрізу. В такому випадку на 3D-моделі буде практично неможливо визначити розташування отвору та його наявність. Якщо ж модель буде адаптована до особливостей опорних зрізів, то отвір буде утворено і в деякій кількості оточуючих зрізів таким чином, щоб лікар мав можливість за допомогою 3D-моделі визначити його наявність та оцінити розміри та розташування. Все вищесказане відноситься і до інших можливих особливостей органа (отворів, щілин, сколів, пухлин, наростів та ін.). Таким чином, система повинна забезпечувати адаптованість моделі до реальних умов – реального зображення.

На структурі системи (рис.2) присутній зворотній зв'язок етапу формування 3D-моделі та бази даних. Цей зв'язок забезпечує такий важливий фактор як накопичуваність даних. Під накопиченням даних фактично розуміється здатність системи збирати інформацію про сформовані 3D-моделі і на її основі поповнювати БД та корегувати інформацію в ній для забезпечення більш ефективної роботи алгоритму реконструкції з наступними зображеннями. Такий принцип роботи – це *самонавчання* системи. Важливою задачею в цьому напрямку є розробка алгоритму збору даних про отримані 3D-моделі та їх аналізу для поповнення та корегування БД.

### ***Вимоги до системи реконструкції 3D-моделей***

Базуючись на вищенаведених принципах роботи системи реконструкції 3D-моделей органів в умовах обмеженої вхідної інформації, можна сформулювати наступні вимоги, яким повинна задовольняти система, для забезпечення максимально якісної, адекватної та ефективної реконструкції:

*Адаптованість 3D-моделі* – здатність формувати модель, яка враховує особливості будови органа, виявлені на опорних зрізах.

*Універсальність* - можливість використання системи для реконструкції не одного типу органа, а максимально можливої кількості їх типів без зміни загального алгоритму реконструкції.

*Компактність апріорного опису* – здатність при обмеженому об'ємі БД зберігати максимальну кількість апріорних описів форми різноманітних органів з урахуванням можливості доповнення та зміни описів в процесі функціонування системи.

*Самонавчання системи* – здатність системи аналізувати 3D-моделі, які формуються в процесі реконструкції та на їх основі формувати нові апіорні описи, які дозволять більш ефективно виконувати реконструкцію в майбутньому.

### **Висновки**

У статті розглянуто проблему реконструкції 3D-моделей органів в умовах, коли вхідні дані для реконструкції мінімальні, що має місце у вітчизняній медичній практиці. Запропоновано структуру системи для реконструкції в даних умовах з високим рівнем адекватності. При цьому сформульовано задачі, які повинні бути вирішені при розробці такої системи та вимоги до неї. Створення такої системи дозволить лікарю навіть при наявності застарілого обладнання та недосконалій схемі проведення досліджень отримати якісну 3D-модель об'єкта дослідження. Наявність такої моделі дозволить підвищити ефективність діагностики захворювань та спостереження за станом пацієнта при лікуванні.

### **Література**

1. Хермен Г. Восстановление изображений по проекциям: Основы реконструктивной томографии. Пер. с англ. – М.: Мир, 1983 – 352 с.
2. Farrell E.J. et al. Graphical 3D Medical Image Registration and Quantification. J-Med-Sys 1997 Jun, VOL: 21 (3), P: 155-72
3. <http://www.gemedicalsystems.com/rad/ct/products> (05.07.2002)
4. <http://www.radiology.ru/vendor/toshiba/> (05.07.2002)

Поступила в редакційну колегію 15.07.2002