

ВИЗУАЛИЗАЦИЯ И ПОСТПРОЦЕСИНГ НА МЕДИЦИНСКИ ИЗОБРАЖЕНИЯ – MPR, MIP, VRT, СЕГМЕНТИРАНЕ. СЪЩНОСТ И ПРИЛОЖЕНИЕ

Георги Вълчев^{1,3}, Димитрина Маркова^{1,2}, Даниела Калоянова^{1,2},
Съмър Ел Шемери^{1,2}, София Чаушева^{1,2}, Мариана Йорданова^{1,3}

¹УМБАЛ „Света Марина“ - Варна

²МУ „Проф. д-р Параскев Стоянов“ - Варна

³МК-Варна

VISUALIZATION AND POSTPROCESSING OF MEDICAL IMAGES – MPR, MIP, VRT, SEGMENTATION. ESSENCE AND APPLICATION

Georgi Valchev^{1,3}, Dimitrina Markova^{1,2}, Daniela Kaloyanova^{1,2}, Samar El Shemeri^{1,2},
Sofiya Chausheva^{1,2}, Mariana Yordanova^{1,3}

¹“St. Marina” University Hospital, Varna

²Medical University of Varna

³Medical College - Varna

РЕЗЮМЕ

Обемът на работата в отделенията по образна диагностика се е увеличил значително през последните десетилетия. Това се дължи на по-голямата нужда от томографски изследвания, както и на нарастващия брой срези, обусловен от напредъка в томографската апаратура. С оглед на тези обстоятелства е необходимо да бъдат въведени начини за оптимизация на работата на рентгенолога. Сред най-широко разпространените и най-лесно достъпните от тях се нареждат специалните методи за визуализация и обработка на образите – мултипланарни реконструкции, образи с максимален интензитет, техники за обемно изобразяване и сегментиране. Те предоставят начини за по-лесно отграничаване на неясни находки, по-бързо и надеждно откриване на фини малокалибрени лезии и тромби, по-добро пространствено ориентиране и предоперативно планиране, както и добив на възпроизводими и надеждни медицински данни в услуга на научни изследвания. Тези прийоми са достъпни като вградени модули на повечето софтуерни пакети за работа с медицински изображения (включително с отворен код) и са неизменна част от рентгенологичната интерпретация, спестявайки време и усилия. За в бъдеще към тях могат да се присъединят технологии с високо

ABSTRACT

The workload in radiology departments has been increasing substantially over the last few decades. This is due to the greater need of tomographic examinations, as well as the increasing number of slices in each examination, determined by the advancements in tomographic technology. In order to ameliorate this, it is necessary to implement means of optimising the workflow of the diagnostic radiologist. Among them the most widely spread and easily accessible are special methods for visualization and image postprocessing – multiplanar reformats, maximum intensity projections, volume rendering techniques, and segmentation. They enable easier differentiation of unclear findings, faster and more reliable discovery of fine small calibre lesions and thrombi, improved spatial orientation and pre-operative planning, as well as acquisition of reproducible and reliable medical scientific measurements. These methods are available as built-in modules in most medical imaging software packages (including ones with an open source) and are an integral part of radiological interpretation, saving time and effort. In the future they can be reinforced with highly specialized artificial intelligence, which could make automatic measurements and locate a specific type of finding.

Keywords: diagnostic imaging, image postprocessing, computed tomography

специализиран изкуствен интелект, който да извършва автоматични измервания и да открива целенасочено даден вид находки.

Ключови думи: *образна диагностика, постпроцесинг на изображения, компютърна томография*

УВОД

От откритието на рентгеновите лъчи на 8 ноември 1895 г. до наши дни употребата на различните модалности на образната диагностика расте с големи темпове. Най-голям ръст се наблюдава през последните няколко десетилетия, започвайки след навлизането на компютърната томография (КТ) и магнитнорезонансната томография (МРТ), съответно през 1971 и 1977 г. Тенденцията за ръст на образните изследвания продължава непрекъснато, като северноамерикански колектив отбелязва слабо забавяне, но не и спиране на растежа, в периода 2006–2016 г. (15). Според Организацията за икономическо сътрудничество и развитие само през 2019 година в Германия са извършени приблизително 12,5 милиона МРТ и 6,9 милиона КТ изследвания; за същия период в САЩ са извършени приблизително 42 милиона МРТ и малко над 20 милиона КТ изследвания (12).

КТ и МРТ са методи с висока информативност на резултатите, позволявайки посрезово изобразяване, което елиминира субективния елемент на наслагване на проекциите на различни органи, от който страда класическата рентгенография. С напредъка в технологиите апаратите се усъвършенстват, като в наши дни сканирането на големи обеми се извършва много бързо. Това е особено застъпено при базираната на рентгенови лъчи компютърна томография. Мултидетекторен КТ апарат, произведен през последните 10 години, може да сканира торакс и абдомен за секунди, а добитите срезове изображения могат да бъдат с минимална дебелина до 0,4 – 0,6 mm, без пропуски в покритието (6). Генерирани изображения за единичен пациент вече достигат хиляди в зависимост от особеностите на изследването. Обемът на сканираните серии, както и броят на пациентите, нуждаещи се от образна диагностика, демонстрират огромен ръст в последните две десетилетия (около 130%) – това налага навлизането на нови технологии в услуга на по-ефикасната интерпретация на изображенията от рентгенолога (5,7). Срез тези технологии се нареждат все още плахите първи наченки

на автоматизация на измерванията чрез изкуствен интелект (5), както и утвърдените методи за визуализация и обработка на изображенията (постпроцесинг), включващи мултипланарните реконструкции (*multiplanar reformats, MPR*), образи с максимален интензитет (*maximum intensity projection, MIP*), техники за обемно изобразяване (*volume rendering technique, VRT*) и сегментиране.

