

УДК: 681.3:616:681.3.06

КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ: СУЧАСНІ ПРОГРАМИ ПОСТОБРОБКИ ТА ЇХНІ МОЖЛИВОСТІ

Бобровнік Ю. А.

Інженер компанії «Юнайтед Медікал Сервіс» — офіційного дистриб'ютора компанії «Дженерал Електрик Медікал Системз» в Україні

Нарівні з постійним удосконалюванням технічних параметрів КТ-сканерів усе більше зростає значення програм постобробки, що дають змогу значно розширити діагностичні можливості комп'ютерної томографії.

Разом із різними варіантами програм мультипланарної (MPR) і тривимірної (3D) реконструкції, котрі існують уже понад 10 років, поява програм для визначення ступеня кальцифікації коронарних судин, оцінки церебральної перфузії, програм колонографії, кардіологічних досліджень тощо, — дійсно привносить у комп'ютерну томографію елементи функціональної діагностики, відкриваючи нові й нові можливості.

Метою даної статті є спроба дати короткий огляд таких програмних засобів і їхніх діагностичних можливостей на прикладі програм, які пропонує компанія «Дженерал Електрик Медікал Системз».

Насамперед про програми мультипланарної і тривимірної реконструкції.

Мультипланарна реконструкція

Програми MPR давно вже стали практично в усіх моделях КТ усіх виробників стандартним інструментарієм, використовуваним для побудови перерізу об'єкта у будь-якій площині, відмінній від аксіальної. І, мабуть, відносно новою є можливість побудови перерізу по кривій, що дає змогу робити переріз уздовж судини, кістки чи іншого видовженого об'єкта. Корисність цієї програми для дослідження об'єктів, розташованих перпендикулярно до площини сканування (як, наприклад, хребет), досить очевидна, хоча є й обмеження, про які йтиметься нижче.

Тривимірна реконструкція

Шановні читачі, як і автор цих рядків, оглядаючи стенди медичних виставок, напевне спостерігали на екранах моніторів «шикарні» тривимірні зображення органів, розфарбовані усіма кольорами райдуги, і чули захоплені, закличні вигуки продавців: «Подивіться на наш тривимірний томограф новітньої розробки!» Подібна рекламна політика призвела до того, що питання покупця «А ваш томограф тривимірний?» стало вже мало

не першим під час вибору томографа. У зв'язку з цим хотілося б сказати таке. Алгоритми тривимірної реконструкції з'явилися ще в середині 80-х років і застосовувалися навіть для аксіальних (не спіральних) томографів.

Спіральний режим, аж до появи останніми роками багат шарових томографів, не вніс істотних змін. Річ у тім, що для отримання якісного тривимірного зображення є кілька істотних технічних обмежень.

Перше — це роздільна здатність томографа уздовж так званої z-осі — у напрямку, перпендикулярному до площини томограми. Очевидно, що роздільна здатність визначається товщиною шару, який сканується, тобто товщиною колімації пучка випромінювання. Звичайно цей параметр задають рівним 10 мм, зрідка 5 мм, через що якість тривимірного об'єкта, у даному разі деталізація його форми та розмірів, виявляється неприпустимо низькою. Зрозуміло, що поліпшити роздільність можна, зменшуючи товщину шару. Для більшості томографів її мінімальне значення становить 1 мм. Перед лікарем постає дилема: для сканування органа завдовжки 10 см виконати 10 сканувань з товщиною шару 10 мм чи 100 сканувань з товщиною шару 1 мм. І йдеться навіть не про витрати часу на сканування та реконструкцію — спіральний томограф може зробити це за кілька хвилин. Річ у тім, що колімація променя здійснюється шляхом зближення пластин коліматора таким чином, щоб у щілину між ними потрапляла лише частина первинного пучка випромінювання, генерованого трубкою. Отже, у разі зміни товщини шару з 10 мм на 1 мм, досліджуваного об'єкта й блока детекторів досягає лише 10% генерованої потужності, а 90% відсікаються коліматорами. Більш того, зменшення кількості квантів, що реєструє детектор, у 10 разів природним чином зумовлює зростання шуму зображення більш як у 3 рази (квадратний корінь з 10), а отже, і значне погіршення роздільності за густиною. Компенсувати цю втрату можна лише відповідним збільшенням потужності випромінювання, чого найчастіше неможливо досягти технічно — через



MPR



3D surface



Volume Rendering

потужності генератора та теплові обмеження трубки.

