dc_875_14 MTA doktori értekezés

Alacsony dózisú computertomographiás protokollok

kísérletes és klinikai vizsgálata

Dr. Szűcs Farkas Zsolt

2014

Tartalom

Köszönetnyilvánítás	4
Az értekezésben használt rövidítések jegyzéke	5
Előszó	7
1. Bevezetés	8
2. Elméleti háttér	11
2.1. A röntgensugárzás hatása az élő szervezetre, dózismértékek	11
2.2. A CT működése	13
 2.3. Mitől függ a CT vizsgálatok sugárdózisa?	$ \begin{array}{r} 14 \\ 14 \\ 15 \\ 15 \\ 16 \\ 16 \\ 16 \\ 17 \\ 17 \\ 17 \\ 17 \\ 17 \\ 17 \\ 12 \\ 22 \\ 22 \\ 22 \\ 22 \\ 22 \\ 22 \\ 22 \\ 22 \\ 22 \\ 22 \\ 22 \\ $
2.5. Az emberi szövetek és a jódatom viselkedése alacsony CT csőfeszültségen	23
 2.6. A diagnosztikus képminőség jellemzése és megtartása alacsony sugárdózis mellett 2.6.1. Az objektív és szubjektív képminőség jellemzése	24 24 25 28 29 29 30
3. Célkitűzések	31
4. A CT dózis csökkentésének kísérletes vizsgálata	32
4.1. Miért van szükség modellkísérletekre és szimulációkra a CT protokollok vizsgálatához?	·32
 4.2. Kísérletes CT vizsgálatok a mellkasban 4.2.1. A testméret, csőfeszültség és áramerősség hatása a jód jelére és a képminőségre me 	<i>33</i> ellkas

	fantomban	33
	4.2.2. Alacsony dózisú PCTA és tüdőembólia szimulációja CT képeken: a diagnosztikus	
	pontosság kísérletes mérése 80 kV-on	39
	4.2.3. Egyéb kísérletes vizsgálatok alacsony dózisú CT protokollokkal a mellkasban	46
	4 3 Kísérletes CT vizseálatok a hasban	47
	4 3 1 Kísérletes vizsgálatok hasi aortaaneurysma modellben	48
	4.3.1.1. Képminőség és diagnosztikus pontosság változása különböző testtömeg és CT	
	csőfeszültség esetén	52
	4.3.1.2. Nemlineáris zajszűrés hatása a diagnosztikus pontosságra	56
	4.3.1.3. A növekvő testméret hatása az érdenzitásra: a röntgenspektrum keményedése	61
	4.3.1.4. Automatikus csőfeszültség-választás hatása a képminőségre és a sugárterhelésre	e hasi
	CTA során	64
	4.3.2. Automatikus mAs moduláció hatása a képminőségre alacsony feszültségű hasi és	
	kismedencei CTA során	67
	4.3.3. Szimulációs és fantomkísérletek a máj vizsgálatában	70
	4.3.3.1. Májtumorok denzitásának és méretének hatása a detektálásra	71
	4.3.3.2. Magas testsúly és elektronikus zajszűrés hatása a májgócok felismerésére CT-v	el.74
	4.3.3.3. Iteratív képrekonstrukció hatása a képminőségre és a szenzitivitásra hasi CT-be	n78
5	Alagany dárigú CT protokollok vizagálata hotogokhon	92
э.	Alacsony dozisu C1 protokonok vizsgalata betegekben	
	5.1. Felhasználási lehetőségek a mellkasban	83
	5.1.1. Alacsony dózisú pulmonális CTA protokollok	83
	5.1.1.1. Sugárdózis és képminőség alacsony dózisú PCTA-val 80 kVp csőfeszültségen:	0.1
	kezdeti tapasztalatok	84
	5.1.1.2. Milyen kriterium alapjan valasszuk ki a 80 kV PCTA vizsgalatra alkalmas	00
	5 1 1 3 A 80 kV és 120 kV esőfeszültségű PCTA protokollok diagnosztikus pontosságá	89 nole
	összehasonlítása agy aset kontroll vizsgálathan	пак 0/
	5.1.1.4 Az alacsony és normál dózisú PCTA diagnosztikus pontosságának és	
	képminőségének prospektív randomizált összehasonlítása: a REDOPED- vizsgálat	100
	5 1 1 4 1 Alacsony dózisú PCTA diagnosztikus pontossága a REDOPED vizsgálatba	n 103
	5.1.1.4.2. Képminőség és diagnosztikus biztonság különböző testsúlycsoportokban a	
	REDOPED vizsgálatban	108
	5.1.1.4.3. A REDOPED vizsgálat eredményeinek összefoglalása és értelmezése	112
	5.1.1.5. PCTA diagnosztikus pontossága kövér és 100 kg feletti testsúlyú betegekben	115
	5.1.1.6. PCTA képminősége és diagnosztikus biztonsága kövér betegekben 100 kV	
	csőfeszültségen	122
	5.1.1.7. Egyéb betegvizsgálatok csökkentett dózisú PCTA protokollokkal	129
	5.1.2. Egyéb alacsony dózisú CT vizsgálatok a mellkasi diagnosztikában	129
	5.2. Alacsony dózisú CTA alkalmazása hasi és perifériás erekben	131
	5.2.1. Alacsony dózisú thoracoabdominalis CTA	131
	5.2.2. További alacsony sugárdózisú CTA vizsgálatok a centrális és a perifériás erekben	135
	5.3. Fayéh csökkentett dózisú CT vizsaálatok hetegekhen	135
	5.5. Egyeb csokkemen ubzisu CT vizsgululok belegekben	
	5.4. Ismeretterjesztő programok szerepe a lakosság dóziscsökkentésében	136
6.	Kitekintés – mit várhatunk a közeli jövőben?	140
	6.1. Technikai fejlesztések	140
	6.2. A kutatások várható iránva, nvitott kérdések	144
_		
7.	Osszefoglalás - Uj eredmények	147

8. Az eredmények további hasznosíthatósága	149
Irodalom	152
Az értekezést megalapozó saját közlemények	166
Tudományos mérőszámok	174

Köszönetnyilvánítás

Nagyon szerencsésnek mondhatom magamat, amiért az elmúlt években számos nagyszerű szakemberrel dolgozhattam együtt. Köszönetet mondok minden kollégámnak, akiknek hozzájárulása nélkül egyáltalán nem vagy csak nagyon lassan haladhattam volna előre tudományos munkámmal. Külön kiemelem jó barátomat, Dr. Sebastian Schinderát, a Bázeli Egyetem docensét, akivel asszisztens orvos kora óta együtt végzünk alacsony dózisú CT protokollokkal kapcsolatos vizsgálatokat. Köszönettel tartozom Peter Vock professzor úrnak, a Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetének korábbi igazgatójának, akinek a hatására elkezdtem ezen a területen dolgozni, és akinek kritikai éleslátása sokszor terelte kutatásainkat a helyes irányba. Debreceni Egyetem Klinikai Központjából Dr. Megyeri Boglárkával, Dr. Horkay Edittel, Dr. Sikula Judittal valamint Kollár József és Nagy Endre professzor urakkal működtem együtt. Stephan Raible a Berni Szakfőiskoláról a szimulációs kísérletek során segítette munkámat. Köszönet illeti azokat a svájci alapítványokat, állami hivatalokat és ipari cégeket, akik anyagilag támogatták a kutatásokat. És nem utolsósorban, bár közhelyesnek tűnhet, de ettől még nagyon is igaz: végtelenül hálás vagyok a családomnak türelmükért és támogatásukért, hiszen ezek nélkül nem jöhetett volna létre ez az értekezés.

Az értekezésben használt rövidítések jegyzéke

AAPM – American Association of Physicists in Medicine (Amerikai Orvosi Fizikusok Egyesülete)

ADIR – adaptive iterative reconstruction

ADMIRE - adaptive modelled iterative reconstruction

AUC – automatic exposure control (az áramerőség automatikus adaptációja CT vizsgálat során)

ALARA – as low as reasonably achievable (olyan alacsony, amennyire reálisan lehetséges)

ANOVA - analysis of varience (varianciaanalízis)

ASIR - adaptive statistical iterative reconstruction

BMI – body mass index (testtömegindex)

CI – konfidenciaintervallum (confidence interval)

CNR - contrast-to-noise ratio (kontraszt-zaj-arány)

CT – computertomograph(ia)

CTA - computertomographia angiographia

 $CTDI_{vol} - CT$ dose index volume

Deff-effektív dózis

DICOM - digital imaging and communication in medicine

DLP-dose length product

FBP – filtered back projection (szűrt visszavetítéses képrekonstrukció)

FOM - figure of merit (kb. hatékonysági- vagy teljesítényfaktor)

FROC - free-response receiver operating characteristics

Gy – Gray (az elnyelt sugárdózis mértékegysége; 1 Gy = 1 kg anyag által elnyelt 1 J energia)

HRCT – high resolution CT (a tüdők magasfelbontású CT vizsgálata)

HU - Hounsfield unit (a CT képen ábrázolt szövetek/ anyagok sugáráteresztő-képességének,

denzitásának mértéke)

IRIS - iterative image reconstruction in image space

i.v. – intravénás

k.a. – kontrasztanyag

keV-kiloelektronvolt

kV-kilovolt

kVp – peak kilovoltage (csúcsfeszültség kilovoltban megadva)

kW-kilowatt

LR – likelihood ratio (valószínűségi arány)

mA – milliampére

mAs - milliampére-secundum

MBIR - modell based iterative reconstruction (modell alapú iteratív képrekonstrukció)

MIP - maximum intensity projection

MVT – mélyvénás thrombosis

OR - esélyhányados (odds ratio)

- PE pulmonális embólia
- PCTA pulmonális CT angiographia
- PMMA polymetil-metilakrilát
- ROC receiver operating characteristics
- ROI region of interest (kb. mérési terület)
- SAPHIRE sinogram affirmed iterative reconstruction

SI-signal intensity (jelerősség)

- SNR signal-to-noise ratio (jel-zaj arány)
- SSDE size specific dose estimate
- Sv Sievert (a dózisegyenérték mértékegysége, röntgensugárzás esetén azonos az elnyelt dózissal)

Előszó

Doktori értekezésem abban a hitben íródott, hogy mind Magyarországon, mind más országokban sok a tennivaló a CT vizsgálatok dózisának optimalizálása terén. Egy általános elméleti áttekintést követően kutatócsoportunk tapasztalataira támaszkodva kívánom bemutatni a CT vizsgálatokból származó sugárterhelés csökkentésének lehetőségeit, az ezen a területen folyó néhány kísérlet eredményeit és azok legfontosabb alkalmazásait betegekben. Munkám 4. és 5. fejezetében azokat a kutatásokat ismertetem részletesen, ahol a megjelent közleményekben első vagy utolsó szerzőként szerepelek. Egyéb, a témához kapcsolódó vizsgálatokat, melyekben társzerzőként vettem részt illetve más kutatócsoportok idevágó adatait csak az egyes alfejezetek végén az eredmények tárgyalásánál röviden említem meg. Didaktikai szempontból célszerűnek tűnt az értekezések hagyományos szövegfelosztásától (beteganyag és módszerek, eredmények, megbeszélés) eltérni és az információkat tematikusan tárgyalni. A könnyebb áttekinthetőség kedvéért azonban külön fejezeteben foglaltam össze a célkitűzéseket és az új eredményeket.

Ez a munka csak érint, de nem taglal részletesen sok olyan fontos témát, mint pl. a kettős energiájú CT leképezési technikákat vagy a különböző kontrasztanyagadási protokollok hatását, melyeknek ugyan döntő jelentőségük van a CT vizsgálatok minőségére nézve, de tudományos tevékenységem során nem foglalkoztam velük érdemben.

Szeretném hinni, hogy akinek kezébe kerül ez az anyag, talál benne egy-két jó ötletet a saját intézetében CT-re kerülő betegek sugárterhelésének csökkentésére.

1. Bevezetés

A computertomographia (CT) megalkotása sokak szerint az elmúlt száz év egyik legnagyobb hatással bíró felfedezése volt az orvostudományban. Sir Godfrey Newbold Hounsfield és Allan McLeod Cormack 1979-ben orvosi Nobel-díjat kapott a CT technológia kifejlesztéséét. A módszer először tette lehetővé a test belsejében lejátszódó kóros elváltozások ábrázolását a környező képletek rávetülése (képi szummáció) nélkül. Az azóta eltelt három és fél évtized alatt a vizsgálatok elvégzése sokat egyszerűsödött és a képalkotás időtartama is lényegesen csökkent. Míg az első CT készülékkel 1971-ben 5-6 percet kellett várni a koponya leképezésére, majd további két és fél órát az adatok képi megjelenítésére [1], addig a legmodernebb berendezések csaknem 74 cm/s sebesség mellett 2,5 - 3 másodperc alatt képesek ábrázolni a teljes testet a koponyától a lábujjakig.

A CT a modern orvosi diagnosztika szerves részévé vált, függetlenül attól, hogy az emberi test mely részéről van szó. A legkülönbözőbb intracranialis, mellkasi és hasi betegségek felismerése, balesetek sérültjeinek vizsgálata, az akut érkatasztrófák diagnosztikája vagy a tumorkövetés ma már mind elképzelhetetlenek CT nélkül. A rohamos technikai fejlődés az indikációs területek olyan kiszélesedését eredményezte, amelyről kezdetben csak kevesek álmodtak. A szívkoszorúerek vizsgálata, az agy és más szervek vérátáramlásának mérése már mindennapi rutin vizsgálatnak számít, a mozgásszervek funkcionális-dinamikus ábrázolása vagy az emlők nagy felbontású CT vizsgálata valószínűleg a közeli jövőben lesz kész klinikai bevetésre.

Mivel a CT készülékek ma már meglehetősen elterjedtek az egész világon és felhasználási területük igen széles, ezért nem csoda, hogy az évente elvégzett vizsgálatok száma évről évre rohamosan emelkedik. Az Amerikai Egyesült Államokban 2010-ben mintegy 62 millió CT vizsgálatot végeztek, vagyis átlagosan minden ötödik amerikai polgárra jutott egy vizsgálat [2]. Az indikációt felállító orvosok sokszor sajnos megfeledkeznek arról, hogy a CT röntgen sugárzást használ a képalkotáshoz. Ennek eredményeként a lakosság évi sugárterhelésének kb. fele származik egészségügyi forrásból, melynek 50-60%-áért, vagyis a teljes évi sugárterhelés több mint egy

8

negyedéért CT vizsgálatok felelősek. 2008-ban Svájcban az összes radiológiai vizsgálatnak csak 6%-a volt CT, az ezekből származó sugárterhelés viszont a radiológiai vizsgálatokból származó sugárterhelés 68%-át adta [3]. A CT-nek tulajdonítható lakossági sugárterhelés hatását Brenner és Hall a New England Journal of Medicine-ben 2006-ban publikált közleményben becsülték meg. A szerzők matematikai modellszámítások alapján azt jósolták, hogy a következő évtizedekben az összes halálos lágyrésztumor kb. 1,5-2%-ért CT vizsgálatok tehetők majd felelőssé, ami becslésük szerint évi 29 ezer halálesetet jelent csak az Egyesült Államokban [4]. Egy kohortvizsgálat szerint szignifikánsan emelkedik a lymphomák és agyi tumorok kockázata olyan fiatalokban, akik gyermekkorukban sorozatos CT vizsgálaton estek át [5]. Egy hasonló korú ausztrál beteganyagon készült tanulmány szintén magasabb rákrizikóról számolt be a CT vizsgálatokkal összefüggésben [6].

Ezekre a riasztó adatokra természetesen a média is hamar felfigyelt. Az elmúlt évtizedben elsősorban az Egyesült Államok elektronikus és nyomtatott sajtójában jelentek meg olyan túlzó, csaknem pánikkeltő cikkek, amik a CT-t nem ritkán veszélyes, csaknem káros eszköznek festették le. A nagy CT gyártók részben ennek a fokozott figyelemnek is köszönhetően az utóbbi időben különösen nagy hangsúlyt fektetnek a sugárdózis csökkentésére. Az alacsony dózisú, "betegkímélő" CT vizsgálat mára a marketing stratégiának fontos elemévé vált. Ezzel párhuzamosan a dóziscsökkentésre irányuló tudományos kutatások száma is megsokszorozódott. A PubMed adatbázis szerint 1999-ig 490 közlemény foglalkozott a CT vizsgálatok dózisának csökkentésével, 2000 és 2014 júniusa között már 2643 publikáció született ebben a témában. Ha figyelembe vesszük, hogy a világon megjelenő orvosi vonatkozású cikkek száma kb. 13 évente duplázódik meg, akkor ez a 440%-os növekedés bőven meghaladja az átlagot [7].

A közlemények nagy száma a téma fontosságát mutatja. A CT vizsgálatok eredménye a beteg kezelésére sokszor közvetlen hatással van, az azonnali beavatkozást igénylő súlyos állapotok diagnózisán keresztül a CT számos beteg életét mentette már meg. A CT diagnosztika segítségével jelentősen gyorsul a betegek kivizsgálása, mely a kórházi bennfekvés idejét lerövidítheti, vagyis az

9

esettel kapcsolatos összköltség végeredményben csökkenhet. Az általános álláspont szerint a CT vizsgálatok közvetlen előnye jóval magasabb a sugárzásból és kontrasztanyag-adásból származó kockázatoknál, ezért jövőben a CT vizsgálatok számának további emelkedésével kell számolnunk.

Ezzel együtt a szakembereknek az a felelőssége, hogy a CT-ből származó lakossági sugárterhelést csökkentse. A kapcsolódó tudományos vizsgálatok nagy része a képminőségre koncentrál, mivel az alacsonyabb dózis a használt módszertől függően nem ritkán rosszabb minőségű CT képeket eredményez. Azon felül, hogy a zajosabb képek kétségkívül hátráltatják ezen vizsgálatok elterjedését, esetlegesen ronthatják a CT diagnosztikus pontosságát, ami nem engedhető meg. A dózis, képminőség és diagnosztikus pontosság érzékeny egyensúlyának megtartása a radiológusok és a szakasszisztensek felelősségteljes munkáját kívánja.

2. Elméleti háttér

2.1. A röntgensugárzás hatása az élő szervezetre, dózismértékek

A röntgensugárzás ionizáló hatása révén potenciálisan rákkeltő. A röntgensugarak élő szervezetre gyakorolt hatása két csoportba osztható. A *determinisztikus* hatás sejthalállal jár, fellépésének valószínűsége nem függ a sugárdózistól, vagyis egy küszöbérték felett mindenképpen bekövetkezik, a hatás erőssége viszont dózisfüggő. Determinisztikus hatás például a bőrpír, hasmenés vagy a tüdőfibrosis. A *sztochasztikus* hatás során a sejtek nem pusztulnak el, hanem örökítőanyaguk pontmutáció, a DNS szálak törése és transzlokációja révén megváltozik. A sztochasztikus hatás kialakulásának nincs alsó küszöbértéke, kialakulásának valószínűsége arányosan növekszik a dózissal és az élet során kumulálódik. Ide tartozik a sugár indukálta tumorok és lymphomák kialakulása.

A röntgensugarak biológiai hatásáról elsősorban a Hiroshimában és Nagaszakiban ledobott atombombák túlélőinek megfigyeléséből származnak adatok. A kohortvizsgálatok azt mutatták, hogy 100 milliSievert (mSv) dózis felett egyértelműen növekszik a sugárzás indukálta rákos megbetegedések kockázata [8; 9]. Ilyen magas sugárterhelés a radiológiai diagnosztikában csak kumulatív dózisként jelentkezhet olyan betegekben, akik életük során többször estek át pl. hasi CT vizsgálaton. Egyetlen ilyen vizsgálat sugárterhelése jellemző módon 7-15 mSv körül van. A 100 mSv alatti dózistartományban nincsenek sem megfigyelésen, sem kísérleteken alapuló megbízható adataink arról, miként függ a sejtkárosodás a dózistól. A nemzetközi szervezetek által elfogadott álláspont az, hogy a károsodás és a dózis között 100 mSv alatt is lineáris összefüggés van és nincs a hatás kialakulásához minimálisan szükséges küszöbérték (linear no-treshold theory), bár ennek a feltételezésnek a helyességét számos kutató vitatja [10-16]. A sugárzás okozta rákbetegségből eredő halálozás becsült rizikója 18/100 000 egy 10-20 éves fiatalban és 1/100 000 egy 80 éves felnőttben 1 mSv dózissal számolva. Az 1 mSv sugárzásra becsült átlagos, korcsoportfüggetlen halálozási rizikó 5/100 000, ami jóval alacsonyabb, mint az általános rákhalálozási kockázat (30 000/100 000)

Az egyes betegek pontos sugárdózisának rutinszerű mérése CT vizsgálatok során gyakorlatilag kivitelezhetetlen, ezért bizonyos közelítő becslésekre kell hagyatkoznunk. A CT vizsgálatok dózisát leggyakrabban a térfogategységre vonatkoztatott CT dózis index-szel (CTDIvol, mértékegysége: mGy) illetve annak a vizsgált terület hosszával való szorzatával (dose length product, DLP, mértékegysége: mGy*cm) szokás jellemezni [17; 18]. Fontos felismerni, hogy nem valós mérési eredményekről, hanem egy standard, a vizsgálati régiótól függően 16 vagy 32 cm átmérőjű polymetil-metilakrilát (PMMA) fantomra vonatkoztatott becsült értékekről van szó, amiket a CT készülék a vizsgálati paraméterek alapján kalkulál. Nyilvánvaló, hogy mivel a betegek túlnyomó többségének az axiális síkban mért átlagos átmérője nem pontosan 16 vagy 32 cm, ezért a CT konzolon megjelenő adatok a valós sugárterhelést jelentősen alul- ill. (szélsőséges esetben akár 100%-kal) túlbecsülhetik. Ezt a bizonytalanságot az Amerikai Orvosi Fizikusok Egyesülete (AAPM- American Association of Physicists in Medicine) által 2011-ben javasolt méretspecifikus becsült dózisértékek (SSDE- size specific dose estimates) csökkentik [19]. Az SSDE-t a CTDIvol értékéből lehet kiszámolni egy, a vizsgált testrégió anterioposterior és laterális átmérőjétől függő korrekciós tényezővel való szorzás révén. Ennek köszönhetően az SSDE nemcsak a CT technikai paramétereket veszi figyelembe, mint a CTDI_{vol}, hanem a beteg méretét is a transversalis síkban. Érdemes megjegyezni, hogy az SSDE csak a beteg egy transversalis szeletére eső sugárterhelést adja meg. Jelenleg nem áll rendelkezésre olyan mérőszám, mely a beteg méretét és a vizsgált régió hosszát is figyelembe veszi, bár kézenfekvőnek tűnik az SSDE és vizsgálati hossz szorzatának használata erre célra.

Egy bizonyos CT vizsgálati típusból származó átlagos sugárterhelés jellemzésére sokszor használják a dózis-ekvivalens vagy effektív dózis (D_{eff}) fogalmát, ami a besugárzott térfogatban elhelyezkedő szervek által elnyelt dózisok súlyozott összegének felel meg. Az egyszerűség kedvéért ezt az értéket a DLP-ből egy konverziós faktorral való szorzás útján becsülik meg (becsült effektív dózis), mértékegysége mSv. A D_{eff}/DLP konverziós faktor nagysága függ többek között a vizsgált anatómiai régiótól és a CT készüléktől [20; 21]. Az effektív dózis a sugárzás által potenciálisan

kiváltott biológiai hatást jellemzi, így jól összehasonlítható általa pl. egy hagyományos röntgenkép, egy átvilágítás és egy CT vizsgálatból származó sugárterhelés vagy két különböző CT protokoll dózisa. A becsült effektív dózis nem alkalmas egyes betegek pontos sugárterhelésének megadására és epidemiológiai vizsgálatokra, mivel a valós sugárterhelést 40-80%-kal alul ill. túlbecsülheti. Különösen túlsúlyos és kövér betegekben nagyon pontatlan a fenti módszer alapján, DLP-ből számított D_{eff}. [22; 23].

2.2. A CT működése

A ma használatban lévő modern CT berendezések döntő többsége ún. harmadik generációs helikális készülék. Ezek gantry-jében egymással szemközt található a legyezőszerű sugárkévét kibocsátó röntgencső és a detektorok, melyek egymáshoz fixen kapcsoltan forognak az asztalon fekvő beteg körül 2-3 fordulat/s sebességgel (*1. ábra*).



1. ábra A CT készülék vázlatos rajza. A gantry-ben forgó röntgencsővel szemben elhelyezkedő detektorgyűrű az asztalon folyamatosan mozgó betegről helikális irányban gyűjt adatokat. Forrás: <u>http://www.imaging.sbes.vt.edu/people/gewang/artwork</u> (módosítva).

A beteg testén áthaladó röntgensugár az útjába eső szövetek effektív rendszámától (vagyis a szöveteket alkotó atomok rendszámának súlyozott átlagától), sűrűségétől és rétegvastagságától függő mértékben gyengül és jut a detektorba. A detektorokban keletkező elektromos jelekből egy nagy teljesítményű számítógép bonyolult matematikai algoritmusok segítségével határozza meg, hogy a vizsgált régió egy adott pontjából milyen erősségű jel származik. Mivel a forgó sugárforrás-detektor-gyűrű központjában a betegasztal folyamatosan mozog, ezért az adatok a teljes vizsgált térfogatról kerülnek tárolásra. A nagyobb felbontás és a gyorsabb leképezés érdekében a gantry manapság nem egy, hanem jellemzően 16-320 detektorsort tartalmaz a röntgencsővel szemben (többszeletes CT) [1; 24; 25].

2.3. Mitől függ a CT vizsgálatok sugárdózisa?

A beteg sugárterhelése a CT vizsgálat során a vizsgált szervek sugárérzékenységén kívül számos technikai tényezőtől függ. Ezeknek egy része a gépet kezelő személyzet által változtatható, más faktorok csak nehezen befolyásolhatóak, vagy a berendezésre jellemző fix értékek (pl. detektorok érzékenysége és geometriája, beépített kollimátorok, stb.) [17; 18; 24; 26].

2.3.1. Csőfeszültség (kilovolt, kV)

A CT cső feszültsége a kilépő röntgenfotonok mozgási energiáját és ezzel azok anyagon való áthatolási képességét befolyásolja. A készülékeken választható csúcsfeszültség általában 70 és 140 kVp^{*} között van. A valóságosan kibocsájtott röntgenspektrum ettől lágyabb, átlagos energiája a csúcsfeszültségnek kb. fele - kétharmada. A sugárdózis a csőfeszültség 2,4-ik hatványával emelkedik, vagyis a feszültség 80 kV-ról 120 kV-ra való (50%-os) emelése kb. 180%-os

^{*} A CT csőfeszültség jellemzésére az irodalomban sokszor egymással egyenértékűen, felváltva használják "kV" (kilovolt) és "kVp" (peak kilovoltage, csúcsfeszültség kV-ban) megjelöléseket. Bár a feszültség mértékegysége a (kilo)volt, a kVp jelölés jobban figyelmeztet arra, hogy nem a kibocsájtott röntgenspektrum átlagos energiájáról, hanem a spektrumban megtalálható leggyorsabb röntgenfotonok (csúcs)energiájáról van szó.

dc_875_14

dózisemelkedést eredményez.

2.3.2. Áramerősség-idő szorzat (milliampére-secundum, mAs)

Ez az érték az egy másodperc alatt a csövet elhagyó röntgenfotonok számát határozza meg. A dózis és mAs-érték közötti kapcsolat lineáris: az áramerősség 100 mAs-ről 150 mAs-re való (50%-os) emelése 50%-os dózisnövekedést jelent.

2.3.3. A röntgensugár kollimációja

A többszeletes CT készülékeken a detektorok fizikai konfigurációját változtatva egy 20 mm-es sugárkévét többféleképpen is el lehet érni, pl: 16x1,25 mm, 8x2,5 mm, 4x5mm. Minél kevesebb, széles detektorral lehet egy sugárkévét elérni, annál jobb lesz a kéve geometriája, ezáltal több röntgenfoton vesz részt a képalkotásban és így kisebb lesz a teljes sugárterhelés egy adott volumenre. A legkisebb és legnagyobb szélességű detektorelem alkalmazása között akár 60%-os dózisnövekedés is lehet. A szélesebb detektorok használata vastagabb szeletekkel és így a helyi feloldóképesség csökkenésével jár a z-tengely mentén.

2.3.4. Pitch érték

Ez az érték a betegasztal által a röntgencső egy teljes fordulata alatt megtett távolság és a röntgensugárkéve szélességének hányadosa, mértékegysége nincs. Minél nagyobb a pitch-érték, annál rövidebb ideig tart a vizsgálat és a beteg besugárzása, vagyis annál alacsonyabb a dózis. Sok CT gyártónál (pl. Siemens, Philips) a készülék által kalkulált sugárdózis a pitchtől független, mivel ezek a készülékek az mAs-értéket automatikusan a pitch-hez igazítják, más gyártóknál (General Electric, Toshiba) azonban magas pitch választásával csökkenthető a CTDI_{vol} és az effektív dózis.

2.3.5. Filterek, kollimátorok

A készülékekbe épített speciális (bow tie) filterek csökkentik a scannelt régió szélén a felületi sugárdózist. Szintén minden modern berendezés részét képezik azok a kollimátorok, melyek a felesleges, a képalkotásban részt nem vevő röntgensugarakat szűrik ki a vizsgált régió kezdetén és végén (ún. overscanning csökkentése) [27].

2.3.6. Betegspecifikus faktorok

A CT készülékek a detektoraiban keletkező jel erőssége nagymértékben függ attól, hogy a röntgenfotonok milyen mértékben nyelődnek el a vizsgált betegben. Sovány betegben vagy a mellkasban, ahol a nagy légtartalmú tüdők sugárelnyelése kicsi, a kibocsájtott fotonok nagy része eljut a detektorhoz. Kövér vagy nagy testátmérőjű betegekben és a sok lágyrészt tartalmazó hasi régióban a sugárelnyelődés mértéke nagy. Ezekben az esetekben a megfelelő képminőség eléréséhez általában növelni kell a sugárdózist. A CT-ből származó röntgensugárzás hatása természetesen függ a vizsgált testtájék érzékenységétől. Egyes szervek mint pl. a belső nemi szervek, szemlencse, női emlők kiemelten sugárérzékenyek.

2.3.7. A vizsgált szakasz hossza, a szériák száma

A beteg sugárterhelése logikus módon egyenesen arányos az expozíció idejével, így a leképezett terület hosszával. Szintén kézenfekvő, hogy a sugárdózis megkétszereződik vagy megháromszorozódik, ha egy adott régióról nem csak egy sorozatot készítünk, hanem kettőt-hármat (pl. májgócok diagnosztikája natív, artériás és vénás fázisban). A feleslegesen elvégzett többfázisú vizsgálatok sugárterhelésre gyakorolt negatív hatását már több közlemény is igazolta [28-30].

2.4. Hogyan csökkenthető a betegek sugárterhelése?

A betegek CT vizsgálatokból eredő sugárterhelése néhány egyszerű szabály szem előtt tartásával nagymértékben csökkenthető még abban az esetben is, ha nem a legkorszerűbb készülékkel dolgozunk. Bár a különböző gyártók által rendelkezésre bocsájtott lehetőségek alapvetően hasonlóak, a technikai megoldások és azok hatásossága sokszor igen különböző. Éppen ezért a minden radiológusnak tisztában kell lennie azzal, hogy az általa használt CT berendezésnek milyen lehetőségei és korlátai vannak dóziscsökkentés tekintetében. A sugárcsökkentés – az alkalmazott módszertől függően – nem ritkán csak kompromisszumok árán, pl. a képminőség romlása mellett valósítható meg. A radiológus szakemberek feladata az, hogy dózis és a képminőség egyensúlyát megőrizzék. A követendő irányelvet az angol ALARA (As Low As Reasonably Achievable) betűszó fogalmazza meg a legjobban: olyan alacsony dózissal kell dolgozni, ami ésszerűen (a diagnosztikus képminőség megtartása mellett) elérhető. Más szavakkal: ha egy CT vizsgálat indokolt, akkor azt a lehető legalacsonyabb dózissal kell elvégezni úgy, hogy a kívánt diagnózis megfelelő biztonsággal felállítható vagy kizárható legyen [31-33].

2.4.1. A CT vizsgálatok számának csökkentése

Természetesnek tűnik, mégis sokszor nehéz elfogadtatni, hogy azt a CT vizsgálatot, melynek nincs terápiás következménye, valószínűleg felesleges elvégezni. Hasonlóképpen kerülendő a biztosan benignus jellegű elváltozások évenkénti rutinszerű CT kontrollvizsgálata. Főleg fiatalokban és terhes nőkben igyekezni kell a CT-t valamilyen más módszerrel (ultrahang vagy MRI) kiváltani. Ebben a tekintetben fontos szerep jut a vizsgálatot indikáló klinikus és az azt elvégző radiológus közötti kollegiális párbeszédnek.

2.4.2. Áramerősség és csőfeszültség csökkentése

A fentebb említettek értelmében mindkét faktor csökkentése alacsonyabb sugárterhelést eredményez, amelyet azonban magasabb képzaj kísér (amennyiben más vizsgálati paraméterek változatlanok maradnak), mivel a zaj a dózis négyzetgyökével fordítottan arányos. Fontos különbség a két módszer között, hogy az alacsonyabb áramerősség a kép minőségén a magasabb zajon kívül nem változtat, alacsony csőfeszültségen azonban bizonyos anyagok sugárelnyelése és ezzel denzitása jelentősen megváltozik (l. később). Amíg a csőfeszültséget egy adott régió vizsgálata során jellemzően fix értéken tartanak, addig a fix áramerősség használata mára már elavultnak mondható.

2.4.2.1. Automatikus csőáram (mAs) moduláció

Gyakorlatilag minden jelenleg kapható készülék használ egy olyan algoritmust (AEC- automatic exposure control), amely az áramerősséget automatikusan a vizsgált régió sugáráteresztő képességéhez és a beteg átmérőjéhez igazítja annak érdekében, hogy a detektorokhoz még a képalkotáshoz elégséges mennyiségű röntgenfoton jusson el [34]. A szabályozás történhet valós időben vagy a vizsgálat elején a betegről felvett átnézeti kép (topogram/scanogram) alapján. Ilyen módon pl. a mellkas vizsgálatánál jelentős dóziscsökkenés érhető el úgy, hogy a képminőség a vállöv régiójában még megfelelő marad (2. *ábra*) [35; 36]. Egyes modern berendezések képesek nagymértékben csökkenteni az áramerősséget a röntgencső ventralis pozíciójában, ilyenkor a képalkotás a dorsalis csőpozícióban kibocsájtott sugarakkal történik (pl. XCare, Siemens Healthcare). Ezáltal jelentősen csökkenthető a női emlők vagy a szemlencse dózisa, ami tekintettel ezen szervek nagyfokú sugárérzékenységére különösen fontos [37; 38]. A szív-CT vizsgálatok dóziscsökkentését szolgálja az áramerősség EKG-vezérelt modulációja, amikor egy szoftver a képalkotás számára kevésbé fontos szívciklusban 90-95%-kal csökkenti az mAs-értéket vagy teljesen megszünteti a sugárkibocsájtást [39; 40].

dc_875_14



2. ábra. Az automatikus mAs szabályozás elve az x-y síkban és a z-tengely irányában. A kisebb rétegvastagság miatt csökkenthető az áramerősség a cső ventrális és dorsális pozíciójában (kék körcikk a bal oldali ábrán), míg a laterális csőhelyzet esetén magasabb mAs szükséges a megfelelő képminőséghez (piros körcikk a bal oldali képen). A beteg hossztengelye mentén a CT cső a legmagasabb áramerősséget a csontos vállövi régióban adja le, amit az első csúcs jelez a jobb oldali ábrán.

2.4.2.2. Automatikus csőfeszültség (kV) választás

Bizonyos modern CT készülékek a topogramon mért denzitásértékek és a kívánt vizsgálati típus ill. célszerv alapján (pl. CT angiographia, natív vagy kontrasztos hasi vizsgálat, stb.) javasol egy kVértéket, amely megfelelő képminőség mellett valószínűleg a legalacsonyabb dózist fogja eredményezni [41]. Különösen érvizsgálatok (CTA) során lehet ezáltal jelentős dóziscsökkenést elérni.

2.4.3. A betegasztal megfelelő beállítása az izocentrumban

Li és munkatársai hívták fel a figyelmet arra, hogy a beteg nem megfelelő elhelyezése a vizsgálóasztalon jelentősen növeli a sugárterhelést. A CT gantry izocentrumától való 3-6 cm-es eltérés akár 18-49%-os dózisemelkedést is vonhat maga után [42].

2.4.4. A beteg karjának megfelelő helyzete

Amennyiben a beteg karja a vizsgált régióban fekszik, úgy nemcsak zavaró artefaktumokkal lesz tele a kép, hanem a fentebb részletezett mAs moduláció miatt a CT készülék magasabb dózissal igyekszik alkalmazkodni a megnövekedett testtéfogathoz. A helyes karpozíció (pl. koponya és nyakvizsgálatnál a test mellett, a mellkas és has vizsgálatánál a beteg feje mellett) tehát egyaránt fontos a jó képminőség és az alacsony dózis miatt. Balesetet szenvedett betegek teljes test CT-jénél ajánlott a karokat nem közvetlenül a testre vagy test mellé, hanem egy a beteg testére fektetett párnára helyezni [43; 44].

2.4.5. A vizsgált régió hosszának csökkentése

A CT széria hossza sokszor csökkenthető anélkül, hogy a vizsgálat diagnosztikus ereje romlana. Tüdőembólia kizárására végzett pulmonális CT angiographia (PCTA) során például sokszor a tüdőcsúcsoktól a rekesz-sinusokig végzik a vizsgálatot, holott az aortaívtől a rekeszkupoláig tartó vizsgálattal, ami átlagosan 30%-kal alacsonyabb dózist jelent, ugyanolyan biztonsággal kizárható pulmonális embólia (PE) a szegmentális ágakig (*3. ábra*) [45]. Mivel az esetlegesen elnézett szubszegmentális PE terápiájának szükségessége erősen vitatott, ezért helyi megegyezés kérdése, hogy az alternatív diagnózisok kizárásához mennyire szükséges a tüdőcsúcsok vagy a rekesz sinusainak vizsgálata [46; 47]. Szintén gyakori, hogy a betegben egyszerre két testrégiót, pl. mellkast és hasat kell vizsgálni. Ilyenkor a vizsgálatot sokszor két részre bontják, egy-egy szériát készítve a mellkasról és a hasról, melyek között sokszor átfedés van, vagyis egy terület kétszer kerül besugárzásra. Az átfedés csökkentésével vagy kiiktatásával jelentős dózismegtakarítás érhető el.

A besugárzás idejét és így a sugárterhelést is csökkenti az a módszer is, amikor nem a teljes térfogatot hanem annak kiválasztott szeleteit ábrázoljuk. A mellkas magas felbontású CT vizsgálata



3. ábra. A vizsgálati régió hosszának csökkentése a topogramon PCTA tervezése során.

esetén (high resolution CT, HRCT) 10 mm-enként készül egy 1 mm vastag szelet, így elméletben (egyetlen detektorsort feltételezve) ennek a vizsgálatnak a dózisa kb. egy tizede a mellkas teljes térfogatát leképező vizsgálat sugárterhelésének.

2.4.6. A vizsgálati szériák számának csökkentése

Egy adott régióról csak akkor szabad több szériát készíteni, ha az az adott kórkép teljes diagnosztikájához valóban elengedhetetlen. Lehetőség szerint igyekezni kell ún. kombinált szériákat alkalmazni. A vesék és uréterek vizsgálata során az intravénás kontrasztanyag egy részét a vizsgálat előtt 10 perccel beadva a veseüregrendszerek telődése érhető el. A maradék kontrasztanyagot beadva és a vizsgálatot a vénás/nephrographiás fázisban indítva egyetlen CT szériával kaphatunk információkat a veseparenchymáról és az üregrendszerről, kiváltva ezzel egy második, késői fázisban készített képsorozatot [48]. Az ún. kettős energiájú (dual-energy) képalkotásra alkalmas CT berendezéseken lehetőség van egyetlen, k.a. adás után készült képsorozatból létrehozni egy virtuális natív fázist, ezzel feleslegessé téve egy valódi natív képsorozat felvételét, megspórolva az ezzel járó sugárterhelést [49; 50].

2.4.7. Alacsony dózisú scout/topogram készítése

A vizsgálati szeletek tervezéséhez használt szummációs kép dózisának csökkentése vagy kettő helyett egyetlen ilyen felvétel elkészítése csökkenti a beteg teljes sugárterhelését [51].

2.4.8. A beteg közvetlen sugárvédelme

Az elsődleges nemi szervek elfedése ólomköpennyel vagy herekapszulával, a női emlő, a pajzsmirigy vagy a szemlencse célzott védelme a célnak megfelelő ólom- vagy bizmuttartalmú felszereléssel jelentősen hozzájárul az ezen sugárérzékeny szervek által elnyelt dózis csökkentéséhez [52].

2.4.9. Prospektív EKG-vezérlés

EKG vezérelt CTA-ra akkor van szükség, amikor a szív pulzációjából eredő artefaktumok miatt egyébként nem lehetne megválaszolni a vizsgálat indikációját képező kérdést. Ilyen pl. a koronáriák CT-je vagy a mellkasi aorta CTA-ja transarterialis billentyűbeültetés előtt ill. dissectio kizárására. Prospektív EKG vezérléssel (kapuzással) egy előre beállított szívciklusban történik a leképezés, amellyel - a retrospektív EKG-vezérléssel összehasonlítva - akár 75- 90%-os dóziscsökkentés is elérhető [53; 54].

2.4.10. További, rutinszerűen nem változtatott faktorok

A CT cső forgási sebességének változtatásával befolyásolható a leképezés gyorsasága és a besugárzás ideje, aminek azonban határt szab a cső maximális terhelhetősége, ezért ezt a paramétert csak ritkán változtatjuk a mindennapos használat során. Érzékenyebb detektorok alkalmazása, a

sugárforrás (focal spot) méretének csökkentése vagy a röntgensugár szűrése további filterekkel mind alkalmasak lennének arra, hogy a beteg sugárterhelését csökkentsük. Ezek a faktorok azonban a gyártó által kerülnek meghatározásra.

2.5. Az emberi szövetek és a jódatom viselkedése alacsony CT csőfeszültségen

Egy adott sűrűségű anyag HU-ban mért denzitását ("fényességét") a CT képen az határozza meg, hogy az adott anyag a röntgensugarat milyen mértékben nyeli el vagy ereszti át. Ez a képesség az anyag rendszámától valamint a röntgenfotonok energiájától, így végső soron a CT cső feszültségétől függ. A legtöbb lágyrész, pl. izom- vagy zsírszövet sugárelnyelése és CT jele a csőfeszültséggel csak minimálisan változik. A magas rendszámú kémiai elemeket tartalmazó szövetek és anyagok, pl. csont és jód alacsony feszültségen nagyobb mértékben elnyelik a sugarakat, ami magas CT jelet eredményez. A jód jelentőségét ebben a tekintetben az adja, hogy alkotórésze csaknem minden ma használatos CT kontrasztanyagnak (k.a.). A jódatom esetében a K-héjon található elektron aktiválási energiája 33,4 keV, vagyis akkor kapnánk a legmagasabb jelet, ha pontosan ekkora energiájú röntgenfotonok találkoznának a beteg testében a k.a. jódatomjaival. Amikor a CT készülék konzolján a csúcsfeszültséget 120 kVp-ról 80 kVp-ra csökkentjük, akkor a csövet ténylegesen elhagyó fotonok átlagos energiája 66 keV-ról 55 keV-ra esik, közelebb kerülve a kedvező 33,4 keVos határértékhez [26; 55]. Ez azt jelenti, hogy a 80 kV-os csúcsfeszültség használata jelentősen magasabb jelet eredményez a jódos k.a.-ot tartalmazó erek és parenchymás szervekből, mintha a CT képalkotás 120 vagy 140 kVp-on történt volna (4. ábra). Ezt az előnyt különösen az erek CTA-val történő vizsgálata során lehet kihasználni, de egyre több kutatás irányul más területeken, pl. májban való hasznosíthatóságra.

dc_875_14



4. *ábra.* A CT-csőfeszültség hatása a jód jelére. Alacsonyabb kV-érték választásakor a röntgenfotonok energiája közelebb kerül a K-héj elektronjainak aktiválási energiaszintjéhez, ami a növekvő fotoelektromos kölcsönhatás következtében magasabb gyengülési együtthatót és így magasabb CT denzitást eredményez. Átvéve és módosítva: Wolbarst AB: Physics of Radiology. The formation of a radiographic image. Kiadja: Appleton and Lange, 1993.