Целта на този труд е да запознае рентгеновите лаборанти, специалистите и специалисти по образна диагностика с възможностите на най-широко достъпните методики за постпроцесинг на медицински изображения, както и с диагностичните насочености, където всяка една от тях е най-полезна.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДИ

Извършен е обзор на актуалната литература, касаеща упоменатите по-горе техники за визуализация и постпроцесинг на медицински изображения, добити предимно с КТ. Фокусът е върху КТ, поради по-широкото разпространение на компютърните томографии като апаратура в България и по света, както и по-ниската цена и по-високата скорост на изследването. В повечето случаи информацията е валидна и за изображения, добити с МРТ. Описани са най-често използваните методи за обработка, намиращи приложение не само в чисто клиничен аспект, но и в научен. Обхванати са MRP, MIP, VRT (включително cinematic VRT) и техника за сегментиране на образи.

РЕЗУЛТАТИ И ОБСЪЖДАНЕ

MPR

На първо място представяме най-стария допълнителен начин за интерпретация на срезови изображения, извън стандартната равнина, в която те са добити (аксиалната при КТ, произволна при МРТ) – MPR. Използвайки вградената в медицинските изображения координатна система, почти всеки софтуер с капацитета за разглеждането им може да генерира изображения в

други равнини. Създава се възможност за интерпретация на изображения едновременно в аксиална, коронарна и сагитална равнина – фиг. 1. Това е особено полезно при трудна отграничаваност между две дадени структури в определена равнина. При интерпретацията на МРТ и КТ изображения на cerebrum, матка и прешлени, възможността за оглед в три двуизмерни равнини предоставя богата допълнителна информация от решаващо значение. Рядко се използват обликвени (коси) равнини, различни от трите стандартни – пример за това са равнините, които се настройват ръчно за измерванията на аортния корен при подготовка за трансартериална клапна имплантация – фиг. 2.

За да се постигне MPR от серия в дадена равнина, е необходимо първичните изображения да са с достатъчно фина дебелина на срез – така може сканираният обем да се изобрази с възможно най-малко количество стъпаловидни пикселизиращи артефакти. Оптимални са срези с дебелина от и под 1 mm. Също така е необходимо между изображенията да липсва отстояние – по тази причина голяма част от МРТ сериите са непригодни за мултипланарни реконструкции

(при голяма част от МРТ секвенциите се оставят малки разстояния между срезите с цел пестене на време; само специални МРТ секвенции с пълно покритие могат да се използват в MPR постпроцесинг).

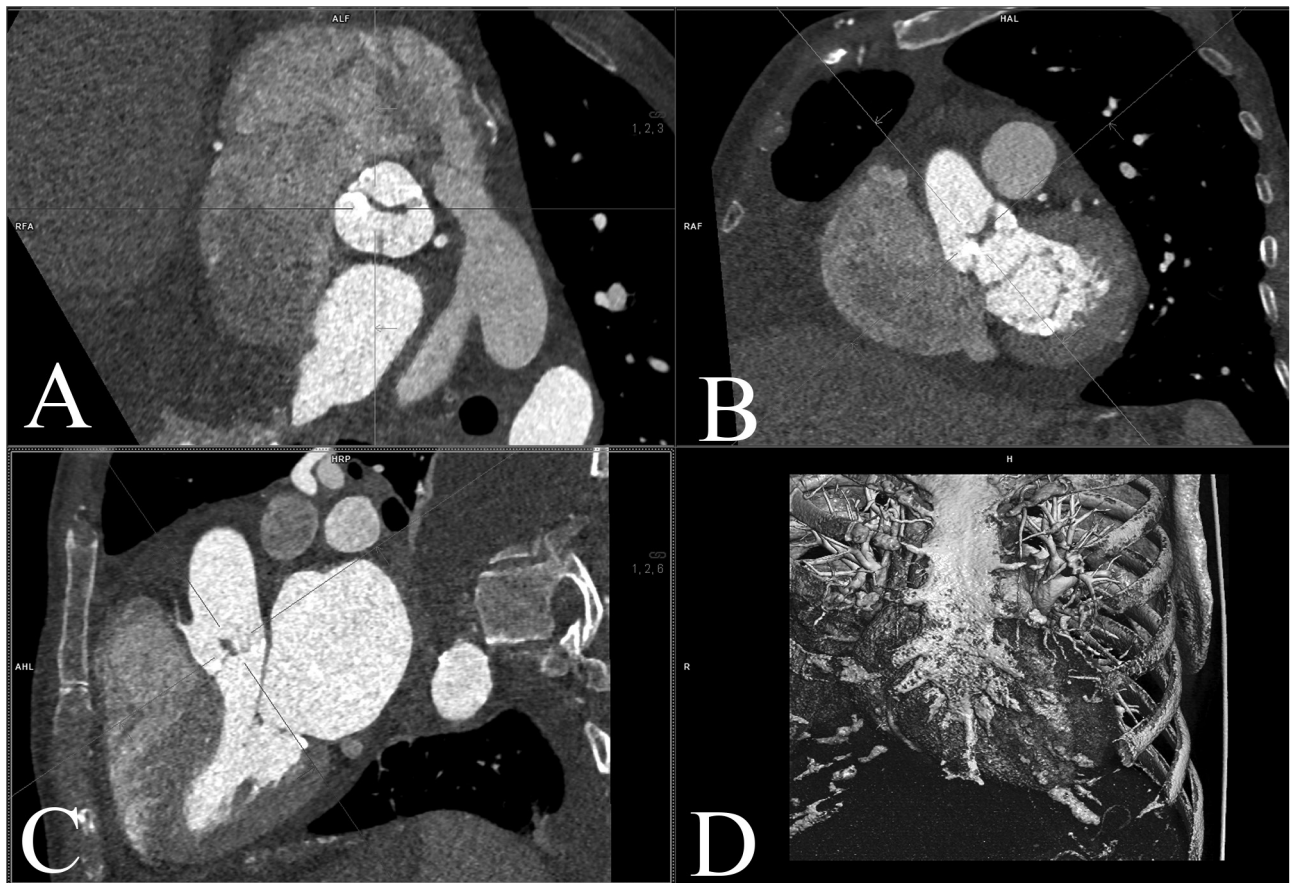
Винаги съществува възможността за създаване на образни серии в допълнителни равнини в момента на добив на изображенията, използвайки софтуера на самия КТ или МРТ апарат. Недостатък в този случай се явява нуждата тези серии да бъдат архивирани отделно и да натоварят допълнително болничния дигитален архив.