Оскільки рентгенівська трубка є найдорожчим витратним ресурсом томографа, такі режими сканування може собі дозволити хіба що той, хто бажає власним коштом обігрівати доквілля.

Друга істотна причина, що обмежує застосування 3D-реконструкції, пов'язана з тим, що реально в автоматичному чи напівавтоматичному режимі можуть бути виділені (відділені одне від одного) тільки ті органи й тканини, рентгенографічна густина яких значно різниться. Фактично такими є лише кістки та великі судини, заповнені контрастною речовиною. Виділення інших органів вимагає таких значних витрат часу й терпіння та має такий неоднозначний результат, що може скоріше призвести до неправильного діагнозу, ніж полегшити його встановлення. Тому на практиці 3D-реконструкція застосовується не як діагностичний інструмент, а як можливість для лікаря-діагноста подати результат діагностики у зручному для демонстрації вигляді колезі хірургу, консилиуму, для презентації, захисту дисертації тощо. Заради справедливості слід зауважити, що другий недолік більш притаманний алгоритмам 3D-реконструкції під спільною назвою Shaded Surface Display, або Відображення поверхні напівтінями, у яких тривимірний об'єкт зображено його поверхнею, на котрій півтони відображають її форму, а різні кольори застосовані для позначення різних органів. Протягом останніх приблизно п'яти років, окрім цього алгоритму, застосовується алгоритм Volume Rendering, або Об'ємне відображення (перетворення), у якому кожній точці об'єму (вокселу) надається певна яскравість відповідно до рентгенівської щільності цієї точки. При цьому з'являється можливість бачити не тільки форму органів та їхнє взаємне розташування, а й внутрішню їхню структуру; крізь менш щільні (а отже, менш яскраво відображувані) тканини бачити більш щільні: приміром, бачити судини, що пронизують тканину, кальцифікати, ущільнення. Зав-

вичай при цьому не стоїть завдання чітко окреслити контури органа. Навпаки, органи видно разом із можливими аномаліями: проростанням пухлини з тканини в тканину, спайками тощо.

Тільки з появою останніми роками багатощарових томографів, що сканують за один оберт гентрі одночасно 4 й більше шарів (на сьогодні 8 і 16), інструмент 3D-реконструкції починає набувати діагностичного значення. Причина в тім, що такий томограф за одну-дві хвилини сканування видає кількості зображень тонких шарів, проаналізувати які традиційним переглядом за прийнятний час лікар вже не в змозі. Тому 3D-реконструкція допомагає визначити локалізацію патології, після чого аналізувати тільки потрібні шари. На жаль, таких томографів серед загальної маси встановлених небагато, однак їхня кількість швидко зростає.

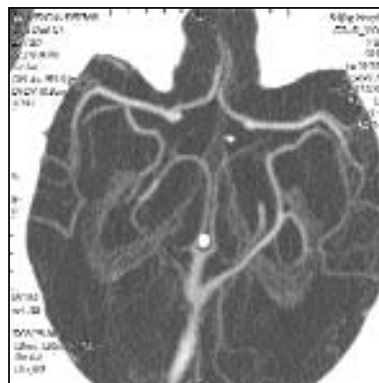
Віртуальна ендоскопія

Загальна назва Virtual Endoscopy, у «Дженерал Електрик» програма має власну назву **Navigator**.