2.6. A diagnosztikus képminőség jellemzése és megtartása alacsony sugárdózis mellett

2.6.1. Az objektív és szubjektív képminőség jellemzése

A vizsgálat szempontjából fontos terület vagy célszerv fényességét (denzitását) egyes kutatók még ma is használják egy CT vizsgálat kvalitásának jellemzésére. A képminőség szempontjából azonban nagy általánosságban fontosabbnak tűnik, hogy adott képzaj mellett milyen jól különíthetők el fontos anatómiai részletek a környezettől (képkontraszt). A CT képek zajszintjét az ún. kvantum-zaj határozza meg. A képzajt egy adott területen, ROI-ban mért denzitásértékek szórásaként szokás megadni, mértékegysége - csakúgy mint a denzitásnak - HU. A zaj a korábbiak értelmében az alkalmazott dózis négyzetgyökével fordítottan arányos, vagyis a dózis 50%-os csökkentése a zaj 41%-os emelkedésével jár. Ez az összefüggés azonban már nem igaz nagyon alacsony dózisértékek

el a detektorhoz (photon starving effect). Ekkor a kvantum-zaj mellett jelentőssé válik az elektronikus zaj is, vagyis a kép zajszintje a vártnál magasabb lesz.

A kontraszt-zaj-arány (CNR- contrast-to-noise ratio) talán a legszélesebb körben használt paraméter az objektív képminőség leírására. Számítási módja a vizsgálati területen vagy egy adott célszervben a következő: CNR= (HU_{szerv} - HU_{háttér})/zaj, ahol HU_{szerv} és HU_{háttér} a kérdéses szervben ill. a háttérben mért denzitásérték HU-ban kifejezve. A CNR-nek nincsen mértékegysége.

Bár a fenti paraméterek alkalmasak a CT kép minőségének objektív leírására, a képek szubjektív megítélése sokszor nagyobb jelentőséggel bír, mint a számszerű adatok. A radiológusok tűrése ebben a tekintetben igen tág és nagymértékben függ attól, milyen típusú ill. minőségű képekhez szoktak hozzá. Egy adott kép bizonyos CNR tartományon belül egyszerre képviselhet elfogadhatatlan képminőséget az egyik kolléga és diagnosztikus kvalitást a másik számára. Eltekintve attól az igen fontos ténytől, hogy a kép minőségének sok nem számszerűsíthető tényezője függ a CT készüléktől és a használt másodlagos képfeldolgozástól (filterek, képrekonstrukciós algoritmusok, stb.) nagymértékben egyénfüggő, hogy egyes radiológusok mekkora mértékű dóziscsökkentést hajlandóak elfogadni a minőség rovására. Éppen ezért az alacsony dózisú CT protokollok vizsgálata során kifejezetten hasznos, ha az objektív paraméterek mellett a képminőséget szubjektív skálák segítségével több személy is értékeli.

2.6.2. A képminőség megtartása alacsony dózis mellett

A CT vizsgálatok szubjektív minősége a dózis emelésével nem javítható a végtelenségig: egy bizonyos dózis felett a vizsgáló már nem észlel minőségbeli javulást. Ennek fordítottja egy kicsit bonyolultabb. A dóziscsökkentés során elkerülhetetlenül elérünk egy pontot, amelyen túl a kívánt diagnózist már nem tudjuk a kellő biztonsággal megállapítani vagy kizárni. Az alacsony dózisú CT protokollok kidolgozása és alkalmazása során akkor járunk el leginkább a beteg érdekében, ha olyan

alacsony dózist alkalmazunk, amely mellett az esetlegesen gyengébb képminőség még nem rontja számottevően a diagnosztikus pontosságot és biztonságot.

A következőkben egy PCTA vizsgálaton keresztül szemléltetem az áramerősség és a csőfeszültség csökkentésének hatását az objektív képminőségre és a dózisra. Tegyük fel, hogy alapesetben 120 kV csőfeszültséget és 100 mAs-t használunk a vizsgálathoz (100%), és ezzel a képminőséggel elégedettek vagyunk. Az *1. táblázat* azt mutatja, mi történik akkor, ha a beteg sugárterhelését csak az áramerősség csökkentésével akarjuk optimalizálni konstans kV-érték mellett. Látható, hogy a dózis 50%-os ill. 75%-os csökkenése jelentősen, 29%-kal ill. 50%-kal rontja a kontraszt-zaj viszonyt, hiszen a jóddenzitás az érben változatlan maradt nagyobb zaj mellett.

1. táblázat. Az áramerősség csökkentésének hatása a CT képre állandó csőfeszültség mellett.

-	100 mAs	50 mAs	25 mAs
Dózis	100%	50%	25%
Zaj	100%	141%	200%
Jóddenzitás	100%	100%	100%
CNR	100%	71%	50%

A 2. táblázatban az az eset látható, amikor alacsonyabb csőfeszültség alkalmazása mellett konstans áramerősségen akarunk alacsonyabb dózist elérni: Érdemes megfigyelni, hogy a feszültség 120 kVról 100 kV-ra állítása 40%-os dóziscsökkenés mellett alig befolyásolja a jel-zaj-viszonyt, melynek oka a jód magasabb denzitásában keresendő alacsony kV-értéken (*4. ábra*). Sőt, 80 kV-on 74%-os dóziscsökkentés mellet is csak 14%-os CNR veszteséget látunk, ami a szubjektív képminőséget valószínűleg még nem rontja a diagnosztikus szint alá. Az 1. és 2. táblázat jobb oszlopának összehasonlítása világosan mutatja az alacsony csőfeszültség alkalmazásának előnyét PCTA során a tisztán alacsony mAs-értékkel szemben: alacsony kV-értékek alkalmazásával hasonló dóziscsökkentést lehet elérni jóval kisebb fokú objektív képminőség-romlás mellett.

	120 kV	100 kV	80 kV	
Dózis	100%	59%	26%	
Zaj	100%	130%	200%	
Jóddenzitás	100%	127%	168%	
CNR	100%	98%	86%	

2. táblázat. A csőfeszültség csökkentésének hatása a CT képre .állandó áramerősség mellett.

A mindennapi gyakorlatban az alacsony dózisú CT vizsgálatoknál igyekeznek a csökkentett csőfeszültséggel járó magasabb zajt az áramerősség emelésével ellensúlyozni. A fenti példánál maradva az eredeti 120 kV és 100 mAs-mal összehasonlítva 61%-os dóziscsökkenés érhető el 80 kV és 150 mAs paraméterek kombinációjával a kontraszt-zaj-viszony romlása nélkül (*3. táblázat*):

3. táblázat. Csökkentett kV és magasabb mAs érték hatása a képmi	nőségre.
---	----------

	Alapprotokoll	Csökkentett kV, változatlan mAs	Csökkentett kV, magasabb mAs
Csőfeszültség	120 kV	80 kV	80 kV
Áramerősség	100 mAs	100 mAs	150 mAs
Dózis	100%	26%	39%
Zaj	100%	200%	163%
Jóddenzitás	100%	168%	168%
CNR	100%	86%	103%

Az objektív és/vagy szubjektív képminőség diagnosztikus szinten való tartására számos további lehetőség áll rendelkezésre:

2.6.2.1. Megfelelő ablakválasztás

Az alacsony csőfeszültségen készült CTA képeken a k.a.-gal festett erek jele sokszor "zavaróan" magas. Ez csaknem szükségessé teszi a szokásosnál szélesebb CT ablak választását a képelemzés során.



L:200; W:900

L:350; W:1500

5. ábra. Az ablakparaméterek hatása a szubjektív képminőségre 80 kV PCTA-n. Ugyanazon az 1,5 mm vastag axiális szeleten jobban láthatók a kis tüdőembóliák (fehér nyilak) és a képzaj sem annyira zavaró, ha szélesebb ablakot választunk. L= ablakmagasság (level); W= ablakszélesség (width)

A szélesebb ablak előnye, hogy csökkenti a háttérzaj zavaró hatását és javítja a kontrasztanyag elkülönítését az ér meszes falától ill. intraluminális telődési defektusoktól (*5. ábra*). Ez az egyszerű módszer egyszerre javítja tehát az alacsony dózisú CTA szubjektív megítélését és segít elkerülni a

diagnosztikus tévedéseket (pl. meszes plakk téves interpretációja vagy kis tüdőembólia elnézése).

2.6.2.2. Rekonstruált szeletvastagság növelése

A CT-képalkotás törvényeinek értelmében a zaj fordítottan arányos a rekonstruált képek szeletvastagságának második hatványával, vagyis a szeletvastagság duplázása a zajt kb. 29%-kal csökkenti. A módszer hátránya a térbeli felbontás csökkenése, amely azonban a megválaszolandó kérdéstől függően a legtöbb esetben vállalható. A szeletvastagság duplájára emelése pl. 0,625 mm-ről 1,25 mm-re valószínűleg nem okoz számottevő diagnosztikus veszteséget.

2.6.2.3. Iteratív képrekonstrukció

A detektorokon keletkezett elektromos jelekből a CT képet hagyományosan ún. visszavetítéses rekonstrukcióval (FBP- filtered back projection) alkották évtizedekig. A módszer előnye viszonylagos gyorsasága, hátránya a keletkezett képek magas zajtartalma. Az elmúlt években rohamosan terjednek a nukleáris medicinából^{*} átvett iteratív képrekonstrukciós (IR) technikák, ahol a készült kép az eredeti nyers képadatokkal összehasonlításra és szükség esetén korrigálásra kerül. Az íly módon rekontruált képek jóval kevesebb artefaktumot és zajt tartalmaznak, mint a FBP képek. A kizárólag nyers adatokon történő iteratív rekonstrukció még nagy számítógépes kapacitás mellett sajnos lassú, 1000 kép rekonstrukciója jelenleg kb. 30-40 percig tart. Ezt az időt a gyártók úgy csökkentik, hogy a rekonstrukciós folyamatot részben nyers adatokon, részben a már félig kész képeken végzik el. Ez a hibrid technika már elfogadható rekonstrukciós időt eredményez valamivel rosszabb hatásfok mellett. Az IR segítségével a kész CT képeken beállítástól függően 30-50%-os tényleges zajcsökkenés érhető el. A módszert vagy a készült képek minőségének javítására használják egy adott dózison, vagy az elérhető dóziscsökkentés növelésére egy adott képminőség

Érdekességképpen megemlítem, hogy az első IR technikát még Hounsfield dolgozta ki és használta kezdetben a CT képek rekontrukciójához, de ezt hamarosan felváltotta a FBP.

megtartása mellett [56].

2.6.2.4. Zajcsökkentő programok, filterek, lágy rekonstrukciós kernel

A CT készülék által felvett nyers adatokat számos különböző filterrel lehet rekonstruálni. A filterválasztásnak elsősorban a képek szubjektív megítélésére (lágyság, élkiemelés, zaj, stb.) van hatása. A gyártótól független zajcsökkentő platformok az iteratív rekonstrukciós algoritmusok térhódítása előtt voltak közkedveltek, mára szerepük jelentősen csökkent. A képsorozatok rekonstrukciójához használhatók a szokásostól lágyabb rekonstrukciós algoritmusok (kernelek) is, ezáltal a képzaj alacsonyabb lesz. A módszer hátránya, hogy növekedhet a határfelületek életlensége és a térbeli felbontás.

3. Célkitűzések

Az alacsony dózisú CT protokollok vizsgálata során a következő fő területekre koncentráltam:

- Különböző fantomok létrehozása és képfeldolgozó módszerek kidolgozása a tüdőartériák, a hasi aorta és a máj modellezésére valamint tüdőembóliák és hypodens májgócok (metastasisok) szimulációjára.
- Csökkentett CT csőfeszültség képi szimulációja normál dózisú képeken.
- Az alacsony csőfeszültség és áramerősség objektív és szubjektív képminőségre kifejtett hatásának tesztelése mellkasi és hasi CTA valamint a máj CT vizsgálata során különböző szimulált betegméretek esetén.
- Az alacsony sugárdózis diagnosztikus pontosságra és biztonságra kifejtett hatásának szimulálása mellkasi és hasi alkalmazásokban.
- Zajcsökkentő filterek és iteratív képrekonstrukciós algoritmusok vizsgálata a képminőség és diagnosztikus biztonság tekintetében máj CT-nél.
- A betegek testméretének a kontrasztanyaggal festett erek denzitására gyakorolt hatásának elemzése.
- A képminőség és diagnosztikus pontosság kövér betegek hasi és mellkasi CT vizsgálataiban.
- Az alacsony kontrasztanyag és sugárdózis kombinálásának lehetősége pulmonális és thorakoabdominalis CTA során betegekben, valamint az alacsony dózisú vizsgálatok képminősége.
- Pulmonális CTA diagnosztikus pontossága és képminősége kövér betegekben.
- Célzott oktatás és konzultációs szolgálat szerepe a betegek CT vizsgálatokból származó sugárterhelésének csökkentésében.

4. A CT dózis csökkentésének kísérletes vizsgálata

4.1. Miért van szükség modellkísérletekre és szimulációkra a CT protokollok vizsgálatához?

Mivel a CT ionizáló sugárzás használatán alapul, ezért etikailag nem engedhető meg, hogy teljesen új CT beállításokat betegeken próbáljunk ki. Egy új filter vagy képrekonstrukciós algoritmus teszteléséhez ismernünk kell, hogy az milyen határok között használható biztonsággal. Ehhez azonos körülmények között ugyanabban a betegben kellene több kV-mAs-kombinációt kipróbálni, ami elkerülhetetlenül a sugárterhelés nagyfokú és indokolatlan emelkedését jelentené. Más, a diagnosztikus pontosság meghatározását célzó vizsgálatok során (pl. májgócok detektálása CT-vel) pontosan kellene tudnunk, hogy a vizsgált személy biztosan beteg-e, ha igen, egész pontosan hol (melyik CT képen, melyik májszegmentumban) található a kérdéses betegség és biztosnak kellene lennünk abban is, hogy a máj többi területe egészséges. Mivel ez utóbbi kérdést csaknem lehetetlen teljes bizonyossággal megválaszolni, ezért az ilyen betegekben végzett vizsgálatoknak mindig meg van a maga bizonytalansága.

Speciális kísérleti fantomok segítségével jelentősen egyszerűsödik a CT technikai paraméterek vizsgálata. A legegyszerűbb statikus, mozgó részeket nem tartalmazó fantomok is alkalmasak arra, hogy különböző csőfeszültség és áramerősség beállítások, filterek vagy képrekonstrukciós algoritmusok képminőségre kifejtett hatását teszteljük. A fantomnak nem muszáj az emberi test formáját teljesen visszaadni, a legtöbb mérés egyszerű henger alakú, műanyagból (PMMA) készült vagy vízzel töltött fantomban is elvégezhető. A vízzel illetve műanyaggal a sugárelnyelő lágyrészeket helyettesítjük, különböző méretű hengerekkel eltérő testsúlyú betegeket tudunk szimulálni. A fantomok anyagába ágyazott tetszőleges denzitású és geometriájú testekkel (általában gömbökkel) tumorokat tudunk utánozni. Mivel ezen szimulált elváltozások pontos mérete és elhelyezkedése a fantom megépítése során ismert, ezért nagyon pontos referencia diagnózisunk van, ami alapfeltétele egy jól kivitelezett, a diagnosztikus pontosságot mérő vizsgálatnak. Szükség esetén építhetők dinamikus rendszereket utánzó fantomok is, pl. érfantom áramlástani vizsgálatok céljából.

Egy másik izgalmas lehetőség a CT protokollok diagnosztikus pontosságának mérésére a sugárterhelés növekedése nélkül, ha különböző betegségeket (tumor, thrombus vagy embólia) szimulálunk ("rajzolunk") egy nem beteg egyén kész CT képeire. A modern képfeldolgozó programok segítségével mi magunk adhatjuk meg a szimulálni kívánt elváltozás alakját, nagyságát, denzitását, textúráját és pontos helyzetét a képen. A végeredmény tapasztalataink szerint igen meggyőző, a valós viszonyokat élethűen utánzó CT sorozat lesz. A nagyon pontos referencia standard tekintetében ezek a módszerek a legtöbb esetben túltesznek az állatkísérleteken (pl. mesterségesen létrehozott embólus implantációja a tüdőartériába vagy tumor beültetése a májba/tüdőbe patkányokban vagy disznókban), ahol egy vizsgált elváltozás helyzete szinte sohasem adható meg 100%-os pontossággal.

Természetesen a fantom- és szimulációs kísérletek során nyert információkat nem ültethetjük át egy az egyben a betegekre, hiszen a laboratóriumi szimulációk nem közelíthetik meg az élő rendszerek összetettségét. A kísérletek során csupán az emberi test néhány fontos tulajdonságát igyekszünk utánozni. A legtöbb esetben csak egy statikus állapotot közelítünk és el kell tekintenünk a dinamikus CT vizsgálatok szimulációjától. Ennek ellenére a kísérletekkel nagyon fontos információkat nyerhetünk abban a tekintetben, hogy milyen negatív és pozitív hatásokkal kell számolnunk a tesztelt CT protokollok és filterek használatával valódi betegek vizsgálata során.

4.2. Kísérletes CT vizsgálatok a mellkasban

4.2.1. A testméret, csőfeszültség és áramerősség hatása a jód jelére és a képminőségre mellkas fantomban [57]

Az ezredforduló környékétől kezdve egyre több közlemény jelent meg az áramerősség csökkentésének sugárdózisra és képminőségre kifejtett hatásáról mellkasi CT vizsgálatok során [58-65]. Az első publikáció az alacsony CT csőfeszültség alkalmazásának lehetőségéről a mellkasban 2004-ben jelent meg egy francia kutatócsoporttól, akik hagyományos mellkas (tehát nem PCTA)

protokoll képminőségét vizsgálták 80 kV-on [66]. Ezután két nem randomizált vizsgálat értékelte a PCTA képminőségét 100 kV-on 120 illetve 140 kV csőfeszültséggel összehasonlítva [67; 68]. Mindkét esetben azt találták a szerzők, hogy 100 kV-on diagnosztikus képminőséget lehet elérni úgy, hogy a k.a.-gal megfestett erek denzitása emelkedik, a beteg sugárterhelése pedig csökken. A diagnosztikus pontosság vizsgálatára az alacsony betegszám miatt nem nyílt lehetőség. Egy skandináv kutatócsoport volt az első, aki 80 kVp feszültséget alkalmazott PE kizárására betegekben [69]. Abban az időben nem voltak kutatási eredmények arról, hogy a csőfeszültség vagy inkább az áramerősség csökkentése hasznosabb módszer a sugárterhelés mérséklésére. Hasonlóképpen nem volt tárgya a közleményeknek, hogy milyen hatása van a betegek testsúlyának növekedése a képminőségre és milyen testsúlyhatárig lehet alkalmazni a 80 vagy 100 kV feszültséget a képminőség számottevő romlása nélkül. Arról sem volt adat, hogy magasabb jódkoncentrációjú k.a. alkalmazása képes-e ellensúlyozni egy esetlegesen rosszabb képminőséget. Ezeknek a kérdéseknek a megválaszolására végeztük el a következő fantomkísérletet [57].



6. ábra. A mellkasfantom axiális síkú CT képe az elérhető legkisebb és a legnagyobb mérettel. Jelen állapotban a fantom nagy testsúlyú betegeket helyettesít, a fantom mérete a gyűrűk eltávolításával csökkenthető. A szimulált tüdőartériák két fehér körként ábrázolónaik a légtartó sötét tüdőkben (parafa).

Az emberi mellkast egy ovális átmetszetű, PMMA-ból készült, 40 cm hosszú hengerrel modelleztük, melynek belsejében félhold alakú parafabetétek szimulálták a tüdőket. A henger átmérője alapesetben 28x20 cm volt, amit két további PMMA gyűrű feltételével 34x26 ill. 40x32 cm -re lehetett növelni. A fantom méreteit egy 100 beteg adatait feldolgozó vizsgálat alapján választottuk meg úgy, hogy hűen modellezzen egy sovány (testsúly: 45-60 kg), egy átlagos (60-80 kg) és túlsúlyos (80-105 kg) beteget [70]. A parafabetétek belsejében a fantom hossztengelyével párhuzamosan egy-egy 5 mm belső átmérőjű, vékony falú műanyag csövet helyeztünk és az egyiket 300 mg jód/ml, a másikat 400 mg jód/ml-es k.a. 1:30-as koncentrációjú oldatával töltöttük meg. Ezek a csövek szimulálták a szegmentális tüdőartériákat (*6. ábra*). A fantomot 64-szeletes Somatom Siemens Cardiac 64 berendezéssel vizsgáltunk a betegekben szokásos CT technikai paraméterekkel (24x1,2 mm kollimáció, 1,15-ös pitch, 1,5 és 5 mm-es rekonstruált szeletvastagság) 80, 100, 120 és 140 kVp CT csőfeszültség mellett.

Az átlagos áramerősség megállapítására a referencia mAs értékét 100 mAs-re állítottuk, az így kapott effektív mAs lett az adott csőfeszültség és fantomméret kombinációra jellemző 100%-os mAs-érték. A vizsgálatot mind a 12 kVp-fantom kombináció esetében 50, 60, 70, 80, 100 és 120%- os mAs érték mellett elvégeztük és az így kapott képeken megmértük a jód jelét és a háttérzajt valamint kiszámítottuk a CNR értékét. A mérési bizonytalanság csökkentése érdekékben minden mérést 10 véletlenszerűen kiválasztott ponton végeztünk el és ezen eredmények átlagát használtuk fel a statisztikához ill. további számításokhoz. Az objektív képminőség (CNR) változását a dózis függvényében egy FOM= CNR^2 / $CTDI_{vol}$ hányados (FOM= figure of merit) bevezetésével vizsgáltuk^{*}.

^{*} Külön jelölés hiányában a statisztikai számításokat a teljes értekezésben Statistica (Statsoft, Tulsa, Oklahoma, USA) és Medcalc (Medcalc, Mariakerke, Belgium) programmal ill. a <u>http://statpages.org/ctab2x2.html</u> weboldalon végeztük. A statisztikai szignifikancia szintjét p< 0,05-nél húztuk meg.</p>


7. ábra. A jód denzitása (y tengely) a CT-csőfeszültség függvényében. A 300 és 400-as szám az alsó indexben a kontrasztanyag koncentrációját jelenti, utána a szimulált betegméret van megadva.

A fizika törvényeinek megfelelően szimulált tüdőartériában mért denzitás a kV emelésével csökkent (7. *ábra*). A 400 mg jód/ml k.a.-ot tartalmazó csőben mért jel kb. 30%-kal volt magasabb, mint a 300 mg jód/ml csőben mért érték. Minden jódkoncentráció és kV- párosítás esetén jól észrevehetően magasabb jelet mértünk a vékony betegeket szimuláló fantomban, mint a közepes ill. nagyméretű fantomban. Erről az érdekes eredményről a korábbi irodalomban nem találtunk adatot. Azt, hogy a háttérben az alacsony energiájú röntgenfotonok nagyobb mértékű elnyelődése és ezáltal a röntgenspektrum "keményedése" áll a kísérlet eredményeinek kiértékelésekor még csak sejtettük, később egy másik vizsgálattal be is bizonyítottuk (l. 4.3.1.3. fejezet).



8. ábra. A 300 mgI/ml kontrasztanyagban mért CNR változása a dózis függvényében logaritmikus koordináta-rendszerben. 80 és 140 kV között a CNR értékek csaknem egy egyenesre esnek a kövér betegeket helyettesítő fantomban. A vékony és átlagos betegeket szimuláló fantomban a 80 és 100 kV-on számított CNR értékek balra az alacsonyabb dózisértékek irányába tolódnak el. A nyilak hossza azt jelzi, mennyivel alacsonyabb dózis mellett lehet elérni egy adott CNR-t 80 kVp-on a 140 kVp csőfeszültséghez képest.

A képzaj a sugárdózis (CTDI_{vol}) gyökével fordított arányban állt 100 és 140 kV között. 80 kV-on azonban mindhárom fantomban az ismert fizikai összefüggés alapján várt értéknél magasabb zajt mértünk. Ennek oka véleményünk szerint a kifejezett fotonelnyelődésben (ún. photon starving effect) keresendő (l. 2.6.1. alfejezet).

A CNR erős pozitív összefüggést mutatott a sugárdózissal és a k.a. koncentrációjával, a fantommérettel viszont negatívan korrelált. Logaritmikus koordináta-rendszerben ábrázolva a CNR-t és a CTDI_{vol} -t 80 és 100 kV-on számított CNR értékek a 120 és 140 kV-on mért CNR-hez képest az alacsonyabb dózisértékek irányába tolódtak el, vagyis alacsony csőfeszültség használata során

azonos CNR alacsonyabb dózis mellett volt elérhető. Ez a jelenség kifejezett volt a kisméretű fantomban, ahol 44%-kal alacsonyabb volt egy adott CNR-hez tartozó dózis 80 kV-on mint 140 kV-on (*8. ábra*). A közepes fantomban már csak 4%-os dóziscsökkenést mértünk a fenti csőfeszültségek mellett, a kövér betegeket helyettesítő fantomban pedig egyáltalán nem tapasztaltunk különbséget: a különböző kV-on számított CNR értékek egy egyenesre estek. A CNR kb. 30%-kal volt magasabb a 400 mg jód/ml koncentrációjú k.a.-ban az alacsonyabb jódkoncentrációval összehasonlítva.

Az egységnyi sugárterhelésre eső objektív képminőség-javulást jellemző hányados (FOM) a kisméretű fantomban magasabb volt alacsony csőfeszültségen mint magas kV értéknél (r= -0,897 - -



9. ábra. A teljesítményfaktor (FOM) változása a csőfeszültség függvényében különböző fantomméretek esetén. A logaritmikus lépték ellenére is szembetűnően magas a FOM szimulált vékony betegekben, a görbe azonban a kV emelkedésével meredeken esik.

0,999; p< 0,001). A kövér és közepes méretű betegeket helyettesítő fantomban, bár egyértelmű hasonló trend mutatkozott, a FOM változása különböző kV-értékeken nem volt szignifikáns. A FOM értéke a közepes fantomban kb. 5-szöröse, a kisméretű fantomban 25-szöröse volt a legnagyobb fantomban mértnek (*9. ábra*).

Ez a fantomkísérlet rámutatott arra, hogy az alacsony csőfeszültség választása elsősorban sovány betegekben hasznos módszer a sugárterhelés csökkentésére PCTA során. A mérések azt jósolták, hogy 80 kV csúcsfeszültség mellett CNR által jellemzett objektív képminőség jó marad vékony és közepes méretű (átlagos testalkatú) betegekben és szükségszerűen romlani fog túlsúlyos egyénekben. A számítások szerint a 80 kV feszültség kb. 100 kg-os testsúlyhatárig csak az áramerősség kompenzatórikus emelése mellett ad majd elfogadható CNR-t. Kövér betegekben a mérések alapján 100-120 kV-nál alacsonyabb feszültséget használni nem tűnik javasoltnak. Eredményeink felhívták a figyelmet arra a korábban szintén nem ismert tényre, hogy a jódtartalmú k.a. denzitása nemcsak a csőfeszültség hanem a beteg átmérőjének/testsúlyának emelkedésével is csökken, vagyis kövér betegekben az erek megítélését a magasabb zaj mellett az alacsonyabb intravasalis denzitás is nehezíti.

<u>4.2.2. Alacsony dózisú PCTA és tüdőembólia szimulációja CT képeken: a diagnosztikus pontosság</u> kísérletes mérése 80 kV-on [71]

A 4.2.1. pont alatt leírt fantomkísérlet eredményei alapján úgy tűnt, hogy a magasabb jódkoncentrációjú k.a. elméletileg alkalmas a dóziscsökkentéssel járó objektív képminőség-romlás kompenzálására és a CNR változatlan maradhat. A 80 kV csőfeszültség és a 400 mg jód/ml jódkoncentráció kombinációja azonban olyan magas érdenzitást eredményezett, amely betegekben minimum felesleges. Sőt, a túlságosan magas denztitásértékek az érpályában a zavaró artefaktumok miatt és kisebb telődési defektusok elfedése révén akár hátrányos is lehet. Ez a felismerés vezetett ahhoz a gondolathoz, hogy az alacsonyabb csőfeszültségen megnövekedett jóddenzitást be lehetne

váltani k.a.-ra. Számításaink szerint a jódbeviteli ráta, vagyis az egységnyi idő alatt k.a.-gal bevitt jód mennyiségének 25%-os csökkentése mellett még mindig jelentősen magasabb lesz a megfestett erek denzitása, ha a csőfeszültséget 120 kV-ról 80 kV-ra csökkentjük (*4. táblázat*). Az alacsonyabb jódbeviteli ráta azonos injekciós idő mellett értelemszerűen a teljes injektált k.a. mennyiségének csökkentését jelenti. Így született meg az alacsony sugárdózis és csökkentett k.a.-dózis kombinálásának ötlete 80 kV csőfeszültségen melyet az említett skandináv kutatócsoporttól függetlenül elsőként vizsgáltuk betegekben (l. 5.1.1.1).

4. táblázat. Alacsony csőfeszültség és csökkentett kontrasztanyag mennyiség kombinációjának hatása az érdenzitásra PCTA-ban

	Alapprotokoll	Alacsony sugárdózis	Alacsony sugárdózis, csökkentett k.a. dózis		
Csőfeszültség	120 kV	80 kV	80 kV		
Sugárdózis	100%	26%	26%		
Kontrasztanyag injekció	100 ml @ 4 ml/s	100 ml @ 4 ml/s	75 ml @ 3 ml/s		
Injekció időtartama	25s	25s	25s		
Jódkoncentráció az érben	100%	100%	75%		
Érdenzitás a CT képen	100%	168%	126%		

A képminőség megtartása mellett fontos kérdés, hogy változik-e a diagnosztikus pontosság alacsony k.a. és sugárdózis mellett. Elméletileg előfordulhat, hogy alacsony kV értéken a magasabb denzitású erekben jobban észre lehet venni a hypodens telődési defektusokat. Másrészről nem kizárt az ellenkező lehetőség sem, mely szerint az alacsony dózissal együtt járó magasabb zaj zavarja a PE-k felismerését, különösen a szegmentális tüdőartériákban. A kérdés vizsgálatára egy szimulációs kísérletet végeztünk [71].

A Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetének adatbázisát áttekintve 2006 november és 2007 május között 254 beteget találtunk, akiknek testsúlya 100 kg alatt volt és a normál dózisú PCTA eredménye negatív volt. Ezek közül 10 beteg vizsgálatát választottuk ki véletlenszerűen a

kísérlethez. Minden vizsgálatot azonos paraméterek mellett végeztek el (120 kVp csőfeszültség; 100 mAs referencia áramerősség; 16 × 0,75 mm kollimáció; 1,15 pitch; 1 és 5 mm rekonstruált axiális síkú szeletek) a sürgősségi osztályon használt 16 szeletes CT készülékkel (Somatom Sensation 16, Siemens Medical, Forchheim, Németország). Minden beteg 100 ml kereskedelmi forgalomban kapható jódtartalmú k.a.-ot (300 mg jód/ml; iobitridol, Xenetix 300, Guerbet, Aulnaysous-Bois, Franciaország) kapott 4 ml/s injekciós sebességgel. A képeket még egyszer ellenőriztük és a látható PE jelenlétét kizártuk. A klinikai adatok alapján minden betegben ki lehetett zárni akut mélyvénás thrombosis (MVT) vagy PE jelenlétét a PCTA-t követő 3 hónap során. Ezek alapján a kiválasztott 10 PCTA vizsgálat valóban negatívnak volt tekinthető. A valós körülményektől nem akartunk eltérni, így a rossz képminőség vagy az erek megítélését zavaró tüdőbetegségek jelenléte nem volt kizáró ok: 10-ből 3 betegnek volt pneumóniája, 1 betegben pedig az erek kontrasztossága kifejezetten szuboptimális volt.

A szimulációt egy nyílt forráskódú, Java-alapú képfeldogozó programmal (ImageJ, version 1.43f, <u>http://rsb.info.nih.gov/ij/index.html</u>) végeztük. A szimuláció minden lépését a vizsgálat vezetője felügyelte, akinek 12 éves CT gyakorlata és az alacsony dózisú vizsgálatokkal megfelelő tapasztalata volt, és aki nem vett részt a kész képek olvasásában.

A folyamatnak két célja volt: 1) alacsony sugár- és k.a. dózis szimulációja a normál dózisú CT képeken és 2) telődési defektusok (embóliák) szimulációja a tüdőartériákban. Az első fázisban minden k.a.-ot tartalmazó érképletet (beleértve a tüdőartériákat és -vénákat, vena cava superiort és az aortát) félig automatikus módszerrel szegmentáltuk és bennük a szignálerősséget (denzitást) elektronikus úton 37%-kal növeltük (*10. ábra*). Ezután a teljes kép zajtartalmát 57%-kal emeltük úgy, hogy elektronikus (Gauss-) zajt adtunk a képekhez (*11. ábra*).



10. ábra. Magasabb érdenzitás szimulációja alacsony csőfeszültségen. A bal oldali képen piros vonallal jelölt mellkason belüli képleteket k.a.-gal töltött érnek tekintettük, ha denzitásuk meghaladta a 100 HUt. A középső kép a bal tüdőartériát mutatja az eredeti denzitással, ugyanez az ér a jobb oldali képen magasabb jellel.



11. ábra. Kinagyított részlet egy eredeti normál dózisú PCTA-ból (bal kép) és a szimulált alacsony k.a.- és sugárdózisú PCTA-ból (jobb kép). Jól látható az erek és a szívkamrák magasabb denzitása valamint a fokozott zajtartalom (szemcsézettség) a zsírszövetben (piros körök) a jobb oldali képen. A k.a.-ot nem tartalmazó lágyrészek denzitása változatlan maradt.

Ilyen módon egy olyan PCTA valósághű szimulációját értük el, ahol a csőfeszültség 80 kVp, a referencia áramerősség 150 mAs és a beadott k.a. mennyisége 75 ml 3 ml/s sebesség mellett. A hatás eléréséhez szükséges denzitás és zajadatokat 45 beteg alacsony dózisú PCTA adatainak

elemzéséből nyertük (l. 5.1.1.1. alfejezet). A szimuláció végén a kapott érdenzitást és képzajt mérésekkel validáltuk.

A képfeldolgozás második fázisában telődési defektusokat szimuláltunk a képeken elektronikus úton. A defektusok formáját, denzitását és textúráját úgy állítottuk be, hogy a valós PE-hoz nagyon hasonló hatást érjünk el (*12. ábra*).



12. ábra. A tüdőembólia szimulációjának lépései: a tüdőartériák 3D szegmentálása a második szubszegmentális oszlásig (bal kép), a telődési defektus alakjának megrajzolása (középső kép, piros vonal) majd a forma kitöltése a megfelelő textúrával (jobb kép).

Minden betegben 4 különböző PE-szimulációt végeztünk úgy, hogy az eredeti normál- és a szimulált alacsony dózisú PCTA párokba pontosan ugyanazok a PE-k kerültek. Ez 40 PE beteget eredményezett a 120 kV csoportban és 40 PE beteget a szimulált 80 kV csoportban. Csoportonként összesen 783 PE-t szimuláltunk. Ezek eloszlása a következő volt: 3 a truncus pulmonalisban, 22 a jobb vagy bal tüdőartériában, 63 a lebeny-, 256 a szegmentális és 439 a szubszegmentális tüdőartériában. A defektusok 35 %-a (274/783) részleges PE volt, a többi teljes elzáródás. 27 beteg 47 lebenyében 88 szegmentális és 150 szubszegmentális PE-t helyeztünk el az érintett lebenyartériák betegsége nélkül. Öt betegeben kizárólag szegmentális és szubszegmentális PE volt egyetlen lebenyben, ami valós klinikai körülmények között igazi kihívást jelent a radiológusok

számára. A defektusok száma és eloszlása megegyezett azzal, amit a klinika rutin esetei között 60 tüdőembóliás beteg PCTA-ján láttunk. Mindkét csoportban meghagytuk az eredeti PCTA képsorozatot is, ahol nem volt szimulált PE. Ez csoportonként 10-10 negatív (kontroll) beteget eredményezett.

A folyamat végén mindkét csoportban 50-50, összesen tehát 100 PCTA képsorozatunk volt, melyek közül 80-ban volt PE, 20 pedig kontrollként szolgált. A képeket 3 radiológus értékelte egymástól függetlenül randomizált sorrendben. A képolvasás során megadták a látott PE helyzetét és a diagnosztikus biztonságot (1- lehetséges, 2- valószínű, 3- biztos diagnózis) valamint 1-től 5-ig értékelték a képzajt és a szubjektív képminőséget. A statisztikai analízis során összehasonlítottuk a radiológusok által talált PE-kat a szimulált PE-k ismert helyzetével majd kiszámítottuk a szenzitivitást és a specifitást. Az előzetesen elvégzett analízis azt mutatta, hogy 783 szimulált PE segítségével 3,8 százalékpontos különbséget lehet majd a két PCTA protokoll között igazolni vagy kizárni 80%-os statisztikai erő (béta-szint) és 5%-os alfa-szint mellett.

Az eredmények nem mutattak szignifikáns különbséget az eredeti normál dózisú és a szimulált alacsony dózisú PCTA között sem az összes tüdőartéria, sem az egyes artériák szintjén (*5. táblázat*). A radiológusok közötti egyezés nagyon jó volt (átlag kappa érték: 0,801). A diagnosztikus biztonság szintén hasonló volt a két PCTA protokollal (120 kV: 2.81 ± 0.39 ; 80 kV: 2.77 ± 0.47 ; p= 0.297). Az izolált szegmentális és szubszegmentális PE-k analízise hasonló eredményt mutatott. A szenzitivitás 73,1% - 78,8%, a specifitás 93,9% és 98,4% között mozgott szignifikáns különbség nélkül (p= 0,159 – 0,805). Betegszinten nézve minden negatív esetet és minden embóliás beteget helyesen ismertek fel a radiológusok. A szubjektív képminőségben szintén nem volt eltérés a két protokoll között (120 kVp: 3,92±0,52; 80 kVp: 3,83±0,54; p= 0.216).

Tudomásunk szerint ez volt az első vizsgálat normál és alacsony dózisú PCTA diagnosztikus pontosságának összehasonlítására. Az egyik fontos eredmény annak bizonyítása volt, hogy az alacsony csőfeszültséggel járó képminőség és a PE-k elektronikus élethű szimulációja egyáltalán

elvégezhető és ezzel megnyitották az utat további hasonló szimulációs kísérletek előtt.

		Szenzitivitás		Specifitás			
	120 kVp	80 kVp	р	120 kVp	80 kVp	р	
Truncus pulm. (n= 50)	100,0 [31; 100]	100,0 [31; 100]	1	98,6 [88; 100]	99,3 [89; 100]	0,35	
Jobb és bal főartéria (n= 100)	84,9 [62; 96]	86,4 [64; 96]	0,84	97,0 [90; 99]	96,6 [89; 99]	0,81	
Lebenyartéria (n= 250)	73,5 [61; 83]	74,6 [62; 84]	0,88	98,2 [95; 99]	98,0 [95; 99]	0,85	
Szegmentális (n= 950)	81,3 [76; 86]	84,2 [79; 88]	0,35	97,6 [96; 99]	97,5 [96; 98]	0,88	
Szubszegmentális (n= 2000)	79,5 [75; 83]	80,2 [76; 84]	0,79	98,2 [97; 99]	98,5 [98; 99]	0,62	
Minden tüdőartéria (n= 3350)	79,9 [77; 83]	81,3 [78; 84]	0,44	98,0 [97; 99]	98,2 [98; 99]	0,70	

5. táblázat. Diagnosztikus pontosság az eredeti normál dózisú és szimulált alacsony dózisú PCTAval 3 független radiológus eredményeinek átlaga alapján.

A számok százalékban értendők, szögletes zárójelben a 95%-os konfidenciaintervallum adatai.

A vizsgálatban részt vevő 3 radiológus, akik jelentős tapasztalattal rendelkeztek az alacsony dózisú PCTA vizsgálatokkal betegekben, egyöntetűen azt állították, hogy az elért eredmény nagyon realisztikus volt (*13. ábra*). Módszerünk nagy előnye, hogy teljesen azonos elhelyezkedésű telődési defektusokat tudtunk összehasonlítani a két protokollal, ráadásul a gold standard nagyon megbízható volt, hiszen a szimulált PE-k helyzetét mi magunk választottuk meg. Mivel csak 10 beteget használtunk fel kiindulási alapként, akiknek testtömege nem haladta meg a 100 kg-ot, így természetesen nem tudtunk minden anatómiai variációt modellezni. Ennek ellenére eredményünk, miszerint alacsonyabb csőfeszültség és k.a. dózis használat nem rontja a diagnosztikus pontosságot és biztonságot 100 kg testsúly alatt, fontos érvvel szolgált az alacsony dózisú PCTA protokollok széleskörű elterjedéséhez.



13. ábra. Elektronikus úton szimulált valósághű tüdőembóliák (nyilak) 3 különböző betegben. Az A, C és E képek az eredeti normál dózisú, a B, D és F képek a szimulált alacsony dózisú vizsgálatokat mutatják. A jobb oldali képeken jól megfigyelhető az erek és a k.a.-gal töltött szívüregek magasabb denzitása valamint a magasabb képzaj. Minden képen ugyanazt a CT ablakot alkalmaztuk (W= 600, L= 100).

4.2.3. Egyéb kísérletes vizsgálatok alacsony dózisú CT protokollokkal a mellkasban

Más szerzők a sugárdóziscsökkentésnek egy másik lehetőségét, az alacsonyabb áramerősség hatását vizsgálták. A kutatások részben PCTA-val foglalkoztak. Tack és kutatócsoportja 21 beteg normál dózisú, 90 mAs referencia értékkel felvett PCTA vizsgálatán szimulálta a képminőséget 60, 40, 20, és 10 mAs értéken oly módon, hogy a képek zajtartalmát elektronikus úton növelték. Eredményeik szerint a diagnosztikus biztonság és a szubjektív képminőség nem változott számottevően [72]. Ezzel ellentétes megállapításra jutottak MacKenzie és munkatársai, akik 180 effektív mAs-ből

kiindulva szimulálták 90, 45, 22, és 10 mAs-os alacsony dózisú PCTA-t 38 betegben. Eredményeik mind a képminőség, mind a diagnosztikus pontosság és biztonság szignifikáns csökkenését mutatták alacsonyabb áramerősségen [73]. Érdemes megjegyezni, hogy mindkét vizsgálatban a szimuláció során a csőfeszültség és ezáltal a tüdőartériák denzitása is változatlan maradt, így a képzaj emelkedése miatt csökkent az erekre vonatkoztatott CNR. Másrészről a szerzők csak az alacsonyabb sugárdózis hatását tesztelték változatlan k.a. mennyiség mellett.