MIP

MIP представлява режим на визуализация, който демонстрира само структурите с максимална „яркост“ от даден обем. Специален софтуер колабира целия сканиран обем (или част от него) от срези в единичен срез, като за всеки пиксел от матрицата на крайния срез се запазва само този воксел от цялата редица, който е с най-голяма стойност на Хънсфилдовите единици (ХЕ)/с най-голяма сила на магнитно резонансния сигнал. Съществуват два варианта на MIP – стандартен MIP (колабира се целият сканиран обем, илюстриран на фиг. 3) и MIP Thin (кола-



Фиг. 1. MPR визуализация на женски таз – КТ с венозна и перорална контрастна материя, венозна фаза, дебелина на срез 1 mm. Отляво надясно: коронарна, аксиална и сагитална равнина. С пунктир е демонстрирана референтната линия върху аксиалния и сагиталния срез – тя отговаря на равнината на коронарния срез, който е „активен“ в момента. Допълнително с кръстче е отбелязан пространственият ориентировъчен маркер, понастоящем разположен във фундуса на матката. Ретроутеринно се демонстрира хиподенсна зона от локален рецидив на колоректален карцином.



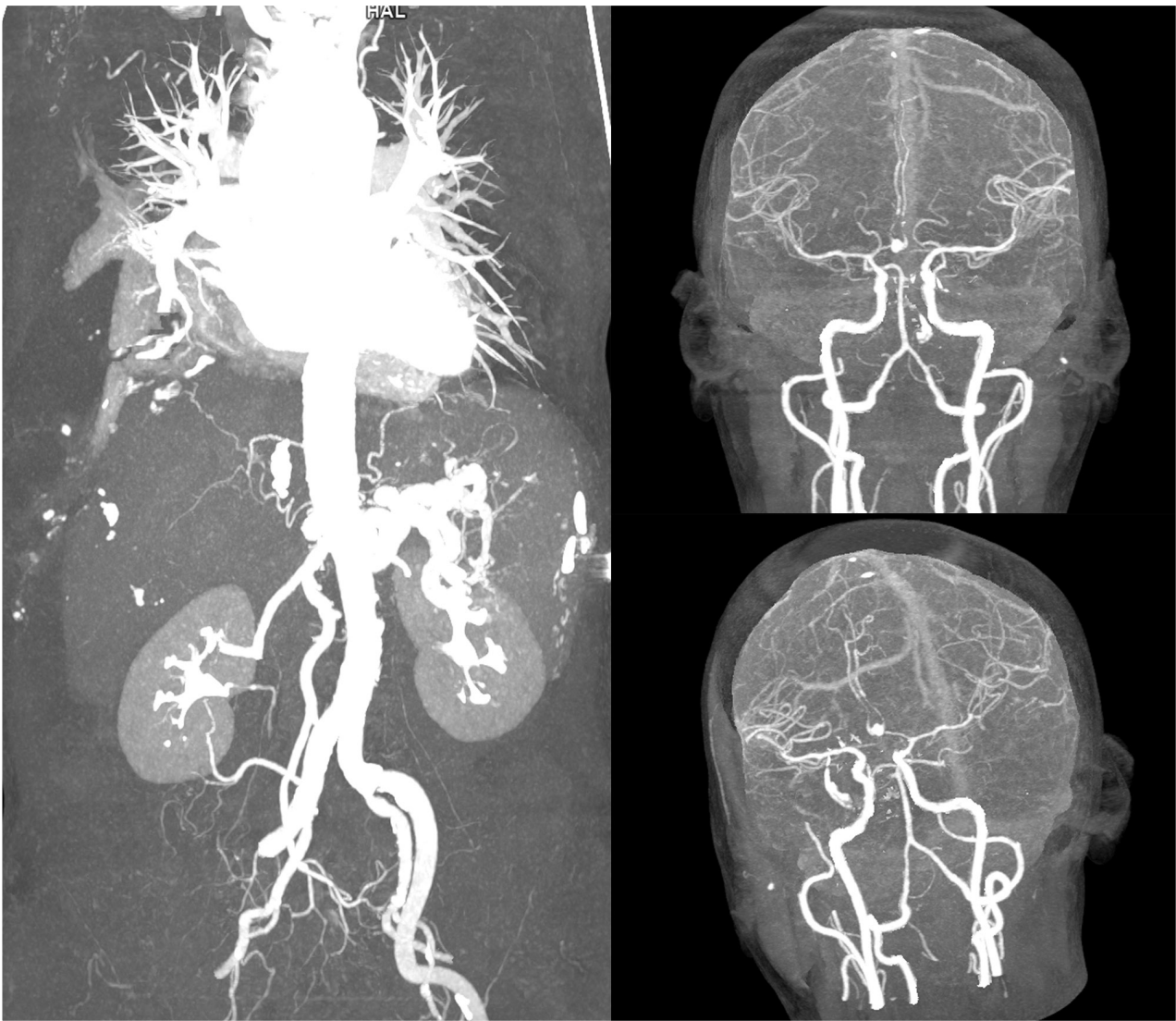
Фиг. 2. MPR визуализация на аортен корен в коси равнини – постконтрастно сканиране в аортографска фаза, синхронизирано с електрокардиограма в систола и при задържан инспириум, дебелина на среза 0,6 mm. Стандартните равнини са недостатъчни за измерване на размерите на сложните структури, оформящи аортния корен. Чрез ръчно центриране на фините референтни линии се създават три коси равнини, една от които успоредна на сечението на корена през синусите на Валсалва (A) и две перпендикулярни на предходната и успоредни на корена (B и C). Образ D демонстрира ориентиран вълчен VRT модел.

