УДК 681.3.02.021:519.1
Т. Рафа

ОБГРУНТУВАННЯ НЕОБХІДНОСТІ ІМІТАЦІЙНОГО МОДЕЛЮВАННЯ РЕНТГЕНІВСЬКОГО КОМП'ЮТЕРНОГО ТОМОГРАФА

Зважаючи на високу ефективність комп'ютерної томографії для раннього виявлення патологій колінного суглоба, потрібно розробляти методи та засоби для зниження інвазивності діагностичних процедур та підвищення якості діагностичних зображень. Для вирішення цієї задачі в даній роботі пропонується використання локальних томографів, які дають можливість отримати високоякісні зображення січень внутрішніх структур досліджуваного біооб'єкта при мінімальному опроміненні пацієнта. При їх проектуванні важливу роль відіграє правильний вибір алгоритмів, параметрів, характеристик та структури. Використання при цьому імітаційної моделі у вигляді програми на ком'ютері дозволяє вибрати оптимальні варіанти та значення параметрів при мінімальних матеріальних та часових затратах.

Використання в сучасній медичній практиці традиційних методів рентгенографії та рентгеноскопії обмежене їх низькою ефективністю для задач діагностики м'яких тканин та виявлення на ранніх стадіях порушень у тих частинах скелету людини, що частково або повністю складаються з губчатої речовини, або мають складні топографо–анатомічні особливості, хоча, як відомо з медичної статистики, саме в них локалізується більше 60% патологічних процесів пухлинної і загальної природи, що виникають у кісткових тканинах [2,3]. Зокрема, дуже поширені артрити і туберкульоз колінного суглобу, які найкраще піддаються лікуванню при їх виявленні на передартритній стадії, коли вогнища деструкції мають розміри 0,4–1,5 см. Але при проведенні рентгенографії колінного суглобу внаслідок накладання тіней різношарових структур не вдається виявити ушкоджені області розмірами, меншими ніж 1,5–2 см, оцінити стан м'яких тканин, диференціювати стадії і фази розвитку патологічного процесу [2,6].

Підвищити роздільну здатність та контрастність діагностичних зображень дозволяє використання методу реконструктивної обчислювальної (комп'ютерної) томографії. Зображення розподілу густини речовини у тонкому шарі біооб'єкту одержуються шляхом обробки проекцій, одержаних під різними ракурсами по певному алгоритму з використанням обчислювальної техніки. За одержаними зображеннями січень внутрішніх структур досліджуваного біооб'єкту вдається проводити ранню діагностику патологій як кісткових, так і м'яких тканин завдяки відсутності ефектів накладання, що мають місце на рентгенівських фотознімках, одержаних проекційним способом та високій роздільній здатності по густині в кожній точці січення.

Одним з основних недоліків існуючих комп'ютерних томографів є висока доза опромінення пацієнта при скануванні. Вирішення проблеми зменшення інвазивності методу тісно пов'язано з низкою математичних та фізичних проблем.

Для ефективного розв'язання задачі знаходження розподілу речовини в січенні за проекціями потрібно поставити її в рамках адекватної моделі. При побудові такої моделі виниають також певні труднощі. З фізичної точки зору важко точно описати взаємодію випромінювання з речовиною досліджуваного біооб'єкту для реального випадку, коли не забезпечується монохроматичність

та колімованість випромінювання, стаціонарність у часі як характеристик випромінювання, так і його детекторів.

Математичні проблеми пов'язані з тим, що задача реконструкції відноситься до класу обернених задач і є некоректною [4]. За умови наявності у проекційних даних похибок випадкового характеру, які можуть бути спричинені нестабільністю параметрів досліджуваного біооб'єкту, квантовою природою рентгенівського випромінювання, за допомогою якого формується зображення, похибками апаратури, розв'язок задачі реконструкції буде нестійким. Для одержання стійкого розв'язку необхідно проводити регуляризацію. При цьому для досягнення максимальної якості зображення велике значення має вибір способу регуляризації та виду регуляризаційних функцій. В існуючих системах регуляризацію проводять, як правило, шляхом просторової фільтрації з домноженням частотної характеристики фільтру на певний регуляризаційний множник.

Вибір конкретного виду регуляризаційного множника залежить від характеристик зображення та шуму і потребує подальшого дослідження. Регуляризаційний множник є функцією просторових частот та параметру регуляризації α. При $\alpha=0$ регуляризація не проводиться, із збільшенням α зменшується вплив шумів, але втрачається частина інформації. Вибір конкретного значення α пов'язаний з очікуваною інтенсивністю спотворень зображення на основі апріорної інформації про досліджуваний біооб'єкт та характеристики похибок.