A kutatások másik csoportja tüdőparenchyma vizsgálatára irányult hagyományos mellkas CT-vel. Ezek elvégzéséhez nincs feltétlenül szükség jódtartalmú k.a.-ra. A vizsgálatok mindegyike szerint jelentős dóziscsökkenés érhető el alacsonyabb mAs-en az anatómiai képletek változatlan elkülönítése illetve különböző patológiai entitások (szolid tüdőtumor, tejüveg opacitás, alveoláris infiltrátum, gombafertőzések okozta tüdőelváltozások, cisztikus fibrosis) megtartott felismerése mellett [58; 61; 74-78]. Berni kutatócsoportunk tüdőfantomon elvégzett kísérletekkel igazolta, hogy 80 kVp ill. 100 kVp csőfeszültség és 25 mAs áramerősség kombinációjával akár 88%-os dóziscsökkentés is elérhető a hagyományos 120 kV/ 100 mAs protokollhoz képest anélkül, hogy a tüdőtumorokra vonatkozó diagnosztikus pontosság jelentősen változna [79; 80]. Egy másik nemrég megjelent publikáció szerint a 70 kVp-os protokollok 0,06 mSv becsült effektív dózis mellett alkalmasak kis tüdőtumorok felismerésére [81]. Ezek az eredmények alapul szolgálhatnak újabb alacsony dózisú CT-protokollok kidolgozásában és elterjedésében gyermekekben és tüdőtumorok CT szűrésére felnőttekben.

4.3. Kísérletes CT vizsgálatok a hasban

A hasi szervek sugáráteresztő képessége jelentősen kisebb, mint a légtartó tüdőket tartalmazó mellkasé. A magas sugárelnyelődés miatt a has vizsgálatakor eleve nagyobb sugárdózist kell alkalmazni ahhoz, hogy a betegekben elfogadható képminőséget érjünk el. A has esetében fontos

különbséget tenni a vizsgált célszervek között. A hasi aorta CTA-ja teljesen más paramétereket kíván és kevésbé érzékeny az alacsony dózissal járó magasabb képzajjal szemben, mint egy májtumorok felismerését célzó CT vizsgálat. Éppen ezért a hasi erek és a máj kísérletes CT vizsgálatához különböző modellekre van szükség.

4.3.1. Kísérletes vizsgálatok hasi aortaaneurysma modellben

A hasi aorta tágulata (aneurysma) gyakori megbetegedés. A tágult ér sokszor fatális kimenetelű repedését megelőzendő a hagyományos nyílt sebészi eljárások mellett egyre szélesebb körben alkalmazzák a tágult érszakasz keringésből való kirekesztését fedett stentgrafttal, melyet katéteres módszerrel műtéti körülmények között helyeznek be az arteria femoralis communison keresztül. Ezek a betegek 1-3 havonta majd évente esnek át kontrollvizsgálaton, mely magában foglalja a teljes aorta és az iliacalis artériák CTA-ját. A stentgraft implantáció egyik leggyakoribb és legfenyegetőbb komplikációja, hogy a graft nem zár megfelelően, és így vér (a CTA-n hyperdens k.a.) szivárog a keringésből kizárt aneurysmazsákba, ami az aneurysmában további nyomásemelkedést, így a zsák növekedését és később rupturáját okozhatja. Az ilyen k.a. szivárgásokat, paravasatumokat idegen szóval endoleak-nek nevezik, melyek elhelyezkedésüktől, eredetüktől és méretüktől függően újabb beavatkozást tehetnek szükségessé [82-84].

A Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetében évente kb. 500 CTA-t végeznek aorta stentgraftok kontrolljára és endoleak kizárására. Kézen fekvő volt a sugárcsökkentés lehetséges határait vizsgáló kísérletekhez egy olyan statikus modellt építtetnünk, amely egy stentgrafttal kezelt hasi aortaaneurysmát és az elégtelen kezelés eredményeként fellépő k.a. paravasatumokat szimulál. Ez a modell lehetővé tette, hogy ne csak a képminőséget, hanem a diagnosztikus pontosságot is elemezzük különböző CT paraméterek és betegméretek mellett.

A modelltervezés előtt 10 egymást követő beteg hasi CTA-ját értékeltük, akinél stentgraft beültetés

48

után endoleak-et találtunk, és a betegekben mért CT denzitásértékeket adtuk meg a fantom építőjének (QRM, Möhrendorf, Németország). A modellépítés költségeit a Medtronic Schweiz AG (Münchenbuchsee, Svájc) vállalta át.



ábra. kísérletekhez használt *14*. Α aneurysmamodell felépítésének vázlata. A: A fantomot alkotó egyes körszeletek mérete. B: az endoleak-eket helyettesítő jódtartalmú korongok 3 lehetséges mérete (az ábra jobb szélén) és távolsága a központi lumentől (az ábra bal szélén). C: a hengerré összepréselt, endoleak-et tartalmazó korongok hossztengelyben а elhelyezkedő stentgrafttal.

Az aneurysmamodell egy 21 cm hosszú és 8 cm átmérőjű műgyanta (epoxyresin) henger volt, ami 18 darab, egyenként 11 mm vastag kör alakú szeletből állt. Minden szelet közepén egy 2 cm átmérőjű lyukat hagytunk a perfundált aortának, amely köré szeletenként 2-2 darab kisméretű, vékony korongot ágyaztunk be, melyek a paravasatumokat (endoleak) szimulálták. A korongok mérete 2, 4 és 6 mm, távolságuk az imitált perfundált aortalumen szélétől számítva 0, 5 és 10 mm

volt. A korongok anyaga szintén műgyanta volt, amelybe jódot kevertek. A jód mennyisége úgy volt meghatározva, hogy a korongok denzitása 100 kV csőfeszültségen 180 HU vagy 130 HU értéket érjen el. Az első adat megegyezett a betegekben mért értékkel, a második alacsonyabb denzitást az endoleakfelismerés nehezítésére terveztük. A hozzáadott jód miatt a modellezett endoleakkorongok denzitása ugyanúgy változott a CT csőfeszültséggel, mint a valós életben. A tervezéskor gondot fordítottunk arra, hogy minden lehetséges méretű, denzitású és aortától mért távolságú endoleakből 2-2 darab kerüljön a fantomba.

A18 fantomszelet légmentes összepréselése után kapott henger belsejébe szintén légmentesen egy valódi stentgraftot (Valiant, Medtronic, Santa Rosa, CA, USA) ragasztottak be, melyet jódtartalmú k.a. (iomeprol, Iomeron 300, Bracco Spa., Milano, Olaszország) 1:30 arányú vizes oldatával töltöttünk fel (*14. ábra*). Ennek az oldatnak a denzitása 100 kVp-on megegyezett a betegekben mért értékkel (318±63 HU).

A kísérletekhez az így kapott aneurysmamodellt különböző nagyságú, légmentesen lezárható, vízzel töltött hengerekbe kellett állítani. A hengerek átmérője 22, 30 ill. 40 cm volt, amely egy 100 beteg adatait feldolgozó vizsgálatban megfelelt egy sovány (36-42 kg), normál (72-85 kg) és kövér (118-142 kg) beteg méretének (*15 és 16. ábra*) [70]. A fantomnak nyilvánvaló előnye volt a stentgraft beültetést követő körülmények relatíve pontos szimulációja, még ha a CTA vizsgálatnak egy kiragadott "statikus" pillanatáról volt is szó. A fantom tervezési rajza szolgáltatta a legjobb referenciát, ami alapján a diagnosztikus pontosságot precízen meg lehetett határozni. A variációs lehetőségeket növelte, hogy három különböző testsúlyú beteget tudtunk szimulálni.



15. ábra. A vékony, közepes és kövér betegek modellezésére szolgáló víztartályok a CT asztalra fektetve. A legnagyobb tartály hossztengelyében látható henger az aneurysmafantom.



16. ábra. Közepes méretű víztartályba helyezett aneurysmamodell CT topogramja (A) és axiális síkú szelete 120 kV-on (B). A fekete nyilak a topogramon a stentgraft fémhálójára mutatnak. A B kép jól szemlélteti a fantom felépítését: a beteg testét víz, a thrombotisált aneurysmazsákot műgyanta helyettesíti. A fantom közepén a k.a.-got tartalmazó perfundált aortalumen, szélén a stentgraft fémhálójával (fehér nyilak). A két fehér nyílhegy egy-egy 6 mm-es szimulált endoleakre mutat.

4.3.1.1. Képminőség és diagnosztikus pontosság változása különböző testtömeg és CT csőfeszültség esetén [85]

A fenti fantomot felhasználó első kísérletsorozatban azt vizsgáltuk, hogyan változik a képminőség és a diagnosztikus pontosság a csőfeszültség változtatásakor különböző szimulált betegméretek esetén.

Az aneurysmafantomot egymás után belehelyeztük a vékony, átlagos és kövér betegeket szimuláló víztartályba és mindhárom esetben 3 különböző CT protokollal végeztünk leképezést. A csőfeszültség és a hozzátartozó referencia mAs értéke a következő volt: 80 kVp – 260 mAs, 100 kVp - 160 mAs és 120 kVp - 160 mAs. A középső protokoll felelt meg az átlag betegekben mindennaposan használt paramétereknek. A képalkotás során készített 9 képsorozatból 9x18= 162 db 2,5 mm vastagságú axiális szeletet nyertünk, melyek összesen 324 szimulált endoleaket tartalmaztak. Ezek mellet 54 olyan szelet is rendelkezésre állt, melyek nem tartalmaztak endoleaket (negatív vagy kontroll képek). A képeket randomizált sorrendben mutattuk meg 3 radiológus kollégának, akik nem ismerték a szimulált endoleakek számát, méretét és helyzetét. Minden radiológusnak egy erre a célra készített sémás ábrán kellett bejelölnie, hogy az adott CT képen hol lát endoleaket és mennyire biztos a diagnózisban (1- lehetséges, 2- valószínű, 3- biztos diagnózis). Emellett minden képhez megadták a szubjektív képminőséget egy 5 fokozatú skálán (1legrosszabb, diagnosztikus célra nem alkalmas; 5- kitűnő képminőség). Az objektív képminőség megítélésére megmértük a denzitásértékeket a szimulált aortában, az aneurysmazsákban és a legnagyobb, 6 mm-es endoleakben. Mind az aortához, mind az endoleakhez tartozó CNR-t kiszámoltuk, ahol a háttérnek az aneurysmazsák felelt meg, a zajt pedig a víztartályban legalább 1000 mm² nagyságú ROI-ban mért denzitások szórása jelentette. A mérési bizonytalanság csökkentése érdekében minden mérést a fantom 10 különböző pontján végeztünk el és az átlagot használtuk a statisztikához. A 3 vizsgáló által bejelölt endoleak pozíciókat összevetettük a fantom ismert konstrukciós rajzával és minden jelölést valódi pozitív (TP) és álpozitív (FP) kategóriákba soroltuk. A 3 radiológus által egy adott endoleakhez rendelt besorolásokat átlagoltuk és ezt az

átlagolt értéket használtuk fel a statisztikához. A szenzitivitás statisztikai kiértékelése során nemparametrikus varianciaanalízissel (ANOVA) és post-hoc tesztekkel összehasonlítottuk egy-egy adott endoleak besorolását a különböző CT csőfeszültségek és szimulált testméretek esetén. A technikai paraméterek hatását a szenzitivitásra általános regresszióanalízissel és F-statisztikával vizsgáltuk. Elegánsabb statisztikai módszerek, mint pl. ROC (receiver operating characteristics) vagy FROC (free-response receiver operating characteristics) sajnos nem voltak használhatóak. A ROC-analízis során egy adott CT képről csak azt mondjuk meg, hogy van-e azon valami eltérés vagy nincs (igen/nem válasz), de a ROC-görbe nem tartalmaz információt arról, hány eltérés van a képen és hogy azok milyen helyzetben vannak. Hasonlóképpen nem tud különbséget tenni a ROC-analízis egy patológiás eltérést tartalmazó képen helyesen és helytelenül bejelölt képletek között. Az FROC módszer mindezen lehetőségeket megfelelően kezelni tudja és alapvetően ideális módszer olyan ún. reader-study-khoz, ahol a kiértékelni kívánt képek több pathologiás eltérést (jelet) tartalmaznak [86-88]. A mi esetünkben azonban olyan alacsony volt a FP jelek száma, hogy az FROC csak nagyon megbízhatatlan eredménnyel szolgált volna.

Ahogyan az várható volt, a CT csőfeszültség csökkenésével növekedett az aortában és az endoleakekben mért denzitás. Az endoleakekben számolt CNR a csőfeszültséggel szintén növekedett. A szimulált kövér betegekben szignifikánsan kevesebb endoleaket találtak a radiológusok mint alacsony és átlagos testsúly mellett (p> 0,001 és p= 0,014). A varianciaanalízis szerint 120 kV-on szignifikánsan több endoleaket lehetett találni mint 80 kV-on a vékony és átlagos betegekben, de nem volt különbség a 100 és 120 kV ill. 80 és 100 kV viszonylatban. Kövér betegekben a szenzitivitás egyenesen növekedett a csőfeszültséggel (*6. táblázat*).

Az összes 2 mm-es endoleaknek csak 4%-át sikerült megtalálni, ez az arány 74% volt a 4 mm-es és 95% a 6 mm-es endoleakek esetén. A 4 és 6 mm nagyságú endoleakek mindegyikét sikerült azonosítani vékony betegekben és több mint 90%-ukat az átlagos betegben 100 kV-on, míg a kövér betegek esetén ehhez az eredményhez 120 kV-os csőfeszültség volt szükséges (*17. ábra*). A szenzitivitásra összességében az endoleakek mérete (F= 430) és a szimulált betegméret (F= 89) volt

53

legnagyobb hatással, de szintén pozitív összefüggést találtunk az endoleak aortától mért távolságára (F= 24), a CT csőfeszültségre (F= 19) valamint az endoleak denzitására is (F= 11). A diagnosztikus biztonság magasabb csőfeszültség hatására emelkedett az átlagos és kövér beteget utánzó fantomban (p= 0,004 és 0,003).

Betegméret	kVp	diagn.	Képminőség	# TP	# FN	# FP	Szenziti	vitás (%)
		biztonság					mind	≥4 mm
Vékony	80	2,88	4,59	23	13	0	63,9	94,5
	100	2,86	4,76	25	11	0	69,4	100
	120	2,84	4,69	26	10	1	72,2	100
Átlagos	80	2,33	3,17	20	16	0	55,6	83,3
	100	2,56	3,59	22	14	0,33	61,1	91,7
	120	2,7	3,54	24	12	0,66	66,7	95,8
Kövér	80	1,85	2,26	7	29	1	19,4	29,2
	100	2,06	2,83	18	18	1	50	75
	120	2,33	3	22	14	2	61,1	91,7

6. táblázat. Három radiológus eredményeinek összefoglalása 3 szimulált betegméret és 3 CT csőfeszültség mellett.

A diagnosztikus biztonság és szubjektív képminőség oszlopában a 3- ill. 5-fokozatú skálán megadott értékek átlaga szerepel. A TP (valódi pozitív), FN (fals negatív) és FP (fals pozitív) oszlopokban az endoleakek száma van megadva. A szenzitivitás oszlopban külön feltüntettük a mindhárom endoleakmérethez tartozó és a klinikailag releváns 4 és 6 mm-es endoleakekhez tartozó eredményeket.

Bár a fantommal csak egy statikus állapotot tudtunk szimulálni, vizsgálatunk egyedülálló volt abban a tekintetben, hogy míg a korábbi kutatások a képminőség változására koncentráltak alacsony CT csőfeszültség esetén, addig mi a technikai paraméterek szenzitivitásra gyakorolt hatását elemeztük, és a vizsgálatokat 3 eltérő szimulált testsúlyra is kiterjesztettük.



17. ábra. A fantom azonos magasságában azonos ablakbeállítással készült axiális síkú CT képe 3 különböző csőfeszültségen 3 szimulált betegméret esetén. A nyíl egy 4 mm-es, a nyílhegy egy 6 mm-es a szimulált endoleakre mutat az (a) képen. Jól megfigyelhető, hogy a centrálisan fekvő, k.a.-ot tartalmazó modellezett aorta denzitása növekvő kV érték és testméret mellet csökken. A képzaj növekvő testméret és csökkenő feszültség esetén nő.

Eredményeink ismét rávilágítottak arra az ismert, a gyakorlatban mégis sokszor elfelejtett tényre, mennyire fontos a CT vizsgálatokat személyre szabni. Minden beteg esetén gondosan mérlegelni kell a klinikai kérdést és a beteg fizikai jellemzőit ahhoz, hogy a megfelelő CT paraméterek kiválasztásával a képminőség és a diagnosztikus biztonság ne romoljon. Adataink alapján a csőfeszültség biztonságosan csökkenthető 80 kVp-ig sovány és közepes méretű betegekben valamint 100 kVp-ig kövér betegekben úgy, hogy minden klinikailag fontos 6 mm-es endoleaket felismerünk. Amennyiben az érsebész számára a terápiás beavatkozást igénylő endoleak mérete 4

mm, akkor kövér betegekben mindenképpen 120 kVp, közepes méretű betegekben pedig 100 kVp CT csőfeszültség alkalmazása indokolt, mivel az ettől alacsonyabb feszültsége használata a szenzitivitás csökkenését eredményezheti. Ugyanakkor nem javasolt minden betegben egy 120 kVp-os "egyenprotokoll" alkalmazása, hiszen ez az optimális 80 ill. 100 kVp csőfeszültséghez képest 25-50%-kal magasabb sugárterhelést jelentene a beteg számára.

4.3.1.2. Nemlineáris zajszűrés hatása a diagnosztikus pontosságra [89]

Egy másik kísérletsorozatban ugyanezt az aortafantomot használva egy speciális zajszűrő szoftver képminőségre és diagnosztikus pontosságra gyakorolt hatását vizsgáltuk [89]. Bár korábban többször leírták, hogy az ilyen filterek a szubjektív képminőséget jelentősen javíthatják, nem volt ismert annak hatása az apró patológiás eltérések felismerésére [90-92].

Mivel a zajszűrő programokat csak valóban zajos képeken alkalmazzák, amelyek a legtöbb esetben túlsúlyos vagy kövér betegekben készülnek, ezért ehhez a vizsgálatsorozathoz csak a közepes és nagy méretű víztartályt használtuk. A 64 szeletes CT készüléken (Somatom Sensation Cardiac 64; Siemens Medical Solutions, Forchheim, Németország) beállított vizsgálati paraméterek megegyeztek a betegekben használtakkal (24 × 1.2 mm kollimáció, 1,15 pitch, 0,5 s csőforgási sebesség, 1,2 és 2,5 mm-es képrekonstrukció, B25f rekonstrukciós kernel). A csőfeszültség 80, 100, és 120 kVp volt a 30 cm-es fantom esetén ill. 100 és 120 kVp a 40 cm átmérőjű fantom esetén. A mindennapi klinikai rutinvizsgálatokkal megegyezően az automatikus mAs modulációt (CareDose4D; Siemens Medical Solutions) bekapcsoltuk, a referencia mAs érték 260 mAs volt 80 kVp mellett valamint 160 mAs a 100 és 120 kVp csőfeszültség alkalmazása során.

Zajszűrésre egy nemlineáris, 3 dimenziós optimalizált rekonstrukciós algoritmust (3D ORA) alkalmaztunk, melynek prototípusát a Siemens cég bocsájtotta rendelkezésünkre. Ez a filter a tér minden irányában működő simítási és élfelismerő algoritmust tartalmaz. A simító algoritmus

alacsonyabb zajt eredményez a kép homogén területein, de szándékosan jóval kevésbé simít két eltérő denzitású képterület (pl. zsír- kötőszövet vagy kötőszövet- k.a.-t tartalmazó ér) találkozásánál. Ennek eredményeként a határfelületek élesek maradnak és nem mosódnak el, mint más hagyományos filterek esetén. A szoftver kész DICOM képeken működik és nem igényel nyers adatokat [93].

A vizsgálat előkészítő fázisában 5 különböző filterbeállítást teszteltünk a 30 és 40 cm-es fantomban és a szubjektíven legjobb eredményt adó beállításokat (Filter 1 a 30 cm-es fantomban és Filter 2 a 40 cm-es fantomban) használtuk tovább. Mivel a vizsgálat célja zajos, rosszabb minőségű képek javítása volt, ezért csak az alacsonyabb csőfeszültségeken készült 1,2 mm vastag képeket rekonstruáltuk így (80 és 100 kVp a 30 cm-es és 100 kVp a 40 cm-es fantom esetén). Így a folyamat végén az eredeti 5 képsorozat mellé 3 újabb képsorozatot kaptunk. Mind a 8 sorozatból 2,5 mm-es képeket rekonstruáltunk és kiválasztottuk azokat, amelyek endoleaket tartalmaztak (18 kép/sorozat) valamint 2-2 képet endoleak nélkül. A sorozatonkénti 20 képet elforgattuk 0, 90, 180 és 270°-kal, ami az eredeti képanyag megnégyszerezését eredményezte: a 640 képből 576 tartalmazott összesen 1152 endoleaket és 64 képen nem volt endoleak. Az összekevert képeket 3 fiatal radiológus értékelte, akik nem vettek részt a fantom tervezésében, a képek előkészítésében és az eredmények kiértékelésében. A radiológusok egy sematikus ábrán bejelölték, hogy az adott képen hol és milyen bizonyossággal látnak endoleaket (1- lehetséges, 2- valószínű, 3- biztos diagnózis) valamint ötfokozatú skálán értékelték a kép zajszintjét (1- elfogadhatatlanul magas; 2- átlagtól magasabb; 3átlagos; 4- átlagtól alacsonyabb; 5- minimális zaj) és az általános képminőséget (1- legrosszabb, diagnosztikus célra nem alkalmas; 2- gyenge, diagnózis még éppen lehetséges; 3- közepes; 4- jó; 5kitűnő képminőség). A képek zajtartalmát és a szimulált aortára vonatkozó CNR-t a 4.3.1.1 pont alatt leírtak szerint mértük meg ill. számítottuk ki.

A képolvasás során megadott endoleak-pozíciókat a fantom tervezési rajza alapján TP, FP, TN és FN kategóriákba osztottuk. A statisztikai kiértékelés nemfüggetlen varianciaanalízist, post-hoc teszteket és a kappa-érték kiszámítását foglalta magában.

Bár a csőfeszültség csökkentése 120 kV-ról 100 kV-ra magasabb zajjal járt együtt, a CNR nem változott sem a 30 cm-es (8,47 \pm 0,5 vs 7,92 \pm 0,5; p= 0,08), sem a 40 cm-es kövér betegeket szimuláló fantomban (4,04 \pm 0,1 vs 4,04 \pm 0,2; p= 0,95). Az ORA 3D filter alkalmazása 27%-os zajcsökkenést eredményezett a 30 cm-es és 36%-os zajcsökkenést a 40 cm-es fantomban, ami a CNR 35%-os ill. 47%-os emelkedésével járt együtt. A CTDI_{vol} értéke 5,13 mGy, 7,03 mGy és 10,81 mGy volt a normál méretű víztartályban 80, 100, és 120 kVp-on valamint 11,29 mGy és 20,56 mGy a kövér betegeket utánzó tartályban 100 és 120 kVp-on.

Fantom	kVp	Filter	Diagn. biztonság	Zaj	Képminőség	ТР	Szenz	itivitás
							Mind	4-6 mm
30 cm	80	-	2,58	2,94	3,67	91	63,2	95,8
	80	+	2,57	3,53	3,93	93	64,6	94,8
	100	-	2,65	3,62	3,96	92,3	63,9	92,7
	100	+	2,7	4,27	4,31	94,7	66	94,8
	120	-	2,85	4,62	4,43	93,7	65,3	95,8
40 cm	100	-	2,03	2,19	2,63	75	52,1	77,1
	100	+	2,3	3,39	3,23	83	57,6	80,2
	120	-	2,4	3,78	3,49	85	59	84,4

7. táblázat. Az ORA 3D filter hatása a képminőségre és a diagnosztikus pontosságra aneurysma fantomban.

A diagnosztikus biztonság háromfokozatú, a zaj és szubjektív képminőség ötfokozatú skálán van megadva (a magasabb érték jobb képminőséget jelöl). A valódi pozitív (TP) oszlopban a helyesen felismert endoleakek száma van feltüntetve (n= 144). A szenzitivitás alatti értékek százalékban értendők minden endoleakre ill. a 4 és 6 mm-es endoleakekre.

A normál testsúlyú betegeket imitáló fantomban felfedezett endoleakek száma független volt mind az alkalmazott csőfeszültségtől, mind a zajszűrő filter használatától (p= 0,95; 7. *táblázat*). A radiológusok 120 kVp-on fedezték fel az endoleakeket a legnagyobb biztonsággal, a különbség minden kV-filter kombinációval szemben szignifikáns volt, kivéve a 100 kV-on filterrel készült képeket (p= 0,081). A filter hozzáadása nem befolyásolta a diagnosztikus pontosságot 80 kV-on és

100 kV-on (p= 1,0). A radiológusok által megadott szubjektív képzaj és általános képminőség nem volt eltérő a 80 kV-on filterrel és 100 kV-on filter nélkül készült képek között (p= 0,688 és p= 1,0).



18. ábra. Aneurysma fantom szimulált normál testsúlyú és kövér betegekben különböző CT csőfeszültségen zajszűrő filterrel és anélkül. A 2,5 mm vastag axiális képek ugyanabban az asztalpozícióban készültek azonos ablakbeállítás mellett és jellemzik a vizsgálatban felhasznált különböző CT paraméterkombinációkat. A filter hatására a képzaj kb. úgy csökken, mintha a csőfeszültség 20 kV-tal emeltük volna. A jobb felső sarokban az üres nyilak két endoleakre, a tele nyilak a stentgraftra mutatnak. B= a beteg teste; T=thrombus az aneurysmazsákban; A= szimulált aorta.

A kövér betegeket utánzó fantomban több endoleaket találtak a radiológusok 120 kV-on és 100 kVon filterrel mint 100 kV-on filter nélkül (p<0,001 és p= 0,041). A helyesen detektált endoleakek száma és a diagnosztikus biztonság120 kV-on és 100 kV-on filterrel nem tért el számottevően (p= 0,339 és p= 0,211). Bár a filter alkalmazása jelentősen javította a zajt és az általános szubjektív képminőséget 100 kV-on, a csőfeszültség emelése 120 kV-ra további javulást eredményezett (p<0,001 minden összehasonlításra; *18. ábra*).

Az 1152 endoleak adatain elvégzett regresszióanalízis azt mutatta, hogy a csőfeszültség és a zajszűrés szignifikáns hatással volt a szubjektív képminőségre és a diagnosztikus biztonságra (p<0,001), de nem volt hatása a detektált endoleakek számára (p= 0,07 és p= 0,24). A felismert endoleakek száma függött a víztartály méretétől (p<0,001). A radiológusok közötti egyezés nagyon jó volt (átlagos kappa-érték: 0,892).

Összefoglalva megállapíthatjuk, hogy a kísérlet eredményei eltértek a szimulált átlagos és kövér betegek esetén. Normál testsúlyú betegekben a 3D ORA filter hozzáadása 100 kV-on gyakorlatilag azonos képminőséget, diagnosztikus biztonságot és pontosságot eredményezett, mint 120 kV-on, de a dózis 35%-kal csökkent. Szimulált kövér betegekben a filter használata 100 kV-on javította a diagnosztikus pontosságot úgy, hogy az nem tért el szignifikánsan a 120 kV-on mérttől, a képminőség azonban a magasabb csőfeszültségen még mindig jobbnak bizonyult. A kövér betegekben a csőfeszültség csökkentésével 40%-os dózismegtakarítás volt elérhető.

Bár a fenti fantomkísérlet során csak egyetlen filterbeállítást teszteltünk, eredményeink egyedülállóak voltak abban, hogy nem csak a képminőséget, hanem a diagnosztikus pontosságot is vizsgáltuk. A tesztelt zajszűrő szoftver nagy előnye annak gyorsasága és kész CT képeken való alkalmazhatósága. A filter azóta elérhető a legtöbb Siemens CT-n B43f néven. Bár az iteratív képrekonstrukciós technikák térhódításával a zajszűrő filterek jelentősége csökkenni látszik, meg kell jegyeznünk, hogy az iteratív képrekonstrukcióval járó zajcsökkentés diagnosztikus pontosságra és biztonságra kifejtett hatásáról alig tudunk valamit, az első eredmények még csak most látnak

napvilágot. Ha esetleg bebizonyosodik, hogy a jelenleg használt hibrid iteratív technikák rontják a patológiás eltérések felismerését, a figyelem ismét a hagyományos filterek felé irányulhat.

4.3.1.3. A növekvő testméret hatása az érdenzitásra: a röntgenspektrum keményedése [94]

Ebben a méréssorozatban a 4.2.1, 4.3.1.1 és 4.3.1.2 alatti kísérleteink során tett megfigyelésünket vizsgáltuk meg közelebbről a hasi aneurysmafantomban valamint 100 egymást követő betegben [94]. A korábbi irodalomban nem találtunk utalást arra, hogy a testméret más keringési faktoroktól függetlenül önmagában is befolyással lenne a k.a.-gal töltött erek denzitására.

A mérésekhez a szimulált aortalument Iomeron 300 (Bracco, Milan, Italy) 1:30-as oldatával töltöttük fel légmentesen és az aortafantomot belehelyeztük a 22 cm-es, 30 cm-es majd a 40 cm-es víztartályba. A méréseket a 4.3.1.2 alatti paraméterekkel végeztük ugyanazzal a 64 szeletes CT berendezéssel, a csőfeszültséget 80, 100 és 120 kVp-ra állítottuk. Az aortára vonatkozó SI, zaj és CNR értékeket a fent ismertetett módon mértük meg ill. számítottuk ki. A három imitált betegméret jellemző röntgenspektrumát szoftveresen szimuláltuk (DRASIM, Siemens Healthcare).

A klinikai vizsgálatra 2007 szeptembere és 2008 júniusa között 100 egymást követő beteget választottunk ki, akik a Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetében thoracoabdominális CTA-n estek át. A betegeket testsúlyuk alapján három csoportba soroltuk: <70 kg (26 beteg; 17 nő, 9 férfi; BMI: 22,0 \pm 1,7 kg/m²), 70-85 kg (41 beteg; 4 nő, 37 férfi; BMI: 25,8 \pm 2,3 kg/m²) és >85 kg (33 beteg; 4 nő, 29 férfi; BMI: 29,7 \pm 3,5 kg/m²). Minden betegben 80 kV csőfeszültség és 260 referencia mAs érték mellett a tüdőcsúcsoktól az a. femoralis communis oszlásáig készült helikális leképezés az ismertetett paraméterekkel (24 × 1.2 mm kollimáció, 1,15 pitch, 0,5 s csőforgási sebesség, 1,2 és 5 mm-es képrekonstrukció, B25f rekontrukciós kernel). A betegek 60 ml i.v. k.a.-t (Ultravist 370, Bayer Schering Pharma, Berlin, Németország) kaptak 4 ml/s sebességgel, melyet 20 ml fiziológiás sóoldat követett. Minden beteg leszálló aortájában 3 különböző szintben (truncus

pulmonalis, truncus celiacus és a. mesenterica inferior) megmértük a denzitást és ezek matematikai közepét tekintettük az aorta átlagos denzitásának. Regresszióanalízissel kerestünk összefüggést az aortában mért jel és különböző betegspecifikus paraméterek (testsúly, magasság, testfelület, BMI, has laterális és a.p. átmérője) között.

A fantomban végzett mérések összhangban álltak korábbi kísérleti eredményeinkkel és mind növekvő szimulált betegméret, mind növekvő csőfeszültség esetén a jóddenzitás 10% és 24% közötti csökkenését mutatták (*17. ábra*). Míg 80 kVp-on a legnagyobb fantomban 13%-kal volt alacsonyabb a jelintenzitás a legkisebb fantomhoz képest, addig 120 kVp-on ez a különbség 24%-ot ért el. Az energiaspektrumok szimulációja szerint a víztartály méretének növekedésével a polikromatikus röntgensugárból az alacsony energiájú röntgenfotonok egyre nagyobb hányada nyelődik el a fantomban és nem vesz részt a képalkotásban, vagyis a röntgenspektrum keményedik (*19. ábra*). Az átlagos fotonenergia növekedése 120 kVp csúcsfeszültség esetén volt a legnagyobb (10%) és 80 kVp csúcsfeszültség esetén a legkisebb (7%).



19. ábra. A röntgenfotonok szimulált energiaspektruma 80 kVp (A), 100 kVp (B) és 120 kVp (C) csúcsfeszültségen három eltérő betegméret esetén. A szimulált betegméret növekedésével a görbe alakja megváltozik és a teljes görbe az x-tengelyen jobbra tolódik el, ahogy a sugarat alkotó fotonok átlagos energiája magasabb lesz. A maximális fotonenergia nem változik. A.u.= önkényesen választott egység (arbitrary unit).

A betegekben mért denzitások negatív korrelációt mutattak a testsúllyal (R= -0,432; p< 0,001). A <70 kg, 70-85 kg és >85 kg csoportokban mért denzitás 513 HU±80, 455 HU±82 és 410 HU±81

volt. Az aortában mért jel a legerősebben a számított testfelülettel (R= -0,454; p< 0,001), leggyengébben a BMI-vel (R= -0,211; p< 0,05) korrelált.

A röntgenfotonok energiaspektrumának szimulációja megvilágította annak a fantomon leírt megfigyelésünknek a hátterét, hogy a jódtartalmú k.a. denzitása nemcsak az alkalmazott csúcsfeszültségtől, hanem a szimulált testmérettől is függ. A nagyobb testsúlyú betegekben mért alacsonyabb érdenzitást korábban kizárólag azzal a vitathatatlan ténnyel magyarázták, hogy a nagyobb testmérethez nagyobb perctérfogat és az érpályában nagyobb eloszlási térfogat társul, ezáltal a beadott egységnyi k.a. mennyiség jobban felhígul, ami az erek alacsonyabb denzitását eredményezi. Adataink rámutattak, hogy a fenti mechanizmuson kívül egyszerű fizikai okok is hozzájárulnak a jód alacsonyabb jeléhez kövér betegekben. A nagyobb testben az alacsonyabb energiájú fotonok elnyelődése miatt a röntgensugár átlagos energiája növekszik, és ezáltal távolabb kerül a jód k-héjának abszorpciós maximumától, ami a fotoelektromos effektus csökkenése miatt alacsonyabb denzitást jelent a CT képen. Ezek alapján kövér betegekben az általános képminőséget nem csak a magasabb képzaj, hanem az azonos k.a. mennyiséggel elérhető alacsonyabb kontraszthatás is rontja. Érdekes módon 120 kVp-on a sugárkeményedés kifejezettebb (24%), mint 80 kVp-on (13%), ami indokolná az alacsony csőfeszültség alkalmazását viszonylag magas testsúly esetén is, amennyiben a zajt az áramerősség emelésével megfelelően kompenzálni lehet.

A retrospektív betegvizsgálat eredményei alátámasztották a fantomban mért adatokat. Megjegyezzük, hogy a betegekben nem tudtuk megbecsülni, milyen mértékben torzította a méréseket az eltérő cardialis állapot, perctérfogat és teljes vértérfogat. Érdekes megfigyelés volt, hogy az erekben mért jel elsősorban a számított testfelszíntől és a testsúlytól függött és csak rosszul korrelált a BMI-vel. Ennek alapján a klinikai rutinban használatos CT protokollokat inkább a testsúlyra semmint a BMI-re kell szabni az optimális képminőség elérése érdekében.

4.3.1.4. Automatikus csőfeszültség-választás hatása a képminőségre és a sugárterhelésre hasi CTA során [95]

A CT cső áramerősségének változtatása a beteg méreteinek megfelelően a vizsgálat során széles körben elfogadott és rutinszerűen alkalmazott módszer a képminőség és a beteg sugárterhelésének optimalizálására. Ezzel szemben nem áll rendelkezésre olyan program, amely a csőfeszültség hasonló modulációját kínálja. Ennek oka főleg az, hogy a vizsgálók számára aligha lenne elfogadható a k.a.-ot halmozó képletek denzitásának/fényességének kV-függő váltakozása egy vizsgálaton belül. Másrészről technikai nehézségekbe ütközik a csőfeszültség és áramerősség egyidejű gyors változtatása. Az alacsony csőfeszültségű CTA protokollok térhódításával megjelent az első szoftverprototípus, amely a vizsgálat elején javaslatot tesz az optimális csőfeszültségre, amellyel ideális képminőség és alacsony sugárdózis érhető el. A program a CT vizsgálat elején egy alacsony dózissal felvett átnézeti röntgenkép (topogram) alapján megbecsüli a beteg z-tengelye mentén a sugárgyengülést az adott CT-vel elérhető csőfeszültségeken és kiszámítja, hogy bizonyos mAs-értékek mellet mekkora zaj lenne várható. A javasolt csőfeszültség és referencia áramerősség kombinációja a beteg mérete mellett függ a vizsgálat céljától: más-más technikai paramétereket eredményez, ha a vizsgáló natív CT-t, a hasi parenchymás szervek k.a.-os CT-jét vagy az erek CTAját szeretné elvégezni. A szoftver jódtartalmú k.a. alkalmazása esetén inkább javasol alacsony kVp-t és magas mAs-t, mint egy natív vizsgálathoz, ahol az alacsony csőfeszültségnek nincs kiemelkedő előnye a dóziscsökkentésben. A program a fenti változók mellett azt is figyeli, hogy a CT-generátor képes-e leadni a kívánt képminőség eléréséhez szükséges áramerősséget egy adott feszültségen. A következő kísérletben ezt a prototípust (Care kV, Siemens Healthcare) vizsgáltuk különböző szimulált betegméretek esetén végzett hasi CTA során [95].

A 4.3.1 pontban részletesen leírt hasi aneurysmafantomot 300 mg jód/ml sűrűségű k.a. 1:30-as oldatával töltöttük fel és egymás után belehelyeztük a kis, közepes és nagyméretű betegeket szimuláló víztartályba, majd leképezést végeztünk egy 64 szeletes készülékkel (Siemens Somatom Definition AS, Forchheim, Németország). Mindhárom esetben először a klinikai rutinban

alkalmazott hasi CTA-protokollt használtuk 120 kVp csúcsfeszültség és 110 mAs referencia érték mellett úgy, hogy a Care kV program ki volt kapcsolva. Az egyéb paraméterek (32 × 0,6 mm kollimáció, 1,2 pitch, 0,5 csőforgási sebesség, 2 mm rekonstruált szeletvastagság) azonosak voltak mindhárom fantombeállítás esetén. Ezután megismételtük a leképezést bekapcsolt Care kV mellett is, a többi CT paramétert változatlanul hagytuk. A csőfeszültség választó program menüjében kívánt vizsgálatként CTA-t állítottunk be, mivel ebben az esetben ajánl a program a legnagyobb valószínűséggel alacsony kV-értéket. A javasolt kV-mAs kombinácók közül azt választottuk ki, amelyiknél a várható képzaj a legmagasabb volt, így szimulálva a klinikailag előforduló lehető legrosszabb lehetőséget. Abban az esetben, amikor a program 1,2 pitch mellett nem javasolt alacsonyabb csűcsfeszültséget, 0,1-es lépésekben csökkentettük a pitch értékét annak érdekében, hogy az így elérhető magasabb áramerősség esetleg alacsonyabb csőfeszültséget tegyen lehetővé. Az elkészült képsorozatokon kiszámítottuk a szimulált aorta CNR-jét, ahol a háttérjelet a szimulált thrombusban vettük fel, a zajt pedig az ott mért denzitásértékek standard devianciájaként határoztuk meg. Három radiológus rezidens 2, 3 és 4 éves CT tapasztalattal értékelte a szubjektív képzajt és az általános képminőséget a 4.3.1.2 pontban ismertetett ötfokozatú skálán.

A program 70 kVp-os csőfeszültséget javasolt a legkisebb fantomban, 80 kVp-ot a közepesben és 120 kVp-ot a kövér betegeket szimuláló elrendezés esetén. Ez utóbbi érték 100 ill. 80 kVp-ra csökkent, amennyiben a pitch értékét 1,2-ről 1-re ill. 0,6-ra csökkentettük, mivel alacsony pitch-en növekedett a CT generátor által leadható mAs érték, amellyel az alacsony csőfeszültségen jelentkező zajt kompenzálni lehet. A közepes méretű fantomban az alacsonyabb pitch hatására a javasolt csőfeszültség nem csökkent tovább (*8. táblázat*). A program által javasolt kV-mAs kombináció hatására csökkent a CTDI_{vol}-ként definiált sugárdózis az eredeti, Care kV nélkül mért értékhez képest: a kis és közepes fantomban 55%-kal ill. 49%-kal, a nagy fantomban pedig 39%-kal 100 kVp-on és 42%-kal 80 kVp-on.

8.	táblázat.	Automatikus	csőfeszültség	választás	hatása	az	objektív	képminőségre	és	а	dózisra
vé	kony, köze	pes méretű és	kövér betegek	et szimulá.	ló fantoi	nba	n hasi C	TA esetén.			

Fantom	Care kV	kV	Ref. mAs	Eff. mAs	mAs	Pitch	Aorta (HU)	Zaj (HU)	CNR	CTDI _{vol} (mGy)
Kis	Ki	120	110	48	58	1,2	298±1	16,5±1	15,8±0,95	3,8
	Be	70	345	128	154	1,2	598,7±4,4	28,9±1,2	19,4±0,87	1,7
Közepes	Ki	120	110	115	138	1,2	263,6±2,2	27,3±1,7	8,4±0,55	8,8
	Be	80	204	215	258	1,2	451,7±3,8	47,7±0,7	8,7±0,23	4,5
Nagy	Ki	120	110	255	306	1,2	243,3±4,1	47±1,8	4,3±0,21	19,5
	Be	120	110	255	306	1,2	238,7±1,8	46,9±2,3	4,2±0,23	19,5
	Be	100	124	300	300	1,0	305,2±4,2	57±3,5	4,6±0,38	13,3
	Be	80	209	537	322	0,6	456±7,1	105,4±6,1	3,8±0,23	11,3

Eff. mAs= *effektív mAs*-*érték*; *mAs*= *effektív mAs* * *pitch*.

A várakozásoknak megfelelően a szimulált aortalumenben mért denzitás és a képzaj egyaránt növekedett Care kV hatására. A program által javasolt csőfeszültséggel magasabb CNR-t lehetett elérni a kis és közepes fantomban valamint a nagyméretű fantomban 100 kVp-on (p< 0,05), míg a 80 kVp alkalmazása szimulált kövér betegekben alacsonyabb CNR-t eredményezett, mint 120 kVpon (p< 0,05; 8. *táblázat*). A három vizsgáló által adott értékelés alapján az alacsonyabb csőfeszültség választása minden esetben a szubjektív képzaj romlását eredményezte, melyet alacsonyabb szubjektív képminőség is kísért kisméretű fantomban (4,0 \pm 0,0 vs 3,0 \pm 0,0) és közepes méretű fantomban (3,67 \pm 0,56 vs 2,0 \pm 0,0; p< 0,05 mindkét esetben). A nagy fantomban 80 kVp esetén mindhárom vizsgáló diagnosztikus célokra alkalmatlannak minősítette a képminőséget.