бира се част от сканирания обем, намалявайки броя срези, но все още позволявайки фина интерпретация – илюстрация на фиг. 4). MIP изображенията намират приложение при изобразяването на съдове и оценката на стенози и аневризми, особено в комбинация със софтуер заличаващ костните структури. MIP Thin намира приложение при откриването на малки белодробни нодули (13), както и при търсенето на белодробна тромбоемболия в областта на сегментните и субсегментни артерии (8). Времеемкото проследяване на белодробните артерии на стандартни аксиални срези значително се облекчава с приложението на коронарна MIP Thin серия от изображения (илюстрирано на фиг. 4) – всеки един MIP Thin срез е с дебелина 12 mm при дебелина на първоначалните срези 1 mm. MIP допълнително заличава голяма част от паразитната информация, която потенциално би разсеяла окото при интерпретация в стандартен режим.

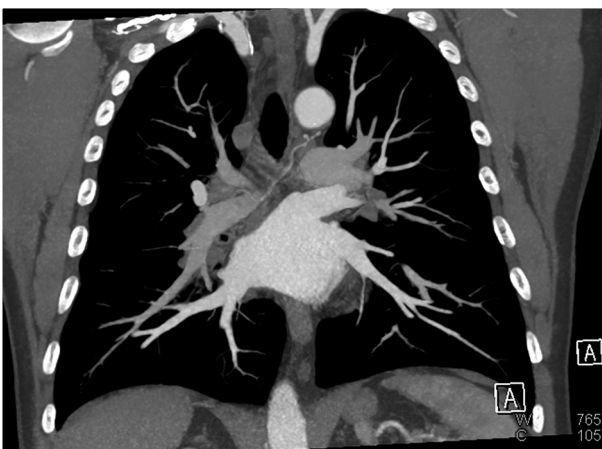
VRT

Обемното изобразяване е техника, която позволява генерирането на реални триизмерни модели на сканираните структури. Това е възможно при серии от изображения с достатъчно фина дебелина на среза (не по-дебели от 1 mm) и без разстояние между отделните срези – по тази причина основният източник на сурови данни за VRT се явява КТ. Високата скорост на сканиране при КТ също благоприятства VRT, тъй като позволява да се избегнат много по-голям процент от потенциалните двигателни артефакти, които значително понижават качеството на триизмерните модели.

Техниката включва два етапа при изграждането на модела. При първия етап се определя тонът, яркостта и наситеността на цвета, който се назначава на всеки един воксел спрямо вида тъкан, която се намира в него. Видът тъкан се определя чрез стойността на ХЕ или силата на магнитнорезонансния сигнал, записани за този воксел. Според вида тъкан се определя и степента на



Фиг. 3. Вляво – MIP визуализация на торакални и абдоминални артерии, включително всички белодробни сегментни артерии и вени, реконструирана от тънки срези на КТ аортография (с интравенозен контраст) в лицева проекция, автоматичен алгоритъм за заличаване на костноеквивалентните воксели от финалния образ. Вдясно – лицева и коса проекция на съдовете на Вилизиевия кръг, демонстриращи сакциформена аневризма в областта на предна комуникантна артерия; реконструкция от ангиография на Вилизиев кръг, тънки срези, алгоритъм за заличаване на костите.



Фиг. 4. Коронарен срез от MIP Thin визуализация на белодробните артерии от постконтрастен КТ протокол за търсене на белодробна тромбоемболия. Белодробните артерии са малко по-хиподенсни от белодробните вени.