Вибір оптимального значення параметру регуляризації α можна здійснювати принаймі трьома шляхами [1,5]:

— шляхом обчислення на основі апріорних відомостей про зображення, що реконструюється;

— за допомогою ітераційної процедури оптимізації;

— при допомозі ручного підбору параметру регуляризації.

Перший спосіб вибору параметру регуляризації може розглядатись як оптимальна фільтрація згідно певного критерію: співвідношення сигнал/шум, мінімальної середньоквадратичної похибки тощо. Проте, цей спосіб не має широкого практичного застосування, бо часто ми не маємо наперед відомих об'єктивних даних про характеристики зображення досліджуваного біооб'єкту та шумів, що накладаються на нього.

У другому методі вибір оптимального значення параметру ругуляризації здійснюється виконанням ітераційної процедури. Розв'язується задача оптимізації, параметром оптимізації виступає α. Питання вибору критерію оптимізації на сьогоднішній день залишається відкритим. Традиційні критерії якості (відношення сигнал/шум, середньоквадратичне відхилення) для томографічних зображень не завжди підходять. Для їх використання зображення повинно бути стаціонарним і мати закони розподілу випадкових величин у кожній точці близькі до нормальних. Крім перерахованих вище недоліків, ітераційний метод потребує значних обчислювальних ресурсів та часових затрат.

Третій спосіб дещо подібний до другого, проте, оцінку якості зображеня проводить людина. "Оптимальне" зображення одержується після виконання кількох циклів реконструкції з різними значеннями параметру α. Оператор, аналізуючи одержані зображення і підбираючи значення α , може вибрати "найкраще" значення параметру регуляризації. Такий метод підбору є досить ефективним на етапі експериментальних досліджень.

Доза опромінення пацієнта при діагностуванні Існуючими томографами, які як правило є універсальними, значно перевищує дозу опромінення при традиційній рентгенодіагностиці, що значно обмежує використання методу для виявлення порушень в організмі на ранніх стадіях розвитку хвороби. Спроби зменшення дози опромінення ведуть до ускладнення алгоритмів обробки, збільшеня похибок та значного погіршення якості реконструйованих зображень. Вирішити проблему зниження інвазивності та підвищення якості зображень може створення локальних томографів, призначених для діагностики конкретного органу чи тканини. Врахування апріорної інформації про характеристики досліджуваного біооб'єкту дозволить підібравши оптимальні по відношенню до нього варіанти алгоритму, функції та параметри регуляризації тощо, одержати якісні зображення при мінімальних дозах опромінення.

При проектуванні і створенні локальних томографів особливо актуальним є проведення моделювання процесів одержання проекцій та реконструкції томографічних зображень. Оскільки для кожного органу чи тканини потрібно створювати свій локальний томограф, то з точки зору економічних та часових затрат для остаточного визначення параметрів, деталей алгоритму, потенційної точності реконструкції, вибору регуляризаційної функції, визначення оптимальної структури томографа, перевірки адекватності вибраної моделі та визначення області її застосування зручно використовувати імітаційну модель. Складність томографа, інвазивний характер випромінювання, велика кількість варіантів та параметрів, що їх необхідно підбирати, унеможливлюють проведення досліджень з використанням натурної моделі томографа. Крім виграшу у часі і у матеріальних затратах, імітаційна модель часто дозволяє дослідити такі характеристики, які неможливо виявити, експериментуючи з реальним діагностичним пристроєм.

Імітаційну модель найзручніше створювати у вигляді комп'ютерної програми мовою високого рівня. Така програма повинна моделювати як процеси, що відбуваються при одержані проекцій (взаємодії скануючого випромінювання з речовиною), так і саму реконструкцію. Програма повинна повністю охоплювати всі особливості обраних фізичної та математичної моделей. В ній потрібно передбачити можливість вибору різних алгоритмів, типів регуляризації, характеристик зображень і шумів, інших параметрів тощо.

Серед проблем при створенні імітаційної моделі однією з основних є проблема вибору критерію оцінки якості реконстрюйованих зображень. Похибки реконструкції січень біооб'єкту становлять собою випадкові поля, часто неоднорідні в просторі і нестаціонарні в часі. Неоднорідність пов'язана з неможливістю забезпечення точного переміщення рухомих частин скануючої системи, особливостями алгоритмів обробки. Нестаціонарність пов'язана з різного роду періодичними і неперіодичними процесами, що проходять в живому організмі під час сканування, механічними переміщеннями окремих органів і пацієнта вцілому, зміною характеристик джерел випромінювання та його детекторів. Взаємодія випромінювання з речовиною біооб'єкту часто має нелінійний характер, відбуваються вторинні ефекти, коефіцієнт поглинання рентгенівського випромінювання залежить від інтенсивності самого випромінювання, нелінійними можуть бути і характеристики детекторів. При використанні низьких доз випромінювання з метою зменшення шкідливого впливу на пацієнта, проявляється квантова природа рентгенівського

випромінювання, похибка в такому випадку має закон розподілу, відмінний від гаусового.