A vizsgálat megmutatta, hogy a Care kV csőfeszültség-választó program által javasolt vizsgálati paraméterek alkalmazásával csökkenteni lehet a CTA vizsgálatok sugárterhelését változatlan vagy akár magasabb CNR mellett. A kísérlet elvégzésekor a szoftver még csak prototípusként létezett, azóta azonban piacra került és a Siemens CT készülékekhez általánosan elérhetővé vált. A program természeténél fogva az objektíven mérhető képminőség megtartására lett optimalizálva, amely nem feltétlenül jelenti azt, hogy a humán vizsgálók is elégedettek lesznek képekkel. A kísérletben

résztvevő radiológusok a javasolt értékeken készült vizsgálatok minőségét rosszabbnak értékelték, mint az eredeti CT protokollal készültét. Ez az eredmény több okkal is magyarázható. A fiatal radiológusok még kevés tapasztalattal rendelkeztek az alacsony dózisú vizsgálatokkal, így az általános képminőség megítélésekor elsősorban a képzajt alapján döntöttek, és nem vették figyelembe az aorta magasabb jelét. Az is lehetséges, hogy a prototípus beállításai még nem voltak ideálisak, és azokban a beállításokban is a konstans CNR-t igyekezett a lehető legalacsonyabb dózis mellett elérni, amikor a képzaj szubjektíven elfogadhatatlanul magas volt.

A fantomon végzett kísérletünk során természetesen nem lehetett minden elérhető beállítást tesztelni, így például a program lehetséges 12 erősségi fokozata közül csak eggyel végeztünk méréseket, és nem vizsgáltuk különböző referencia mAs értékek hatását a javasolt csőfeszültségre. Nyilvánvaló, hogy a programot kontrollált körülmények között tesztelni kell olyan esetekben is, amikor a vizsgáló nem CTA-t, hanem natív vizsgálatot vagy a hasi parenchymás szervek CT-jét akarja elvégezni. Kutatócsoportunk egy másik fantomkísérletben mutatta meg, hogy az automatikus csőfeszültség-választás és az IR technikák kombinációjával 26%-kal alacsonyabb dózison több szimulált májmetastasis detektálható, mint egy hagyományos protokollal [96]. A betegek mellkasi CTA, koronária és máj CT vizsgálatai során szerzett első tapasztalatok Care-kV-val szintén ígéretesek: a közlemények alacsonyabb sugárterhelésről és magasabb CNR-ről számolnak be [97-99]. Mindezek alapján úgy tűnik, hogy az automatikus csőfeszültség-választó programok használata segítheti a betegek méretére szabott ideális egyensúly elérését a képminőség és dózis között.

<u>4.3.2. Automatikus mAs moduláció hatása a képminőségre alacsony feszültségű hasi és</u> kismedencei CTA során [100]

Az alacsony csőfeszültségű CT vizsgálatok bevezetésekor egyértelmű volt, hogy a nagyobb zajt valamilyen módon egy bizonyos mértékig kompenzálni kell, hogy a képminőség romlása ne befolyásolja negatívan a diagnosztikus pontosságot. Kézenfekvőnek tűnt, hogy a bevezetésben

említett számos módszer közül az áramerősség emelésével lehet a legközvetlenebbül ellensúlyozni a képek zajosságát, ami viszont növeli a sugárterhelést (l. 2.3.2.). Bár az automatikus áramerősségmoduláció bevált a normál dózisú vizsgálatok esetén, pontos hatása 80 és 100 kV-on készült CTA esetén nem volt ismert, és sok kutatócsoport inkább fixen tartott mAs értékek használatát javasolta [67; 68; 101]. Az automatikus mAs moduláció működését alacsony csőfeszültségű CTA során a következő fantomkísérlettel vizsgáltuk [100].

Egy felnőtt méretű, műgyantából készült, az emberi szövetek denzitását jól utánzó, standard női antropomorf fantomot (Model 702; CIRS; Norfolk, VA, USA) fektettünk a CT vizsgáló asztalra. A fantom ventrális felszínére 3 db k.a.-gal töltött műanyag csövet erősítettünk a kismedence magasságában. A csövekben a k.a. hígítása úgy volt beállítva, hogy a jódtartalom 5, 7,5 és 10 mg legyen milliliterenként. A fantomról 140, 120, 100 és 80 kVp csúcsfeszültségen végeztünk képalkotást egy 64 szeletes CT készülékkel (GE VCT, General Electric Healthcare; Milwaukee, WI, USA) 64× 0,625 kollimáció, 1,375 pitch és 5 mm-es rekonstruált szeletvastagság mellett. Az automatikus áramerősség-moduláció be volt kapcsolva minden esetben. A kívánt képminőséget jellemző zajindexet 15-re állítottuk, ami megfelelt a klinikai gyakorlatban beállított értéknek, a CT berendezés által választható áramerősség 10 és 675 mA között mozgott. Mindhárom csőben megmértük a SI-t és kiszámoltuk a jel-zaj arányt (SNR), ahol a zajt a csövekben mért denzitások szórásaként definiáltuk. Ezen kívül a 4.2.1. pontban leírtak analógiájára kiszámoltuk a FOM= SNR²/ D_{eff} hányadost, amivel az egységnyi effektív dózisra eső képminőségváltozást tudtuk jellemezni. Az effektív dózist egy félvezető doziméterrel (MOSFET, Model TN-RD-60; Thomson-Nielsen, Ottawa, Canada) mért elnyelt dózisok megfelelően súlyozott összegeként definiáltuk, ahol a mérőelektródák a fantom 20 standard anatómiai lokalizációjában voltak elhelyezve (6 a mellkasban, 9 a hasban, 4 a kismedencében és 1 a bőrön).

Az eredmények a vártnak megfelelően azt mutatták, hogy az alacsonyabb csőfeszültség az automatikus moduláció által csaknem azonos szinten tartott zaj mellett – a jód jelének korábban

ismertetett okokkal magyarázható emelkedése miatt – jelentős SNR növekedést eredményez, ami a 140 és 80 kV protokollok viszonylatában az SNR megkétszereződését jelentette. Az sem volt meglepő, hogy a zaj azonos szinten tartásához az automatikus mAs-moduláló szoftver alacsonyabb csőfeszültség esetén nagy mértékben emelte az áramerősséget (*9. táblázat*). Érdekes volt viszont megfigyelni, hogy a fantomon mért effektív dózis nem tért el jelentősen a négy protokoll között (p= 0,12). A FOM-értékek analízise szerint a 140 kV-hoz képest a dózist 52, 70 és 80%-kal lehet csökkenteni 120, 100 ill. 80 kV használatával úgy, hogy az SNR nem változik.

9. táblázat. Antropomorf fantomban mért dózis és SNR-értékek különböző csőfeszültségen automatikus mAs modulációval.

	80 kVp	100 kVp	120 kVp	140 kVp
Effektív dózis (mSv)	4,15 ± 0,30	$3,89 \pm 0,46$	$4,06 \pm 0,61$	$5{,}38\pm0{,}33$
Zaj (HU)	$14{,}9\pm0{,}5$	$14{,}2\pm0{,}6$	$13,8\pm0,31$	$14,0\pm0,6$
Átlagos áramerősség (mA)	$538,1\pm172,\!9$	293,4 ±112,1	$173,0\pm66,7$	$132,2\pm50,3$
Áramerősség tartomány (mA)	270–670	131–398	76–235	59–179
SNR 1 (5 mg jód/ml)	$7,0\pm0,6$	$5{,}3\pm0{,}9$	$4,0 \pm 0,1$	$3,2\pm 0,2$
SNR 2 (7,5 mg jód/ml)	$13,7 \pm 1,0$	$10{,}5\pm1{,}1$	$8,6 \pm 0,3$	$6,7\pm0,3$
SNR 3 (10 mg jód/ml)	$20,0\pm0,9$	$15,7\pm1,3$	$12,\!6\pm0,\!1$	$10,1\pm0,3$

A mérési elrendezés hátránya volt, hogy csak egyetlen betegméretet teszteltünk és a k.a.-ot tartalmazó csövek a fantom felszínére voltak rögzítve, mivel azok beágyazása a fantom anyagába nem volt lehetséges. Ennek ellenére ez az egyszerű kísérlet felhívta a figyelmet arra, hogy az automatikus mAs-moduláció alkalmas az alacsony csőfeszültségű CT protokollok során fellépő magasabb zaj kompenzálására, de a szoftver alkalmazása mindenképpen a CT berendezés ismeretét és a paramétereknek a klinikai kérdésre ill. a betegre szabott megfelelő beállítását követeli meg. A GE CT készülékben alkalmazott mAs-moduláció, amennyiben a zajindexet indokolatlanul alacsonyan tartják (vagyis a gép alacsony képzajt/ jó képminőséget igyekszik elérni), feleslegesen magas SNR-t eredményez alacsony feszültségen végzett CTA során úgy, hogy a beteg

sugárterhelése nem csökken a normál dózisú protokollhoz képest. Ez a szabályozási elv alapvetően eltér pl. a Siemens berendezésekben használt automatikus mAs-modulációtól, ahol a beállított referencia mAs-érték inkább irányadónak tekintendő, és az effektív mAs, vagyis a csövet elhagyó röntgensugár tényleges mAs-értéke a beteg méretével nem lineárisan emelkedik. A kísérletben tesztelt CT készülék felhasználójának tehát döntenie kell, hogy azonos dózis és zaj mellett sokkal jobb SNR-t vagy azonos SNR és nagyobb zaj mellett sokkal alacsonyabb dózist akar elérni. Nyilvánvalóan létezik olyan középutas megoldás, ahol egy kicsivel magasabb zaj mellett még mindig jobb SNR-t és még optimális dóziscsökkentést lehet elérni, ehhez azonban a CT protokoll, elsősorban a zajindex megfelelő manuális beállítása szükséges. Méréseink szerint 80 kVp csőfeszültséggel – amennyiben ésszerűen alkalmazzuk – jelentős dóziscsökkenést lehet elérni CTA során szinten tartott vagy akár jobb SNR mellett, ami újabb érvet szolgáltatott ezen protokollok klinikai alkalmazása mellett.

4.3.3. Szimulációs és fantomkísérletek a máj vizsgálatában

A hasi CT-kből származó sugárterhelés világszerte magas, nemcsak az egyetlen vizsgálathoz tartozó nagyobb dózis, hanem az eljárás gyakorisága miatt is [11]. Éppen ezért a dóziscsökkentés a has CT vizsgálatában különösen fontos lenne. Sajnos a hasi régió magas sugárelnyelése a radiológusok mozgásterét jelentősen beszűkíti. További nehézség, hogy a hasi erek CTA-val való megítélésén kívül a leggyakoribb klinikai kérdések a parenchymás szervekre, elsősorban a májra irányulnak. A leggyakrabban előforduló, klinikailag releváns májgócok (metastasis, hepatocellularis carcinoma) a környező parenchyma közötti kontraszt kb. 15-50 HU, zsírmáj esetén még ennél is kisebb. Ez az érték jóval alacsonyabb, mint a jódtartalmú k.a.-gal töltött erek és környezete közötti kontraszt (kb. 250-400 HU). A kontraszt és a magasabb képzaj májgócok detektálására kifejtett hatásáról csökkentett CT dózis mellett korábban nem születtek közlemények. Kézenfekvő volt, hogy az alacsony dózisú protokollok klinikai bevezetése előtt modellkísérletekkel vizsgáljuk meg a

problémakört.

4.3.3.1. Májtumorok denzitásának és méretének hatása a detektálásra [102]

A CT készülékek helyi feloldóképességének tesztelésére használt standard ún. magas kontrasztú fantomokon szerzett tapasztalatainkból tudjuk, hogy a vizsgált képletek környezethez viszonyított denzitáskülönbsége (kontrasztja) és mérete jelentősen befolyásolja azok felismerhetőségét. A képzaj ill. a határfelületek élessége elsősorban kisméretű vagy alacsony kontrasztú objektumok elkülönítésére van hatással. A májgócok CT-vel való detektálására vonatkozóan korábban elsősorban betegekben végzett leírások álltak rendelkezésre, tudományos igényű kísérletek alig [103]. Modellkísérletünk során a klinikailag jelentős májgócok prototípusaként hypodens (a környező májszövettől alacsonyabb denzitású) májmetastasisokat szimuláltunk és а tumorkontrasztnak ill. tumorméretnek a diagnosztikus pontosságra kifejtett hatását vizsgáltuk [102].

Áttekintettük a Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetének 2010 április és november között elvégzett hasi CT vizsgálatait és véletlenszerűen kiválasztottunk 10 beteget (3 nő, 7 férfi, átlagéletkor: 45,1 év± 15,8), akiknek májában a CT vizsgálat nem talált semmiféle fokális (cysta, abscessus, jó vagy rosszindulatú daganatok) vagy diffúz májelváltozást (pl. steatosis, cirrhosis, stb.). Minden beteget 64 szeletes CT berendezéssel vizsgáltunk 120 kVp csúcsfeszültségen a 4.3.1.3 pont alatt ismertetett paraméterekkel. Minden beteg 120 ml i.v. k.a.-ot kapott (Ultravist 370, Bayer Schering Pharma AG, Berlin, Németország) 3 ml/s sebességgel, amelyet 20 ml fiziológiás sóoldat követett.

A májtumorok szimulációját a CT sorozatokon ugyanazzal a nyílt forráskódú programmal végeztük, amit a tüdőembóliákhoz használtunk (ImageJ, version 1.43f, l. 4.2.2.). A szimulációs folyamatot szakmai szempontból a vizsgálat vezetője irányította, aki később nem vett részt a képolvasásban. A hypodens májmetastasisokat háromdimenziós gömbformaként szimuláltuk. A tumorméretet 6, 10 és
14 mm-ben, a tumor és máj közötti denzitáskülönbséget -20, -35 és -50 HU-ként definiáltuk (a negatív érték a tumor májhoz képest alacsonyabb denzitására utal). Ezáltal 9 különböző méretdenzitás kombinációt tudtunk imitálni a képeken. A szimuláció helyét és a szimulált gócok számát a CT sorozatokon véletlenszerűen választottuk ki (20. ábra).



20. ábra. Portális fázisban készült axiális CT kép a felső hasról. Az (a) képen látható piros négyzet a célterületet jelöli szimuláció előtt. Ez a részlet nagyítva látható a (b)-(j) képeken szimuláció után. A szimulált tumorok mérete és denzitáskülönbsége a májhoz képest a következő volt: (b) 6 mm, -20 HU, (c) 6 mm, -35 HU, (d) 6 mm, -50 HU, (e) 10 mm, -20 HU, (f) 10 mm, -35 HU, (g) 10 mm, -50 HU, (h) 14 mm, -20 HU, (i) 14 mm, -35 HU, (j) 14 mm, -50 HU. A tumorméret és -kontraszt emelkedésével a góc egyre könnyebben felismerhető.

A 10 CT vizsgálat képein 7-7 különböző összeállításban szimuláltunk 1-3 hypodens májmetastasist. Ilyen módon összesen 70 db CT vizsgálat 153 szimulált májgóccal állt rendelkezésünkre. Ehhez a 70 vizsgálathoz hozzátettük az eredeti, gócot nem tartalmazó szériákat 3-3-szor. Az összesen 100 (70 db pozitív és 30 db negatív) CT vizsgálatot randomizált sorrendben, egymástól függetlenül értékelte ki 3 radiológus 2, 6 és 7 év CT tapasztalattal, akik nem ismerték a szimulált tumorok számát és nagyságát. A vizsgálóknak meg kellett adniuk a látott metastasisok pontos helyzetét a lépeken, a tumor méretét és felismerhetőségét egy ötfokozatú skálán, ahol az 1-es fokozat alig észrevehető eltérést, az 5-ös egyértelmű, jól látható gócot jelölt. A radiológusok szabadon

változtathatták az ablakbeállításokat.

Az ötfokozatú skálán megadott felismerhetőség szignifikánsan függött a tumorok kontrasztjától mindhárom méret esetén valamint a gócmérettől a -20 HU és -35 HU denzitáskülönbségek esetén (p < 0.05).

	6 mm			10 mm			14 mm		
	-20 HU (n=17)	-35 HU (n=17)	-50 HU (n=17)	-20 HU (n=17)	-35 HU (n=17)	-50 HU (n=17)	-20 HU (n=17)	-35 HU (n=17)	-50 HU (n=17)
ТР	0,7	8,3	15,7	9,3	15,3	17	12,7	16,7	17
FN	16,3	8,7	1,3	7,7	1,7	0	4,3	0,3	0
Felismer- hetőség	0,04 ± 0,1	0,77 ±0,68	2,49 ±1,09	0,77 ±0,55	1,73 ±0,65	2,82 ±0,55	1,39 ±0,81	2,55 ±0,63	3,61 ±0,58
Szenz.	4,1%	48,8%	92,4%	54,7%	90,0%	100,0%	74,7%	98,2%	100,0%

10. táblázat. A vizsgálatban szimulált 153 májmetastasis összefoglaló eredményei.

Minden érték 3 radiológus átlagát jelenti a szimulált gócok mérete (1. sor) és májhoz viszonyított denzitáskülönbsége (2. sor) szerint csoportosítva. A valódi pozitív (TP) és fals negatív (FN) sorban feltüntetett számok a megtalált ill. fel nem ismert gócok számát jelentik. A felismerhetőségnél az átlag \pm a szórás van megadva. Az utolsó sor a szenzitivitást jelöli százalékban.

Kísérletünk azt mutatta, hogy kicsi, 6 mm átmérőjű hypodens májmetastasisok detektálása elsősorban a tumor és máj közötti kontraszttól függ: a denzitáskülönbség 20 HU-ról 35 HU-ra történő emelésére a szenzitivitás 4%-ról csaknem 49%-ra növekszik, további 15 HU-s kontrasztemelés hatására a szenzitivitás 92,4%-ra nő. Hasonlóan nagy ugrást a 10 mm-es gócok esetén csak 20 és 35 HU-os kontrasztszintek között tapasztaltunk. Ennél nagyobb gócokat már kisebb denzitáskülönbség esetén is viszonylag könnyű felismerni. Ezek az adatok azt sugallják, hogy mivel a tumorok méretét a CT vizsgálat elvégezésének idején nem tudjuk befolyásolni, ezért a minél nagyobb kontraszthatás elérésére kell törekedni. Ez elérhető egy bizonyos mértékig a beadott jódmennyiség növelésével, ami viszont a k.a. indukálta vesekárosodás esélyét emeli [104]. A másik lehetőség a CT csőfeszültség csökkentése, amelynek hatására emelkedik a jódot felvevő

májparenchyma és a kevésbé halmozó hypodens metastasis közötti denzitáskülönbség a magasabb feszültségű CT protokollokhoz képest. Hozzátesszük, hogy ugyanez a technika természetesen alkalmas a ritkábban előforduló ill. klinikailag gyakran jóindulatú, a k.a.-ot erősebben halmozó, hyperdens gócok felismerésére is.

A kísérleti elrendezésnek egyértelmű hátránya volt, hogy csak gömb alakú gócokat szimuláltunk egy statikus, egyszeri időpillanatban, és nem variáltunk olyan fontos faktorokat, mint a képzaj vagy a betegek testsúlya. Ennek ellenére adataink újabb bizonyítékkal szolgáltak az optimális kontraszt fontosságához a májgócok felismerésében és előrevetítették az alacsony csőfeszültségű protokollok lehetséges szerepét a máj CT vizsgálatában.

4.3.3.2. Magas testsúly és elektronikus zajszűrés hatása a májgócok felismerésére CT-vel [105]

Az elhízás világszerte növekvő probléma számos egészségügyi vonzattal. Egy felmérés szerint az Egyesült Államok lakosságának csaknem 34% százaléka kövér az Egészségügyi Világszervezet (WHO) kritériumai alapján (BMI \geq 30 kg/m²) [106; 107]. A subcutan és hasi zsírszövet kifejezett sugárelnyelése miatt a túlsúlyos és kövér betegekben jelentősen magasabb dózist kell ahhoz alkalmazni, hogy a CT képek minősége diagnosztikus maradjon, és a dóziscsökkentés lehetőségei leszűkülnek. A nagyobb testsúlyból eredő magas képzajnak májgócok detektálására kifejtett hatását korábban nem vizsgálták szabályozott kísérleti körülmények között. Hasonló módon nem állt rendelkezésre adat arról, hogy a zaj csökkentését szolgáló filterek segítik-e a májtumorok felismerését. Az alábbi fantomkísérletben ezekre a kérdésekre kerestük a választ [105].

Tíz egymást követő beteg 120 kVp-on portális fázisban végzett máj CT-jén végzett mérések alapján egy speciális 25,5 cm hosszú, 15 cm átmérőjű henger alakú májfantomot készíttettünk műgyantából (QRM GmbH, Möhrendorf, Németország). A fantomépítés költségeit a Siemens Healthcare Sector (Erlangen, Németország) vállalta át. A fantomban véletlenszerűen lett elhelyezve összesen 45 db

gömb alakú szimulált metastasis, melyek átmérője 5, 10 és 15 mm, denzitása a környező szimulált májparenchymához képest pedig 10, 25 és 50 HU-val alacsonyabb volt . Az összesen 9 különböző méret-denzitás kombinációt 5-5 gömb képviselte. Mind a szimulált májszövet, mind a metastasisok anyagába anorganikus jód és kalcium volt keverve, így azok denzitásváltozása különböző csőfeszültségeken jól közelítette az élő betegekben tapasztaltakat. Bár az előzetes klinikai vizsgálatban nem találtunk 5 mm-es, 10 HU kontrasztot mutató májgócot, ezt a kombinációt mint különlegesen nehezen felismerhető gócot megtartottuk. A fantomot egymás után belehelyeztük a 4.3.1 pontban már ismertetett 30 és 40 cm átmérőjű, átlagos testalkatú (testsúly: kb. 72-85 kg) és kövér (testsúly: kb. 118-142 kg) betegeket imitáló víztartályba. A képalkotás során a 4.3.1.1-3 és 4.3.3 pontokban ismertetett 64 szeletese CT készüléket és 120 kVp protokollt használtuk. A kövér betegeket imitáló képsorozatot a 4.3.1.2 pontban részletesen tárgyalt ORA 3D elektronikus zajszűrővel dolgoztuk fel. A képolvasásra és a képminőség objektív mérésére így 3 képsorozat 5 mm vastag képei kerültek: szimulált normál beteg, kövér beteg zajszűrés nélkül és kövér beteg zajszűréssel. Mindhárom sorozaton megmértük a képzajt és meghatároztuk a legnagyobb, 15 mm-es szimulált metastasisokhoz tartozó CNR értéket. A képolvasásban 3 radiológus vett részt 2, 5 és 9 éves CT tapasztalattal. Az olvasott képsorozatok sorrendje a fordított nehézségi foknak megfelelően a következő volt: 40 cm-es fantom zajszűrés nélkül, 40 cm-es fantom zajszűréssel és végül a 30 cmes fantom. A fenti sorrend betartásán kívül minden képolvasási ciklus között 1 hetes szünetet tartottunk, valamint a 2. és 3. képsorozatot 90 ill. 180 fokkal elforgattuk az elsőhöz képest. Mindhárom fenti manipulációval azt igyekeztünk elérni, hogy a radiológusok ne emlékezzenek a szimulált gócok térbeli helyzetére (ún. recall bias csökkentése). A vizsgálók a célra készített sémás ábrán bejelölték az általuk látott elváltozás helyzetét és egy ötfokozatú skálán megadták annak felismerhetőségét (1= alig vehető észre; 5= kiválóan felismerhető). A szubjektív képzajt és képminőséget szintén 1-től 5-ig osztályozták a korábbi kísérletekben ismertetett séma szerint (l. 4.2.2, 4.3.1.1-3, 4.3.3.1 pontokat). A megjelölt gócok osztályozásához TP, FP, FN és TN kategóriákba a fantom konstrukciós terve szolgált referencia standardként.

Méréseink a képzaj kétszereződését mutatták a nagy fantomban a közepes fantommal összehasonlítva. A filter nélküli értékhez képest a zajszűrés 42%-os zajcsökkenést eredményezett a kövér betegeket utánzó fantomban, a 13%-os különbség a közepes fantomhoz képest nem volt szignifikáns (p= 0,15). A szimulált tumorokban mért CNR a legmagasabb a közepes méretű fantomban volt. A CNR a nagy méretű fantomban zajszűrés után , bár a filter nélkülihez képest 47–69%-os javult, 23-27%-kal rosszabb volt, mint a közepes fantomban (p< 0,05).

11. táblázat. Májfantomban szimulált metastasisok detektálása imitált átlagos testalkatú és nagy méretű betegekben zajszűréssel és anélkül.

Fantom	Zajszűrés	Felismerhetőség	ТР	FP	FN	Szenzitivitás (%)
Közepes	-	2,28	36	2,3	9	80
Nagy	-	1,57	27	1	18	60
Nagy	+	1,51	29	4	16	64,4

A harmadik oszlopban a nagyobb érték jobb átlagos felismerhetőséget jelez az 1-3-ig terjedő skálán. A TP, FP és FN oszlopban a valódi és álpozitív valamint az álnegatív (nem felfedezett) gócok száma van megadva. Az eredmények 3 vizsgáló adatainak átlagának felelnek meg.

A nagy méretű fantomban, függetlenül a zajszűrő filter használatától, a májgócok felismerhetőségét alacsonyabbnak találták a radiológusok, mint a közepes fantomban (p< 0,001; *11. táblázat*). A közepes méretű fantomhoz képest a vizsgálók átlagosan 25%-kal kevesebb szimulált metastasist ismertek fel a kövér betegeket imitáló fantomban zajszűrés nélkül. Filter használata nélkül a 15-ből egyetlen 5 mm-es gócok sem sikerült megtalálni a nagy fantomban, ez a szám 2-re emelkedett zajszűrés után, ami még éppen nem volt szignifikáns különbség (p= 0,054). A közepes méretű fantomban több 10 mm-es gócot találtak a vizsgálók, mint a nagy méretű fantomban, függetlenül a zajszűréstől (p< 0,001). A 15 mm-es gócok tekintetében nem volt különbség a 3 képsorozat között (p= 0,873, *12. táblázat*). A regresszióanalízis szerint mindhárom vizsgált faktor (tumorméret, tumorkontraszt és szimulált betegméret) befolyásolta a májgócok detektálását (p< 0,001). A fals

pozitív találatok számában nem volt szignifikáns különbség (p= 0,384).

Fantom	Zajszűrés	Átmérő			Máj-tumor kontraszt			
		5 mm (n=15)	10 mm (n=15)	15 mm (n=15)	10 HU (n=15)	25 HU (n=15)	50 HU (n=15)	
Közepes	-	6	15	15	11	10	15	
Nagy	-	0	12	15	7	10	10	
Nagy	+	2	13	14	8	10	11	

12. táblázat. A sikeresen felfedezett májgócok száma méret ill. denzitás szerint csoportosítva

A vizsgálók által megadott szubjektív kiértékelés alapján mind a képzaj (2,67, 3,67, 4,0), mind az általános képminőség (2,33, 3,0 és 4,67) tekintetében hasonló volt a sorrend: a legrosszabb értékelést a kövér betegeket utánzó fantom kapta zajszűrés nélkül, majd a szűrt képek és végül a közepes méretű fantomban végzett vizsgálat következett.

Fantomkísérletünk – természetéből eredő minden korláta ellenére – elsőként hívta fel a figyelmet arra, hogy túlsúlyos és kövér betegekben számottevő a kockázata annak, hogy a has CT vizsgálata során 5 és 10 mm-es mérettartományba eső hypodens májelváltozások (pl. metastasisok) nem kerülnek felismerésre, ami késleltetheti a megfelelő terápiás döntések meghozatalát. Vizsgálatunk alapján az ilyen gócoknak akár egy negyede is felismerhetetlen marad. Az elektronikus zajszűrő filter alkalmazása jelentősen javítja a hypodens fokális májelváltozások kontraszt-zaj arányát, és elsősorban az 5 mm-es gócoknál javíthatja a felismerést. A CNR javítására további lehetőség az iteratív képrekonstrukció alkalmazása ill. az egészséges májparenchyma denzitásának emelése nagyobb k.a. dózis injekciójával. Az alacsonyabb CT csőfeszültség (pl. 100 kV) használata a kontraszt fokozására csak abban az esetben alkalmazható, ha CT generátor megfelelő teljesítménnyel rendelkezik a zaj kompenzálásához szükséges magasabb áramerősség leadására. Az említett technikai megoldások tesztelése további kísérletek elvégzését teszi szükségessé.

4.3.3.3. Iteratív képrekonstrukció hatása a képminőségre és a szenzitivitásra hasi CT-ben [108]

Az iteratív képrekonstrukciós (IR) algoritmusok klinikai bevezetése után számos tanulmányban elemezték az eljárás képminőségre gyakorolt hatását [102; 109-111], de nem tudtunk semmit arról, befolyásolja-e az IR az alacsony kontrasztú képletek, mint pl. hypodens májgócok felismerését. Hasonlóképpen nem voltak olyan szisztematikusan elvégzett vizsgálatok, melyek az alacsony CT csőfeszültségű protokollok szenzitivitását tesztelték. A következő fantomkísérletben ezekre a klinikailag fontos kérdésekre kerestük a választ [108].

A 4.3.3.2 pontban bemutatott, szimulált hypodens metastatisokat tartalmazó májfantomot helyeztük bele a korábbiakban ismertetett közepes méretű betegeket utánzó 30 cm átmérőjű víztartályba és CT képalkotást végeztünk 80, 100 és 120 kVp csúcsfeszültségen. Az egyszerűség kedvéért a referencia mAs-értéket mindhárom esetben 160 mAs-ra állítottuk. A többi CT technikai paraméter megegyezett a 4.3.1.1-3 és 4.3.2 pontok alatt ismertetett értékkel. A CT vizsgálatok nyers adatait a hagyományos visszavetítéses (filtered back projection, FBP) módszeren kívül egy IR algoritmussal is rekonstruáltuk. A Siemens cég által akkor prototípusként rendelkezésre bocsájtott IRIS (iterative reconstruction in the image space) algoritmus más elven működött, mint a General Electric által kifejlesztett ASIR (adaptive statistical iterative reconstruction). Míg az ASIR elsősorban a nyers adatokat használja fel az iteratív képrekonstrukció során, addig az IRIS a kész képadatokkal dolgozik: a nyers adatokból elérhető képinformációt egy ún. mesterképbe emeli át, és ezt a mesterképet tisztítja meg a zajtól és artefaktumoktól. A módszer előnye, hogy jelentősen gyorsabb az ASIR-nél, mivel elmarad a nyers adatokkal való ismétlődő képösszehasonlítás. A képrekonstrukció során a gyártó által ajánlott beállításokat alkalmaztuk, amely kb. 40%-os zajcsökkentést tett lehetővé úgy, hogy a képek szubjektív minősége nem változott számottevően. A folyamat végén összesen 6 CT sorozat állt rendelkezésünkre: 3 FBP-vel és 3 IRIS-szel (21. ábra).



21. *ábra.* A májfantom egy jellemző szelete 3 különböző CT csőfeszültséggel és két képrekonstrukciós algoritmussal. A használt ablakszélesség (450 HU) és -magasság (50 HU) ugyanaz minden képen. A kVp-érték emelése és az IRIS használata szemmel láthatóan csökkenti a képzajt. A bal felső képen a fehér nyíl egy 10 mm-es 10 HU kontrasztú, a fekete nyíl egy 15 mm-es 25 HU kontrasztú szimulált metastasisra mutat. A kisebbik gócot a háromból két radiológus találta meg 100 kVp-on és egyikük sem 80 kVp-on, függetlenül a használt képrekonstrukciótól.

A denzitás- és zajmérést, a CNR kiszámítását és a helyi feloldóképesség meghatározását egy standard fantom segítségével (QRM-3DSR, QRM, Németország) két vizsgáló végezte 7 és 14 év CT tapasztalattal, akik nem vettek részt a későbbi képolvasásában. A szubjektív kiértékelést 3 radiológus végezte 5-6 év CT tapasztalattal. A 4.3.3.2 pontban említett 5 fokozatú skálán értékelték a szimulált májgócok felismerhetőségét, a képzajt és az általános képminőséget. A képolvasás sorrendje csökkenő nehézségnek (vagy emelkedő képminőségnek) megfelelően a következő volt: (*a*) FBP 80 kVp, (*b*) FBP 100 kVp, (*c*) FBP 120 kVp, (*d*) IRIS 80 kVp, (*e*) IRIS 100 kVp és (*f*) IRIS 120 kVp. Minden képsorozatot az előzőhöz képest 90 fokkal elfordítottuk. A vizsgálók a sorozatokat egy hetes szünetek beiktatásával értékelték és nem ismerték sem a kiértékelésre váró

gócok számát, sem azok nagyságát.

kVp	Rekonstrukció	Felismerhetőség	ТР	FP	FN	Szenzitivitás (%)
120	FBP	2,38 [0,33; 4,67]	33,7	9	11,3	74,8
	IRIS	2,48 [0,67; 4,67]	36,3	6,7	8,7	80,7
100	FBP	2,45 [0,33; 4,67]	32,7	2	12,3	72,6
	IRIS	2,46 [0,50; 4,83]	35,7	3,7	9,3	79,3
80	FBP	2,22 [0,33; 4,33]	27,3	3,3	17,7	60,7
	IRIS	2,52 [0,67; 4,67]	29,3	4,3	15,7	65,2

13. táblázat. Iteratív képrekonstrukció (IRIS) hatása a hagyományos visszavetítéses projekcióval (FBP) összehasonlítva szimulált májmetastasisok felismerésére különböző CT csőfeszültségen.

A felismerhetőség átlagértéke mellett szögletes zárójelben az 1. és 3. kvartilis van megadva. A TP, FP és FN értékek a gócok számára vonatkozik 3 radiológus adatai alapján.

A 120 kVp-hoz képest 40%-os volt a dóziscsökkenés 100 kVp-on és 70% 80 kVp-on a CTDI_{vol} alapján. A képzaj alacsonyabb volt 100 kVp-on IRIS-szel (16,7 HU) mint 120 kVp-on FBP-vel (20,9 HU, p< 0,001). A jelentősen csökkent képzaj miatt az IRIS alkalmazása 68-78%-kal magasabb CNR-t eredményezett a FBP-hez képest minden csőfeszültségen. Sőt, 80 kVp-on IRIS-szel magasabb volt a CNR (2,81 ±0,38), mint 100 kVp-on FBP-vel (1,99± 0,19; p< 0,001).

A helyi feloldóképesség FBP-vel és IRIS-szel azonos csőfeszültség esetén nem változott. A helyesen detektált májgócok számát illetően a legjobb teljesítményt 120 kVp-on mértük IRIS-szel, a legrosszabbat 80 kVp-on FBP-vel (*13. táblázat*). A felismert léziók száma 100 kVp IRIS-szel gyakorlatilag ugyanannyi volt, mint 120 kVp-on FBP-vel. Az IRIS alkalmazása szignifikánsan javította a szenzitivitást az 5 mm átmérőjű és az 50 HU kontrasztú szimulált májmetastasisok esetén (*14. táblázat*).

25,3

28

0,56

FBP

IRIS

р

10,3

15

0,05

38,7

41,3

0,16

44,6

45

0,32

száma azo	záma azok mérete, kontrasztja ill. az alkalmazott csőfeszültség szerint csoportosítva.									
	Átmérő			Máj-t	umor kon	ıtraszt	Csőfeszültség			
	5 mm (n=45)	10 mm (n=45)	15 mm (n=45)	10 HU (n=45)	25 HU (n=45)	50 HU (n=45)	80 kVp (n= 45)	100 kVp (n= 45)	120 kVp (n= 45)	

31,7

32,7

0,42

27,3

29,3

0,37

36,7

40,7

0,046

32,7

35,7

0,09

33,7

36,3

0,21

14. táblázat. FBP-vel és IRIS-szel rekonstruált CT képeken helyesen detektált szimulált májgócok száma azok mérete, kontrasztja ill. az alkalmazott csőfeszültség szerint csoportosítva.

A vizsgálók közötti kappa-érték 0,743 volt a valódi pozitív találatokra. A fals pozitív találatok száma 120 kVp-on szignifikánsan magasabb volt, mint 100 kVp-on (p< 0,001) és 80 kVp-on (p< 0,01). A három radiológus 120, 100 és 80 kVp-on alacsonyabbnak találta az általános képminőséget FBP-vel (4,3; 3,7; 2,0) mint IRIS-szel (5,0; 4,0 és 3,0).

Fantomkísérletünkben elsőként vizsgáltuk az IR hatását hypodens fokális májelváltozások felismerésére. Eredményeink szerint a vizsgált IRIS protokoll lehetővé teszi a csőfeszültség, és ezzel a sugárdózis csökkentését a diagnosztikus pontosság megtartása mellett. A csőfeszültség 120 kVp-ról 100 kV-ra történő csökkentése 40%-kal alacsonyabb sugárterhelést jelent a beteg számára úgy, hogy a hypodens májmetastasisok felismerhetősége nem szenved hátrányt.

Az alacsony CT csőfeszültség és a zajcsökkentés kombinációja kettős előnnyel szolgál. Az alacsonyabb kV-érték hatására növekszik a jódtartalmú k.a.-ot jól halmozó egészséges májszövet és a kevésbé halmozó tumorgóc közötti kontraszt. Az IR által kínált zajcsökkentés ellensúlyozza az alacsonyabb csőfeszültség használatával járó magasabb zajt és így emeli a CNR-t. Ezen hatások eredőjeként a diagnosztikus pontosság az alacsonyabb dózis ellenére sem csökken. Elképzelhető, hogy nagyobb számú góc szimulációja a statisztika erejének növekedésével más összehasonlításokban is szignifikáns különbséget mutatott volna. A kísérlet hátránya volt, hogy csak egyetlen szimulált betegméretet vizsgáltunk. Kövér betegekben valószínűleg a 120 kVp

csőfeszültség és az IR kombinációja adná a legjobb diagnosztikus pontosságot. Hozzátesszük, hogy azóta a Siemens cég továbbfejlesztette IR algoritmusát (sinogram affirmed iterative reconstruction, SAPHIRE ill. adaptive model based iterative reconstruction, ADMIRE), ezek további zajcsökkentéssel és jobb képminőséggel kecsegtetnek az IRIS-hez képest.

Kutatócsoportunk egy másik cég IR algoritmusát vizsgálva májfantomon arra a megállapításra jutott, hogy azonos dózison az IR alkalmazása, bár javítja a képminőséget, nem képes emelni a kis hypodens májgócok felismerését a hagyományos FBP rekonstrukcióval készült képekhez képest. Nagymértékű, 80%-os dóziscsökkentés mellett pedig az IR használata ellenére is csökkent májgócok felismerhetősége [112]. Hasonló eredményeket nyertünk kövér betegek májvizsgálatát szimuláló fantomkísérletünk során is [113]. Úgy tűnik tehát, hogy az IR algoritmusok használatának pontos előnyeit és esetleges hátrányait további vizsgálatokkal kell tisztázni.

5. Alacsony dózisú CT protokollok vizsgálata betegekben

5.1. Felhasználási lehetőségek a mellkasban

A mellkas sugárelnyelése a légtartalmú tüdők miatt összességében alacsonynak mondható más régiókkal, elsősorban a hassal összehasonlítva. Ugyanakkor a vállöv szintjében a csontos képletek miatt jelentős zajjal kell számolni, ami a tüdőcsúcsok megítélését nehezíti. Hasonlóan magasabb a zaj a pleurális sinusok magasságában a hasi szervek (elsősorban a máj) miatt. Bár a mellkasi CT vizsgálatok sugárdózisa a hasi vizsgálatokhoz képest relatíve alacsony, ennek a dózisnak a további csökkentése mindenképpen indokolt, elsősorban a pajzsmirigy és a női emlő sugárvédelme miatt. Ez utóbbi kifejezetten sugárérzékenynek számít: a legújabb ajánlások a korábbiakhoz képest magasabb súlyozással számítják az emlők elnyelt dózisát [9]. A 4.2. fejezetben részletesen leírt kísérletek eredményeit sikerrel alkalmaztuk dóziscsökkentésre betegekben is, a következő fejezetben ezekről a vizsgálatokról lesz szó.

5.1.1. Alacsony dózisú pulmonális CTA protokollok

A pulmonális embólia (PE) a stroke és a myocardialis infarktus után a harmadik leggyakoribb cardiovascularis halálok [114-117] A PCTA mára teljesen felváltotta a katéterrel végzett hagyományos pulmonális angiographiát a tüdőembólia igazolására vagy kizárására. A módszer hasonló vagy magasabb szenzitivitást és specificitást biztosít, mint a tüdőscintigraphia [118-120]. További előnye, hogy segítségével kizárhatók más, a PE differenciáldiagnózisaként szóba jöhető mellkasi kórképek (aortadissectio, pneumothorax, pneumonia, stb.). Bár az eddigi legnagyobb prospektív randomizált vizsgálat rámutatott arra, hogy a PCTA pontossága nagy mértékben függ a PE klinikai (teszt előtti) valószínűségétől, az erre a célra alkalmas pontrendszerek (Wells-score, Genfi-score) egyrészt még nem terjedtek el mindenütt, másrészt a beutaló orvos a pontrendszeren mért alacsony klinikai valószínűség esetén is sokszor ki akarja zárni az embóliát [120-123]. Ennek köszönhetően a PCTA világszerte gyakran végzett vizsgálat minden korosztályban.

5.1.1.1. Sugárdózis és képminőség alacsony dózisú PCTA-val 80 kVp csőfeszültségen: kezdeti tapasztalatok [124]

A 4.2.1 és 4.2.2 alfejezetben kifejtett gondolatmenet és kísérleti eredményeink alapján egyértelműnek tűnt, hogy az alacsonyabb CT csőfeszültség és csökkentett k.a. mennyiség kombinációja kb. 100 kg testsúlyig a képminőség romlása nélkül alkalmazható betegekben. Ennek alapján a Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetében 2007 novemberében bevezettük a 80 kVp csőfeszültségű, alacsonyabb sugár- és k.a. dózist használó PCTA protokollt minden 100 kg alatti testsúlyú felnőtt esetén. Az intézetben ezt megelőzően 100 kVp csőfeszültséget használtunk PE kizárására. A 80 kVp-os protokollal szerzett korai tapasztalatainkat egy retrospektív összehasonlító közleményben foglaltuk össze [124].

A vizsgálathoz átnéztük a 2007 szeptembere és decembere között PCTA-n átesett, 100 kg-nál alacsonyabb testsúlyú betegek anyagát. Az *A* csoportba a PCTA protokoll váltás előtt 100 kVp-on vizsgált az utolsó 45 beteg került. A *B* csoportba a vizsgálati időszakban alacsony dózisú 80 kVp-os PCTA-n átesett egymást követő 45 beteget soroltuk be. A betegcsoportok életkorban, nemek arányában és az átlagos betegméretben nem tértek el egymástól (*15 táblázat*).

Jellemző	A cso	port	B cso	р	
Férfi/nő	25/	20	24	0,832	
Életkor (év)	$55,8 \pm 18,0$	(24-86)	$62 \pm 15,7$	(24-89)	0,092
Magasság (cm)	$169,1\pm10,7$	(142-185)	$168 \pm 9,6$	(150-195)	0,472
Testtömeg (kg)	$74.4 \pm 14,\! 6$	(48-99)	$69,8 \pm 11,9$	(44-99)	0,115
Testtömeg index (kg/m ²)	$26,0\pm4,5$	(16,2-39,0)	$24,8\pm4,2$	(17,6-33,8)	0,199
Mellkas ap átmérője (cm)	$23,2 \pm 2,3$	(17,9-27,1)	$23,3 \pm 2,6$	(17,0-28,7)	0,966

15. táblázat. A retrospektív PCTA vizsgálatban résztvevő betegek paraméterei

A mezőkben az átlagértékek vannak megadva a standard devianciával, a zárójelben értéktartomány szerepel.