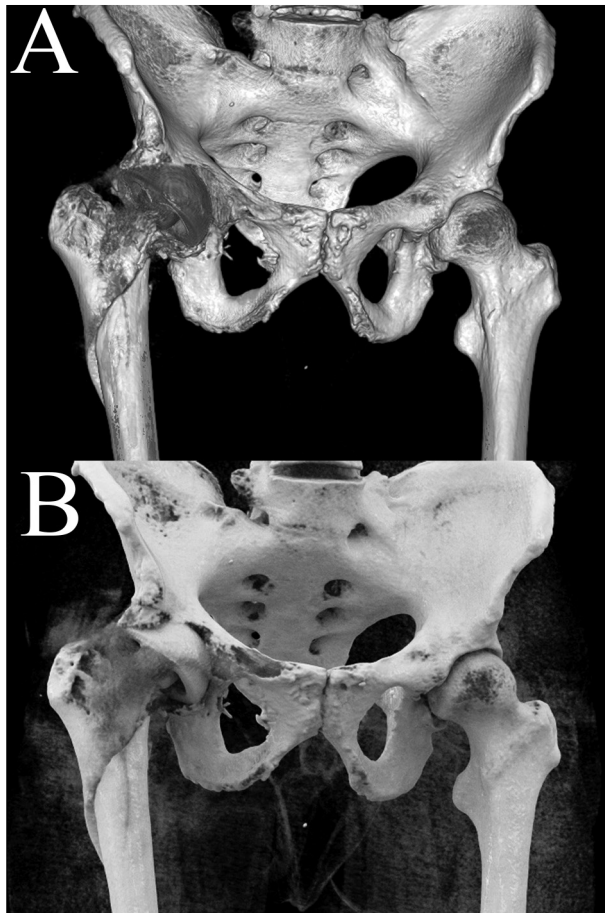
видимост/прозрачност на воксела в крайния модел. Тази стъпка се повтаря за всяка обемна единица от сканираната серия. При втория етап вече изчислените воксели се проектират в модел, използвайки симулация на лъчи светлина от точков източник (3).

Крайният модел може да бъде манипулиран по различни начини – позволява въртене в пространството, скриване или показване на структури с по-слаб сигнал (меки тъкани и по-малокалибрени съдове). Възможно е виртуално изрязване на части от модела по презумпция на интерпретация, позволявайки визуализация на дълбоки структури.

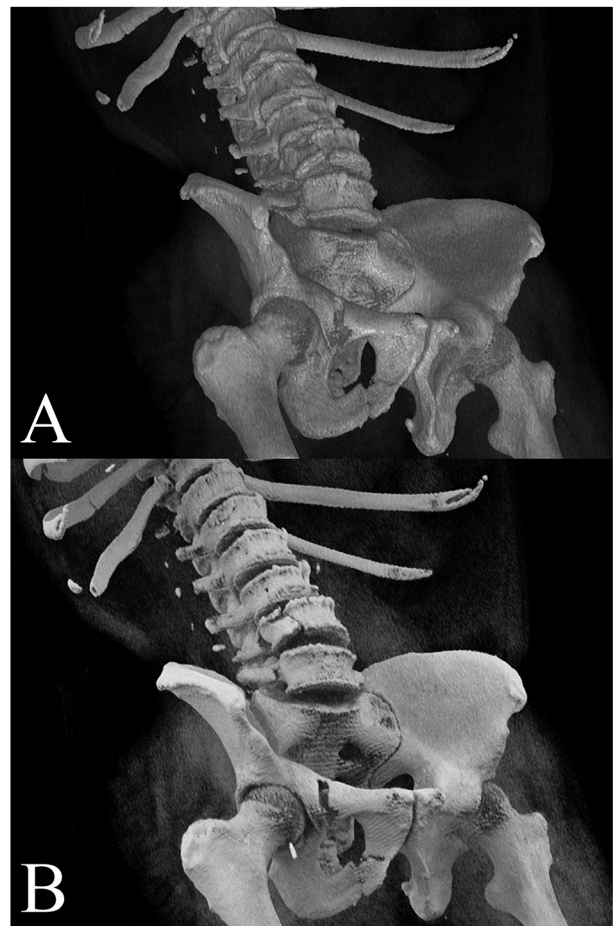
Съществува богат набор от предварително зададени филтри за специфична визуализация на различни видове тъкани и структури във VRT

– кости (фиг. 5А, фиг. 6А), периферни съдове (фиг. 7А), коронарни съдове, метални ортопедични импланти, отливка на въздухоносните пространства (трахея, главни и сегментни бронхи) и др. Всяка една от настройките позволява оптимално обемно изобразяване на интересуващата ни структура (3).

В последните години бива разработена модификация на VRT, предназначена за визуализация, симулираща фотореализъм – т. нар. *cinematic VRT*. При нея се използват предварително заснети комбинации от множество едновременни източници на светлина от различни ъгли в естествени и изкуствени условия, които се



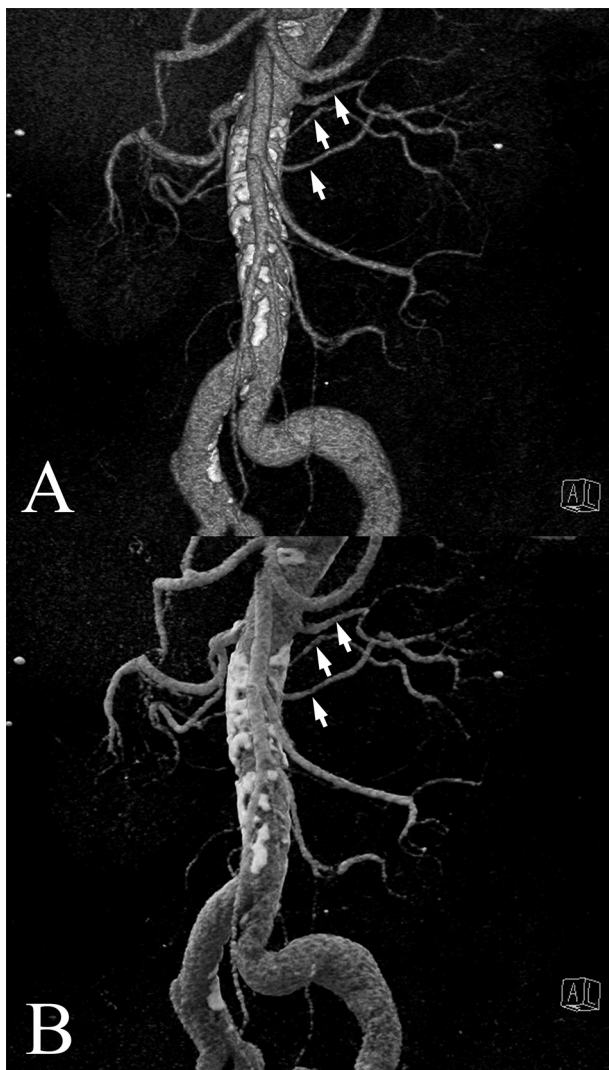
Фиг. 5. А – VRT изображение на спирална многофрагментна фрактура на дясна проксимална феморална диафиза, разположена около щифта на метална алопластика на дясна тазобедрена става. Образът е по-груб поради единичния виртуален светлинен източник. В – *cinematic VRT* изображение на същата находка, погледната от същия ъгъл. Изображението е по-близко до фотореализъм поради употребата на няколко едновременни виртуални светлинни източника и алгоритми за фино изчисление на светлосенки и отражения. По-ясно се демонстрира вертикалната фрактурна линия преминаваща през вентралната част на дисталния феморален фрагмент вдясно (под спиралната фрактурна линия).