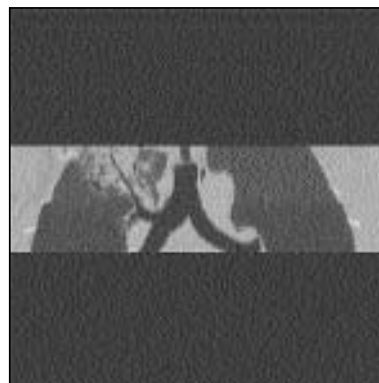
Програма призначена для візуалізації внутрішніх порожнин і судинної системи з імітацією технології ендоскопічного дослідження. Її безсумнівною перевагою є неінвазивність процедури, хоча у зв'язку з проблемою роздільної здатності (як і для алгоритмів 3D-реконструкції) не можна стверджувати, що вона замінює традиційну бронхоскопію. Тому віртуальну ендоскопію для бронхів, мабуть, можна розглядати як альтернативу, приміром, для оцінювання післяопераційного стану, коли введення бронхоскопа за зону оперативного втручання є проблематичним. Водночас застосування віртуальної ендоскопії для дослідження прямої кишки є цілком доцільним: і об'єкт дещо більший, і неінвазивність — більш переконливий аргумент. Ось чому таке застосування зумовило створення окремої програми із загальною назвою **CT Colonography**, або КТ-колонографія, за основу якої взято алгоритм віртуальної ендоскопії у поєднанні з багатоплощинною та тривимірною ре-



Virtual Endoscopy



MIP



MinIP

конструкцією. Становить певний інтерес і віртуальна ангіоскопія великих судин — до неї звернемося, описуючи кардіологічні дослідження.

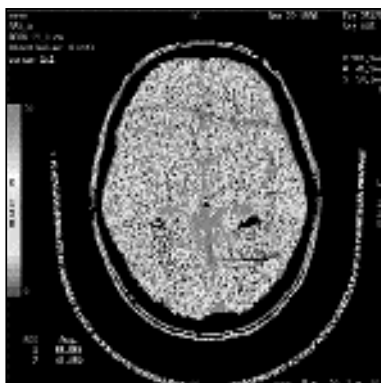
Проекції максимальної та мінімальної інтенсивності (MIP, MinIP)

Програми призначені для візуалізації судинної системи, заповненої контрастною речовиною, та наповнених повітрям шляхів (трахея, бронхи, стравохід тощо). Більш відомі як КТ-ангіографія, оскільки саме в цій галузі мають безсумнівний діагностичний успіх і розвиток. У дослідженнях великих судин (з товщиною понад 1 мм) КТ-ангіографія може частково замінити традиційну ангіографію. Головний недолік — неможливість отримання динамічної картини кровотоку, оскільки сканування судин, що йдуть перпендикулярно до площини сканування, триває кілька десятків секунд — на відміну від кількох кадрів за секунду для традиційної ангіографії. Однак мала інвазивність (болюсна ін'єкція близько 100 мл контрастної речовини) у поєднанні з тривимірним зображенням отриманих результатів забезпечують ефективність діагностики. Ось чому ці програми вже входять до звичайного стандартного комплексу для сучасних КТ. У «Дженерал Електрик» ці програми є складовою пакета **MPVR (Multi-Projection Volume Reconstruction, або Багатопроек-**

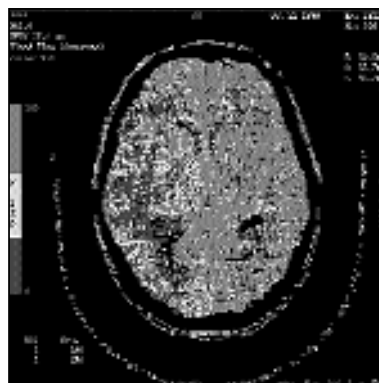
ційна об'ємна реконструкція), і, крім можливості отримання проекцій максимальної та мінімальної інтенсивності, дають також змогу отримувати проекції середніх значень, що забезпечує імітацію звичайного радіографічного зображення.

Назва «проекції максимальної та мінімальної інтенсивності» пов'язана із логікою дії цього алгоритму: зображення будується шляхом вибору з досліджуваного об'єму точок, які мають інтенсивність, що перевищує заданий поріг, з подальшим проектуванням їх на площину огляду. Оскільки судини, заповнені контрастною речовиною, мають рентгеновську щільність, що значно перевищує щільність прилеглих тканин, ми можемо бачити зображення розгалуженої судинної системи. Щоправда, спочатку створене комп'ютером зображення маскується кістковими структурами, щільність яких є також високою, але за допомогою нескладних маніпуляцій оператор відсікає зайве.