Minden beteg CT vizsgálatára PE gyanúja miatt került sor, melyet a beutaló klinikusok magasabb D-dimer szinttel és az egyszerűsített Genfi-score-ral támasztottak alá. A PCTA vizsgálatokat a sürgősségi osztályon álló 16 szeletes hagyományos CT készülékkel végeztük (Somatom 16, Siemens AG, Forchheim, Németország). Az alacsony dózisú PCTA protokollban a csőfeszültség 100 kVp helyett 80 kVp volt, a referencia mAs értékét a zajcsökkentés részleges kompenzációja érdekében 50%-kal megemeltük a korábbi "normál" dózisú PCTA-hoz képest. Az egyéb paraméterek (0,5 s csőforgási idő, 1,15 pitch) változatlanok maradtak. A beadott jódtartalmú k.a. mennyisége 25%-kal volt alacsonyabb a B csoportban azonos injekciós idő mellett (*16. táblázat*).

Paraméter	A csoport	B csoport
CT technikai paraméterek		
Csőfeszültség (kV)	100	80
Referencia mAs (mAs)	100	150
Kontraszt injekciós protokoll		
Jódkoncentráció (mg/ml)	300	300
Beadott k.a. térfogat (ml)	100	75
Injekciós sebesség (ml/s)	4	3
Jódbevitel sebessége (g/s)	1,2	0,9
K.a. adás ideje (s)	25	25

16. táblázat. Az A és B csoportban használt vizsgálati paraméterek

Minden betegben megmértük a denzitást a truncus pulmonalisban, minden egyes lebenyartériában valamint a szegmentális tüdőartériákban. Ez utóbbi mérésekhez nem helyezhettünk ROI-kat az erekbe, mivel azok túlságosan kicsik, így a mérési eredmények nagyon bizonytalanok lettek volna. Ehelyett a szegmentális tüdőartériák denzitásaként azt az átlagos CT ablakmagasságot adtuk meg, amelyen az erek még éppen láthatók voltak 1 HU-s ablakszélesség mellett. Minden mérést háromszor ismételtünk meg és az átlagértékeket használtuk a további analízishez. A kiértékelés során megadtuk a centrális tüdőartériák (truncus és a lebenyartériák) és a perifériás (szegmentális és szubszegmentális) tüdőartériák átlagos denzitását, valamint azok paraspinalis izomzatban felvett

háttérhez képest számított CNR-jét.

A betegek sugárterhelését a CT készülék által felvett CTDI_{vol} és DLP értékkel jellemeztük. Az átlagos effektív dózist a DLP és a vizsgálatra specifikus 0,016 mGy/Sv faktor szorzataként becsültük meg. A 100 és 80 kVp-os PCTA protokollok felületi dózisát fantomon végzett mérésekkel határoztuk meg. Ehhez a 4.2.1. pontban ismertetett ovális keresztmetszetű PMMA mellkasfantom 28x20 cm-es és 34x26 cm-es változatát használtuk. A fantomra egy Unfors PSD4 (Unfors, Billdal, Svédország) doziméter négy mérőtappancsát helyeztük fel fix pozíciókba, és a mérések átlagát adtuk meg felületi (ún. belépési bőr-) dózisként.



22. ábra. Centrális és paracentrális tüdőembólia (nyilak) PCTA-val két eltérő betegben 100 kV-on és 80 kV-on. A jobb oldali vizsgálat 40%-kal alacsonyabb sugárdózis és 25%-kal alacsonyabb k.a. dózis mellet készült. A képminőség mindkét esetben kitűnő.

A képminőség szubjektív kiértékelését 3 radiológus végezte egymástól függetlenül, akik nem ismerték a betegek adatait és az alkalmazott CT vizsgálati protokollt. Minden vizsgáló 5 fokozatú skálán értékelte az erek k.a. halmozását (1- rossz; 2- gyenge; 3- közepes; 4- jó; 5- kitűnő), az erek zajosságát (1- elfogadhatatlanul magas; 2- átlagtól magasabb; 3- átlagos; 4- átlagtól alacsonyabb; 5- minimális zaj) és az általános képminőséget (1- rossz, diagnosztikus célra nem alkalmas; 2- gyenge, diagnózis még éppen lehetséges; 3- közepes; 4- jó; 5- kitűnő képminőség). Ezen kívül a vizsgálók

feljegyezték a tüdőartériáknak azt a legtávolabbi elágazódási szintjét, ahol az erek még jól megítélhetők voltak.

A tüdőartériákban mért átlagos denzitás és a képzaj magasabb volt 80 kV-n mint 100 kV-n, ennek eredőjeként a CNR a két PCTA protokollal nem különbözött egymástól. A 80 kVp PCTA protokoll több mint 40%-os sugárdózis-csökkenést eredményezett a 100 kVp protokollal összehasonlítva. Az alacsony dózisú protokoll átlagos becsült dózisa mindössze 1,68 mSv volt (*17. táblázat*). A mellkasfantomon mért felületi dózis alacsonyabb volt a 80 kV protokollal (2,22 mGy a 20 cm-es fantomban és 2,75 mGy a 26 cm-es fantomban), mint a 100 kV protokollal (2,73 mGy a kisebbik és 3,22 mGy a nagyobbik mellkasfantomban; p= 0,005 és 0,027).

	,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,				
Paraméter		A csoport	B csoport	Eltérés B-A	р
Denzitás (HU)	Centrális erek	338,8±89,7	429,6±118,4	26,8%	<0,001
	Perifériás erek	$371,9\pm88,7$	$412,6 \pm 125,6$	10,9%	0,089
	Minden tüdőartéria	342,1±87,7	427,6±116,0	25,0%	<0,001
	Izom	$49,7\pm9,9$	$49,4\pm9,8$	-0,4%	0,916
Zaj (HU)		$14,8 \pm 2,5$	$17,2 \pm 3,1$	16,4%	<0,001
CNR	Centrális erek	$20,1\pm7,7$	$22{,}5\pm7{,}5$	11,9%	0,14
	Perifériás erek	$21,5 \pm 8,3$	$21,4 \pm 7,2$	-0,5%	0,93
	Minden tüdőartéria	$20{,}6\pm7{,}3$	$22,2\pm7,1$	7,8%	0,302
CTDI _{vol} (mGy)		$6,1 \pm 1,5$	$3,6 \pm 0,5$	-41,6%	<0,001
Becsült effektív dózis (mSv)		$2,\!87\pm0,\!88$	$1,\!68\pm0,\!23$	-41,5%	<0,001

17. táblázat. Objektív képminőség és sugárterhelés normál dózisú (A csoport) és alacsony dózisú PCTA-val (B csoport).

Az A és B csoport oszlopában mutatott számok értéke: átlag ± standard deviancia.

A vizsgálók jobbnak ítélték az erekben a k.a. halmozást 80 kV-n (4,25± 0,37) mint 100 kV-on (3,97± 0,54; p= 0,015), és rosszabbnak a zajszintet (3,23± 0,36 80 kV-on, 3,54± 0,27 100 kV-on; p< 0,001). A szubjektív képminőségben nem volt különbség a protokollok között (3,73± 0,4 80 kV-on és 3,82± 0,53 100 kV-on; p= 0,151), de az alacsonyabb csőfeszültségen átlagosan távolabbi oszlásig lehetett megítélni a tüdőartériákat (5,64± 0,61 80 kV-on és 5,15± 0,5 100 kV-n; p< 0,001; 22. *ábra*).

Ennek a retrospektív összehasonlító vizsgálatnak az eredményei több szempontból is fontosak. Tudomásunk szerint ez volt 2008-ban az első olyan munka a szakirodalomban, ahol a 80 kV-os csőfeszültséget viszonylag alacsony mAs-értékkel kombinálva alkalmazták PCTA-hoz. Adataink bizonyították 80 kV-os csőfeszültség klinikai használhatóságát és a jó képminőséget 100 kg-os testsúlyhatárig úgy, hogy az alacsonyabb sugárterhelést csökkentett injektált k.a. térfogattal párosítottuk. Az egyetlen korábbról ismert hasonló vizsgálat Holmquist és munkatársaitól származik, akik válogatott, azotémiás betegekben végzett PCTA-kat elemeztek 80 kg-os felső testsúlyhatárig. Ez a kutatócsoport a 80 kV csőfeszültséget a miénknél jóval magasabb csőárammal, 250 mAs-mal társította azzal a céllal, hogy a beadott jódmennyiséget csökkentse, és csak másodsorban foglalkoztak a sugárdózissal [69]. További fontos eredményünk volt, hogy a felületi dózist alacsonyabb volt 80 kV-on mint 100 kV-on. Hozzá kell tenni, hogy a bőrben és a női emlőben elnyelt dózis meghatározására alacsony csőfeszültségen további mérésekre lesz szükség, ahol a dozimétereket a testfelszín alá lehet bejuttatni. Vizsgálatunk egyedülálló abban a tekintetben is, hogy először került benne sor a 80 kV és 100 kV csőfeszültség összehasonlítására. A publikáció idején világszerte még a 120 kV és 140 kV csőfeszültségű PCTA protokollok voltak elterjedve, melyek magas sugárterheléssel jártak. A 100 kV csőfeszültséggel járó alacsonyabb dózist PCTA esetén változatlan képminőség mellett két publikáció mutatta meg nem sokkal korábban [67; 68]. Az általunk használt "normál" dózisú 100 kV protokoll tehát már akkor is igencsak modernnek számított, és 2,87 mSv-es átlagos becsült dózisával jóval a Mettler által publikát, akkor jellemző 15-40 mSv-es érték alatt volt [125]. Megjegyezzük, hogy a jó képminőséget 80 kV-on 1,68 mSv átlagos becsült dózis mellett egy hagyományos képrekonstrukciós technikát (FBP) alkalmazó CT berendezéssel értük el. A mai iteratív technikák további jelentős dóziscsökkentést tesznek lehetővé.

Ez a vizsgálat még csak a képminőségre koncentrált és nem analizáltuk az alacsony dózisú PCTA diagnosztikus pontosságát. Szintén hátrány volt, hogy 100 kg testsúly feletti betegre nem terjesztettük ki 80 kV protokollt a képminőség megőrzése érdekében. Ennek ellenére eredményeink megnyitották a kaput a 80 kV PCTA klinikai alkalmazása előtt [126-129]. Várakozásaink szerint az

alacsony dózisú PCTA protokollból elsősorban a fiatalok és beszűkült vesefunkciójú betegek profitálhatnak a legtöbbet, de minden tüdőembólia gyanúval érkező páciensnek hasznára válhat.

5.1.1.2. Milyen kritérium alapján válasszuk ki a 80 kV PCTA vizsgálatra alkalmas betegeket? [130]

Egy bizonyos betegméret felett az alacsony dózisú PCTA vizsgálatok nem használhatók, mert a nagyfokú sugárelnyelődés miatt fellépő magasabb zaj a képminőséget túlságosan lerontja. Bár világszerte voltak és vannak saját tapasztalatokon nyugvó ajánlások arra vonatkozólag, hogy az alacsony kV-on történő CT képalkotás milyen testsúlyhatárig vagy BMI-ig használható, 2009-ig nem ismertünk olyan vizsgálatot, mely objektíven feltárta volna, a betegek mely morfológiai paramétere korrelál leginkább a képminőséggel illetve mi alapján lehet eldönteni, hogy a 80 kV PCTA az adott betegen még elfogadható vagy szuboptimális képminőséget fog eredményezni.

Ennek a kérdésnek a tisztázására kielemeztük 100 egymást követő, 80 kV csőfeszültséget alkalmazó, alacsony dózisú PCTA-n átesett vizsgálatát [130]. A betegek testsúlya 100 kg alatt volt, a vizsgálatokra 2007 november és 2008 augusztus között került sor. A PCTA technikai paraméterei megegyeztek az 5.1.1.1. pont alatt leírtakkal. A betegek testsúlyát (testtömegét) és magasságát a kórház elektronikus adatbankjából kerestük elő. A BMI-t a szokásos módon számítottuk: BMI (kg/m²)= testtömeg (kg)/ magasság (m)². A testfelszínt a következő képlet alapján számoltuk ki: testfelszín (m²)= $[0,1173 \times \text{testtömeg (kg)}]^{0,6466}$. A truncus pulmonalis szintjében minden betegben megmértük a mellkas ap és laterális átmérőjét és keresztmetszeti felületét, valamint az elülső és hátsó mellkasfal lágyrészeinek vastagságát, melyeknek teljes összege a mellkasi lágyrészvastagságot adta (23. ábra). A tüdőartériák denzitását minden betegben 9 érben (truncus pulmonalis, jobb és bal tüdőartéria és oldalanként 3-3 lebenyartéria) mértük meg, ezek átlagát használtuk további számításokhoz. A képzajt a truncus pulmonalisban mért denzitásértékek szórása adta, a háttér jelét a paraspinalis izomzatban mértük meg. A CNR-t a szokásos módon (HUér-

 HU_{izom} /zaj képlet alapján számoltuk, ahol HU_{er} és HU_{izom} a tüdőartériákban ill. az izomban (háttér) mért denzitásértéket jelentette. A betegek sugárterhelését a CT készülék által megadott $CTDI_{vol}$ értékével valamint a DLP-ből az 5.1.1.1. fejezetben említett módon számított becsült effektív dózissal (D_{eff}) jellemeztük.



23. ábra. A vizsgálatban alkalmazott mérések szemléltetése egy 65 éves beteg 5-mm-es axiális síkú CT képén. A mellkas laterális átmérője fehér szaggatott vonallal, a keresztmetszeti felület fehér folytonos vonallal van jelölve. A kettős fekete nyilak által jelölt távolságok összege a mellkasi lágyrészek vastagsága. Az A és P pontok közötti távolság a mellkas ap-átmérője. A csillag embóliát jelöl a bal alsólebenyartériában.

A képek szubjektív kiértékelését 3 radiológus végezte egymástól függetlenül, akik 10 hónap, 4 év ill. 10 év CT gyakorlattal rendelkeztek és nem ismerték a betegek adatait. A vizsgálók ötfokozatú skálán értékelték a tüdőartériák halmozását/ denzitását, a zajt az erekben és a mediastinum lágyrészeiben, valamint az általános képminőséget; a magasabb osztályzat minden paraméter esetében jobb képminőségnek ill. kevesebb zajnak felelt meg. Ezen kívül minden esetben feljegyezték, mely oszlásig lehet a tüdőartériákat kielégítően megítélni. A statisztikai kiértékeléshez

a betegeket testtömegük alapján 6 csoportba osztottuk: <50 kg, 51-60 kg, 61-70 kg, 71-80 kg, 81-90 kg és 91-99 kg. A különböző súlycsoportok adatait varianciaanalízissel (ANOVA) és megfelelő post hoc tesztekkel valamint Kruskal-Wallis teszttel hasonlítottuk össze. Az objektív ill. szubjektív képminőségi jellemzők és a betegek morfológiai paraméterei között lineáris regresszióanalízissel valamint – a vizsgált változók természetétől függően – Pearson vagy Spearman korrelációanalízissel kerestünk összefüggést.

A 100 betegben az átlagos CTDI_{vol} 3,59±0,46 mGy volt, amely 1,9±0,29 mSv átlagos D_{eff}-nek felelt meg. A súlycsoportok között nem volt eltérés a betegek átlagéletkorában, a morfológiai jellemzőkben azonban értelemszerűen igen (*18. táblázat*). A tüdőartériák denzitása növekvő testsúllyal csökkenő tendenciát mutatott, de a különbség nem ért el statisztikailag szignifikáns szintet (p= 0,089). Hat betegben a tüdőartériákban mért átlagos denzitás 300 HU-nál kisebb volt, ami értelmezésünk szerint szuboptimális érhalmozást jelentett. A nagyobb testtömeggel párhuzamosan a zaj növekedett és a CNR csökkent, szignifikáns különbséget a 60 kg alatti és a 71-99 kg közötti testsúlycsoportok között találtunk (p értéke 0,025 és < 0,001 között). A radiológusok által megítélt szubjektív képminőség jól korrelált a magasabb érdenzitással és CNR-rel (R=0,583 ill. 0,591; p< 0,001), de nem függött a képzajtól (p= 0,36). A vizsgálók által az általános képminőségre, a legtávolabbi jó minőségben megítélhető éroszlásra és zajra adott osztályzatok nem különböztek szignifikánsan a betegcsoportok között (p 0,063 és 0,656 között, *18. táblázat*).

A vizsgált paraméterek közül a CNR a legjobb korrelációt a testsúllyal és a testfelszínnel mutatta, míg viszonylag gyengén korrelált a BMI-vel. A szubjektív képminőség és a betegek morfológiai jellemzői között a korrelációs együttható jellemzően alacsony volt, a legnagyobb értéket a testsúly és a mellkas keresztmetszeti felülete esetén találtuk (*19. táblázat*).

	Minden		Beteg	ek testsúly sz	erint csoport	osítva		
	beteg	0-50 kg	51-60 kg	61-70 kg	71-80 kg	81-90 kg	91-99 kg	р
Demográfiai és morfológiai adatok								
Betegszám	100	7	20	25	28	14	6	
Nő/ Férfi	51/49	7/0	16/4	11/14	14/14	3/11	0/6	
Életkor (év)	62,3±15,5	57,3±22,4	$58,7{\pm}20,0$	65,1±13,1	63,3±13,6	63,1±14,7	61,0±9,8	0,734
Testsúly (kg)	70,6±12,7	47,1±2,3	57,3±2,9	67,3±2,1	75,9±2,4	85,5±2,9	96,0±1,7	<0,001
Testmagasság (cm)	169,0±9,8	155,3±6,8	164,4±7,3	167,6±8,7	$171,0\pm9,1$	$176,4\pm6,0$	179,5±9,1	<0,001
BMI (kg/m^2)	24,7±3,7	$19,7\pm2,2$	21,3±1,5	24,2±2,6	$26,2\pm3,1$	27,6±2,0	30,0±2,8	<0,001
Testfelszín (m^2)	$1,81\pm0,2$	$1,43\pm0,0$	$1,62\pm0,1$	$1,77\pm0,1$	$1,90\pm0,1$	$2,0\pm0,1$	$2,2\pm0,1$	<0,001
Mellkas ap. átmérő (cm)	22,9±2,7	$20,2\pm2,7$	20,6±1,8	23,1±2,1	23,6±2,7	24,7±1,5	26,0±1,3	<0,001
Mellkas keresztmetszet (cm ²)	693,2±128	522,6±60	557,8±68	696,1±59	730±88	835,4±84	871,8±68	<0,001
Mellkasi lágyrészek (cm)	4,0±1,2	3,0±0,6	$3,2\pm0,7$	3,9±1,0	$4,3{\pm}1,1$	5,2±1,3	$5,6\pm0,9$	<0,001
Objektív képminőség								
Tüdőartériák denzitása (HU)	418,5±117	482,4±108	448,8±138	459,8±117	382,7±104	388,1±93	316,3±26	0,089
Zaj (HU)	53,1±11,2	46,0±9,3	$45,9\pm7,8$	56,2±14,1	$51,5\pm7,2$	$60,1\pm8,1$	63,5±10,9	< 0,001
CNR	7,1±2,5	9,4±1,7	8,9±3,2	7,3±1,6	6,5±1,9	5,6±1,6	4,3±0,7	<0,001
Szubjektív képminőség								
Érdenzitás	4,43	4,67	4,48	4,52	4,20	4,35	4,37	0,051
	[4,11; 4,67]	[4,44; 4,85]	[4,11; 4,70]	[4,26; 4,78]	[3,80; 4,61]	[4,0; 4,67]	[3,81; 4,59]	,
Zaj (a tüdőartériákban)	3,50	4,00	3,67	3,67	3,33	3,33	3,17	0,063
	[3,33; 3,67]	[3,33; 4,0]	[3,33; 3,67]	[3,33; 4,0]	[3,33; 3,67]	[3,0; 3,67]	[2,67; 3,67]	,
Zaj (a mediastinumban)	3,0	3,33	3,0	3,33	3,0	3,0	3,67	0,094
3 、	[2,83; 3,33]	[3,0; 3,67]	[3,0; 3,67]	[3,0; 3,33]	[3,0; 3,33]	[2,67; 3,0]	[2,67; 3,33]	,
Legtávolabbi éroszlás	3,83	3,67	3,83	3,95	3,83	3,67	3,50	0,656
6	[3,33; 4,33]	[3,33; 4,67]	[3,67; 4,33]	[3,67; 4,33]	[3,33; 4,33]	[3,33; 4,0]	[3,33; 4,0]	,
Általános képminőség	4.0	4,33	4,0	4,0	3,83	3,67	4,17	0,079
1 C	[3,67; 4,33]	[4,0; 4,67]	[3,83; 4,50]	[3,67; 4,33]	[3,67; 4,0]	[3,33; 4,67]	[3,33; 4,33]	-

18. táblázat. A vizsgálatban résztvevő 100 beteg demográfiai és morfológiai adatai, valamint a képminőség jellemzői.

A szubjektív képminőségnél a medián és a interkvartilis tartomány, a többi paraméternél az átlagérték és a szórás van feltüntetve.

A lépésenként elvégzett többváltozos regresszióanalízis szerint a morfológiai jellemzők közül kizárólag a testsúlynak és az ebből származtatott testfelszínnek volt hatása a CNR-re (béta= -0,60 ill. -0,59, p<0.001). Az analízis szerint a vizsgált morfológiai betegparamétereknek nem volt szignifikáns hatása a szubjektív képminőségre.

	C	NR	Szubjektív képminőség			
	R	р	R	р		
Testsúly	-0,585	<0,001	-0,272	0,006		
BMI	-0,430	<0,001	-0,235	0,019		
Testfelszín	-0,582	<0,001	-0,251	0,012		
Mellkas ap átmérő	-0,457	<0,001	-0,234	0,019		
Mellkas lat, átmérő	-0,364	<0,001	-0,162	0,116*		
Mellkas keresztmetszet	-0,544	<0,001	-0,260	0,018		
Mellkasi lágyrészek	-0,394	<0,001	-0,227	0,023		

19. táblázat. A betegek morfológiai jellemzői és a képminőség közötti összefüggés.

A táblázatban a Spearman korrelációs együtthatók (R) és a hozzájuk tartozó szignifikanciaszintek vannak feltüntetve. *nem szignifikáns korreláció.

Elemzésünk fontos tanulsága, hogy az objektív képminőség a morfológiai beteg jellemzők közül a testsúlytól függ leginkább, a korreláció pedig a BMI-vel volt a leggyengébb. Ez összhangban áll egy korábbi, hasi CTA-val foglalkozó közléssel [131]. Ennek alapján a testsúlyt javasoljuk a képminőség előrejelzésére és annak eldöntésére, hogy a betegben használható-e az alacsony dózisú 80 kVp PCTA a diagnózis megállapításához. Az eredmény, mely szerint a mellkas átmetszeti felülete csaknem ugyanolyan jó a képminőség és zaj előrejelzésére, mint a testtömeg, megfelel a sugárfizikának és a fantomkísérleteknek. Azt is megmutattuk, hogy erre a célra nincs szükség bonyolultabb mérésekre (pl. mellkasi lágyrészvastagság meghatározására). A BMI a gyengébb korreláció miatt kevésbé tűnik alkalmasnak a CT protokollok testreszabására.

A kiértékelés hátránya volt, hogy nem vizsgáltuk más fontos faktorok (szívperctérfogat, stb.) hatását a képminőségre, sem az alacsony dózisú PCTA protokoll szenzitivitását, valamint

dc_875_14 mindössze 20 betegünk testsúlya esett a 81-99 kg tartományba. Az alkalmazott k.a. mennyiségét, sok más kutatócsoporttal ellentétben nem változtattuk a testsúly függvényében [131-134]. Ennek oka az a meggondolás, hogy a keringő vértérfogat, vagyis az i.v. beadott k.a. elsődleges eloszlási térfogata, csak kevéssé függ a testtömegtől. Ez ellentétes a parenchymás szervek (pl. máj) vizsgálatára vonatkozó szabályokkal, ahol szükség van egy bizonyos jódmennyiségre a szerv egységnyi tömegére vonatkoztatva, a máj tömege pedig nagymértékben függ a beteg testsúlyától. Amennyiben a korábbi irodalomban 120 kVp protokollokhoz ajánlott 1,4 ml/kg k.a. mennyiséget alkalmaztuk volna 300 mg jód/ml koncentráció mellett, akkor 62 – 139 ml k.a.-ot kellet volna adnunk 44-99 kg testsúlyú betegeinknek [135]. Kohortunkban a tüdőartériákban mért denzitás magas testsúly esetén is jó ill. kiváló volt úgy, hogy csak 75 ml k.a.-ot adtunk. Éppen ezért úgy gondoljuk, hogy a k.a. mennyiség növelése magas testtömeg esetén nem vagy csak nagyon óvatosan indokolt, de semmiképpen sem a korábban javasolt mértékben. A feleslegesen adott k.a. kövér betegekben is növeli a veseelégtelenséggel fenyegető nephropathia rizikóját [104].

Összefoglalva tehát 100 betegünkben végzett összehasonlító vizsgálatunk nem mutatott különbséget a szubjektív képminőségben és a még értékelhető legtávolabbi éreloszlásban a különböző vizsgált testúlycsoportokban. Ezek alapján úgy tűnik, a 80 kV-os alacsony dózisú PCTA protokoll valóban jól használható 100 kg-os testsúlyhatárig, a megfelelő betegek kiválasztásához pedig a testsúly a legegyszerűbb és legmegbízhatóbb paraméter.

5.1.1.3. A 80 kV és 120 kV csőfeszültségű PCTA protokollok diagnosztikus pontosságának összehasonlítása egy eset-kontroll vizsgálatban [136]

Mint azt a bevezetésben említettem, a betegek érdekében nem engedhető meg, hogy az alacsony dózisú CT protokollok használatakor a magasabb zaj a diagnosztikus biztonságot negatívan befolyásolja. A 2008-ban rendelkezésre álló irodalomban azonban a PCTA-val foglalkozó

dc_875_14 tudományos vizsgálatoknak szinte mindegyike a képminőségre koncentrált, és nem tárgyalta a diagnosztikus pontosságot. Ezt a hiányosságot igyekeztünk egy retrospektív eset-kontroll betegyizsgálattal pótolni [136].

A Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetében 2006 április és 2008 augusztusa között PCTA-n átesett betegek anyagát tekintettük át. A vizsgálat A csoportjába az utolsó 30 beteg került, akinél alacsony dózisú 80 kV-os PCTA tüdőembóliát igazolt és a testsúly 100 kg-nál alacsonyabb volt. Minden betegben feljegyeztük a testsúly és testmagasságot, valamint megmértük a mellkas keresztmetszeti területét a truncus pulmonalis magasságában. A B csoportba az A csoport betegeihez korban, nemben, testsúlyban és mellkasméretben illeszkedő 30 olyan egyént választottunk ki, akiknél az alacsony dózisú 80 kVp PCTA nem talált embóliát. A vizsgálati időszakban 964 beteget találtunk, akikben a PE kizárására a korábban általánosan használt PCTA protokollt alkalmaztuk 120 kVp csőfeszültségen^{*}. Ezen betegek közül 160-ban talált a PCTA embóliát, 804 betegben kizárta azt. Ezekből a betegből választottunk ki 30-30 személyt, akik korban, nemben és mellkasméretben az A csoporthoz illeszkedtek. A C csoportba kerültek azok, akikben a 120 kVp PCTA embóliát igazolt, és a D csoportba a PCTA-val negatívnak nyilvánított személyek. A B, C és D csoportba való beválogatás, esetenkénti párosítás során az index csoport (A csoport) tagjaihoz képest megengedett legnagyobb eltérés ± 2 kg volt a testsúly és ± 2 év az életkor esetén. Az ezen kritériumoknak megfelelő egyének közül az került be a vizsgálatba, akinek mellkasi keresztmetszete legközelebb állt az A csoport megfelelő indextagjának mellkasméretéhez. A válogatás végén 4 betegcsoport állt rendelkezésünkre, amelyek között a demográfiai és morfológiai jellemzőkben az összeválogatás miatt elméletileg nem volt eltérés. A 120 betegből 60ban a PCTA tüdőembóliát igazolt, 60-ban kizárta azt. A betegek fele alacsony dózisú, a másik fele normál dózisú PCTA- esett át. Az alacsony dózisú 80 kVp protokollban a beadott k.a. mennyisége is alacsonyabb volt 25%-kal (20. táblázat). A Berni Egyetemen hatályban lévő, retrospektív kutatásokra vonatkozó megállapodások értelmében a vizsgálathoz nem volt szükség külön

^{*} A Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetében a 120 kVp és 80 kVp protokollok rutinszerű alkalmazása között 2007-ben csak viszonylag rövid ideig használtunk100 kVp PCTA-t, ezért nem ezt vettük bele az összehasonlításba.

			Betegcs	oportok		р
		А	В	С	D	
СТ	Csőfeszültség (kVp)	80	80	120	120	-
paraméterek	Referencia mAs	150	150	100	100	-
-	K.a. térfogat (ml)	75	75	100	100	-
	K.a. sebesség (ml/s)	3	3	4	4	-
	Jódbevitel (g/s)	0,9	0,9	1,2	1,2	
Beteg	PE a PCTA-n	Igen	Nem	Igen	Nem	-
paraméterek	Betegszám	30	30	30	30	1,0
	Nő/ Férfi	12/18	12/18	12/18	12/18	1,0
	Életkor (év)	60,5±14,3	61,0±15,3	$60,2{\pm}13,1$	60,6±15,4	0,935
	Testtömeg (kg)	$75,5{\pm}11,1$	$74,2\pm 12,8$	75,3±17,4	74,7±13,1	0,722
	BMI (kg/m^2)	$26,0\pm3,1$	24,8±3,4	$26,1\pm5,1$	$24,6\pm3,4$	0,331
	Mellkasi	692,5±112	691,4±118	687,9±112	691,2±106	0,973
	keresztmetszet (cm ²)					
		A+B csopo	ort (n= 60)	C+D csopo	rt (n= 60)	
Objektív	Érdenzitás (HU)	412,2 [282	,0; 589,7]	300,3 [174	,7; 430,0]	<0,001
képminőség	Zaj (HU)	51,9 [40,	0; 64,2]	32,9 [25,	7; 40,7]	<0,001
	CNR	7,10 [4,3]	1; 10,68]	7,82 [3,92	2; 11,94]	0,202
	CTDI _{vol} (mGy)	3,72 [3,1	6; 4,23]	8,66 [6,2	4; 11,7]	<0,001
Szubiektív	Érdenzitás	4.27 [3.:	50: 5.01	4.02 [2.5	50: 5.01	0.257
képminőség	Legtávolabbi oszlás	5.26 [4.	25: 6.0]	5.14 [4.0): 6.50]	0.485
	Zaj (erek)	3.56 [2.5	0; 4,50]	4.10 [3.25: 5.0]		< 0.001
	Zaj (mediastinum)	3,14 [2,	50; 4,0]	3,96 [3,25; 4,50]		<0,001
	Képminőség	3,71 [3,0	0; 4,50]	3,99 [2,7	75; 5,0]	0,017

20. táblázat. A retrospektív eset-kontroll vizsgálatban szereplő 120 beteg jellemzői, a CT vizsgálati protokollok valamint az objektív és szubjektív képminőség adatai.

A morfológiai betegparamétereknél és az életkornál az átlagérték és a szórás, a képminőség jellemzőinél a medián és a 10. ill. 90. percentilisérték van megadva szögletes zárójelben.

Az 5.1.1.2. alfejezetben leírtak szerint minden beteg truncus pulmonalisában megmértük a denzitást és kiszámoltuk a hátizmokhoz mint háttérhez viszonyított CNR-t. Ezután a 120 vizsgálatot randomizált sorrendben 2 radiológus értékelte egymástól függetlenül, akiknek 2 ill. 10 év CT tapasztalatuk volt és akik nem ismerték a betegek adatait, más vizsgálatait valamint a PCTA

dc_875_14 írásos leletét. Az alkalmazott CT protokoll a képjellemzők alapján sok esetben szemmel látható volt (magasabb érdenzitás és képzaj), ami miatt a klasszikus értelemben vett kettős vak vizsgálat nem volt kivitelezhető. A radiológusok a 4.2.2 és 5.1.1.1 fejezetben ismertetett skálán 1-től 5-ig értékelték a tüdőartériák fényességét, a képzajt az erekben és a mediastinális lágyrészekben, az általános képminőséget valamint a még jól megítélhető legtávolabbi tüdőartéria-oszlást. A vizsgálók megjelölték az általuk észlelt tüdőembóliák helyzetét és a diagnózis bizonyosságát is (1lehetséges, 2- valószínű, 3- biztos diagnózis). Szegmentális és szubszegmentális elzáródás helyzeteként az érintett tüdőlebenyt adták meg. Megállapodás szerint akkor állt fenn PE, ha egy vagy több érben telődési hiány volt látható legalább 3 egymást követő 1 mm vastag axiális képen jelentős mozgási artefaktumok nélkül. A vizsgálatban használt referencia diagnózist két, 4 és 12 év CT tapasztalattal rendelkező radiológus együttes képolvasásának eredménye szolgáltatta. Ezek a személyek nem voltak azonosak a szubjektív kiértékelést végző vizsgálókkal, és ismerték a betegek minden klinikai adatát, a PCTA leletét és a kiegészítő képalkotó vizsgálatok eredményét.

A statisztikai kiértékeléshez a vizsgálók adatait összehasonlítottuk a referencia diagnózissal és kiszámítottuk a PCTA protokollokhoz tartozó szenzitivitást, specificitást valamint ezek 95%-os konfidencia intervallumait. Korábbi tapasztalataink alapján azt vártuk, hogy a 630 vizsgált lehetséges lokalizáció kb. egyharmadában találunk embólust. Amennyiben a vizsgálók 85% szenzitivitással dolgoznak, úgy ±3,95% tűréshatárral lehetett a két PCTA protokoll között szignifikáns különbséget kizárni 95% konfidencia szint mellett.

A válogatás miatt a betegcsoportok demográfiai és morfológiai jellemzői nem tértek el egymástól. A várakozásoknak megfelelően az alacsony dózisú 80 kV PCTA-n átesett betegekben (A és B csoport) a normál dózisú 120 kV PCTA-hoz (C és D csoport) képest magasabb érdenzitást és képzajt mértünk hasonló CNR és 57%-kal alacsonyabb sugárterhelés mellett (*20. táblázat*). A legtávolabbi, még jól megítélhető éroszlás és a szubjektív érdenzitás tekintetében a 2 független vizsgáló nem talált eltérést a PCTA protokollok között, de a zajt az erekben és a mediastinumban is dc_{875_14} magasabbnak értékelték az alacsony dózisú protokollal. Az általános szubjektív képminőség minimálisan, de statisztikailag szignifikánsan alacsonyabb volt 80 kV-on (3,71) mint 120 kV-on (3,99; p= 0,017).

	Szei	nzitivitás		Specificitás			
	80 kVp	120 kVp	p	80 kVp	120 kVp	р	
Truncus pulmonalis	100,0 [31; 100]	100,0 [5, 100]	1,0	100,0 [92, 100]	100,0 [92, 100]	0,434	
Jobb és bal tüdőartéria	100,0 [68, 100]	100,0 [73, 100]	1,0	100,0 [96, 100]	99,5 [95, 100]	0,678	
Lebenyartériák	95,4 [86, 99]	95,7 [86, 99]	0,721	99,5 [98, 100]	98,8 [97, 100]	0,628	
Szegmentális artériák	85,9 [76, 92]	84,1 [74, 91]	0,923	96,8 [94, 98]	98,0 [95, 99]	0,531	
Szubszegmentális erek	67,1 [55, 78]	68,9 [56, 79]	0,967	93,8 [90, 96]	96,1 [93, 98]	0,280	
Összes tüdőartéria	83,7 [78, 88]	83,6 [78, 88]	0,921	97,2 [96, 98]	97,8 [97, 99]	0,463	

21. táblázat. Az alacsony dózisú 80 kVp-os és a 120 kVp-os PCTA protokollokkal elért szenzitivitás és specificitás.

A szögletes zárójelekben a 95%-os konfidencia intervallum található. A két protokoll diagnosztikus pontossága nem tér el szignifikánsan egyik érelágazódási szinten sem.

A referencia diagnózis alapján az A csoport 30 betegében embólia volt jelen 3 truncus pulmonalisban, 11 bal vagy jobb tüdőartériában, 65 lebenyartériában, 216 szegmentális és 313 szubszegmentális tüdőartériában. A C csoportban a tüdőembóliák helyzete a következő volt: 1 truncus, 14 bal vagy jobb tüdőartéria, 58 lebenyartéria, 198 szegmentális és 287 szubszegmentális artéria. A két radiológus átlagos eredménye alapján számolt szenzitivitás és specificitás a tüdőartériák egyetlen elágazódási szintjén sem tért el szignifikánsan a két PCTA protokollal (*21. táblázat*). A betegek szintjén számolva a szenzitivitás mindkét protokollal 100% volt, vagyis minden tüdőembóliás beteget azonosítottak a képolvasást végző radiológusok. A vizsgálók minden

 dc_875_14 fals pozitív és fals negatív eredményét külön is ellenőriztük. Mindkét radiológus 1 fals pozitív beteget jelölt 80 kV-on, az egyik vizsgáló pedig további kettőt 120 kV-on. Egyik beteg anamnézisében sem szerepelt malignus megbetegedés, sebészei beavatkozás vagy trauma. A 80 kVon bejelölt FP betegben Doppler vizsgálat zárta ki az alsó végtagok mélyvénás thrombosisát, egy 120 kV-on jelölt FP betegben pedig a tüdőscintigraphia negatív eredményt mutatott. A vizsgálók közötti egyezés jó volt (kappa= 0,785, standard hiba= 0,02). A diagnosztikus biztonság átlagosan 2,5 és 3 (valószínű – biztos diagnózis) közé esett a tüdőartériák különböző oszlási szintjein, a 80 és 120 kV protokollok között nem volt szignifikáns eltérés (p 0,216 és 1 között).

Tudomásunk szerint ez volt az első és a mai napi az egyetlen olyan eset-kontroll vizsgálat, mely a képminőség mellett az alacsony és normál dózisú PCTA protokollok diagnosztikus pontosságát és biztonságát hasonlítja össze. A 120 kVp csőfeszültségű standard protokollal összevetve a 80 kV-os protokoll 57%-kal alacsonyabb sugárterhelés és 25%-kal alacsonyabb k.a. mennyiség mellett gyakorlatilag ugyanolyan pontosságot ért el, bár a szubjektív képminőség kismértékben rosszabb volt. A referencia standard véleményünk szerint megbízható volt, hiszen a PCTA mellett más képalkotó vizsgálatok eredményét és a klinikai (preteszt-) valószínűséget is figyelembe vette. Természetszerűen nem zárható ki teljes biztonsággal nagyon kis perifériás embólusok jelenléte, melyek mind a négy radiológus figyelmét elkerülték, de ezeknek a mai álláspont szerint nincsen terápiás jelentősége [137-139]. A szigorú kritériumok alapján összeválogatott, esetenként párosított négy betegcsoport miatt a vizsgálati beteganyag kiegyensúlyozott és jól összehasonlítható volt, de elkerülhetetlen lett a minta bizonyos torzulása (bias), hiszen a teljes vizsgált populáció demográfiai és morfológiai jellemzőit az A csoport 30 betege határozta meg. Ez a vizsgálat a 4.2.2 pont alatt ismertetett szimulációs kísérlet előtt született, és statisztikai ereje kisebb annál, mivel itt két vizsgálati protokoll diagnosztikai mérőszámait nem ugyanazokban a betegekben hasonlítottuk össze. Mindezen korlátok ellenére eredményeink kifejezetten biztatóak voltak és tovább erősítették az alacsony csőfeszültségű PCTA protokollok rutinszerű használata mellett szóló érveket.

dc_875_14 5.1.1.4. Az alacsony és normál dózisú PCTA diagnosztikus pontosságának és képminőségének prospektív randomizált összehasonlítása: a REDOPED- vizsgálat [140; 141]

Bár kutatócsoportunk részletesen vizsgálta az alacsony csőfeszültségű PCTA protokoll diagnosztikus pontosságát egy eset-kontroll betegmintában és egy szimulációs kísérletben is, hamar nyilvánvalóvá vált, hogy a protokoll létjogosultságát és széles körű nemzetközi elfogadását egy nagy betegszámon végzett prospektív randomizált vizsgálattal lehet a leginkább megalapozni. A kérdés továbbra is az volt, hogy változik-e a korábbi, relatíve nagydózisú PCTA protokollokkal megállapított magas szenzitivitás és specificitás csökkentett sugár- ill. k.a.-dózis mellett és ha igen, milyen irányban: a 80 kVp protokollal járó magasabb zajszint elméletileg ronthatja, az érlumen és az embólus közti jobb kontraszt éppen ellenkezőleg javíthatja a telődési defektusok felismerését. Ezen kívül még mindig nem volt bizonyított nagyobb betegmintában, hogy az alacsony dózisú PCTA megfelelő képminőséget biztosít 80 és 100 kg testsúly között. A nemzetközi irodalom alapján más radiológusok - a rossz képminőségtől félve - a 80 kVp csöfeszültségű vizsgálatokat csak 60-80 kg testsúlyhatárig ill. alacsony BMI mellett használták. Mivel 2008-ban 80 kVp PCTA-t ismereteink szerint rutinszerűen más intézetekben nem alkalmaztak, ezért egy monocentrikus vizsgálat mellett döntöttünk.

A REDOPED (Reduced Dose in Pulmonary Embolism Detection) vizsgálat egy olyan, két párhuzamos betegcsoportot összehasonlító prospektív randomizált vizsgálat volt, melynek elsődleges célja az alacsony dózisú 80 kVp PCTA protokoll diagnosztikus pontosságának meghatározása és összehasonlítása volt egy normál dózisú 100 kVp protokollal részben önálló vizsgálómódszerként, részben egy kombinált referencia standard alkotóelemeként. Másodlagos cél a két PCTA protokoll összehasonlítása volt 90 napon belül fellépő beteghalálozás és vénás thromboembólia gyakorisága, képminőség és sugárdózis tekintetében. Bern Kanton Etikai Bizottsága elfogadta a protokollt, a vizsgálatot nemzetközi regiszterben is bejegyeztük (ClinicalTrials.gov, NCT01258140). A kutatást a Stanley Thomas Johnson Alapítvány támogatta.



24. ábra. A REDOPED vizsgálat betegfelvételi fázisának folyamatábrája.

A Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetében 2008 szeptember és 2011 december között tüdőembólia gyanúja miatt CT vizsgálatra beutalt minden 100 kg-nál kisebb testsúlyú betegre potenciális vizsgálati alanyként tekintettünk. Jódtartalmú k.a. elleni kontraindikáció, 18 év alatti életkor és cselekvőképtelenség kizáró okok voltak. A vizsgálatban résztvevő minden beteg a megfelelő felvilágosítás után írásos beleegyezést adott. A tüdőembólia klinikai valószínűségét a beutaló klinikusok egyszerűsített Genfi pontrendszerrel ill. a szérum D-dimer szintjének meghatározásával becsülték meg. A betegeket egy számítógép által generált, 1:1 arányú, 10-es blokkméretű randomizált számsor alapján soroltuk normál dózisú és alacsony dózisú csoportba. A

dc_875_14 betegek nem tudták, mely csoportba kerültek. A vizsgálati időszakban PCTA-n átesett 2714 egyed közül 504 került a két betegcsoport valamelyikébe. Három beteg kizárása után 255 egyént értékeltünk ki a normál dózisú csoportban és 246-ot az alacsony dózisú csoportban (*24. ábra*). Az alkalmazott CT protokollok megegyeztek az 5.1.1.1 pont alatt ismertetettekkel, vagyis az alacsony dózisú 80 kVp csoportban a betegek átlagosan 30-40%-kal alacsonyabb sugárterhelést és 25%-kal kevesebb intravénás k.a.-ot kaptak, mint a 100 kVp normál dózisú csoportban. A sugárdózist minden egyedben az SSDE értékekkel becsültük, melyet a CTDI_{vol}-ből számítottunk a mellkas a.p. és lateralis átmérőjének segítségével a 2. fejezetben ismertetett módon. A csoportok átlagos effektív dózisát a DLP-ből nyertük 0,016 mSv/mGycm-rel, az általunk használt CT berendezésre specifikus faktorral történő szorzás eredményeként. Egyéb képalkotó vizsgálatokra (az alsó végtagi mélyvénák színes Doppler ultrahangja, vagy tüdőszcintigráfia) csak abban az esetben került sor, ha azt a kezelő orvos indokoltnak találta.

A CT vizsgálatokat randomizált sorrendben két, 11 ill. 13 év tapasztalattal rendelkező mellkas radiológus értékelte ki egymástól függetlenül. A vizsgálók nem ismerték a betegek adatait és a CT technikai paramétereket, de mivel a használt csőfeszültség a képminőségen sokszor szemmel látható volt, ezért nem lehetett szó valódi kettős vak vizsgálatról. Mindkét radiológus az ötödik oszlásig (szub-szubszegmentális tüdőartériák) pontosan megjelölte, hogy melyik érben és milyen diagnosztikus biztonsággal tud tüdőembóliát igazolni vagy kizárni (1- lehetséges, 2- valószínű, 3- biztos diagnózis). Közös képolvasásra került sor minden olyan esetben, amikor az embólia jelenlétében nem volt egyetértés a vizsgálók között. Amennyiben ekkor sem értek el konszenzust, akkor egy harmadik, 30 év tapasztalattal rendelkező mellkas radiológust hívtak segítségül, és az ő véleménye volt mérvadó. A 4.2.2 és 5.1.1.3 fejezetekkel egyezésben akkor volt pozitív a diagnózis, ha egy vagy több tüdőartériában legalább 3 egymást követő 1 mm vastag szeletben telődési defektus volt látható és számottevő artefaktumok nem voltak jelen. Ezen kívül mindkét vizsgáló a korábbi fejezetekben ismertetett 5 fokozatú skálán értékelte a szubjektív képminőséget valamint megjelölte a közepes vagy rosszabb képminőség lehetséges okait (1- magas képzaj; 2- k.a.-adásával

102

összefüggő, pl. túl korai vagy késői bolus, alacsony k.a. mennyiség; 3- légzési vagy fémartefaktumok; 4- a tüdőparenchyma betegsége, pl. atelectasia vagy pneumonia; 5- nagymértékű mellkasi folyadék; 6- egyéb ok rövid leírással).

5.1.1.4.1. Alacsony dózisú PCTA diagnosztikus pontossága a REDOPED vizsgálatban [140]

A PCTA vizsgálatokat követő 90 napon belül fellépő MVT vagy PE fellépésének kizárására minden beteget telefonon kerestünk fel és átnéztük az elektronikus beteg-adatlapokat. Az egyszerűsített Genfi pontrendszer alapján a betegeket alacsony, közepes és magas rizikójú csoportokba soroltuk be. Az Európai Kardiológiai Társaság (European Society of Cardiology, ESC) érvényben lévő ajánlását követve egy kombinált referencia standardot hoztunk létre, ahol a tüdőembólia jelenlétét a következők alapján határoztuk meg: PE klinikai (preteszt-) valószínűsége, embólus jelenléte és helyzete (szubszegmentális vagy ettől centrálisabban fekvő ágak) PCTA-n, egyéb képalkotó eljárások és a 90 napos utánkövetés eredménye. Bizonyos kombinációk esetén a referencia diagnózis nem volt egyértelmű(22. táblázat).

A vizsgálat statisztikai erejének előzetes kalkulációjánál feltételeztük, hogy az irodalmi adatoknak és saját tapasztalatainknak megfelelően a normál dózisú PCTA-val megállapított diagnózis az esetek 95%-ában pontos [120; 121]. 80%-os statisztikai erő és 5%-os alfa-szint mellett csoportonként 240 betegre volt ahhoz szükség, hogy az alacsony dózisú PCTA 88% alatti vagy 99,3% feletti pontossága esetén szignifikáns különbséget lehessen megállapítani a normál dózisú csoporthoz képest. Két szélsőséges esetet véve példának a diagnosztikus pontosság 95%-ról 88%-ra való csökkenése azt jelentené, hogy az embóliával kapcsolatos mortalitási gyakoriság 0,12%-kal növekedne, amennyiben minden hamis diagnózis fel nem ismert embólus volna (becsült mortalitási gyakoriság: 1,7% [142; 143]), vagy a szükségtelen antikoagulációs kezelés miatt fellépő súlyos vérzéssel járó komplikációk aránya lenne magasabb 0,49%-kal, ha a hamis diagnózisok mindegyike fals pozitív szubszegmentális PE-nak felelne meg (komplikáció aránya: 7% [138]).

dc_875_14 22. táblázat. A REDOPED vizsgálatban alkalmazott referencia standard részletes leírása.

PE klinikai valószínűsége [*]	PCTA lelet	UH/ Szcinti/ 90 napos utánkövetés	Referencia diagnózis	PCTA lelet besorolása
alacsony	pozitív	pozitív	PE	TP
(pontszám 0-1)	(PE szegmentális	negatív	$\mathbf{PE}^{^{\dagger}}$	TP
	vagy centrális ágban)		nem egyértelmű	TP vagy FP
		nincs adat	nem egyértelmű [†]	TP vagy FP
	pozitív	pozitív	PE	TP
	(szubszegmentális PE)	negatív	nincs PE	FP
		nincs adat	nem egyértelmű [‡]	TP vagy FP
	negatív	pozitív	${ m PE}^{\$}$	FN
			nincs PE^{\parallel}	TN
		negatív	nincs PE	TN
		nincs adat	nincs PE	TN
közepes	pozitív	pozitív	PE	TP
(pontszám 2-4)	(PE szegmentális	negatív	${\rm PE}^{\#}$	TP
	vagy centrális ágban)	nincs adat	PE	TP
	pozitív	pozitív	PE	TP
	(szubszegmentális PE)	negatív	nincs PE	FP
		nincs adat	nem egyértelmű [‡]	TP vagy FP
	negatív	pozitív	${\rm PE}^{\#}$	FN
		negatív	nincs PE	TN
		nincs adat	nincs PE	TN
magas	pozitív	pozitív	PE	TP
(pontszám 5-9)	(PE szegmentális	negatív	$\mathrm{PE}^{\#}$	TP
	vagy centrális ágban)	nincs adat	PE	TP
	pozitív	pozitív	PE	TP
	(szubszegmentális PE)	negatív	nincs PE	FP
		nincs adat	nem egyértelmű [‡]	TP vagy FP
	negatív	pozitív	${\rm PE}^{\#}$	FN
		negatív	nincs PE	TN
		nincs adat	nem egyértelmű [‡]	TN vagy FN

* A klinikai valószínűséget az egyszerűsített Genfi pontszám alapján becsültük.

† Alacsony preteszt valószínűség esetén a PCTA pontos diagnózist ad lebeny- és centrálisabban fekvő tüdőartériákban de további megerősítésre szorul szegmentális PE esetén.

‡ Szubszegmentális telődési hiány esetén a PCTA mellett további vizsgálatok szükségesek a klinikai valószínűségtől függetlenül. Hasonlóan a negatív PCTA eredménye további teszteket tesz szükségessé, amennyiben a klinikai valószínűség magas.

§ Pozitív Doppler-UH vagy PE okozta halál esetén a negatív PCTA lelet fals negatív.

|| Pozitív tüdőszcintigráfia esetén nem indokolt a terápia, amennyiben a PCTA negatív és a klinikai preteszt valószínűség alacsony.

Közepes és magas klinikai valószínűség esetén ha a PCTA és az egyéb képalkotó eljárások eredménye ellentmondó volt, akkor a pozitív leletet adó módszer eredményét fogadtuk el igaznak.

A 240 minimálisan szükséges beteg és 2%-os várható kiesési arány (drop-out) alapján úgy számoltunk, hogy minkét csoportba legalább 245 betegnek kell kerülnie.

A statisztikai analízis során mindkét csoportban kiszámítottuk a szenzitivitást, specificitást, pozitív és negatív prediktív értéket valamint az esélyhányadost (odds ratio, OR) ill. az ezen értékekhez tartozó 95%-os konfidenciaintervallumot (CI). A csoportok adatainak összehasonlításához és a szignifikanciaszint számításához Fisher-féle egzakt próbát használtunk Stata programmal (Version 12, StataCorp LP, College Station, TX). A kombinált referencia diagnózis kritériumai alapján kétséges eredményeket 3 különböző klinikai szituáció alapján összegeztük: (1) valódi pozitívként ill. valódi negatívként, mintha a PCTA-val megállapított diagnózis minden kétséges esetben helyes lenne; (2) álpozitívként ill. álnegatívként, mintha a PCTA minden kétséges esetben hamis eredményt adna; (3) a bizonytalan végleges eredményeket kihagytuk a statisztikai analízisből.

A betegcsoportok összehasonlítása során – a prospektív randomizált besorolás ellenére - nem várt szignifikáns különbséget találtunk a nemek arányában: a normál dózisú csoportba több férfi, az alacsony dózisú csoportban több nő került (p= 0,015). Életkor és a vizsgált klinikai jellemzők tekintetében nem volt eltérés a csoportok között. A vizsgálati alanyok kb. fele-fel arányban voltak ambuláns ill. bentfekvő betegek. Ezzel is magyarázható, hogy a szérum D-dimer titerét nem határozták meg a PCTA előtt az esetek több mint felében, hiszen a teszt hospitalizált betegek esetén kevésbé érzékeny [120; 144]. A testsúly 37 és 99 kg között volt, 254 beteg számított túlsúlyosnak vagy kövérnek (BMI> 25 kg/m²). A PE klinikai valószínűsége alacsony vagy közepes volt az esetek 98%-ában (*23. táblázat*).

A PCTA pozitív volt 45/255 betegben a normál dózisú csoportban és 46/246 betegben az alacsony dózisú csoportban (OR=0,93, 95% CI= 0,58-1,50; p=0,82). Izolált szubszegmentális embólust 5/45 ill. 8/46 betegben találtunk. A kombinált referencia standard alapján tüdőembólia jelenléte biztosan megállapítható volt 32/255 ill. 31/246 betegben, valamint kizárható volt 213/255 ill. 205/246 betegben.

105

dc_875_14 23. táblázat. A betegpopuláció demográfiai és klinikai jellemzői.

	Normál dózisú csoport N= 255	Alacsony dózisú csoport N= 246	Р
Demográfiai iellemzők			
Nő/ Férfi	107/148	130/116	0,015*
Életkor (év)	59.5 + 16.4	57.4+ 17.8	0,168
Testsúly (kg)	74.6±13.3	70.6±13.4	< 0.001*
Testmagasság (cm)	170.5 ± 9.3	168.3 ± 9.1	0.009*
BMI (kg/m^2)	25,7±4,2	24,9±4,4	0,0497*
Ambuláns betegek (%)	128 (50,2)	120 (48,8)	0,751
Szérum D-dimer titer [†] (%)			
magas	106 (41,6)	89 (36,2)	0,216
alacsony/ normál	10 (3,9)	14 (5,7)	0,354
nincs megmérve	139 (54,5)	143 (58,1)	0,414
Rizikófaktorok – az egyszerűsített Genfi- pontrendszer elemei [‡] - db/teljes (%)			
Életkor >65 év	103/255 (40,4)	87/246 (35,4)	0,246
Korábbi MVT vagy PE	20/255 (7,8)	20/246 (8,1)	0,906
Sebészeti beavatkozás, általános anesztézia, alsó	38/254 (15,0)	43/243 (17,7)	0,409
végtagi törés az elmúlt 1 hónapban			
Aktív malignus megbetegedés	52/255 (20,4)	61/246 (24,8)	0,238
Egyoldali alsó végtagi fájdalom	17/255 (6,7)	13/245 (5,3)	0,522
Hemoptysis	5/254 (2,0)	8/246 (3,3)	0,367
Szívfrekvencia 75-94 /perc	61/219 (27,9)	72/216 (33,3)	0,215
Szívfrekvencia \geq 95 /perc	75/219 (34,2)	70/216 (32,4)	0,684
Alsó végtagi mélyvénás fájdalom vagy oedema	10/253 (4,0)	8/246 (3,3)	0,675
PE klinikai valószínűsége [§] (%)			
Alacsony (0-1 pont)	117 (45,9)	110 (44,7)	0,793
Közepes (2-4 pont)	132 (51,8)	130 (52,8)	0,809
Magas (5-9 pont)	6 (2,4)	6 (2,4)	0,950

* Szignifikáns eltérés.

† Emelkedett D-dimer szint: >500 ng/mL.

‡Átvéve: Klok és mtsai [123] A pontrendszer 8 változóból áll, melyek megléte a szívfrekvencia kivételével 1-1 pontot ér. 95 vagy afeletti pulzus esetén a beteg 2 pontot kap.

§A klinikai valószínűséget az egyszerűsített Genfi-pontrendszer alapján állapítottuk meg.

A PCTA egy normál dózisú csoportban szereplő alany kivételével minden betegben megtalálta az embóliát. A standard diagnózis bizonytalan volt 10-10 betegben mindkét csoportban. Függetlenül attól, hogy ezeket a betegeket miként vettük bele a diagnosztikus paraméterek számításába, nem dc_875_14 találtunk szignifikáns eltérést a normál és alacsony dózisú PCTA protokollal (*24. táblázat*). A nemek eltérő arányára korrigált adatok összehasonlítása sem mutatott különbséget a betegcsoportok között.

	1. változat		2. változat		3. változat	
	Normál dózisú PCTA	Alacsony dózisú PCTA	Normál dózisú PCTA	Alacsony dózisú PCTA	Normál dózisú PCTA	Alacsony dózisú PCTA
TP	41	40	31	31	31	31
FP	4	6	14	15	4	6
TN	209	200	209	199	209	199
FN	1	0	1	1	1	0
Szenzitivitás	98 (87 - 100)	100 (91 - 100)	97 (84 - 100)	97 (84 - 100)	97 (84 - 100)	100 (89 - 100)
Specificitás	98 (95 - 99)	97 (94 - 99)	94 (90 - 97)	93 (89 - 96)	98 (95 - 99)	97 (94 - 99)
PPV	91 (79 - 97)	87 (74 - 95)	69 (53 - 82)	67 (80 - 99)	89 (73 - 97)	84 (68 - 94)
NPV	99 (97 - 100)	100 (98 - 100)	99 (97 - 100)	99 (97 - 100)	99 (97 - 100)	100 (98 - 100)
CT igaz	250	240	240	230	240	230
CT hamis	5	6	15	16	5	6
OR	1,25 (0,38 - 4,15)		1,11 (0,54 - 2,3)		1,25 (0,38 - 4,16)	
р	0,77		0,85		0,77	

24. táblázat. Normál dózisú és alacsony dózisú PCTA protokoll diagnosztikai paraméterei a REDOPED vizsgálatban.

Az 1. változatban a kombinált referencia standardon bizonytalan diagnózisokat TP-ként vagy TNként, a 2. változatban FP-ként vagy FN-ként számítottuk be. A 3. változatban a bizonytalan végső diagnózisú betegeket egyáltalán nem vettük figyelembe. A szenzitivitás, specificitás, pozitív prediktív érték (PPV) és negatív prediktív érték (NPV) százalékban van kifejezve. A zárójelekben a 95%-os CI látható. A két betegcsoport között egyik klinikai forgatókönyv esetén sem volt szignifikáns eltérés.

Összesen 20/501 betegben került sor további képalkotó vizsgálatra. A 90 napos követési idő alatt a csoportokban 6/255 ill. 11/246 beteg halt meg (OR=0,52, 95% CI= 0,17-1,53; p=0,23). Egyetlen halál sem volt PE-hez vagy MVT-hez köthető. Bár a 90 napos utánkövetés nem volt lehetséges 21/255 ill. 25/246 betegben, a referencia standard 2 ill. 3 beteg kivételével ezekben az esetekben is
dc_875_14

biztos diagnózist adott.

5.1.1.4.2. Képminőség és diagnosztikus biztonság különböző testsúlycsoportokban a REDOPED vizsgálatban [141]

Ehhez az elemzéshez a truncus pulmonalis denzitását, a képzajt valamint a CNR-t a korábban leírtaknak megfelelően mértük meg ill. számoltuk ki (ld. 4.2.2, 5.1.1.1, 5.1.1.2, 5.1.1.3). Az egységnyi sugárdózisra eső objektív képminőség változást a FOM= $CNR^2/SSDE$ faktorral vizsgáltuk. A betegeket a testtömegük alapján 5 csoportba soroltuk (<60 kg; 60-69 kg; 70-79 kg; 80-89 kg; 90-99 kg), és ezen alcsoporton belül hasonlítottuk össze a két PCTA protokollt nem parametrikus varianciaanalízissel és post hoc tesztekkel. Mivel számos intézetben elterjedt a betegprotokollok BMI szerinti testreszabása, ezért 3 különböző BMI csoportban is elvégeztünk minden összehasonlítást: <25 kg/m² – alacsony vagy normál testsúly; 25-30 kg/m² – túlsúly; >30 kg/m² – obezitás.

Az egyes súlykategóriákon belül nem volt különbség a két betegcsoport között a morfológiai paraméterek tekintetében (p-érték 0,069 és 1,0 között; *25. táblázat*). A truncus pulmonalisban mért denzitás növekvő testsúllyal csökkent, a két PTCA protokoll között nem volt különbség (p= 1,0). A magasabb zaj miatt a CNR értéke alacsonyabb volt 80 kVp-val minden súlycsoportban (p< 0,006), kivéve a 90-99 kg-os kategóriát (p= 0,812). Sem a szubjektív képminőségben (p-érték 0,622 és 1,0 között), sem a diagnosztikus biztonságban (p-érték 0,96 és 1,0 között) nem különbözött egymástól a két PTCA protokoll az egyes súlycsoportokon belül. Az SSDE átlagos értéke 6,8 mGy± 1,2 volt a normál dózisú csoportban ill. 4,8 mGy± 1,0 az alacsony dózisú csoportban, amely 3,28 mSv± 0,75 ill. 2,25 mSv± 0,55 becsült effektív dózisnak felelt meg. Ez 31%-kal kisebb a sugárterhelést jelentett az alacsony dózisú csoportban (p<0.001 minden súlycsoportban).

dc_875_14 paraméterek a REDOPED vizsgálat betegeiben különböző 25. Morfológiai táblázat. testsúlycsoportokban.

			Betegek testsúly szerint csoportosítva					
		_	<60 kg	60-69 kg	70-79 kg	80-89 kg	90-99 kg	р
			(n= 89)	(n= 117)	(n= 116)	(n= 122)	(n= 57)	
Nő/Férfi	100 kVp		30/9	26/22	22/42	21/47	8/28	<0,001
	80 kVp		42/8	43/26	21/31	17/37	7/14	<0,001
	_	p	0,399	0,378	0,069	0,943	0,358	
Kor (év)	100 kVp		54,6±19,6	59,8±17,4	63,3±14,6	59,9±16,2	56,8±13,1	0,091
	80 kVp		55,0±19,4	59,2±19,9	59,8±16,4	56,6±16,8	53,2±16,0	0,433
	•	p	1,0	1,0	0,986	0,991	0,997	
Súly(kg)	100 kVp		53,1±4,8	65,1±3,0	74,2±3,0	83,7±2,9	94,3±3,4	<0,001
	80 kVp		$52,2\pm 5,7$	63,9±3,0	$74,7\pm2,8$	83,6±3,0	93,1±3,4	< 0,001
	•	p	0,980	0,902	0,999	1,0	0,995	
Magasság (cm)	100 kVp		163,2±8,1	167,7±8,3	170.4±7.8	173,1±8,4	177,3±9,0	<0,001
	80 kVp		162,0±7,6	166,8±6,8	170,0±7,9	172,1±9,9	174,6±9,5	< 0.001
	L.	p	1,0	1,0	1,0	1,0	0,993	,
BMI (kg/m^2)	100 kVn		20.0+2.1	23.3+2.3	25.7+2.5	28.1+2.7	30.2+3.6	< 0.001
	80 kVp		19.9 ± 2.4	$23,1\pm1.8$	26.0±2.6	28.5 ± 3.4	30.8±3.6	< 0.001
		р	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	,

Az egyes protokollokon belül az SSDE nem különbözött szignifikánsan az egyes súlycsoportok között (p 0,292 és 1,0 között). A testsúly növekedésével a FOM általánosságban csökkent, de 70 kg felett nem volt szignifikáns eltérés a súlycsoportok között. A két PCTA protokollal mért FOM minden súlykategóriában gyakorlatilag azonos volt (p-érték 0,724 és 1,0 között; 25. ábra).

Az egyes BMI csoportokon belül nem volt különbség a két PCTA protokoll között szubjektív képminőség, FOM és diagnosztikus biztonság tekintetében (p 0,765 és 1,0 között). A CNR normál testsúlyú és túlsúlyos betegekben alacsonyabb volt 80 kV-on mint 100 kV-on, de nem volt különbség a kövér betegek alcsoportjában (p= 0,581; 26. táblázat).



25. ábra. Normál dózisú 100 kVp és az alacsony dózisú 80 kVp PCTA vizsgálatok képminősége, dózisa és a diagnosztikus biztonsága a betegek testsúlya szerint. A diagramokon az átlag, a standard hiba és a standard eltérés került ábrázolásra. FOM= figure of merit

dc_875_14 26. táblázat. Morfológiai jellemzők, képminőség és diagnosztikus biztonság normál vagy alacsony testsúlyú, túlsúlyos és kövér betegekben.

		Betegek BMI szerint csoportosítva			
	-	<25 kg/m ²	25-30 kg/m ²	>30 kg/m ²	р
		(n= 247)	(n= 182)	(n= 72)	
Nő/Férfi (n)	100 kVp	50/64	36/67	21/17	0,029
	80 kVp	78/55	27/52	25/9	<0,001
	р	0,020	0,913	0,107	
Testúly (kg)	100 kVp	64,3±10,3	80,6±8,3	89,3±7,2	<0,001
	80 kVp	61,8±9,9	$78,6\pm8,5$	86,5±6,9	<0,001
	- p	0,312	0,732	0,797	
BMI (kg/m^2)	100 kVp	22.0±2.3	27.2±1.4	32.2±2.7	< 0.001
	80 kVp	21,8±2,3	26,9±1,4	32,5±2,3	< 0.001
	p p	0,909	0,935	0,995	,
Denzitás a truncus	100 kVp	415.2±111	375.6±107	328.6±89	< 0.001
pulmonalisban (HU)	80 kVp	427,0±121	382,6±109	367,7±111	0,004
	r p	0,967	0,999	0,699	,
Zaj (HU)	100 kVp	33,4±7,2	37,5±7,9	38,4±8,6	<0,001
U ()	80 kVp	43,5±9,8	49,9±12,9	50,7±13,1	<0,001
	p	<0,001	<0,001	<0,001	,
CNR	100 kVp	11,3±3,6	9,0±3,0	7,7±2,9	<0,001
	80 kVp	9,0±3,0	$7,0\pm 2,9$	$6,5\pm 2,3$	<0,001
	_ p	<0,001	<0,001	0,518	
SSDE (mGy)	100 kVp	6,4±1,2	7,0±1,1	$7,4{\pm}1,1$	<0,001
	80 kVp	$4,6{\pm}1,1$	5,0±0,6	$5,6\pm0,8$	<0,001
	р	<0,001	<0,001	<0,001	
FOM	100 kVp	23,2±16,3	13,1±8,4	9,0±6,1	<0,001
	80 kVp	20,9±16,6	$11,8\pm10,7$	$8,7{\pm}5,6$	<0,001
	p	0,765	0,991	1,0	
Szubjektív képminőség	100 kVp	4,1±0,7	4,0±0,7	4,2±0,5	0,454
	80 kVp	$4,1\pm0,7$	4,1±0,7	4,0±0,9	0,735
	_ <i>p</i>	1,0	0,996	0,798	
Diagnosztikus biztonság	100 kVp	2,6±0,6	2,5±0,5	2,6±0,6	0,899
- 0	80 kVp	2,6±0,6	2,5±0,6	2,4±0,7	0,503
	р	1,0	1,0	0,855	

SSDE= size specific dose estimate, FOM= figure of merit.

dc_875_14 5.1.1.4.3. A REDOPED vizsgálat eredményeinek összefoglalása és értelmezése

Ez volt az első, nagy beteganyagon elvégzett prospektív randomizált vizsgálat, mely a csökkentett sugárterhelést és k.a. mennyiséget használó 80 kVp PCTA protokoll diagnosztikus teljesítményét és képminőségét hasonlította össze egy hagyományos protokollal. Az egyetlen, hasonló témájú munka Viteri-Ramirez csoportjától csak 70 egyént vizsgált, így az alacsony betegszám miatt egyértelműen alacsony volt statisztikai ereje, és nem hasonlíthatott össze pl. különböző alcsoportokat testsúly vagy BMI alapján [128]. A mi vizsgálatunk több mint 500 betegen meggyőző bizonyítékkal szolgált arról, amit korábbi kísérleti és betegeken végzett munkáink alapján sejteni lehetett (ld. 4.2.2, 5.1.1.1, 5.1.1.2 és 5.1.1.3 fejezeteket): az 80 kVp protokollal több mint 30%-kal alacsonyabb sugár- és 25%-kal kisebb k.a.-dózis mellett ugyanolyan pontossággal igazolható vagy zárható ki tüdőembólia 100 kg-nál kisebb testsúlyú betegekben. A 80 kVp protokoll 2,25 mSv-es átlagos becsült effektív dózisa jóval kisebb volt a Mettler által 1980 és 2007 közötti adatok alapján publikált 15-40 mSv-nél és kisebb a Remy-Jardin által közölt 3-5 mSv-es értéknél [125; 145].

Az objektív és szubjektív képminőség valamint a diagnosztikus biztonság súlycsoportokon belüli összehasonlítása során azt akartuk megtudni, hogy van-e olyan súlyhatár, amely felett a képminőség vagy a diagnózis megállapításának biztonsága szignifikánsan rosszabb az alacsony dózisú protokollal, mint a normál dózisú PCTA-val. Mivel ilyet nem találtunk, logikusnak tűnik a következtetés, hogy a 80 kVp protokoll megbízhatóan használható 100 kg-os testsúlyhatárig (26. ábra). A REDOPED az első olyan, nagyszámú betegen végzett prospektív vizsgálat, ahol ez megállapítható. Bár a korábban említett szimulációs és eset-kontroll vizsgálat alapján hasonló eredményre lehetett számítani, más intézetekben -már ha egyáltalán használnak 80 kVp-os PCTA-t – a súlyhatárt alacsonyabban, 60-80 kg körül húzzák meg, vagy a protokollt csak alacsony BMI-jű betegekben alkalmazzák [126; 128; 129; 146]. Éppen ezért szükségesnek véltük, hogy eredményeinket a BMI alapján is kielemezzük, bár korábbi tapasztalataink szerint a képminőség nem ettől, hanem sokkal inkább a testsúlytól függ (ld. 5.1.1.2).

112

dc_875_14



26. ábra. Képminőség szemléltetése normál- és alacsony dózisú PCTA-val eltérő testsúlycsoportokban.

dc_875_14 Adataink rámutattak arra, hogy 100 kg alatt a különböző BMI csoportokban szintén nincs jelentős eltérés a normál és alacsony dózisú protokollok között. Az egységnyi sugárterhelésre jutó objektív képminőség (CNR) változás mérésére bevezetett hatékonysági faktor (FOM) nem volt eltérő a két PCTA protokollal egyik súlykategóriában sem, ami arra utal, hogy a 80 kVp-on tapasztalt kisebb CNR jó egyensúlyban van a dóziscsökkenéssel. A vizsgálat fontos tanulsága az is, hogy a szignifikánsnak bizonyuló, de kismértékű CNR csökkenés nem rontja sem a diagnosztikus pontosságot, sem a diagnózis megállapításának biztonságát.

Minden igyekezetünk ellenére a REDOPED vizsgálatnak is vannak korlátai. A legfontosabb a betegbeválogatás során fellépő torzulás (bias): nem vizsgáltunk 100 kg feletti testsúlyú egyéneket vagy súlyosan beteg, eszméletlen betegeket, akik nem tudták aláírni a beleegyező nyilatkozatot. Az életveszélyes PE-val bekerülő betegek valószínűleg CT nélkül azonnali katéteres embolektómiára vagy operációra kerültek. A prospektív randomizáció ellenére eltérő volt a két vizsgálati csoportban a neme aránya, amely kihatott az átlagos betegsúlyra és BMI-re. Ez azonban nem zavarta a protokollok egyes súlycsoportokon belüli összehasonlítását, a diagnosztikus pontosságra kifejtett hatást pedig a nemek arányára adjusztált tesztekkel tudtuk kizárni. A vizsgálatban használt CT berendezés ma már relatív elavultnak számít a maga 16 szeletes konfigurációjával és a hagyományos képrekonstrukciós eljárással. Ezáltal megmutattuk, hogy nem feltétlenül szükséges a legújabb CT-t használni ahhoz, hogy a betegek sugár- és k.a. terhelését jelentősen csökkentsük. Másrészt nem valószínű, hogy egy 16 szeletes CT készülék kevesebb perifériás PE-t fedezne fel, mint egy 64 vagy több szeletes. Egy vizsgálatban holland kutatók nem találtak különbséget a 4 és 64 szeletes CT készülékek diagnosztikus pontosságában [147]. Ha esetleg kis szubszegmentális embóliákat nem is lehetne jól felismerni a 16 szeletes technikával, ezeknek kezelése a vérzéses komplikációk gyakoribb előfordulása miatt egyébként sem lenne indokolt [143]. Úgy gondolom, hogy az iteratív képrekonstrukció általi zajcsökkentés jól kihasználható a képminőség javítására, a dózis további csökkentésére vagy esetleg az alacsony dózisú technika 100 kg feletti testsúlyú betegekre való kiterjesztésére [146; 148]. A gyorsabb CT készülékek használata (pl. nagyobb pitch) dc_875_14 pedig lehetővé teszi majd rövidebb k.a. bólus alkalmazását és ezáltal a beadott jódtartalmú k.a. mennyiségének további csökkentését. A bemutatott 80 kVp PCTA protokollon tehát még mindig lehet javítani. A REDOPED vizsgálatban alkalmazott, nemzetközi diagnosztikus kritériumok alapján összeállított kombinált referencia standard nagyon megbízható volt, hiszen egyetlen, negatívnak nyilvánított egyénben sem lépett fel a 90 napos követés alatt MVT vagy PE. A referencia diagnózis része volt a PCTA eredménye is, ezért a kettő összehasonlítását elkerülhetetlenül torzította az ún. incorporation bias. Mivel azonban a két PCTA protokoll nyers eredményei között sem volt szignifikáns eltérés, ezért végső megállapításunk a protokollok összehasonlítása tekintetében mindenképpen helytálló.

Összességében meg vagyok győződve arról, hogy a REDOPED vizsgálat eredményei alapján nagy biztonsággal használhatjuk az alacsonyabb sugár- és k.a. dózist alkalmazó 80 kVp PCTA protokollt tüdőembólia kizárására minden 100 kg alatti testsúlyú betegben, függetlenül a BMI-től. A pontos vizsgálati paramétereket minden felhasználónak természetesen adaptálnia kell a saját CT készülékére. Várakozásaink szerint az alacsony dózisú PCTA elsősorban a fiatal felnőttekben, terhes nőkben és a beszűkült vesefunkciójú betegekben lehet igazán hasznos, de alkalmazása bármely más betegben is indokolt. Úgy gondolom, hogy a legújabb CT-technikai megoldások alkalmazásával PCTA során további sugár- és k.a. dóziscsökkentés lesz elérhető.

5.1.1.5. PCTA diagnosztikus pontossága kövér és 100 kg feletti testsúlyú betegekben [149]

A magas testsúlyú és kövér betegek különleges helyet foglalnak el a CT diagnosztikában. A zsírszövetben és egyéb lágyrészekben tapasztalható magas sugárelnyelődés fokozott képzajban nyilvánul meg, a képminőség pedig a normál testtömegű betegekhez képest jóval magasabb dózis ellenére is gyengébb. Ezen egyének CT vizsgálata során különösen nagy kihívás olyan paramétereket választani, amelyek a diagnózishoz elegendő képminőséget eredményeznek

dc__875_14 elfogadható sugárterhelés mellett. Az adipositas sajnos számos más megbetegedésre hajlamosít, így többek között a tüdőembólia független rizikófaktora [150-156]. Kövér betegek nemcsak gyakrabban kapnak PE-t, de esetükben a nehézlégzés vagy magasabb szívfrekvencia embólia nélkül is fennállhat, a hagyományos klinikai vizsgálat (pl. lábszár tapintása MVT gyanújakor) pedig sokszor nehezített [157]. Ráadásul a nyugati ipari országokban a túlsúlyos vagy kövér lakosok száma évről évre emelkedik [106; 158-160]. Ezen tények eredőjeként egyre gyakrabban kerülnek ilyen betegek PCTA-ra. Érdekes módon a szakirodalomban nem találtunk olyan tanulmányt, mely a PCTA diagnosztikus pontosságával és biztonságával foglalkozik magas testsúlyú vagy kövér betegekben, a rendelkezésre álló adatok pl. a PIOPED II prospektív vizsgálatból vegyes testsúlyú populációra vonatkoznak. A kérdés megválaszolása mégis fontos, hiszen a növekvő testsúllyal együtt járó magas zaj és romló szubjektív képminőség ronthatja az embólia felismerését. Ennek érdekében végeztűk el a következő retrospektív elemzést [149].

Elektronikus adatbázisunkból kiemeltünk minden olyan 100 kg vagy afeletti testsúlyú beteget, akik 2007 szeptember és 2011 április között PE gyanúja miatt PCTA-n estek át. Amennyiben egy betegnek több vizsgálata is volt, ezek közül az elsőt vettük bele az elemzésbe, más kizáró kritérium nem volt. Összesen 123 vizsgálatot találtunk, amely megfelelt a fenti követelményeknek. A betegek a későbbi telefonos megkérdezés során szóbeli beleegyezésüket adták a vizsgálathoz. A kontroll csoport abból a 114, az 5.1.1.4 pont alatt részletezett REDOPED vizsgálat *A* csoportjában szereplő, 75-99 kg testsúlyú betegből állt, akik 2008 szeptember és 2011 április között estek át 100 kVp PCTA-n. Azért választottuk ezeket a betegeket, mert esetükben a PE klinikai valószínűségét jól dokumentálták. A súlyhatár megválasztásakor abból a klinikai megfigyelésből indultunk ki, hogy 75 kg alatt a PCTA képminősége csaknem mindig megfelelő, ezen testsúly felett azonban esetenként szuboptimális lehet. A testsúly választását szelekciós kritériumként a BMI-vel szemben pedig az 5.1.1.2 fejezetben leírt eredmények indokolták. A kontroll csoport tagjai írásos hozzájárulásukat adták adataik felhasználásához.

Az adatbázisból összegyűjtöttük a betegekben végzett D-dimer meghatározás, alsó végtagi mélyvénás Doppler és tüdőszcintigráfia eredményeit. A PCTA vizsgálat technikai paramétereit a kontroll csoportban az 5.1.1.1 pontban részleteztem. A ≥100 kg csoport 102 betegében ugyanezt a PCTA protokollt használtuk, a maradék 21 betegben a csőfeszültséget a vizsgálatért felelős orvos 120 kVp-ra emelte a diagnosztikus képminőség megőrzés végett, a többi paraméter változatlan maradt. Minden betegben a testsúlytól függetlenül 100 ml 300 mg jód/ ml k.a.-ot alkalmaztunk. A PCTA vizsgálatokat három, egyenként 4, 9 és 15 év szakmai gyakorlattal rendelkező radiológus szakorvos értékelte egymástól függetlenül, akik nem ismerték a betegek adatait és akik nem voltak azonosak a REDOPED vizsgálatban résztvevő orvosokkal. Mindhárman megadták a látott embóliák lokalizációját a második szubszegmentális oszlásig. Tőlük függetlenül egy mellkas radiológus is kiértékelte a képeket, akinek 13 év CT tapasztalata volt, és aki ismerte az eredeti radiológiai leletet valamint a PE klinikai valószínűségét. Amennyiben nem volt biztos a PE jelenlétében, segítségül hívott egy második mellkas radiológust, és konszenzussal határozták meg a végső diagnózis. Az így megállapított eredmény volt a PCTA vizsgálatok standard diagnózisa.

A PCTA-t követő 90 nap alatt bekövetkezett lehetséges MVT és PE eseményről telefoninterjú és az elektronikus adatbázisban végzett keresés segítségével nyertünk adatokat. Annak eldöntésére, hogy egy betegnek valóban volt-e tüdőembóliája, a REDOPED vizsgálathoz kidolgozott, nemzetközi irányelveken nyugvó referencia standardot használtuk (*22. táblázat*). A radiológusok által megadott PCTA diagnózist összevetettük a referencia diagnózissal, és kiszámoltuk a szokásos diagnosztikai mérőszámokat azok 95% CI értékével együtt. A betegcsoportok összehasonlítása során a szignifikancia értékét Fisher-féle egzakt teszttel számoltuk ki. Mivel a szakirodalomban a "magas testsúly" megjelölés nem egy bizonyos testtömeghez kötött, hanem sok esetben a BMI alapján értelmezett fogalom, ezért az analízist nemcsak a <100 kg és \geq 100 kg csoportokra, hanem BMI<30 kg/m² és BMI \geq 30 kg/m² csoportokra, vagyis nem kövér és kövér betegekre is elvégeztük.

dc_875_14 27. táblázat. A retrospektív összehasonlításban résztvevő betegcsoportok demográfiai és klinikai jellemzői.

	<100 kg csoport n= 114	≥100 kg csoport n= 123	р
Demográfiai jellemzők			
Férfi/Nő	81/33	94/29	0.377
Életkor (év)	$59,2 \pm 15,8$	$57,8 \pm 14,8$	0,478
Testúly (kg)	$85,0\pm 6,5$	$112,7 \pm 14,6$	<0,001*
BMI (kg/m^2)	$28,3\pm 3,3$	$36,8 \pm 5,9$	<0,001*
Ambuláns betegek (%)	54 (47)	52 (42)	0,437
Szérum D-dimer titer [†] (%)			
magas	43 (38)	46 (37)	0,959
alacsony/ normál	4 (3)	10 (8)	0,132
nincs megmérve	67 (59)	67 (56)	0,505
Rizikófaktorok – az egyszerűsített Genfi- pontrendszer elemei [‡] - db/teljes (%)			
Életkor >65 év	43/114 (38)	44/123 (36)	0,788
Korábbi MVT vagy PE	5/114 (4)	17/116 (15)	0,012*
Sebészeti beavatkozás, általános anesztézia, alsó	16/114 (14)	18/116 (16)	0,853
végtagi törés az elmúlt 1 hónapban			
Aktív malignus megbetegedés	19/114 (17)	14/116 (12)	0,452
Egyoldali alsó végtagi fájdalom	8/114 (7)	6/112 (5)	0,784
Hemoptysis	3/114 (3)	3/110 (3)	1,0
Szívfrekvencia 75-94 /perc	25/98 (29)	49/109 (45)	$0,004^{*}$
Szívfrekvencia ≥95 /perc	37/98 (42)	27/109 (25)	0,051
Alsó végtagi mélyvénás fájdalom vagy oedema	6/114 (5)	4/110 (4)	0,749
PE klinikai valószínűsége [§] (%)			
Alacsony (0-1 pont)	52 (46)	58 (47)	0,896
Közepes (2-4 pont)	59 (52)	59 (48)	0,604
Magas (5-9 pont)	3 (2)	2 (2)	0,674
Nincs adat	-	4 (3)	-

* Szignifikáns eltérés.

† Emelkedett D-dimer szint: >500 ng/mL.

‡Átvéve: Klok és mtsai [123]. A pontrendszer 8 változóból áll, melyek megléte a szívfrekvencia kivételével 1-1 pontot ér. 95 vagy afeletti pulzus esetén a beteg 2 pontot kap.

§A klinikai valószínűséget az egyszerűsített Genfi-pontrendszeren kapott összpontszám alapján állapítottuk meg.

 $dc_{875}14$ A vizsgált kollektívában 150 kg volt a legmagasabb testtömeg és 53,3 kg/m² a legmagasabb BMI érték. A ≥100 kg csoportban szignifikánsan több beteg anamnézisében szerepelt MVT (p= 0,012) és magasabb volt a szívfrekvencia (p= 0,004). Magas preteszt valószínűséget csak a betegek 2%ában találtunk (27. táblázat).