Фиг 6. А – VRT изображение на множествени фрактури при пациент с височинна травма. В – *cinematic VRT* изображение на същата находка – някои от фрактурите са значително по-ясно отграничени на фона на по-реалистично изобразените светлосенки. Визуализират се фрактури на 10-то, 11-то и 12-то ребра вдясно, фрактури на всички трансверзални израстъци в лумбалния отдел, лумбализация на прешлен S1, взривна фрактура на тялото на прешлен L5, прекъсване на горен и долен пубисен рамус.

налагват върху триизмерния модел, създавайки впечатлението за реализъм (3,4). Стандартната VRT използва единичен източник на светлина при генерирането на моделите си. Усъвършенстваните светлинни карти позволяват по-добро проследяване на съдови структури на фона на кости в съседство, както и по-ясно отграничаване на фрактурни линии. Примери за *cinematic VRT* са демонстрирани на фиг. 5В, фиг. 6В, фиг. 7В и фиг. 8.

Триизмерните техники се използват в областите на оториноларингологията, неврохирургията, лицевочелюстната хирургия и откриването на съдови аномалии и варианти (3). Особено голямо приложение VRT и *cinematic VRT* намират при изобразяването на костни и съдови структури (9,17). Отлично се изобразяват сложни многофрагментни фрактури (фиг. 5, фиг. 6), абераантни



Фиг. 7. А – VRT изображение, демонстриращо абдоминалната аорта и клоновете ѝ, реконструирано от тънкосрезова КТ аортография. В – cinematic VRT изображение на същата находка с по-ясно пространствено ориентиране за хода на съдовете. Находката и на изображенията се състои от изразена калциноза на аортата и аномалия на лявата бъбречна артерия – тя е представена от три отделни грацилни съда, отбелязани със стрелки.

съдове (фиг. 7) и васкуларизацията на определени тумори. По този начин се подпомага предоперативното планиране на ортопедични и абдоминални хирургични интервенции (3,17).

Сегментиране

Сегментирането представлява процес на разделяне на дигитално медицинско изображение на няколко части с цел да се опрости и / или промени представянето на даден обект за по-лесно разпознаване и/или анализ (1,14). Сегментирането намира широко приложение при квантификация на различни обеми и тъкани, особено мастна тъкан (10,11), в 3D принтирането на медицински модели (16) и планирането на лъчетера-

певтични процедури (2). Извън онкологията тези измервания са застъпени в най-голяма степен в областта на научните изследвания, позволявайки възпроизводим и надежден метод за добив на информация.