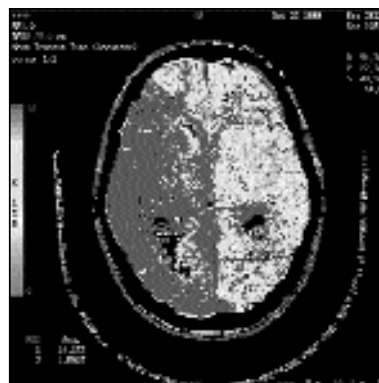
Гарним доповненням до досліджень із контрастною речовиною є програма автоматичного моніторингу процесу заповнення цією речовиною обраного об'єкта для визначення моменту старту сканування, коли досліджувана структура добре контрастована.



CBV



CBF



MTT

КТ-перфузія (CT Perfusion)

Це пакет програм для дослідження церебральної перфузії. На відміну від уже описаних програм, котрі надають морфологічну інформацію, цей пакет привносить у комп'ютерну томографію елементи функціональної діагностики, визначаючи параметри перфузії та інші параметри, пов'язані з цим процесом. Обробці підлягають зображення, отримані способом динамічної КТ після ін'єкції контрастної речовини. Результати обчислень відображаються у графічному форматі шляхом накладання на томограму кольорового картування, що відбиває кількісне значення таких параметрів:

1. *локальний церебральний об'єм крові*, мл/100 г (regional Cerebral Blood Volume, rCBV). Характеризує об'єм крові в локальній ділянці. Залежить від розмірів кровеносних судин та кількості відкритих капілярів.

2. *локальний церебральний кровотік*, мл/хв/100 г (regional Cerebral Blood Flow, rCBF). Характеризує об'єм крові, що проходить через певну ділянку за одиницю часу.

3. *локальний середній час проходження*, с (regional Mean Transit Time, rMTT). Характеризує час, потрібний для того, щоб у певній ділянці кров могла пройти від артеріального входу до венозного виходу. Визначається за формулою $rMTT = rCBV/rCBF$.

Відмітна особливість програми КТ-перфузії, котру пропонує «Дженерал Електрик», — це її застосування для проведення обчислень за методом зворотної зортки, що забезпечує високу чутливість, даючи можливість застосовувати швидкість уведення всього лише 4 мл/с.

Отримані результати дають змогу проводити ефективну діагностику порушень мозкового кровообігу відразу після інсульту, коли морфологічні зміни ще не стали явними та незворотними, що робить лікування більш ефективним.

Ця методика виявилася також ефективною у діагностиці пухлин судинного походження, як церебральних, так і абдомінальних. При цьому додатково здійснюється картування параметра капілярів і Capillary Permeability Surface Area, котрий характеризує міру проникності й визначається за кількістю

Рис. 1

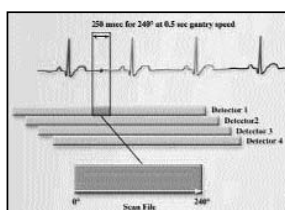
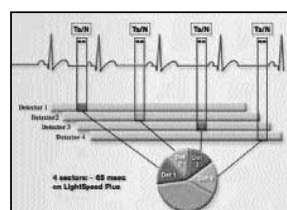


Рис. 2



контрастованої крові, що просочується крізь ендотелій у міжканинний простір за одиницю часу.

Пакет програм для серцево-судинних досліджень

Відомо як аксіома, що отримання томографічного зображення потребує нерухомоті об'єкта під час сканування. У зв'язку з цим серце залишалось довгий час недосяжним об'єктом для комп'ютерної томографії. Поява багатосекторних томографів з часом сканування менше від 1 с дала змогу змінити ситуацію, створивши можливість як для морфологічного, так і для функціонального дослідження серця та середостіння.

Як відомо, серце є відносно нерухомим тільки у фазі діастолі, тому для збирання даних застосовується ЕКГ-стробування та вживаються заходи для зниження і стабілізації серцевого ритму, зокрема гіпервентиляція, а іноді й застосування бета-блокаторів.