A 90 napos követési idő alatt egyetlen betegben sem találtunk MVT-t vagy PE-t. Bár 12 betegben nem állt rendelkezésre adat a 90 napos követésről, mindegyikükben biztos referencia diagnózist tudtunk felállítani. A 237 betegből 226-ban volt biztos a referencia diagnózis. A hiányzó 11 betegből 8-ban a PCTA szub(szegmentális) PE-t talált alacsony ill. közepes klinikai valószínűség mellett, 3 betegben pedig a PCTA negatív volt, de nem állt rendelkezésre Genfi-pontérték. Egyetlen beteget sem zártunk ki a vizsgálatból rossz képminőség miatt. A 226 biztos referencia diagnózisú beteg közül 38-nak volt tüdőembóliája. A prevalencia 16,4 % volt a <100 kg csoportban és 17,4 % a \geq 100 kg csoportban (OR= 0.939; 95% CI= 0.442- 1.994; p= 1.0). A mellkas radiológusok által megállapított referencia PCTA diagnózist összehasonlítva a kombinált standard referenciával magas értékeket kaptunk a szenzitivitásra (94,4% ill. 95,0%), a specificitásra (97,8% ill. 97,9%) valamint a diagnosztikus pontosságra (97,2% ill. 97,4%) a <100 kg és a ≥100 kg csoportban (OR= 0,947; 95% CI= 0,187 – 4,795; p= 0,947). Az eredmények nagyon hasonlóak voltak a nem kövér és kövér betegek viszonylatában, itt is szignifikáns eltérés nélkül. A ≥100 kg csoporton belül végzett analízis alapján a 100 kV csőfeszültséggel (99/101) és 120 kV csőfeszültséggel (14/15) helyesen megállapított diagnózisok aránya nem tért el lényegesen (OR= 3,536; 95% CI= 0,118 - 55,451, p= 0,342). A három általános radiológus által elért eredmények a két betegcsoportban, bár helyenként jelentősen eltérőnek tűntek (pl. szenzitivitásban 70,4% a <100 kg csoportban és 80% a ≥100 kg csoportban), a statisztikai analízis nem talált szignifikáns különbséget. Az átlagos diagnosztikai pontosság 91,5% ill. 89,9% volt a két betegcsoportban (OR= 1,207; 95% CI= 0,451 - 3,255; p= 0,495; 28. táblázat).

dc_875_14

Súlv <100 kg	1. vizsgáló	2. vizsgáló	3. vizsgáló	Átlag
n=110	9 év	15 év	4 év	B
TP	17	8	13	12,67
FP	6	0	6	4
TN	86	92	86	88
FN	1	10	5	5,33
Szenzitivitás	94,4% (72,7-99,9)	44,4% (21,5-69,2)	72,2% (46,5-90,3)	70,4% (46,5-86,7)
Specifitás	93,5% (86,3-97,6)	100,0% (96,1-100,0)	93,5% (86,3-97,6)	95,7% (89,2-98,8)
Pontosság	93,6% (87,3-97,4)	90,9% (83,9-95,6)	90,0% (82,8-94,9)	91,5% (85,0-95,6)
LR+	14,5 (7,2-18,2)	∞ (8,6- ∞)	11,1 (4,7-24,1)	16,2 (5,9-48,6)
LR-	0,06 (0,0-0,28)	0,56 (0,56-0,75)	0,30 (0,13-0,55)	0,31 (0,17-0,55)
PPV	73,9% (51,6-89,8)	100,0% (63,1-100,0)	68,4% (43,5-87,4)	76,0 (51,4-91,0)
NPV	98,9% (93,8-100,0)	90,2% (82,7-95,2)	94,5% (87,6-98,2)	94,3% (87,5-98,1)
Súly ≥100 kg n= 116				
ТР	17	13	18	16
FP	18	0	5	7,67
TN	78	96	91	88,33
FN	3	7	2	4
Szenzitivitás	85,0% (62,1-96,8)	65,0% (40,8-84,6)	90,0% (68,3-98,8)	80,0% (56,3-94,3)
Specifitás	81,3% (72,0-88,5)	100,0% (96,2-100,0)	94,8% (88,3-98,3)	92,0% (85,5-96,3)
Pontosság	81,9% (73,7-88,4)	94,0% (88,0-97,5)	94,0% (88,0-97,5)	89,9% (83,7-94,5)
I D				10.0 (4.0.17.2)
LK+	4,5 (2,8-5,8)	∞ (14,6- ∞)	17,3 (7,9-27,9)	10,0 (4,9-17,3)
LR-	0,19 (0,05-0,47)	0,35 (0,35-0,53)	0,11 (0,02-0,31)	0,22 (0,08-0,46)
PPV	48,6% (31,4-66,0)	100,0% (75,3-100,0)	78,3% (56,3-92,5)	67,6% (45,4-85,2)
NPV	96,3% (89,6-99,2)	93,2% (86,5-97,2)	97,9% (92,5-99,7)	95,7% (90,3-98,7)

28. táblázat. PCTA diagnosztikus mérőszámai a kombinált referencia standarddal összehasonlítva 100 kg alatti és feletti testsúlyú betegekben.

Minden vizsgálónál megadtuk a szakmai tapasztalatot években. A szenzitivitás, specificitás, diagnosztikus pontosság, pozitív prediktív érték (PPV) és negatív prediktív érték (NPV) százalékban van kifejezve. LR+= pozitív valószínűségi arány (likelihood ratio), értéke 1 és ∞ között változhat, minél nagyobb, annál jobb a vizsgált diagnosztikai teszt. LR-= negatív valószínűségi arány (likelihood ratio), értéke 0 és 1 között változik, minél kisebb, annál jobb a vizsgált diagnosztikai teszt. A zárójelekben a 95%-os CI látható. A két betegcsoport között egyik paraméter tekintetében sem volt szignifikáns eltérés.

A BMI alapján által végzett összehasonlítás szintén nem mutatott szignifikáns különbséget. Az embólia prevalenciája 20,2% volt a nem kövér és 14,6% a kövér betegekben (OR= 1,483; 95% CI=

 $dc_{875}14$ 0,695 – 3,163; p= 0,28). A szenzitivitás 68,5% volt a <30 kg/m² és 81,7% a ≥30 kg/m² csoportban (p= 0,548), ehhez hasonlóan a többi diagnosztikus mérőszámban sem volt eltérés. A három radiológus által PCTA alapján megadott helyes diagnózisok aránya 80/89 volt a nem kövér és 125/137 a kövér betegekben (OR= 0,853; 95% CI= 0,317 – 2,319; p= 0,816). A radiológusok közötti egyezés közepesen jó volt (átlagos kappa-érték= 0,698).



27. *ábra.* PCTA 100 kVp csőfeszültségen egy 150 kg testsúlyú férfibetegben. A fehér nyilak mindkét oldalon telődési defektusokra, embóliákra mutatnak a tüdőartériákban. A diagnózis a magas testtömeg ellenére biztonsággal megállapítható.

Tudomásunk szerint ez az első és eddig egyetlen vizsgálat, amely a PCTA diagnosztikus pontosságát elemzi magas testsúlyú betegekben. Eredményeink szerint a PCTA hasonlóan magas szenzitivitás és specificitás mellett használható 100-150 kg-os betegekben, mint 75-99 kg-os testsúlyú személyekben. Bár a korábbi nagy betegpopulációban végzett vizsgálatok a PE és MVT gyakoribb előfordulását írták le kövér betegekben, a mi vizsgálatunkban a PE prevalenciája nem

Acc_875_14 szignifikánsan alacsonyabb volt 100 kg testsűly felett. Ennek hátterében azt gyanítjuk, hogy az általunk vizsgált kövér betegek gyakrabban részesülhettek antikoaguláns kezelésben, amit az anamnézisükben gyakoribb MVT ill. PE esemény is valószínűsít. Említésre méltó az a tény is, hogy a kövér betegek 80%-ában 100 kV-os PCTA protokollt használtunk, amely 6-7 évvel ezelőtt még szinte egyáltalán nem volt rutinszerű használatban, és azóta is inkább 80-100 kg-os határig alkalmazzák a legtöbb intézetben. Vizsgálatunk egyértelmű hátránya, hogy retrospektív beteganyagon készült, és nem tartalmaz 150 kg-nál magasabb testsúlyú betegeket, mivel ilyenek a vizsgálati időszakban nem kerültek PCTA-ra. Ennek ellenére a ≥100 kg csoport 123 betegéből 34nek a testtömegindexe 40 kg/m² felett volt, vagyis extrém kövérnek számítottak. További hátrányként említhető a korábbi fejezetekben már tárgyalt iteratív képrekonstrukció használatának hiánya, melynek hatása a PE diagnosztika pontosságára nem ismert. Szintén megemlítem, hogy a vizsgálatok kiértékelését végző 3 radiológus szakmai tapasztalata meglehetősen különböző volt, ami megmagyarázhatja az általuk elért eltérő szenzitivitást és specificitást, jóllehet ez nem érte el a szignifikancia határát. A jelenség, mely szerint a magasabb szenzitivitás alacsonyabb specifitással társul (és fordítva), miközben a diagnosztikus pontosságára nem változik, jól ismert a radiológiában.

Összességében azt gondolom, hogy a bemutatott eredmények egyértelműen a PCTA jó használhatóságát erősítik kövér és magas testsúlyú betegekben, a megfelelő képminőség és a sugárterhelés egyensúlyban tartása azonban továbbra is kihívás marad ebben a betegcsoportban.

5.1.1.6. PCTA képminősége és diagnosztikus biztonsága kövér betegekben 100 kVp csőfeszültségen [161]

Mint azt korábban említettem, magas testsúlyú és kövér betegekben nemcsak a PCTA diagnosztikus pontosságáról, hanem képminőségéről sem áll rendelkezésre adat a szakirodalomban. Kutatócsoportunk úgy gondolta, érdemes megvizsgálni, hogyan teljesít az egyre inkább széles

 dc_875_14 körben elterjedő 100 kV-os PCTA protokoll ebben a betegcsoportban. Kézenfekvőnek tűnt, hogy erre a célra az előző fejezetben bemutatott 75-150 kg testsúlyú populációból használjuk fel annak a 216 betegnek az adatait, akiket 100 kV-os protokollal vizsgáltak. Alacsonyabb testtömegű betegek bevonása nem tűnt célszerűnek, hiszen körükben a testsúly rossz képminőség általában nem szokott fellépni. Bár analízisünk elsősorban a 100 kVp PCTA vizsgálatokra koncentrált, a durva összehasonlítás céljából meghagytuk annak a 21 db 100 kg-nál nehezebb betegnek a vizsgálatait is, melyeket az azonos időszakban 120 kVp csőfeszültségen végeztek el [161].

Az objektív képminőség jellemzésére a truncus pulmonalis CT denzitását és a CNR-t használtuk. A mérések és számítások metodikája mindenben megegyezett az 5.1.1.4.2. alfejezetben leírtakkal. A szubjektív képminőség és diagnosztikus biztonság megítélését ugyanaz a három radiológus végezte egymástól függetlenül, akik a diagnosztikus pontosságot elemezték (5.1.1.5. alfejezet), az értékelés során használt kategóriákat a korábbi fejezetekben részletesen ismertettem (pl. 4.2.2, 5.1.1.1, 5.1.1.2, 5.1.1.3). A betegek sugárterhelését az 5.1.1.4.2. alfejezetben leírt módon kalkulált SSDE értékével jellemeztük és kiszámoltuk a fenti alfejezetekben ismertetett teljesítményfaktort (FOM).

Az eredmények összehasonlítására a betegeket testsúlyuk alapján 3 csoportba osztottuk: 75-99 kg, 100-125 kg, 126-150 és >125 kg. Az összehasonlításokat elvégeztük 3 BMI csoport (<25 kg/m², 25-29,9 kg/m² és ≥30 kg/m², vagyis normál súlyú, túlsúlyos és kövér betegek) tekintetében is. Az analízis során Kruskal-Wallis tesztet használtunk. A betegek testsúlyának, a BMI-nek és az objektív képminőségi paramétereknek (denzitás és CNR) hatását a szubjektív képminőségre és a diagnosztikus biztonságra regresszióanalízissel vizsgáltuk.

A betegek adatai a 29. *táblázat*ban láthatók. A várakozásoknak megfelelően a 120 kVp PCTA-n átesett betegek testsúlya szignifikánsan magasabb volt, mint a 100 kVp csőfeszültségen vizsgáltaké (p< 0,001), vagyis a CT-ért felelős radiológus akkor emelte meg a csőfeszültséget, ha azt a beteg magas testsúlya indokolta. A 100 kVp csoporton belül a truncus pulmonalis denzitása a 75-99 kg alcsoportban magasabb volt, mint a többi súlycsoportban (p= 0,007 ill. 0,03), de nem volt

dc_875_14 különbség a 100-125 kg és >125 kg súlycsoportok között (p= 0,892; 28. *ábra*). Alacsonyabb testsúly esetén a CNR szignifikánsan nagyobb volt (p< 0,001 ill. p= 0,046). Az SSDE értéke alacsonyabb volt a 75-99 kg csoportban mint magasabb testsúly esetén (p< 0,006), de nem volt különbség a 100-125 kg és a >125 kg csoportok között (p= 1,0). A FOM magasabb volt alacsonyabb testsúly esetén (p< 0,001 és p= 0,045). A szubjektív képminőség és a diagnosztikus biztonság nem tért el a három testsúlycsoportban (p 0,225 és 1,0 között).

			Minden	Betegek	súly szerint cso	portosítva	
			beteg	75-99 kg	100-125 kg	> 125 kg	p
				(n= 114)	(n= 101)	(n= 22)	
Nő/Férfi (n)	100 kV		55/162	33/81	18/70	4/10	< 0.001
	120 kV		7/14	0/0	4/9	3/5	<0,001
		p	0,426	-	0,400	0,665	
Életkor (év)	100 kV		58,8±16,4	59,2±15,8	59,2±14,1	52,7±16,7	<0,001
	120 kV		55,5±17,8	_	56,6±15,3	53,6±18,5	<0,001
		p	0,479	-	0,998	1,0	
Testsúly (kg)	100 kV		97,3±16,3	85,0±6,5	107,0±7,2	136,0±9,2	<0,001
	120 kV		$121,5\pm 20,6$	-	$106,8\pm 5,9$	$145,4{\pm}10,0$	<0,001
		p	<0,001	-	1,0	0,061	
Magasság (cm)	100 kV		174,9±8,8	173,9±9,1	$175,8\pm8,0$	177,3±10,5	0,754
	120 kV		$173,7{\pm}10,1$	-	172,6±11,3	$175,4{\pm}8,1$	0,944
		p	0,657	-	0,898	0,993	
BMI (kg/m^2)	100 kV		32,0±5,8	28,3±3,3	34,8±4,0	43,7±5,8	<0,001
(···g , ····)	120 kV		40,6±7,5	-	36,3±5,3	47,5±4,8	<0,001
		p	<0,001	-	0,875	0,305	

29. táblázat. A retrospektív vizsgálatban résztvevő betegek demográfiai és morfológiai adatai.

A cellákban az átlag és a szórás valamint az eltérő csőfeszültséggel vizsgált betegek és a súlycsoportok összehasonlításából származó p-értékek vannak megadva.

A 100-125 kg testsúlycsoportban 100 kVp-on magasabb volt az érdenzitás (p< 0,001) és a FOM (p= 0,019) mint 120 kVp-on, míg a CNR-ben nem volt eltérés (p= 0,605). A >125 kg csoportban a két csőfeszültséggel vizsgált betegek között a fenti paraméterekben nem volt különbség.



28. ábra. A kiértékelés eredményei a vizsgált testsúlycsoportokban. A diagramok a mediánt és a kvartilis tartományt ábrázolják az ún. non-outlier tartománnyal együtt. SSDE= size specific dose estimate, FOM= figure of merit

Az SSDE magasabb volt 120 kV-on a 100 kV-hoz képest mind a 100-125 kg, mind a >125 kg csoportban (p< 0,001 és p< 0,029). A szubjektív képminőség és a diagnosztikus biztonság tekintetében nem volt eltérés a két PCTA protokoll között 100 kg testsúly felett (p értéke 0,081 és 0,289 között).

BMI alapján csoportosítva az adatokat kövér betegekben szignifikánsan alacsonyabb CNR-t (p= 0,006 és 0,004), magasabb SSDE-t és alacsonyabb FOM értéket találtunk a túlsúlyos és normál testsúlyú egyedekhez lépest (*30 táblázat*). A szubjektív képminőség rosszabb volt a kövér betegekben, mint normál testsúly esetén (p= 0,025), de nem volt különbség a többi BMI-alcsoport között. A diagnosztikus biztonság nem volt eltérő a csoportok között (p= 0,105). A kövér betegcsoportban a 100 kVp protokoll magasabb érdenzitást biztosított hasonló CNR, alacsonyabb dózis (SSDE) és magasabb FOM mellett, mint a 120 kVp protokoll.

A regresszióanalízis eredménye alapján a CNR-re mint objektív képminőségre a testsúlynak volt szignifikáns hatása (béta= -0,507; p< 0,001), míg a BMI vagy az effektív mellkasátmérő nem mutatott szignifikáns hatást. A szubjektív képminőséget befolyásolta az érdenzitás (béta= 0,724; p< 0,001) és kevésbé a zaj (béta= -0,31; p< 0,001) vagy a BMI (béta= -0,24; p< 0,001), de érdekes módon nem mértünk szignifikáns hatást a CNR vagy a testsúly vonatkozásában. A diagnosztikus biztonságot elsősorban a CNR (béta= 0,353; p< 0,001) és az érdenzitás (béta= 0,268; p< 0,001) befolyásolta.

Eredményeink amellett szólnak, hogy a 100 kVp-os PCTA protokoll hasonló szubjektív képminőség és diagnosztikus biztonság mellett használható 125 kg súlyhatárig, mint a 75-99 kg-os tartományban. Bár a 125-150 kg-os súlycsoport szintén nem mutatott különbséget a fenti paraméterek tekintetében, nem szabad messzemenő következtetést levonnunk az anyagunkban szereplő 22 beteg adataiból, ezért további vizsgálatokat tartunk szükségesnek több beteg bevonásával.

			Betegek BMI szerint csoportosítva			
		-	<25 kg/m ²	$25-29.9 \text{ kg/m}^2$	\geq 30 kg/m ²	р
			(n = 17)	(n = 76)	(n= 145)	
Nő/Férfi (n)	100 kV		-/17	14/61	41/84	0,003
	120 kV		-	-/1	7/13	1,0
		p	-	1,0	1,0	
Testsúly (kg)	100 kV		81,0±7,0	86,3±7,4	106,1±15,3	<0,001
	120 kV		-	102,0±0,0	$122,5\pm 20,6$	0,567
		p	-	0,773	<0,001	
BMI (kg/m ²)	100 kV		24,1±1,0	27,5±1,4	35,7±4,8	<0,001
-	120 kV		-	28,9±0,0	41,1±7,2	0,032
		p	-	0,998	<0,001	
Érdenzitás (HU)	100 kV		343 [294; 366]	332 [276; 410]	311 [262; 363]	0,036
	120 kV		-	247 [247; 247]	218 [193; 260]	0,620
		p	-	0,210	<0,001	
Zaj (HU)	100 kV		34,8 [31,7; 38,1]	36,2 [32,1; 43,8]	39,2 [33,3; 46,7]	0,036
	120 kV		-	24,3 [24,3; 24,3]	29,6 [24,6; 40,6]	0,409
		p	-	0,096	0,005	
CNR	100 kV		8,2 [7,4; 10,2]	7,9 [6,1; 9,8]	6,4 [5,1; 8,1]	<0,001
	120 kV		-	6,6 [6,6; 6,6]	5,6 [4,1; 7,8]	0,869
		p	-	0,569	0,226	
SSDE (mGy)	100 kV		6,9 [6,4; 7,1]	7,0 [6,2; 8,0]	8,4 [7,1; 10,3]	<0,001
	120 kV		-	19,4 [19,4; 19,4]	13,3 [11,5; 16,6]	0,187
		p	-	<0,001	<0,001	
FOM	100 kV		9,8 [8,3; 15,3]	8,4 [5,2; 14,1]	5,2 [2,9; 8,8]	<0,001
	120 kV		-	2,2 [2,2; 2,2]	2,7 [1,2; 4,0]	0,869
		p	-	0,116	<0,001	
Szubjektív képminőség	100 kV		4,3 [4,0; 4,3]	4,0 [3,3; 4,3]	3,7 [3,3; 4,3]	0,019
	120 kV		-	3,3 [3,3; 3,3]	3,3 [2,7; 4,0]	1,0
		p	-	0,287	0,068	
Diagnosztikus biztonság	100 kV		3,0 [2,7; 3,0]	3,0 [2,7; 3,0]	2,7 [2,3; 3,0]	0,105
	120 kV		-	2,3 [2,3; 2,3]	2,7 [2,2; 3,0]	0,610
		n	-	0.156	0.237	

dc_875_14 30. táblázat. A vizsgálat eredményei különböző BMI csoportokban

A testsúlynál és BMI-nél az átlagot és a szórást, a többi változónál a mediánt és szögletes zárójelben a kvartilis tartományt tüntettük fel. Mivel a túlsúlyos betegek közül csak egyet vizsgáltak 120 kVp csőfeszültséggel, ill. a normál testsúlyú csoportban egyet sem, ezért a 100 kVp és 120 kVp adatok csak a kövér betegekben hasonlíthatók össze.



Adataink rávilágítottak arra is, mennyire eltérő lehet a morfológiai betegparaméterek összefüggése az objektív és szubjektív képminőséggel. A CNR, mint az objektív minőség mérőszáma ellentétesen változott a testsúllyal de nem függött a BMI-től, ami megerősítette korábbi vizsgálataink eredményét. Ezzel szemben a szubjektív képminőség és a diagnosztikus biztonság a BMI-vel mutattattak szignifikáns kapcsolatot, de a testsúllyal nem. Szintén meglepő volt az az eredmény, mely szerint a szubjektív képminőség erősen függ az érdenzitástól, de nem függ a CNRtől. Ez magyarázhatja az alacsony csőfeszültségű PCTA protokollok sikerét, ahol a vizsgálók a magasabb érdenzitás miatt változatlan vagy akár alacsonyabb CNR mellett is diagnosztikus célra alkalmasnak találják az alacsony dózisú vizsgálatok képminőségét. Sőt, nemcsak a szubjektív képminőség, hanem a diagnózis felállításának biztonsága sem változott magasabb zaj és alacsonyabb CNR mellett.

Bár a vizsgálat elsősorban a 100 kVp PCTA protokollra fókuszált, a 100-125 kg-os súlycsoportban lehetőségünk volt összehasonlítani a 100 kVp és 120 kVp protokollokat is. A 100 kVp-on elért magasabb FOM azt bizonyítja, hogy ebben a súlytartományban alacsonyabb sugárterhelés mellett hasonló objektív képminőség érhető el, mint 120 kVp-on. Ez alapján javasolható a 100 kV PCTA protokoll rutinszerű használata 125 kg testsúlyig. Bár a rendelkezésünkre álló adatok alapján 125 kg felett a két csőfeszültség azonos értékűnek tűnik a dóziseffektivitás tekintetében, az alacsony betegszám miatt nem tudunk általános javaslatot megfogalmazni. Fantomvizsgálatunk alapján úgy tűnik, hogy még nagyon magas testsúly esetén sincs értelme 140 kVp csőfeszültség alkalmazásának (l. 4.2.1 alfejezet), de ezt nem tudtuk vizsgálni 150 kg feletti betegek hiányában.

Az 5.1.1.5 alfejezet végén említett tényezők természetesen ezt a kiértékelést is korlátozták. Ennek ellenére azt várjuk, hogy eredményeink támogatják a 100 kVp csőfeszültség használatának kiterjesztését a 125 kg testsúlyhatárig tüdőembólia kizárására. Az iterációs képrekonstrukció rutinszerű alkalmazásával elképzelhető ennek a súlyhatárnak a további kitolása vagy esetleg a betegek sugárterhelésének további csökkentése.

128

dc_875_14

5.1.1.7. További betegvizsgálatok csökkentett dózisú PCTA protokollokkal

Nemrégiben jelent meg az első közlemény a legmodernebb CT berendezéseken elérhetővé tett 70 kVp csőfeszültség hasznosságáról PCTA során [162]. A technika optimális felhasználásának elemzését különböző betegcsoportokban további kutatások tűzték ki célul. Bár a nemzetközi szakirodalomban egyértelműen a CT csőfeszültség csökkentése vált a betegek sugárterhelésének legfontosabb eszközévé PCTA során [13; 67-69; 126-129; 146; 148; 162-165], a korábbi próbálkozások után [72] még akadnak olyan kutatócsoportok, akik az alacsonyabb áramerősséget helyezik előtérbe a dóziscsökkentéshez változatlan kVp-érték mellett [*nem publikált adatok*]. Véleményem szerint akármilyen módszert is használunk az alacsonyabb dózis elérésére, az csak jobb lehet, mint maradni az elavult magas dózisú protokolloknál. Ennek ellenére meggyőződésem, hogy a csökkentett csőfeszültség használatával és ennek más technikákkal való kombinációjával vagyunk képesek optimálisan kihasználni a fizika által adott lehetőségeket az alacsony dózis és diagnosztikus képminőség elérése érdekében.

5.1.2. Egyéb alacsony dózisú CT vizsgálatok a mellkasi diagnosztikában

A mellkas CT vizsgálatának a tüdőembólia kizárása mellett még számos egyéb indikációja lehet. A hagyományos mellkas CT esetén a hangsúly sokszor a tüdő megítélésén és nem az optimális érdenzitás elérésén van, ezért a sugárterhelés csökkentése érdekében az alacsony csőfeszültség alkalmazása nem nyújt számottevő előnyt a csökkentett áramerősség használatával szemben. Ez különösen igaz abban az esetben, ha pl. rossz vesefunkció esetén a vizsgálat natívan, jódtartalmú k.a. adása nélkül történik. A dóziscsökkentésnek az alacsony mAs használata esetén is a magas zaj szabhat határt, amely főleg a mediastinum megítélését nehezíti (pl. nyirokcsomók vagy nyelőcső diagnosztikája). Amennyiben az indikáció kizárólag a tüdőparenchyma betegségeinek felismerése,



A mellkasi CT-ken belül egy teljesen különálló csoportot alkot a szívkoszorúerek CT vizsgálata (coronaria-CTA). Mivel a szív-CT sugárterhelése egészen a közelmúltig a hagyományos mellkasi CT-k többszörösét tette ki, mára már kiterjedt szakirodalma van a coronaria-CTA-k dóziscsökkentésének. A PCTA során megismert alacsony csőfeszültségű (100 ill. 80 kVp) protokollok, magas pitch, a prospektív EKG-vezérlés és az áramerősség szívciklushoz igazodó adaptációja révén sikerült elérni, hogy a vizsgálatok 1 mSv körüli, egyes betegekben akár 0,1 mSv alatti effektív dózis is elvégezhetők [179-184]. Ezzel párhuzamosan csökkent a coronariaelzáródás, mellkasi aortadissectio és pulmonális embólia együttes kizárását célzó ún. triple-rule-out protokollok dózisa is [185-187], bár a legfontosabb dóziscsökkentő faktor ezen kombinált indokolt vizsgálatok óvatos, csak esetben való alkalmazása [188; 189].

130

dc_875_14

5.2. Alacsony dózisú CTA alkalmazása hasi és perifériás erekben

5.2.1. Alacsony dózisú thoracoabdominalis CTA [190]

A teljes aorta CTA-val való leképezésének számos indikációja van: akut dissectio gyanúja, ismert krónikus dissectio követése, aortaaneurysma kizárása vagy utánkövetése, ismeretlen eredetű és lokalizációjú vérzés diagnosztikája, aorta-stentgraft implantációjának tervezése és a graft követése ill. transzarteriális aortabillentyű-beültetés (TAVI) előtti tervezés. Nagy egyetemi és érsebészeti centrumokban nemcsak az ilyen irányban vizsgált betegek száma magas, hanem a legtöbb páciens a diagnózisok miatt életében többször, évente átlagosan egyszer átesik a teljes fenti thoracoabdominalis aorta CTA-ján. Bár a betegek életkora széles sávban változhat, tipikusan idősebb egyénekről van szó, akiknél bár az egyetlen vizsgálatból származó sugárterhelés jelentette magasabb rákrizikó minimális, az összes CT-ből eredő kumulált sugárdózis már nem elhanyagolható mértékű. Ehhez nemritkán társul cukorbetegség vagy a vesefunkció egyéb eredetű beszűkülése, amely az adható jódtartalmú k.a. mennyiségének csökkentését teheti szükségessé. A CT cső megfelelő teljesítménye mellett kívánatos a teljes aorta egyetlen sorozatban való leképezése, vagyis hogy képalkotásban ne legyen szünet a rekesz magasságában, mert ez eltérő k.a. fázist eredményez a mellkasi és a hasi aortában. A megszakítás nélküli leképezés miatt nem lehet menet közben állítani a CT csőfeszültséget, ezért olyan értéket kell választani, ami a hasban is megfelelő képminőséget eredményez, még akkor is, ha a mellkashoz ez a feszültség esetleg szükségtelenül magas. A korábban elterjedt CTA protokollok jellemzően 120 kVp csúcsfeszültséget és legalább 100 ml k.a.-ot használtak a teljes aorta ábrázolására. A k.a. mennyiségét később a gyorsabb CT berendezések elterjedésével sok helyen igyekeztek leszorítani 80 ml-re.

Bár a Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetében már 2007-ben is csak 100 kV csőfeszültséget és 60 ml k.a.-ot használtunk thoracoabdominalis CTA során, fantomkísérleteink eredményei és a betegekben szerzett tapasztalataink alapján úgy tűnt, hogy tovább lehet

dc_875_14 optimalizálni a protokollt. Éppen ezért 2007 szeptemberében a csőfeszültséget 100 kVp-ról 80 kVp-ra csökkentettük, majd a 2007 novemberében a k.a. mennyiségét 60-ról 45 ml-re. Bár szubjektív benyomásunk alapján a csökkentett sugár- és k.a. dózist használó protokoll képminősége nem volt rosszabb a korábbi protokolloktól, szükségesnek láttuk ezt objektív mérésekkel és egy vak kiértékeléssel is alátámasztani [190].

Betegeinket retrospektíven három csoportba osztottuk. A 100 kVp csőfeszültséggel és 60 ml k.a. gal vizsgált utolsó 25 beteg került az A csoportba. A B csoportba azt az utolsó 25 beteget soroltuk, akiket a 80 kV csőfeszültségű protokollal és 60 ml k.a. vizsgáltunk. A C csoportba pedig az első 25 beteg került, akiknél mind a sugár-, mind a k.a. dózis csökkentett volt (80 kVp/ 45 ml). A k.a. mindhárom csoportban 370 mg jód / ml koncentrációjú volt (Ultravist 370, Bayer Schering Pharma AG, Berlin). Az injekciós idő megőrzés érdekében az injekció sebességét 4 ml/s -ről 3 ml/s-re csökkentettük a C csoportban. A referencia áramerősség 100 kVp esetén (A csoport) 160 mAs, 80 kVp esetén (B és C csoport) 260 mAs volt. A vizsgálatok ugyanazon a 64 szeletes berendezésen készültek (Siemens Sensation Cardiac 64, Forchheim, Németország) 0,5 s csőforgási idő, 24×1.2 mm-es detektor konfiguráció és 1,15-ös pitch érték mellett. A leképezést akkor indítottuk, amikor az aorta denzitás a rekesz szintjében elérte a 100 HU-t.

Az objektív képminőség kiértékelésére az érdenzitást a következő lokalizációban mértük meg: aorta thoracalis ascendens és descendens a truncus pulmonalis magasságában, aorta abdominalis az arteria mesenterica superior szintjében valamint a proximális arteria iliaca communis. A háttérdenzitást a musculus psoas-ban határoztuk meg, a képzajt a CT asztalon fekvő szivacsban mért denzitásértékek szórásaként definiáltuk. A pontatlanságok csökkentésére minden mérést 3 különböző helyen végeztük el és ezek átlagát használtuk a statisztikához. A CNR-t a vizsgált régió körülbelüli felénél, az a. mesenterica superior eredésének magasságánál határoztuk meg a szokott módon: CNR= (HU_{aorta} – HU_{psoas})/zaj. A szubjektív képminőséget három radiológus értékelte egymástól függetlenül az eredeti axiális képeken és a coronális síkban készült MIP (maximum

dc_875_14 intensity projection) rekonstrukciókon a korábban bemutatott ötfokozatú skálán (l. 4.2.2, 5.1.1.1, 5.1.1.2, 5.1.1.3). A radiológusok nem ismerték az alkalmazott CTA protokollt, a 75 CT vizsgálat kiértékelése véletlenszerű sorrendben történt. A csoportok összehasonlítására a változók

természetétől függően varianciaanalízist vagy Kruskal-Wallis-tesztet használtunk.

31. táblázat. A három thoracoabdominalis CTA protokoll retrospektív összehasonlító vizsgálatában résztvevő betegek morfológiai jellemzői és vizsgálati paraméterei, valamint a képminőség és a sugárterhelés mérőszámai.

Paraméter	A csoport	B csoport	C csoport
Betegek száma	25	25	25
Nő/férfi	6:19	6:19	6:19
Kor (év)	$60,9 \pm 14,9\ (28-84)$	63,0 ± 14,0 (33 – 83)	64,2 ± 14,0 (34 – 87)
Magasság (cm)	173,8 ± 9,2 (150 – 186)	175,3 ± 7,4 (160 – 186)	173,2 ± 9,0 (155 – 195)
Testsúly (kg)	77,5 ± 18,2 (48 – 143)	84,2 ± 14,5 (62 – 130)	75,1 ± 12,2 (53 – 110)
BMI (kg/m ²)	$25,5\pm 5,1\;(18,7-43,2)$	$27,\!4\pm4,\!6\;(21,\!5-40,\!0)$	25,0 ± 3,2 (20,2 - 34,3)
Csőfeszültség (kVp)	100	80	80
K.a. mennyiség (ml)	60	60	45
Érdenzitás (HU)	$485 \pm 110 \ (289 - 737)$	$621 \pm 90~(389 - 743)$	$483 \pm 120 \ (298 - 750)$
Zaj (HU)	13,4 ± 2,8 (8,5 – 21,7)	19,4 ± 5,2 (11,4 – 35,9)	16,8 ± 3,9 (11,8 – 28,5)
CNR	35,0 ± 13,8 (11,3 – 69,3)	31,7 ± 10,1 (14,4 – 59,3)	27,3 ± 11,5 (11,3 -59,7)
CTDI _{vol} (mGy)	$6,8 \pm 0,8 \ (5,3 - 7,9)$	5,2 ± 0,4 (4,6 -6,1)	$4,9\pm 0,3\;(4,2-5,3)$
Becsült D _{eff} (mSv)	$7,9 \pm 1,3 \; (4,8-8,8)$	$5,7\pm0,5\;(4,8-6,6)$	$5,3\pm 0,4\;(4,\!4-6,\!2)$
Képminőség (axiális)	5,0 [4,3; 5,0]	4,7 [4,3; 5,0]	4,0 [3,7; 4,7]
Képminőség (MIP)	5,0 [4,7; 5,0]	5;0 [4,7; 5,0]	4,7 [4,3; 5,0]

A normáleloszlású változóknál az átlag és a szórás ill. az értéktartomány van megadva kerek zárójelben. A szubjektív képminőségnél a mediánt és a kvartilis tartományt tüntettem fel szögletes zárójelben.

A betegcsoportok között nem volt szignifikáns eltérés a nemek aránya, életkor és a morfológiai paraméterek tekintetében (p 0,09 és 1,0 között; 31. táblázat). Az átlagos érdenzitás a B csoportban magasabb volt, mint az A és C csoportban (p<0,001), míg az A és C csoport között nem volt eltérés (p= 1,0). A CNR tekintetében nem találtunk szignifikáns különbséget a három betegcsoport között $dc_{2}875_{1}4$ (p= 0,08). Az eredeti axiális síkú képek szubjektív kiértékelése során a vizsgálók az A csoportban találták a legjobbnak a képminőséget, ettől szignifikánsan alacsonyabb volt a C csoport medián értéke (p< 0,01). A coronális síkú MIP rekonstrukciók összehasonlítása a három betegcsoportban nem mutatott szignifikáns eltérést (p = 0,152). Az A csoporttal összehasonlítva átlagosan 25%-kal alacsonyabb volt a sugárdózis a B és C csoport betegei körében (p< 0,001).

Vizsgálatunk igazolta, hogy thoracoabdominális CTA esetén a csőfeszültség csökkentése 100 kVpról 80 kVp-ra, bár a megemelt áramerősség ellenére is rontja a képzajt, nem okoz semmiféle csökkenést a CNR-ben és a szubjektív képminőségben, mindezt 25%-kal alacsonyabb sugárterhelés mellett. Amennyiben az alacsonyabb sugárdózist a beadott k.a. mennyiség 25%-os csökkentése is kíséri, úgy az eredeti axiális síkú képek minősége ugyan romlik, de még mindig a diagnózisra alkalmas "jó" tartományban marad, a coronális MIP rekonstrukciókon pedig még alacsony k.a. dózis esetén sem látható szignifikáns minőségromlás. Eredményünk, mely szerint 45 ml k.a.-gal megfelelő minőségben képezhető le a teljes aorta összhangban állnak korábbi kutatásokkal [191; 192] azzal a különbséggel, hogy azok a vizsgálatok a 120 kV ill. 140 kV-os csőfeszültség miatt jelentősen magasabb sugárterhelésnek tették ki a betegeket. Tapasztalataink és fent taglalt eredmények alapján megalapozottnak tűnik 80 kVp, magasabb testsúly esetén 100 kVp-os csőfeszültség használata az aorta leképezésére, bár extrém magas testtömeg esetén indokolt lehet 120 kVp alkalmazása is. Ennek a retrospektív összehasonlításnak egyértelmű hátránya a relatíve alacsony betegszám és a mára már csaknem elavultnak számító CT technika használata. Ez utóbbi azonban azt is jelzi, hogy egyszerű berendezésekkel is jelentősen csökkenthető a betegek sugár- és k.a. terhelése, gyorsabb CT készülékek és iteratív képrekonstrukciós technikák használata pedig tovább tágíthatja a bemutatott alkalmazás határait. Szintén további vizsgálatokat kíván annak megállapítása, hogy milyen testsúlyhatárig alkalmazhatók biztonsággal a 80 és 100 kVp technikák.

dc_875_14 5.2.2. További alacsony sugárdózisú CTA vizsgálatok a centrális és a perifériás erekben

Az aorta CTA protokollok dóziscsökkentésére vannak más, speciális lehetőségek is. Modern, kettős energiaszintű leképezést biztosító CT berendezésekkel lehetséges egy ún. virtuális natív fázis létrehozása: a k.a. beadása után felvett CTA adatokból szoftveresen kalkulálható, hogyan nézne ki az ér k.a. nélkül, ami segíthet pl. az érfalban elhelyezkedő hematomák és meszesedések felismerésében. Ezáltal elkerülhető, hogy aortadissectio gyanúja esetén a vizsgáló egy valódi natív fázisú leképezést is végezzen, így ez a sugárdózis megspórolható [49; 50]. Megemlítem továbbá, hogy az alacsony csőfeszültséget használó technikák nemcsak a thoracoabdominális, hanem az agyi, nyaki és végtagi perifériás CTA-k esetén is jó eredménnyel használhatók mind az artériák, mind a vénák ábrázolására [101; 193-199]. A különböző k.a. adási protokollok hatásának az aorta és a perifériás erek megítélhetőségére kiterjedt irodalma van, ezek részletes tárgyalása jelen értekezésben nem lehetséges.

5.3. Egyéb csökkentett dózisú CT vizsgálatok betegekben

Az arcmelléküregek natív CT vizsgálatát gyakran végzik ezen régió endoszkópos sebészeti beavatkozásai előtt, hiszen a hagyományos röntgentechnikák nem szolgáltatják a szükséges anatómiai információkat. Az áramerősség csökkentése vagy magas pitch faktor alkalmazása révén ezen vizsgálatok sugárdózisa jelentősen csökkenthető, a képminőség megőrzésében segítséget jelentenek az iteratív képrekonstrukciós technikák [200-204]. Ehhez hasonlóan a betegeken folyó hasi CT vizsgálatokkal kapcsolatos kutatásoknál is a kutatók túlnyomórészt az alacsony sugárterhelés és a különböző IR technikák képminőségre gyakorolt hatását elemzik [205-212], bár egyre több cikk igazolja azt is, hogy a CT vizsgálatok diagnosztikus pontossága nem csökken alacsony dózis mellett pl. vesekövek, Crohn-betegség vagy appendicitis tekintetében [213-217].

dc_875_14 5.4. Ismeretterjesztő programok szerepe a lakosság dóziscsökkentésében [218]

Mint azt a bevezetésben említettem, a lakossági sugárterhelésnek átlagosan egy negyede származik CT vizsgálatokból. Ezen sugárterhelés csökkentésének lehetősége (amennyiben a CT készülékek elérhetősége nem limitáló tényező) elsősorban a beutaló és a vizsgálatokért felelős szakemberek kezében van. Az elmúlt években több tanulmány hívta fel a figyelmet arra, hogy a beküldő kollégák sugárvédelmi ismeretei elmaradnak a kívánt szinttől és ezen a téren jelentős ismeretterjesztő tevékenységre van szükség [219; 220]. Szintén az utóbbi években kapott nagyobb hangsúlyt a CT vizsgálatok helyes elvégzéséért felelős radiológusok és asszisztensek megfelelő képzése [219; 221-223]. Tapasztalatok szerint elsősorban kisebb "vidéki" kórházakban és intézetekben gyakori, hogy a szakemberek nem ismerik a témában végzett újabb kutatási eredményeket és nem alkalmazzák a nagyobb központokban már gyakorlatban is bevált alacsony dózisú technikákat. Mivel úgy tűnik, a helyi és nemzetközi szakmai rendezvényeken elhangzó előadások nem jutnak el mindenkihez, ezért több országban is látható törekvés arra, hogy a megfelelő információk egyéb úton széles körben elérhetővé váljanak. A dóziscsökkentést segítő internetes platformok (pl. www.imagewisely.org; www.imagegentlypqi.com) mellett igény mutatkozott személyes konzultációkra és tanácsadásra is, ahol a radiológusok megbeszélhetik a kérdéseiket és problémáikat olyan szakemberekkel, akik a dóziscsökkentés témakörében járatosak.

Ezt az igényt korán felismerve a fent idézett közlemények többségét megelőzve már 2009-ben megalapítottuk a CT consulting service nevű tanácsadó szolgáltatást (*www.ct-consulting.ch*), melynek célja a személyzet továbbképzése és a helyileg használatos CT protokollok vizsgálata, szükség szerinti modernizálása a svájci radiológiai intézetekben. A tanácsadásban nemcsak radiológusok vesznek részt, hanem olyan röntgenasszisztensek is, akiknek a témában nagy tapasztalatuk van, és több CT gyártó cég termékeivel kapcsolatban is gyakorlati tanácsokkal tudnak szolgálni. Szükség esetén lehetőségünk van a helyi CT berendezést gyártó cég szakemberével vagy sugárfizikussal együtt meglátogatni az kórházat. A tanácsadás a hozzánk forduló intézetek számára egyelőre ingyenes, a felmerülő költségeket a Svájci Szövetségi Egészségügyi Hivataltól

(Bundesamt für Gesundheit, BAG) elnyert támogatásból finanszírozzuk. A BAG korábbi felmérések alapján - testrégiók és a leggyakoribb klinikai indikációk szerinti felosztásban - hivatalosan is közzétette a CTDI_{vol} és DLP értékek Svájcban jellemző 75. és 25. percentilisét, vagyis azokat az értékeket, amelyektől a svájci intézetek 75%-a ill. 25%-a kisebb dózissal végzi az adott vizsgálatot. A 75. percentilist mint referenciadózist, a 25. percentilist pedig mint kívánatos, elérendő dózisértéket (célérték) határozták meg [224]. A rendszer bevallott célja, hogy az erőfeszítések hatására elért dóziscsökkentés miatt a célérték minden felmérés után folyamatosan alacsonyabbra kerül, vagyis a szakemberek a CT protokollok állandó optimalizálásában érdekeltek.

A tanácsadó szolgáltatásunk várható eredményességének felmérésére egy előzetes vizsgálatot (pilot study) végeztünk [218]. Hipotézisünk szerint a tanácsadás segít közelebb vinni a CT vizsgálatok dózisát a kívánatos célértékhez. A vizsgálatban résztvevő 10 intézetet abból a 12 -ből választottuk ki véletlenszerűen, amelyek a 29 kiküldött írásos megkeresésre válaszoltak. Személyes szakmai tapasztalataink miatt csak olyan intézetek kerültek be, ahol Siemens vagy General Electric berendezés van telepítve. Az első fázisban egy radiológus kolléga meglátogatta mindegyik intézetet és feljegyezte az ott használatos CT protokollok paramétereit (kV, mAs, automatikus áramerősség választás, pitch, kollimáció, vizsgált régió hossza) valamint az ezekkel elért dózisértéket (CTDIvol és/vagy DLP). Gyakoriságuk miatt a következő CT vizsgálatokra koncentráltunk: koponya, orrmelléküregek, mellkas, PCTA és a has CT vizsgálata. Mivel a dózisoptimalizálás kövér betegekben még a szokásostól is nehezebb az ezen a téren kevés tapasztalattal rendelkezők számára, ezért csak átlagos betegek (BMI= 18,5 - 25 kg/m²) adatait jegyeztük fel. Az adatok kiértékelése után a második fázisban ismét meglátogattuk az intézeteket, és egy általános sugárfizikai előadás után személyesen konzultáltunk a radiológusokkal és CT asszisztensekkel. A megbeszélés során javaslatot tettünk arra, hogyan lehetne az egyes konkrét vizsgálatok dózisát csökkenteni és gyakorlati tanácsokat adtunk a vizsgálatok helyes kivitelezésére. Általános érvényű tanácsaink a következők voltak:

- dc_875_14 az indikáció vizsgálata, alternatív vizsgálómódszerek (UH, MRI) mérlegelése
- a vizsgált régió hosszának csökkentése
- alacsony csőfeszültség (80 vagy 100 kVp) PCTA, agyi vagy hasi CTA során, •
- csökkentett mAs és/vagy kVp érték, natív vizsgálatok esetén,
- a CT szériák számának csökkentése (pl. natív fázis elhagyása, késői urográfiás fázis és vénás fázis kombinációja ún. split-bólus technikával),
- topogram/scanogram során alacsony dózis és a CT cső asztal alatti helyzetének beállítása, •
- a CT asztal magasságának pontos beállítása, beteg centrálása •
- a beteg karjának megfelelő helyzete •
- 1 mm alatti kollimáció elhagyása. •

A résztvevő intézetek számára természetesen nem volt kötelező elfogadni ezeket az ajánlásokat. A képzés teljes időtartama intézetenként kb. 6 óra volt. A harmadik fázisban a konzultációt követő 8 héten át véletlenszerűen ellenőriztük az intézetek CT protokolljait, a használt technikai paramétereket és a CT vizsgálatok dózisát, majd összehasonlítottuk a tanácsadás előtti és utáni értékeket.