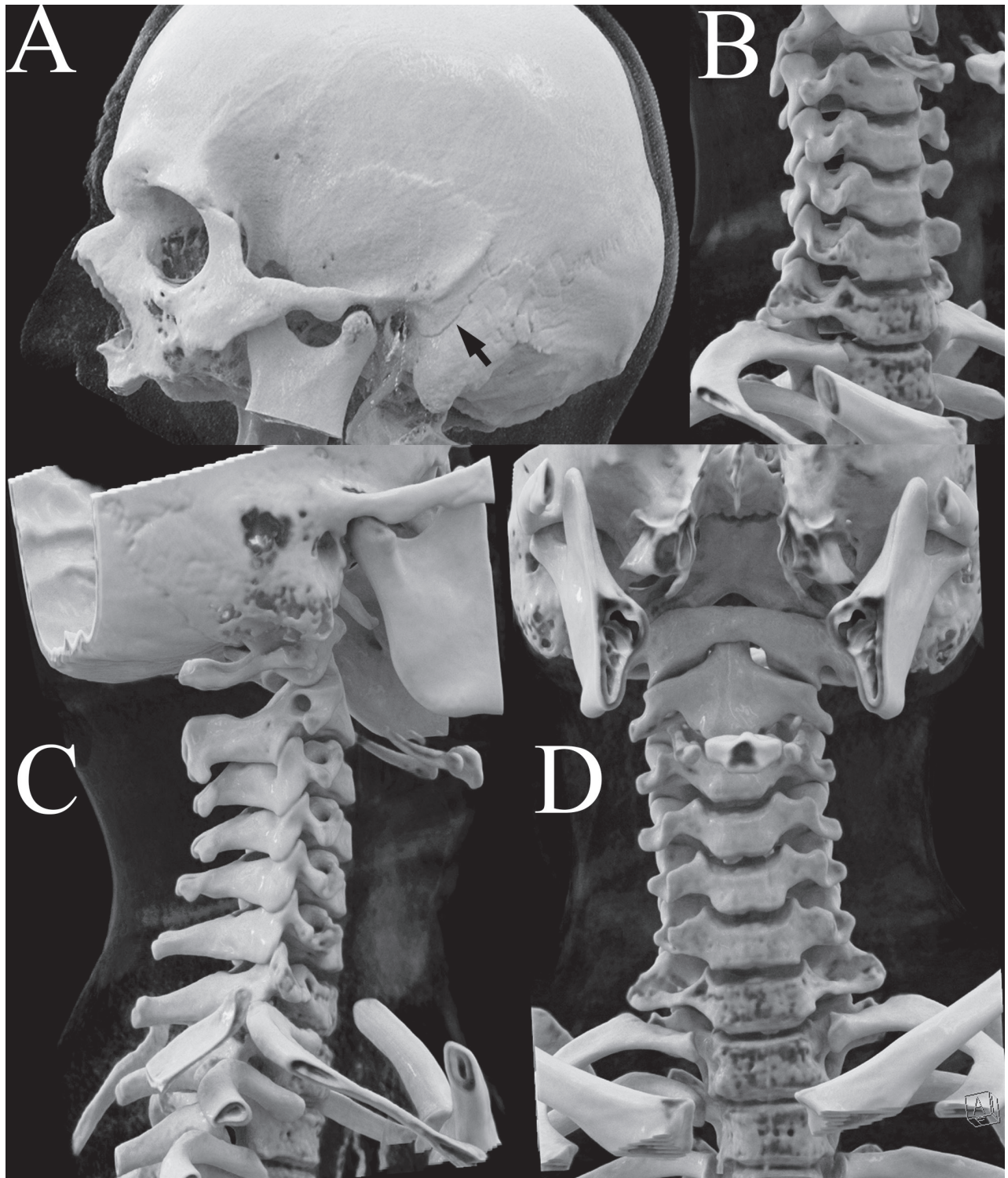
Процесът може да бъде извършен автоматично, полуавтоматично и ръчно в зависимост от наличния софтуер. Автоматичната селекция позволява с избирането на единични ориентироващи точки от интересувания ни обем да бъде селектиран целия. Полуавтоматичната селекция позволява автоматично да бъде избран голям обем воксели, чиито стойности на силата на сигнала/ХЕ попадат в стриктно определен от интерпретиращия специалист диапазон, след което ръчно се изрязват ненужните паразитни воксели. Ръчното сегментиране е най-трудоемко, тъй като там срез по сред трябва да се изберат зоните от интерес. След финализиране на селекцията софтуерът автоматично изчислява обема на сложната структура, която сме избрали да квантифицираме. Могат да се получат и средни аритметични данни за сила на сигнала/ХЕ. Селектиран примерен обем (епикардна мастна тъкан) е илюстриран на фиг. 9.

ИЗВОД

С напредъка на технологиите и развитието на медицинската наука нуждата от образнодиагностични изследвания расте непрестанно. Броят изображения, нуждаещи се от интерпретация, се е увеличил драстично през последните години, налагайки нуждата от максимална оптимизация на работата на рентгенолозите. Като първа стъпка в тази насока се явяват различните техники за сложна визуализация и постпроцесинг на медицинските изображения – MPR, MIP, VRT и сегментирането. Тези прийоми позволяват по-бързо и по-лесно решаване на времеемки диагностични проблеми, както и разширяват възможностите за добив на научни данни. Отличават се с широка достъпност, за разлика от бавно навлизащите и скъпоструващи програми с изкуствен интелект, малко от които понастоящем са успешно интегрирани в рентгенологичния работен процес. Използването на MPR, MIP и VRT е силно препоръчително в ежедневната практика на образния диагностик.

ЛИТЕРАТУРА

1. Barghout L, Lee L. „Perceptual information processing system.“ Paravue Inc. U.S. Patent Application 10/618,543, filed July 11, 2003.



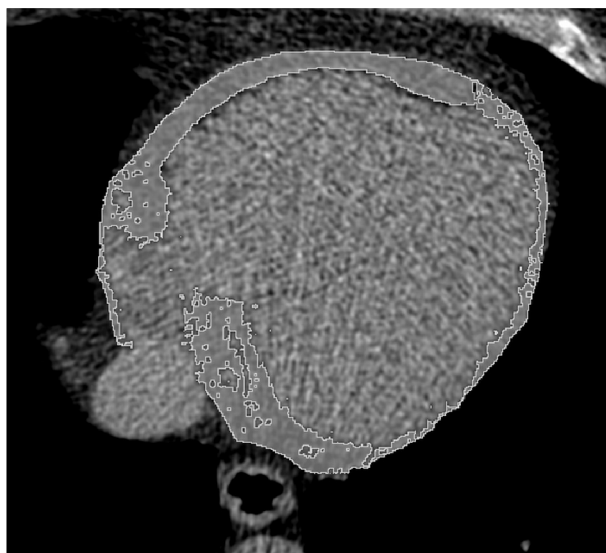
Фиг. 8. Cinematic VRT изображения, реконструирани от тънки КТ срези. А – череп на възрастен с фина фрактурна линия през мастоидния израстък (обозначена със стрелка). В, С, D – демонстрация на шийни прешлени на дете при търсене на травма, поради рязко настъпила квадриплегия (не се отграничават травматични находки).