Вищеназвані характеристики зображень (неоднорідність, нестаціонарність, нелінійність, негаусовість) не дозволяють використовувати для оцінки якості реконструйованих зображень традиційні критерії (відношення синал/шум, критерій мінімальної середньоквадратичної похибки тощо). Потрібно шукати нові критерії, які б більш точно відповідали характеристикам похибок та структурі простору зображень.

При створенні моделі велику увагу слід приділити вивченню тих умов, для яких певна модель буде адекватною. Здійснивши правильний вибір моделі, можна створити і відповідний критерій якості зображень, на основі якого проводити їх оптимальну обробку.

В ряді випадків добрих результатів можна досягти і при використанні простіших моделей. Зокрема, нестаціонарністю в часі характеристик біооб'єкту можна знехтувати, якщо скануюча система здійснюватиме відбір інформації за час, достатньо короткий для того, щоб в організмі не відбулися суттєві зміни, або коли діагностуватиметься орган, зміни в якому відбуваються протягом досить тривалого часу (наприклад, колінний суглоб).

Важливе місце в процесі одержання високоякісних зображень займає вибір алгоритму реконструкції. Правильний вибір алгоритму реконструкції дозволяє звести до мінімуму неоднорідність похибок зображення. При цьому велику роль відіграє спосіб інтерполяції при переході з прямокутної системи координат в полярну і назад. При використанні сучасних скануючих систем, особливо з електронним скануванням, похибки за рахунок нелінійності зводяться до мінімуму.

Різні алгоритми мають різну потенційну точність, різну чутливість до похибок, різну швидкодію та потребу в обчислювальних ресурсах, тому остаточний вибір одного з них залежить як від конкретних застосувань, так і від властивостей самих зображень і шумів. Для реалізації алгоритму реконструкції потрібно створювати спеціалізовані обчислювальні пристрої, що дозволять отримувати реконструйовані зображення за достатньо короткий час. Внаслідок обмеженої розрядності таких обчислювальних пристроїв вносяться додаткові похибки у реконструйоване зображення. Аналіз впливу цих похибок на якість зображення, способів їх зменшення, залежності їх величини від розрядності є ще одним із етапів розробки комп'ютерних томографів. Імітаційна модель, що враховує особливості апаратної реалізації, дозволить вибрати розрядність, структуру спеціалізованих обчислювальних пристроїв, що забезпечать мінімальні похибки при мінімальних апаратних затратах.

Одержати високоякісні томографічні зображення при низьких дозах опромінення пацієнта можна лише при використанні локальних комп'ютерних томографів, структура, алгоритми та параметри яких максимально адаптовані до досліджуваного біооб'єкту. Використання імітаційної моделі для проектування таких томографів дозволяє швидко і з найменшими затратами вибрати оптимальні варіанти та параметри для діагностики конкретного органу чи навіть конкретної патології. Результати проведених обчислювальних експериментів підтвердили можливість одержання оптимального значення параметру регуляризації α шляхом "ручного підбору" за допомогою програми імітаційного моделювання.

Summary: The method of X-ray computerized tomography is widely used in modern medicine but an irradiation dose during diagnostics is too large. The problem of invasion

reducing is connected with ill-posed nature of reconstruction and regularization. To solve this problem the local specialized tomographs must be designed. The computer simulation model helps in designing of the local tomographs and allows to carry out an optimal regularization parameter value selecting at the shortest time.

Література

1. Алгоритмы реконструкции с использованием интегральнх преобразований. / Р.М.Луитт. // ТИИЕР: Пер. с англ., 1983.- т.71.- №3.- С.125–147.
2. Каган Е.М. Томография костей и суставов (туловища и конечностей). -М.: Медицина, 1964.- 268 с.
3. Милько В.И. и др. Рентгенология: Учебник для студентов медицинских институтов. — Киев: 1983.- 320 с.
4. Тихонов А.Н. Математические задачи компьютерной томографии. —М.: Наука, 1987.-158 с.
5. Троицкий И.Н. Статистическая теория томографии. —М: Радио и связь, 1989.- 240 с.
6. Файзиев, Хамидулла Ф. Коленный сустав в томографическом изображении. —Ташкент: Медицина, 1966. -260 с.
7. Selecting of Regularization Parameter of X-Ray Tomography by Computer Simulation Model./Rafa T.//Proc. 13-th Biennial International Conference Biosignal'96. Analysis of Biomedical Signals and Images.-Brno, 1996.-P.101-103.