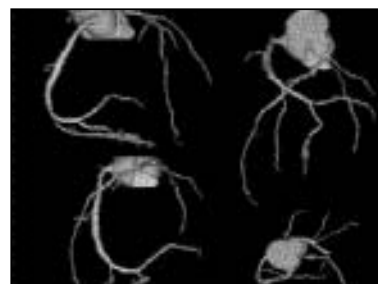
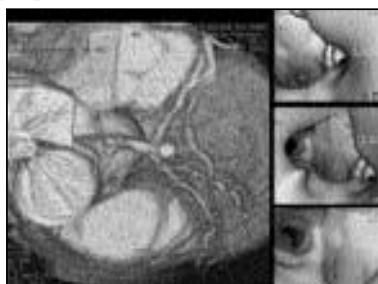
Сканування виконується тонкими шарами із затримкою дихання на весь час збирання даних.

Залежно від частоти серцевого ритму застосовують один з двох методів: *односекторної або багатосекторної реконструкції*.

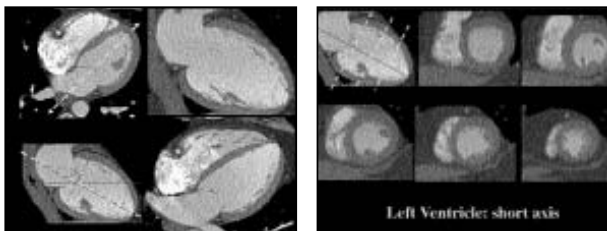
Для томографа Light Speed Plus («Дженерал Електрик»), у якому є можливість вибору будь-якого часу оберту гентрі в межах від 0,5 до 1 с (функція VariSpeed), процедура збирання даних відбувається так. У разі частоти ритму 40—65 уд./с застосовується метод односекторної реконструкції, оскільки діастола триває близько 250 мс і за цей час вдається зібрати достатній для томографічної реконструкції масив даних. (Рис. 1).

У разі більш високих частот використовують комбінацію даних, отриманих від різних шарів детектора у різних серцевих циклах. При цьому потрібно лише 83 мс фази діастолі, що у поєднанні з

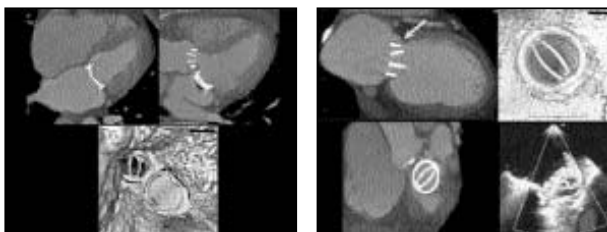
Приклади реконструкції коронарних артерій



Приклади реконструкції серцевих камер



Приклади реконструкції клапанів



функцією VariSpeed дає можливість сканувати більшість пацієнтів без застосування бета-блокаторів. (Рис. 2).

Контрастну речовину (близько 150 мл) вводять зі швидкістю 4 мл/с через стегнову вену. Отримані масиви даних разом із записом ЕКГ-сигналу, використовують для подальшої реконструкції та обробки кількома програмами.

Перевагою КТ-дослідження серця є те, що, ма-

ючи дані одного сканування, можна отримати інформацію про стан не тільки судин серця, а й інших структур.

Приміром, для міокарда можна досліджувати його товщину та щільність. Завдяки високій роздільній здатності КТ за густиною можна стежити за розвитком ішемічного ураження та коректувати тактику лікування.

Дослідження камер серця дає змогу виявляти тромбози, міксому чи інвазію у передсерді пухлини, що виходить із сусідніх органів (легень, печінки, нирок тощо). Можна також досліджувати такі природжені серцеві патології, як вади міжпередсердної чи міжшлуночкової перегородок.

Стрімкий технічний прогрес уможливує також дослідження серцевих клапанів. Реконструкція у різні моменти серцевого циклу дає змогу виконувати навіть кінетичні дослідження. Використовуючи тонкі шари, можна досліджувати стан штучних стулкових клапанів, виявляти абсцеси, витікання та інші.

Дослідження перикарда дає можливість оцінити поширення пухлини та дати точну доопераційну оцінку кальцифікації перикарда.

Таким чином, результати, отримані від кардіо-КТ, обладдйливі і дають змогу прогнозувати широке застосування цієї методики в майбутньому.