2. Cardenas CE, Yang J, Anderson BM, Court LE, Brock KB. Advances in Auto-Segmentation. Semin Radiat Oncol. 2019 Jul;29(3):185-197. doi: 10.1016/j.semradonc.2019.02.001. PMID: 31027636.

3. Dappa E, Higashigaito K, Fornaro J, Leschka S, Wildermuth S, Alkadh H. Cinematic rendering - an alternative to volume rendering

for 3D computed tomography imaging. Insights Imaging. 2016 Dec;7(6):849-856. doi: 10.1007/s13244-016-0518-1. Epub 2016 Sep 15. PMID: 27628743; PMCID: PMC5110476.

4. Eid M, De Cecco CN, Nance JW Jr, Caruso D, Albrecht MH, Spandorfer AJ, De Santis D, Varga-Szemes A, Schoepf UJ. Cinematic Rendering in CT: A Novel, Lifelike 3D Visualization



Фиг. 9. Аксиален срез от нативна КТ, демонстриращ селектирана само епикардната мастна тъкан с цел квантификация на обема ѝ.

- Technique. *AJR Am J Roentgenol.* 2017 Aug;209(2):370-379. doi: 10.2214/AJR.17.17850. Epub 2017 May 15. PMID: 28504564.
5. Gajawelli N, Tsao S, Kromnick M, Nelson M, Leporé N. Image Postprocessing Adoption Trends in Clinical Medical Imaging. *J Am Coll Radiol.* 2019 Jul;16(7):945-951. doi: 10.1016/j.jacr.2019.01.005. Epub 2019 May 11. PMID: 31088712.
 6. Ginat DT, Gupta R. Advances in computed tomography imaging technology. *Annu Rev Biomed Eng.* 2014 Jul 11;16:431-53. doi: 10.1146/annurev-bioeng-121813-113601. PMID: 25014788.
 7. Griffith B, Kadom N, Straus CM. Radiology Education in the 21st Century: Threats and Opportunities. *J Am Coll Radiol.* 2019 Oct;16(10):1482-1487. doi: 10.1016/j.jacr.2019.04.003. Epub 2019 May 16. PMID: 31092349.
 8. Jeong YJ, Lee KS, Yoon YC, Kim TS, Chung MJ, Kim S. Evaluation of small pulmonary arteries by 16-slice multidetector computed tomography: Optimum slab thickness in condensing transaxial images converted into maximum intensity projection images. *J Comput Assist Tomogr.* 2004 Mar-Apr;28(2):195-203. doi: 10.1097/00004728-200403000-00008. PMID: 15091123.
 9. Johnson PT, Horton KM, Fishman EK. Nonvascular mesenteric disease: utility of multidetector CT with 3D volume rendering. *Radiographics.* 2009 May-Jun;29(3):721-40. doi: 10.1148/rg.293085113. PMID: 19448112.
 10. Lee SJ, Liu J, Yao J, Kanarek A, Summers RM, Pickhardt PJ. Fully automated segmentation and quantification of visceral and subcutaneous fat at abdominal CT: application to a longitudinal adult screening cohort. *Br J Radiol.* 2018 Sep;91(1089):20170968. doi: 10.1259/bjr.20170968. Epub 2018 Mar 28. PMID: 29557216
 11. Militello C, Rundo L, Toia P, Conti V, Russo G, Filorizzo C, Maffei E, Cademartiri F, La Grutta L, Midiri M, Vitabile S. A semi-automatic approach for epicardial adipose tissue segmentation and quantification on cardiac CT scans. *Comput Biol Med.* 2019 Nov;114:103424. doi: 10.1016/j.combiomed.2019.103424. Epub 2019 Sep 5. PMID: 31521896
 12. OECD (2019), Health at a Glance 2019: OECD Indicators, OECD Publishing, Paris, <https://doi.org/10.1787/4dd50c09-en>.
 13. Satoh H. Maximum intensity projection technique in the identification of small pulmonary nodules. *Tuberk Toraks.* 2020 Jul;68(2):195. English. doi: 10.5578/tt.69540. PMID: 32755122.
 14. Shapiro L, Stockman G (2001): "Computer Vision", pp 279–325, New Jersey, Prentice-Hall, ISBN 0-13-030796-3
 15. Smith-Bindman R, Kwan ML, Marlow EC, Theis MK, Bolch W, Cheng SY, Bowles EJA, Duncan JR, Greenlee RT, Kushi LH, Pole JD, Rahm AK, Stout NK, Weinmann S, Miglioretti DL. Trends in Use of Medical Imaging in US Health Care Systems and in Ontario, Canada, 2000-2016. *JAMA.* 2019 Sep 3;322(9):843-856. doi: 10.1001/jama.2019.11456. PMID: 31479136; PMCID: PMC6724186.
 16. Vukicevic M, Mosadegh B, Min JK, Little SH. Cardiac 3D Printing and its Future Directions. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2017 Feb;10(2):171-184. doi: 10.1016/j.jcmg.2016.12.001. PMID: 28183437; PMCID: PMC5664227.
 17. Xia HG, Zhu DQ, Li J, Li X, Sun ZY, Zhu PZ, Zhang HQ, Zhang YM, Wang DB, Miao J. Application of fracture body surface localization film combined with CT volume rendering in the minimally invasive rib fractures internal fixation. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2020 Dec;24(24):12948-12954. doi: 10.26355/eurev_202012_24198. PMID: 33378045.

Адрес за кореспонденция:

Доц. д-р Георги Вълчев, д.м.
 Медицински колеж
 УС „Рентгенов лаборант
 бул. „Цар Освободител“ 84
 гр. Варна
 e-mail: georgivalchevmd@gmail.com
 georgi.valchev@mu-varna.bg