A 10 intézetben összesen 180 CT vizsgálat eredményeit értékeltük ki. A hasi CT vizsgálatok kivételével minden más CT protokoll esetében szignifikánsan alacsonyabb dózissal dolgoztak az intézetek a tanácsadást követően mint azelőtt, a különbség 9% és 42% között mozgott (32. táblázat). A tanácsadás utáni DLP értékek a svájci referencia dózis alatt maradtak 10-68%-kal. A dózisoptimalizáció előtt az intézetek között jelentős varianciát tapasztaltunk egy adott CT vizsgálat dózisában. A CTPA-hoz tartozó DLP értékben a legalacsonyabb és a legmagasabb dózissal dolgozó intézetek között 3,5-szörös eltérés volt. A tanácsadás után ez a variancia jelentősen csökkent.

dc 875 14

32. táblázat.	Dózisoptimaliza	ílási tan ác sadás	előtti és ut	táni DLP é	értékek 10	radiológiai	intézetben a
referencia dó	ózissal (DRL) ös	szehasonlítva.					

CT vizsgálat	DRL (mGycm)	DLP tanácsadás előtt (mGycm)	DLP tanácsadás után (mGycm)	Változás (%)	р
Orrmelléküregek	350	180 ± 59 (155, 205)	113 ± 36 (98, 128)	-37%	< 0,001
Koponya	1000	982 ± 200 (920, 1043)	896 ± 177 (841, 950)	-9%	< 0,05
Mellkas	400	425 ± 213 (361, 489)	322 ± 116 (287, 356)	-24%	< 0,01
РСТА	450	352 ± 172 (273, 431)	203 ± 61 (176, 231	-42%	< 0,001
Has	650	539 ± 174 (488, 590)	555 ± 118 (521, 590	+3%	0,60

A DLP értékeknél az átlagot és a szórást, valamint a 95% CI-t tüntettük fel zárójelben.

Adataink alapján a CT vizsgálatok elvégzéséért felelős szakemberek gyakorlati oktatása jelentősen csökkentheti a vizsgálatok dózisát és várhatóan a lakosság átlagos sugárterhelését. Eredményeink összhangban állnak a korábbi irodalmi adatokkal [225; 226]. Egyedül a hasi régióban nem tudtunk pozitív eredményt felmutatni, melynek oka valószínűleg a radiológusok alacsony képminőségtől való félelmében keresendő pl. a máj esetében. A vizsgálatban fontos volt, hogy csak olyan intézetek és kollégák vettek benne részt, akik motiváltak voltak a náluk használatos CT protokollok dózisának csökkentésében. Ez az elkötelezettség nagy szerepet játszott a sikerben, ugyanakkor azonban korlátozza az eredmények kiterjeszthetőségét. Azon intézetek, amelyek nem jelentkeztek, azok vagy egyáltalán nem érdekeltek a dóziscsökkentésben (és éppen ezért valószínűleg a kívánatostól magasabb sugárterheléssel dolgoznak), vagy maguk is kifejezetten dózistudatosan végzik munkájukat és ezért nem látták értelmét a tanácsadásnak. A vizsgálatnak további hátránya volt, hogy nem vizsgáltuk a képminőség változását és azt, hogy a javasolt változtatások közül pontosan melyeket vezették be az intézetekben. Ezen kívül nem foglalkoztunk a kövér betegekben való dózisoptimalizálással, mely megfelelő szakismeretek hiányában kritikus pont sok helyen. Mindezek ellenére világosan látszik, hogy a megfelelő elméleti és gyakorlati képzés segít a céldózisok elérésében. A bemutatott vizsgálat elvégzése óta Svájcban a BAG rendelkezése értelmében minden radiológiai munkahely köteles alkalmazni egy megfelelő képesítéssel rendelkező sugárfizikust, aki a dóziscsökkentésért és az alkalmazottak szakmai képzéséért felelős.

139

dc_875_14 6. Kitekintés – mit várhatunk a közeli jövőben?

6.1. Technikai fejlesztések

A nagy CT készülék gyártó cégek szinte minden évben valamilyen újdonsággal rukkolnak elő. Ezek részben a már meglévő szoftverek és hardverek "ráncfelvarrásának" felelnek meg, vannak azonban valódi gyakorlati jelentőséggel bíró újítások is. A gyártók fejlesztéseinél a betegkomfort javítása (pl. nagyobb gantry, halkabb készülékek) és a felhasználói programok fejlesztése mellett nagy szerepet kapnak a sugárterhelés további csökkentését és a képminőség javítását célzó innovációk.

Felnőtt betegek vizsgálata során a csőfeszültség eddig 80 és 140 kVp között volt választható a CT készülékeken, a 70 kVp-os feszültség csak néhány éve vált elérhetővé gyermekek vizsgálatához. 2014-ben megjelent az első olyan, két röntgenforrást használó (dual-source) berendezés, mely 70 kVp csúcsfeszültség használata esetén felnőttekben is kielégítő képminőséget biztosít. Az ennyire alacsony feszültségen keletkező magas képzaj kompenzálására a hatékony IR algoritmus és az alább taglalt hardveres fejlesztések mellett nagy teljesítményű, egyenként 120 kW-os röntgengenerátorokat használnak, így a berendezés mindét röntgencsövét azonos feszültségen működtetve 1000 mA feletti áramerősség érhető el. A 70 kVp feszültség alkalmazása továbbra is elsősorban gyermekekben ill. sovány felnőttek CTA-ja során kaphat kiemelkedő szerepet, bár a fantomon szerzett eredmények alapján akár új tüdőrákszűrésre alkalmas protokollok alapjául is szolgálhat [81; 227].

Jóllehet a CT detektorok anyaga évek óta csaknem változatlan, komoly erőfeszítések folynak ezen detektorok érzékenységének javítására, az egységnyi röntgenfoton által kiváltott szcintilláció növelésére. A detektorgyűrű geometriája a legújabb Siemens Force és General Electric Revolution berendezésekben egy olyan sugárirányban hajlított gömbpalástnak felel meg, melynek centrumában a röntgensugárforrás áll, ezáltal több foton éri el a szélen elhelyezkedő detektorsorokat, vagyis adott dózison több foton vesz részt a képalkotásban. Ehhez társul az egyes detektorelemek



árnyékolása a tér minden irányában az eléjük helyezett, szintén szigorúan sugárirányban elrendezett 3D kollimátorokkal, ami a képalkotást szennyező szórt sugárzás optimális kiszűrését és ezáltal a képzaj csökkentését segíti. A detektorelemek sugárirányú elrendezése lehetővé teszi szélesebb detektorgyűrű használatát is. Az első széles detektorgyűrűvel felszerelt CT készülékben (Aquilion One, Toshiba) a geometriai okok miatt fellépő képtorzítást komoly szoftveres beavatkozással kellett csökkenteni, a modell újabb generációjában ez a probléma jelentősen kisebb lett. A 2014 második felében hivatalosan is megjelenő készülékekben más gyártók is a korábban használttól szélesebb detektorgyűrűket szerelnek be (Siemens Force, 8 cm, GE Revolution, 16 cm). A szélesebb detektor az egyre gyorsabb csőforgással együtt (pl. GE Revolution: 0,2 s/ fordulat, Siemens Force: 0,25 s/fordulat) a leképezési sebesség jelentős növekedését eredményezi. Ezáltal lehetővé vált a szívkoszorúerek egyetlen szívdobbanás alatt történő leképezése pulzációs artefaktumok nélkül, valamint a teljes test ábrázolása 3 s alatt. Ennek eredményeképpen a CTA során felhasznált k.a. mennyisége is jelentősen csökkenthető, hiszen rövidebb k.a. bólus is elegendő az erek leképzéséhez. A dolog hátránya, hogy nehéz lehet a rövid k.a. bólust az extrém gyors, 73,8 cm/s sebességű asztalmozgással összhangba hozni, vagyis növekszik annak veszélye, hogy a képalkotás túl korán vagy éppen túl későn és nem az erek optimális telődésekor történik. További fejlesztésként a detektoron generált és képalkotásra használt jelet zavaró elektromos zajt több gyártó az elektronika detektorokba való integrálásával csökkenti.

Talán kevésbé a sugárterhelést csökkentő, mint inkább a diagnózist segítő fejlesztési irány az ún. fotonszámláló vagy valódi spektrális CT detektorok megalkotása, talán már a közeli jövőben. Az alapelgondolása lényege, hogy a beteg testén áthaladó és a detektort elérő vegyes röntgenspektrumot a beérkező fotonok energiájának megfelelően szétválasztják, és megalkotnak egy "monoenergetikus" (pl. tisztán 70 kV-os vagy tisztán 100 kV-os) képet. A várakozások szerint ezáltal lehetővé válna a leképzett terület anyagi összetételének pontos meghatározása.

Ilyen "monoenergetikus" képek már ma is létrehozhatók ún. kettős energiával működő (dual-

141

dc_875_14 energy) CT készülékekekel, függetlenül attól, hogy az adott testrészről milyen technikával történik két eltérő csőfeszültségen a leképezés: két röntgencsővel (Siemens), a csőfeszültség gyors váltakozásával (General Electric), a testrégió egymást követő kétszeri leképezésével (Toshiba, Siemens) vagy kettős rétegű szendvics detektor alkalmazásával (Philips). Ez utóbbinál a detektor ittriumot tartalmazó felső rétege a beérkező röntgenspektrum alacsony energiájú fotonjaiból állít elő egy képet, a magas energiájú fotonok pedig a mélyebben fekvő Gd-oxiszulfid réteghez jutnak el, és ott keletkezik egy második, magas energiájú kép. A virtuálisan számított csőfeszültség értéke a készülékeken jellemzően 40 és 190 keV^{*} között választható. A "spektrális" képalkotást már ma is használják a kalciumtartalom meghatározására (pl. vesekőben) ill. a k.a. és a meszes érfal jobb elkülönítésére CTA során. További fontos alkalmazás a jódtartalom pontos láthatóvá tétele (ún. jódtérkép), mely alacsonyabb mennyiségű k.a. bevitele mellett is segít megállapítani egy thrombus jelenlétét az érpályában vagy pl. a tüdőparenchyma csökkent pefúzióját embólia esetén. Ebben az esetben a tüdő egyszeri leképezéséről van szó az artériás beáramlás fázisában (ún. first-pass). A parenchymás szervek és tumorok valódi perfúziójának megjelenítésére vonatkozóan már szintén vannak kedvező kezdeti tapasztalatok, agyi ischaemia kizárására pedig sok központban már rutinszerűen alkalmazzák a perfúzió mérését. Ezekben az esetekben az adott területet k.a. előtt és a k.a. adását követően több fázisban képezik le. Az egyetlen belégzési ciklus alatt elvégzett mellkasi és hasi perfúziós vizsgálatok alternatívája lehet a jövőben a képi szubtrakció alkalmazása, amikor a posztkontrasztos képből kivonják a natív képi információt. Ennek előfeltétele, hogy az eltérő időpontokban felvett képek között ne legyen elmozdulás, amit a képsorozatok ún. koregisztrációjával próbálnak elérni. Az alkalmazás egyelőre csak kísérleti körülmények között működik. Természetesen minden olyan felhasználás, ahol egy bizonyos területről több képsorozatot kell felvenni, csak akkor lesz alkalmas rutinszerű használatra, ha sikerül a teljes sugárdózist megfelelően alacsonyan tartani.

A számítógépek teljesítményének növekedésével tovább javul az iteratív képrekonstrukciós

A virtuális csőfeszültség mértékegységeként nem a kilovolt (kV) vagy a csúcs-kilovolt (kVp), hanem a kiloelektronvolt (keV) használatos, ami kiemeli a kép "monokromatikus" jellegét.



dc_875_14 szoftverek sebessége, aminek eredményeképpen olyan, kizárólag vagy csaknem kizárólag modellbázisú algoritmusok is használhatók lesznek a mindennapi gyakorlatban, melyek, bár a mai programokhoz képest sokkal természetesebb képminőséget és alacsonyabb zajt biztosítanak, a hosszú rekonstrukciós idő (kb. 40 perc vizsgálatonként) miatt eddig nem voltak praktikusak. Az elérhető alacsonyabb képzaj miatt így tovább lesz csökkenthető a CT vizsgálatok dózisa és az alacsony dózisú protokollok kiterjeszthetők lesznek magasabb testsúlyú betegekre is. Ezen kívül a modellbázisú IR technikák alkalmazása lehetővé teszi a hagyományos CT képalkotást nagymértékben zavaró fémartefaktumok kiküszöbölését is (pl. Single Energy Metall Artefact Reduction, SEMAR, Toshiba). Erre korábban csak kettős energiájú leképezéssel és magasabb sugárterhelés mellett volt lehetőség.

Az általunk vizsgált automatikus csőfeszültségválasztó programhoz (Care kV, Siemens) hasonló terméket jelentet meg 2014-ben egy másik gyártó is (kV Assist, General Electric), amelytől főleg a CTA-k során várható jelentős dóziscsökkenés az alacsonyabb csőfeszültségű protokollok gyakoribb használata miatt.

Fontos lépésnek tartom a CT vizsgálatokból eredő sugárterhelés monitorizálását és kategorizált nyilvántartását célzó, CT és PACS platformba integrált, gyártótól független szoftverek megjelenését. Már kereskedelmi forgalomban s elérhető az eXposure™ nevű program (Bayer Schering), amely a CT vizsgálat elején felvett topogram és a Monte-Carlo szimulációs adatbázis alapján nemcsak a beteg effektív dózisát, hanem az egyes szervdózisokat is kiszámítja és összehasonlítja az aktuálisan érvényes nemzetközi referencia dózisokkal. A program számos vizsgálat adatait tárolja, így lehetőség van a dózisok időbeni változásának követésére az egyes testrégiókon belül, valamint a CT protokollok összehasonlítására egy adott intézmény több CT készüléke vagy különböző intézmények között. Nemrég megjelentek hasonló, kevesebb funkcióval ellátott, okostelefonokon vagy tableteken futó mobil alkalmazások is (pl. az Apple iTunes oldaláról ingyen letölthető CT Gently). Úgy tűnik, az ilyen programok hozzájárulhatnak a radiológusok és
dc_875_14 szakasszisztensek dózistudatos munkájához.

Kiegészítésképpen megemlítem, hogy a szoftveres fejlesztések nagy része a felhasználó munkáját igyekszik segíteni bizonyos kiértékelések automatizálásával és nem érinti a dóziscsökkentést. Ilyen pl. számítógép által segített felismerés (computer assisted detection, CAD) és diagnosztika (computer assisted diagnosis, CADx) tüdőtumorok, májgócok vagy tüdőembólia estén, bizonyos parenchymás betegségek kiterjedésének és időbeli változásának megítélése (tüdő-, máj és agytumorok, emphysema, tüdőfibrosis) valamint érdiagnosztika további automatizálása (pl. szűkületek súlyossági fokának pontosabb mérése a meszes plakkok és a k.a.-gal töltött érlumen jobb elkülönítésével coronariák és perifériás erek esetén).

A jövőben várhatóan kereskedelmi forgalomban is elérhető lesz a mamma-CT, amelynek segítségével a női emlőkről készíthetők szeletképek. A módszer számára egyértelműen nagy kihívás a hagyományos és digitális mammográfiánál már megszokott magas térbeli felbontás elérése elfogadható sugárterhelés mellett. Ez utóbbi különösen fontos, ha a vizsgáló k.a. adás után szeretne dinamikus felvételeket készíteni egy tumor halmozásának vizsgálata céljából pl. olyan nőkben, akiknél az MR mammográfia bizonyos kontraindikációk miatt nem végezhető el.

6.2. A kutatások várható iránya, nyitott kérdések

Mivel a technikai fejlesztések továbbra is a gyorsabb és alacsonyabb dózisú vizsgálatokra koncentrálnak, így a radiológusokra vár a feladat, hogy megtalálják, mire használhatók ezek az eszközök pontosan ill. hol húzódnak azok a határok, ameddig a klinikai mindennapokban még el lehet menni. Más szóval: a szakembereknek kell kideríteniük, hogy milyen gyakorlati haszonnal bírnak az évről évre megjelenő új fejlesztések.

Az előző alfejezetben említett gondolatmenet alapján a nagyobb hatásfokkal ill. más módszerrel dolgozó IR algoritmusok egyaránt alkalmasak lehetnek az egyes CT vizsgálatok dózisának csökkentésére vagy az adott protokoll használatára magas betegtestsúly esetén. Fantomkísérletek



kísérletes vizsgálatok nemcsak a képminőségre fognak koncentrálni, hanem szükségszerű lesz a fent említett módszerek diagnosztikus pontosságra és a betegek túlélésére kifejtett hatásának tanulmányozása. Erre a célra ideálisnak tűnnek az értekezésben leírt fantom- ill. szimulációs kísérletekhez hasonló elrendezések.

Szintén az IR technika fejlődésétől várható, hogy az ilyen módon rekonstruált képek visszanyerik "természetes" jellegüket, ahogyan azt a FBP képeken évtizedek óta nevelkedett radiológusok megszokták. A jelenleg elterjedt IR algoritmusok többsége ugyanis még részben vagy teljesen a félig kész képeken és nem a nyers adatokon végzi a rekonstrukciót, emiatt a végeredmény nem ritkán kifejezetten művi, plasztikus hatással bír. A régi és új algoritmusok által elérhető szubjektív képminőség randomizált kontrollált összehasonlítása sok radiológus bevonásával fontos eredményekkel szolgálhat a gyártók irányába.

A korábban említett kettős energiájú képalkotás optimalizálása terén is még sok a teendő. Bár a gyártók szerint az ilyen leképezés a beteg sugárterhelését nem növeli, a klinikai tapasztalatok szerint ez a kijelentés a gyárilag javasolt paraméterek használatával sokszor nem helytálló. Éppen ezért minden felhasználónak tudatosan tennie kell azért, hogy a CT berendezés által elért képminőség és a felhasznált dózis egyensúlya megmaradjon és további kutatómunkával kell megtalálni azokat a paramétereket, melyekkel az ipari szereplők által tett ígéretek valóra válthatók.

További vizsgálatok tárgyát kell képeznie az emberi szövetek által elnyelt sugárdózis változásának az alacsony csőfeszültségű (70- 80 kVp) CT protokollok használata során. Bár alacsony kV használatakor a test teljes sugárterhelése csökken, a lágy sugárzásnak esetleg nagyobb hányada nyelődik el a bőrben és a subcutis régióban valamint a női emlők mirigyállományában, melynek sugárérzékenysége kifejezetten magas. Ez újabb érvet szolgáltatna a 2.4.2.1 pont alatt ismertetett dc_875_14 szervspecifikus mAs csökkentést célzó megoldások rutinszerű használata mellett. A kérdés tisztázására valószínűleg antropomorfikus fantomban vagy emberi tetemekben végzett dózismérésekre lesz szükség.

Az egyes CT vizsgálatok sugárdózisának további csökkenésével várhatóan növekedni fog a korai tüdőrák felfedezését célzó szűrővizsgálatok szélesebb körben való bevezetésének igénye. Az indokok kézenfekvőek: a jelenleg elérhető ún. ultraalacsony mellkasi CT vizsgálatok 0,05 mSv-es becsült effektív dózisa egy kétirányú hagyományos mellkasfelvétel dózistartományába esik, valamint a szűrés csökkenteni látszik a tüdőrákból eredő halálozást. A feleslegesen elvégzett kontrollvizsgálatok és biopsziák számának valamint az összköltségek csökkentésének érdekében azonban még sok a tennivaló. Többek között azonosítani kell azt a magas rizikójú népességcsoportot, amelyben a CT szűrés valóban hasznos lehet, meg kell határozni azt a méretet, amely felett egy tüdőgócot ellenőrizni kell és csökkenteni kell a CT vizsgálatok kiértékelésére fordított időt, valószínűleg megfelelő CAD programok segítségével. A jelenlegi álláspontok alapján úgy tűnik, hogy a még nyitott kérdések megválaszolása után a közeli jövőben jó eséllyel indulhatnak alacsony dózisú CT-n alapuló tüdőrák szűrőprogramok több országban is [228].

dc_875_14 7. Összefoglalás - Új eredmények

- Elektronikus képfeldolgozó szoftverek segítségével élethűen utánozható a megváltozott képminőség alacsony CT csőfeszültség mellett, valamint valóságszerűen szimulálhatók tüdőembóliák és hypodens májgócok.
- Az egységnyi dózisváltozásra eső képminőség-javulás alapján az alacsony (80 kVp) CT csőfeszültség használata elsősorban vékony és átlagos testalkatú betegekben optimális módszer a sugárterhelés csökkentésére.
- Az alacsony (80 kVp) CT csőfeszültségen elérhető alacsony sugárterhelés eredményesen kombinálható az intravénásan beadott jódtartalmú k.a. csökkentett dózisával a tüdőartériák, thoracoabdominalis aorta és az iliacalis artériák CTA-ja során.
- Pulmonális CTA során a 80 kVp csőfeszültség használata még 25%-kal alacsonyabb kontrasztanyag-mennyiség mellett is előnyös 100 kg testsúlyhatárig, mert hasonló érdenzitást és változatlan szubjektív képminőséget biztosít kb. 30%-kal alacsonyabb sugárterhelés mellett, mint a 100 kVp protokoll.
- Intraindividuális szimulációs kísérlet, retrospektív eset-kontroll vizsgálat és nagy léptékű
 prospektív randomizált betegvizsgálat alapján 100 kg betegtestsúly alatt az alacsony dózisú
 és a normál dózisú pulmonális CTA protokoll között nincs szignifikáns különbség a
 tüdőembóliák felismerésének pontossága és biztonsága tekintetében.
- Fantomkísérletekben és betegeken végzett vizsgálatok alapján a diagnosztikus képminőség és az alacsony dózis optimális egyensúlyának eléréséhez a CT technikai paramétereket a beteg testsúlyához érdemes igazítani, mert a beteg morfológiai paraméterei közül ez korrelál a legjobban az objektív képminőséggel. A testtömegindex, a testkörfogat ill. testátmérők kevésbé megbízhatóak ebben a tekintetben.
- Magas testsúlyú betegekben végzett CTA során a röntgensugár keményedése miatt csökken az erekben mérhető denzitás, ami az eddig ismert egyéb tényezők (pl. magasabb képzaj,

dc_875_14 nagyobb eloszlási térfogat, stb.) mellett önálló faktorként is felelős az alacsonyabb képminőségért ebben a betegcsoportban.

- A 100 kVp csőfeszültséget használó pulmonális CTA protokoll diagnosztikus pontossága, a tüdőembóliák kizárásának biztonsága és a szubjektív képminőség nem csökken számottevően 125 kg testsúlyhatárig, függetlenül a testtömegindextől.
- A hasi aorta CTA-ja során a betegek testsúlya alapján meghatározott 80 ill. 100 kVp csőfeszültségű protokollok hasonló képminőséget és a kis kontrasztanyag-szivárgások (endoleakek) változatlan felismerhetőségét biztosítják 35-40%-kal alacsonyabb sugárterhelés mellett, mint a 120 kVp CTA protokoll.
- A nem-lineáris 3D zajszűrő program elsősorban túlsúlyos betegekben javítja a kis hyperdens elváltozások felismerését CT-vel (pl. endoleak stentgraft beültetés után). Ugyanez a filter normál testalkatú betegekben a sugárterhelés 30%-os csökkentését teszi lehetővé megtartott képminőség mellett.
- Hasi CTA során az automatikus csőfeszültség-választó programok alkalmazása segíti a sugárterhelés jelentős csökkentését változatlan vagy magasabb CNR mellett.
- A hypodens májgócok felismerhetőségét a gócok mérete és a normál májszövethez viszonyított kontrasztja mellett a beteg testsúlya önálló faktorként befolyásolja. Kísérleti körülmények között a túlsúlyos betegekben szimulált 10 mm-es metastasisok egyötöde, az 5 mm-es elváltozások 100%-a nem került felismerésre.
- Elektronikus zajszűréssel jelentősen javítható az 5 mm nagyságú szimulált hypodens májmetastasisok CT-vel való detektálása.
- Az iteratív képrekonstrukciós technikák alkalmazása 100 kVp-on a szimulált fokális májelváltozások változatlan felismerhetőségét és megtartott képminőséget biztosít 40%-kal alacsonyabb dózis mellett.
- A CT vizsgálatok elvégzéséért felelős szakemberek (radiológusok és asszisztensek) célzott képzésével jelentősen csökkenthető a betegek CT-ből eredő sugárterhelése.

dc_875_14 8. Az eredmények további hasznosíthatósága

- A tüdőembóliák és hypodens májgócok elektronikus szimulációja a kész képeken új utakat nyithat nemcsak az alacsony dózisú, hanem más CT vizsgálatok, sőt akár MR szekvenciák diagnosztikus pontosságának tesztelésére. A módszer előnye, hogy nagyon pontos referencia standardot biztosít a pathologiás eltérések kifejezetten élethű megjelenítése mellett. Ezáltal kiválthatóak lehetnek további bonyolult fantomkísérletek és bizonyos betegvizsgálatok is. Ugyanez vonatkozik a CTA-k alacsony csőfeszültségen tapasztalható megváltozott képminőségének valósághű utánzására bemutatott módszerünkre is.
- A csökkentett CT csőfeszültség által lehetővé váló alacsony sugár- és k.a. dózis kombinációja mellkasi és hasi CTA-k során már utat talált a klinikai hétköznapokba. A módszer segítségével egyszerre csökkenthető fiatal betegekben a sugárterheléssel együtt járó fokozott rákrizikó és idős, rossz vesefunkciójú egyénekben a k.a. okozta veseelégtelenség kockázata. Ezzel a technikával (más, a magzat védelmét szolgáló módszerekkel kiegészítve) vállalhatóvá válik terhes nőkben elvégzett pulmonális CTA tüdőembólia kizárására, amennyiben a D-dimer szintje magas és az alsó végtagok vénás Doppler-vizsgálata nem igazolt mélyvénás thrombosist. A REDOPED vizsgálat eredményei alapján nincs ok félni a romló diagnosztikus pontosságtól vagy rosszabb képminőségtől 100 kg-os testsúlyhatárig. Hasonlóképpen nem kell tartanunk attól, hogy alacsony csőfeszültségen végzett hasi CTA során szignifikáns leletet nézünk el. Azt várjuk, hogy az iteratív képrekonstrukciós technikák használata ezt a felső határt kitolhatja ill. növelheti az alacsony dózisú CTA vizsgálatok elfogadottságát.
- Pulmonális CTA során az alacsonyabb csőfeszültségnek nemcsak a vékony és átlagos testalkatú és -súlyú betegekben lehet szerepe a sugárterhelés csökkentésében – bár kétség kívül náluk lehet a legjobb hatásfokot elérni - , hanem kövér betegekben is érdemes próbálkozni 100 kV használatával. Nem elképzelhetetlen, hogy a korábban általánosan

149

dc_875_14 elterjedt 140 kVp PCTA protokollokat már csak elvétve, nagyon magas beteg testsúly esetén kell alkalmaznunk a jövőben. A CT vizsgálatoknak továbbra is fontos szerep jut majd a tüdőembólia kizárásában vagy igazolásában kövér betegekben.

- A képminőség és a sugárterhelés optimális egyensúlyának elérése érdekében a CT vizsgálatok paramétereit mindig az adott betegre kell szabni, kerülendők tehát az "egyenprotokollok". A megfelelő CT technikai paraméterek kiválasztásához eredményeink szerint érdemes a beteg testsúlyát alapul venni. Ez az egyszerűen rendelkezésre álló adat feleslegessé teszi a döntéshez korábban használt paraméterek, mint pl. BMI, testfelszín vagy a zsírmentes tömeg (lean body mass) bonyolult kiszámítását.
- Várakozásaink szerint a megfelelő képminőség elérésében egyre nagyobb szerephez jutnak majd a CT kezelőfelületen elérhető segédprogramok (pl. automatikus kV választás). Az optimális eredményhez azonban a felhasználóknak ismernie kell ezen programok működését és határait is.
- Az általunk igazolt egyszerű fizikai okok és a már ismert élettani tényezők miatt kövér betegek CTA-ja során át kell gondolni, hogyan kívánjuk elérni a megfelelő kontraszthatást. 100 kVp-os csőfeszültség alkalmazása lehetővé teszi az erek denzitásának emelését azonos k.a. dózis mellett, amennyiben a képzaj elfogadható szinten tartható a csőáram emelésével és IR képrekonstrukcióval. Ha ez nem lenne elég, vagy 100 kVp nem alkalmazható pl. extrém túlsúly miatt, akkor ajánlott először az időegység alatt bevitt jódmennyiség emelésével próbálkozni (pl. nagyobb injekciós ráta használatával). A teljes beadott k.a. térfogatának növelését azokra az esetekre tartogassuk, amikor a magasabb injekciós ráta a leképezés idejéhez képest túlságosan rövid k.a. bólust eredményezne.
- A máj vizsgálatához ajánlott k.a. protokollok a jódmennyiséget eleve a testsúly függvényében adják meg, így a fenti problémával ebben az esetben ritkábban találkozunk.

dc_875_14 Kövér betegek májról készült CT képsorozatának kiértékelésekor azonban tudatában kell lennünk, hogy a magas testsúly önmagában is korlátozza az 5-10 mm-es fokális májelváltozások (pl. metastasisok) felismerését. Azt gondoljuk, hogy az IR technikák és a nagyobb teljesítményű generátorok elterjedésével egyre gyakrabban alkalmaznak majd alacsony, 100 vagy akár 80 kV-os protokollokat a máj CT leképezésére.

- További intenzív kutatásra van szükség annak kiderítésére, hogy pontosan mire használhatók az egyes iteratív képrekonstrukciós algoritmusok és hol vannak a határaik. Minden vizsgálónak tisztában kell lennie azzal, hogy az IR technikákkal elérhető jobb objektív és szubjektív képminőség nem feltétlenül jár magasabb diagnosztikus pontossággal és biztonsággal.
- Mivel a CT nem nélkülözhető a modern orvos diagnosztika és terápia kelléktárából, ezért a
 teljes lakosság szintjén rövid távon valószínűleg nem számolhatunk a vizsgálatok számának
 csökkenésével. A radiológusok és szakasszisztensek rendszeres képzésével a betegek
 sugárterhelése azonban jelentősen csökkenthető. Ezen szakemberek rendszeres önképzése
 mellett célszerű lehet egy konzultációs szolgáltatás bevezetése Magyarországon is.

dc_875_14

Irodalom

- 1 Goldman LW (2007) Principles of CT and CT technology. J Nucl Med Technol, 35(3):115-128.
- 2 Mettler FA, Jr., Bhargavan M, Faulkner K, Gilley DB, Gray JE, Ibbott GS, Lipoti JA, Mahesh M, McCrohan JL, Stabin MG, Thomadsen BR, Yoshizumi TT (2009) Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources--1950-2007. Radiology, 253(2):520-531.
- 3 Aroua A, Samara ET, Bochud FO, Meuli R, Verdun FR (2013) Exposure of the Swiss population to computed tomography. BMC Med Imaging, 13:22.
- 4 Brenner DJ, Hall EJ (2007) Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. N Engl J Med, 357(22):2277-2284.
- 5 Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, Howe NL, Ronckers CM, Rajaraman P, Sir Craft AW, Parker L, Berrington de Gonzalez A (2012) Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. Lancet, 380(9840):499-505.
- 6 Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z, Butler MW, Goergen SK, Byrnes GB, Giles GG, Wallace AB, Anderson PR, Guiver TA, McGale P, Cain TM, Dowty JG, Bickerstaffe AC, Darby SC (2013) Cancer risk in 680,000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. Bmj, 346:f2360.
- 7 Larsen PO, von Ins M (2010) The rate of growth in scientific publication and the decline in coverage provided by Science Citation Index. Scientometrics, 84(3):575-603.
- 8 Preston DL, Ron E, Tokuoka S, Funamoto S, Nishi N, Soda M, Mabuchi K, Kodama K (2007) Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998. Radiat Res, 168(1):1-64.
- 9 Stewart FA, Akleyev AV, Hauer-Jensen M, Hendry JH, Kleiman NJ, Macvittie TJ, Aleman BM, Edgar AB, Mabuchi K, Muirhead CR, Shore RE, Wallace WH (2012) ICRP publication 118: ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs--threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. Ann ICRP, 41(1-2):1-322.
- 10 Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation NRC (2006) Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2 The National Academies Press, Washington DC
- 11 Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M (2006) National survey of doses from CT in the UK: 2003. Br J Radiol, 79(948):968-980.
- 12 Shah DJ, Sachs RK, Wilson DJ (2012) Radiation-induced cancer: a modern view. Br J Radiol, 85(1020):e1166-1173.
- 13 Costello JE, Cecava ND, Tucker JE, Bau JL (2013) CT radiation dose: current controversies and dose reduction strategies. AJR Am J Roentgenol, 201(6):1283-1290.
- 14 Sodickson A, Baeyens PF, Andriole KP, Prevedello LM, Nawfel RD, Hanson R, Khorasani R (2009) Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. Radiology, 251(1):175-184.
- 15 Tubiana M, Feinendegen LE, Yang C, Kaminski JM (2009) The linear no-threshold relationship is inconsistent with radiation biologic and experimental data. Radiology, 251(1):13-22.
- 16 Little MP, Wakeford R, Tawn EJ, Bouffler SD, Berrington de Gonzalez A (2009) Risks associated with low doses and low dose rates of ionizing radiation: why linearity may be (almost) the best we can do. Radiology, 251(1):6-12.
- 17 Maldjian PD, Goldman AR (2013) Reducing radiation dose in body CT: a primer on dose metrics and key CT technical parameters. AJR Am J Roentgenol, 200(4):741-747.
- 18 McNitt-Gray MF (2002) AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT.

dc_875_14 Radiation dose in CT. Radiographics, 22(6):1541-1553.

- The American Association of Physicists in Medicine CTSTG (2011) Size-Specific Dose 19 (SSDE) Pediatric and Adult Body Examinations. Estimates in CT http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf.
- Huda W, Ogden KM, Khorasani MR (2008) Converting dose-length product to effective 20 dose at CT. Radiology, 248(3):995-1003.
- 21 Li X, Samei E, Williams CH, Segars WP, Tward DJ, Miller MI, Ratnanather JT, Paulson EK, Frush DP (2012) Effects of protocol and obesity on dose conversion factors in adult body CT. Med Phys, 39(11):6550-6571.
- 22 McCollough CH, Christner JA, Kofler JM (2010) How effective is effective dose as a predictor of radiation risk? AJR Am J Roentgenol, 194(4):890-896.
- 23 Christner JA, Kofler JM, McCollough CH (2010) Estimating effective dose for CT using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection publication 103 or dual-energy scanning. AJR Am J Roentgenol, 194(4):881-889.
- 24 Prokop M (2003) Radiation dose and image quality. In: M. Prokop, M. Galanski, (eds) Spiral and multislice computed tomography of the body. Thieme, Stuttgart, pp 132-160
- 25 Balkay L (2011) Orvosi leképezéstechnika. http://www.tankonyvtar.hu/hu/tartalom/ tamop425/0019 1A Orvosi lekepezestechnika/ch07.html.
- 26 Wolbarst A (1993) The formation of a radiographic imagePhysics of Radiology. Appleton and Lange, East Norwalk, CO, pp 147-205
- 27 Nagel HD (2010) Significance of overbeaming and overranging effects of single- and multislice CT scanners. http://www.sascrad.com/attachments/File/Paper ID-No 766.pdf.
- 28 Strother MK, Robert EC, Cobb JG, Pruthi S, Feurer ID (2013) Reduction in the number and associated costs of unindicated dual-phase head CT examinations after a quality improvement initiative. AJR Am J Roentgenol, 201(5):1049-1056.
- 29 Guite KM, Hinshaw JL, Ranallo FN, Lindstrom MJ, Lee FT, Jr. (2011) Ionizing radiation in abdominal CT: unindicated multiphase scans are an important source of medically unnecessary exposure. J Am Coll Radiol, 8(11):756-761.
- 30 Chan MG, Cassidy FH, Andre MP, Chu P, Aganovic L (2014) Delayed imaging in routine CT examinations of the abdomen and pelvis: is it worth the additional cost of radiation and time? AJR Am J Roentgenol, 202(2):329-335.
- 31 McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM, Jr. (2006) CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. Radiographics, 26(2):503-512.
- McCollough CH, Primak AN, Braun N, Kofler J, Yu L, Christner J (2009) Strategies for 32 reducing radiation dose in CT. Radiol Clin North Am, 47(1):27-40.
- 33 Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, Saini S (2004) Strategies for CT radiation dose optimization. Radiology, 230(3):619-628.
- 34 Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, Saini S (2004) Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. Radiology, 233(3):649-657.
- 35 Kalra MK, Rizzo S, Maher MM, Halpern EF, Toth TL, Shepard JA, Aquino SL (2005) Chest CT performed with z-axis modulation: scanning protocol and radiation dose. Radiology, 237(1):303-308.
- Mastora I, Remy-Jardin M, Suess C, Scherf C, Guillot JP, Remy J (2001) Dose reduction in 36 spiral CT angiography of thoracic outlet syndrome by anatomically adapted tube current modulation. Eur Radiol, 11(4):590-596.
- Duan X, Wang J, Christner JA, Leng S, Grant KL, McCollough CH (2011) Dose reduction 37 to anterior surfaces with organ-based tube-current modulation: evaluation of performance in a phantom study. AJR Am J Roentgenol, 197(3):689-695.
- 38 Lungren MP, Yoshizumi TT, Brady SM, Toncheva G, Anderson-Evans C, Lowry C, Zhou XR, Frush D, Hurwitz LM (2012) Radiation dose estimations to the thorax using organ-

dc_875_14 based dose modulation. AJR Am J Roentgenol, 199(1):W65-73.

- 39 Sabarudin A, Sun Z, Ng KH (2012) A systematic review of radiation dose associated with different generations of multidetector CT coronary angiography. J Med Imaging Radiat Oncol, 56(1):5-17.
- 40 Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B, Flohr T, Suess C, Schoepf UJ, Reiser MF (2002) Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. Eur Radiol, 12(5):1081-1086.
- Yu L, Li H, Fletcher JG, McCollough CH (2010) Automatic selection of tube potential for 41 radiation dose reduction in CT: a general strategy. Med Phys, 37(1):234-243.
- 42 Li J, Udayasankar UK, Toth TL, Seamans J, Small WC, Kalra MK (2007) Automatic patient centering for MDCT: effect on radiation dose. AJR Am J Roentgenol, 188(2):547-552.
- 43 Karlo C, Gnannt R, Frauenfelder T, Leschka S, Bruesch M, Wanner GA, Alkadhi H (2011) Whole-body CT in polytrauma patients: effect of arm positioning on thoracic and abdominal image quality. Emerg Radiol, 18(4):285-293.
- 44 Brink M, de Lange F, Oostveen LJ, Dekker HM, Kool DR, Deunk J, Edwards MJ, van Kuijk C, Kamman RL, Blickman JG (2008) Arm raising at exposure-controlled multidetector trauma CT of thoracoabdominal region: higher image quality, lower radiation dose. Radiology, 249(2):661-670.
- Kallen JA, Coughlin BF, O'Loughlin MT, Stein B (2010) Reduced Z-axis coverage 45 multidetector CT angiography for suspected acute pulmonary embolism could decrease dose and maintain diagnostic accuracy. Emerg Radiol, 17(1):31-35.
- 46 Atalay MK, Walle NL, Egglin TK (2011) Prevalence and nature of excluded findings at reduced scan length CT angiography for pulmonary embolism. J Cardiovasc Comput Tomogr, 5(5):325-332.
- Michalakis N, Keyzer C, De Maertelaer V, Tack D, Gevenois PA (2014) Reduced z-axis 47 coverage in multidetector-row CT pulmonary angiography decreases radiation dose and diagnostic accuracy of alternative diseases. Br J Radiol, 87(1033):20130546.
- 48 Toepker M, Kuehas F, Kienzl D, Herwig R, Spazierer E, Krauss B, Weber M, Seitz C, Ringl H (2014) Dual energy computerized tomography with a split bolus-a 1-stop shop for patients with suspected urinary stones? J Urol, 191(3):792-797.
- 49 Sommer WH, Graser A, Becker CR, Clevert DA, Reiser MF, Nikolaou K, Johnson TR (2010) Image quality of virtual noncontrast images derived from dual-energy CT angiography after endovascular aneurysm repair. J Vasc Interv Radiol, 21(3):315-321.
- 50 Stolzmann P, Frauenfelder T, Pfammatter T, Peter N, Scheffel H, Lachat M, Schmidt B, Marincek B, Alkadhi H, Schertler T (2008) Endoleaks after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: detection with dual-energy dual-source CT. Radiology, 249(2):682-691.
- 51 O'Daniel JC, Stevens DM, Cody DD (2005) Reducing radiation exposure from survey CT scans. AJR Am J Roentgenol, 185(2):509-515.
- Curtis JR (2010) Computed tomography shielding methods: a literature review. Radiol 52 Technol, 81(5):428-436.
- 53 Sun Z, Ng KH (2012) Prospective versus retrospective ECG-gated multislice CT coronary angiography: a systematic review of radiation dose and diagnostic accuracy. Eur J Radiol, 81(2):e94-100.
- Alkadhi H, Leschka S (2011) Radiation dose of cardiac computed tomography what has 54 been achieved and what needs to be done. Eur Radiol, 21(3):505-509.
- 55 Huda W, Scalzetti EM, Levin G (2000) Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. Radiology, 217(2):430-435.
- 56 Nelson RC, Feuerlein S, Boll DT (2011) New iterative reconstruction techniques for cardiovascular computed tomography: how do they work, and what are the advantages and disadvantages? J Cardiovasc Comput Tomogr, 5(5):286-292.
- 57 Szucs-Farkas Z, Verdun FR, von Allmen G, Mini RL, Vock P (2008) Effect of X-ray tube

dc_875_14

parameters, iodine concentration, and patient size on image quality in pulmonary computed tomography angiography: a chest-phantom-study. Invest Radiol, 43(6):374-381.

- 58 Prasad SR, Wittram C, Shepard JA, McLoud T, Rhea J (2002) Standard-dose and 50%reduced-dose chest CT: comparing the effect on image quality. AJR Am J Roentgenol, 179(2):461-465.
- 59 Ravenel JG, Scalzetti EM, Huda W, Garrisi W (2001) Radiation exposure and image quality in chest CT examinations. AJR Am J Roentgenol, 177(2):279-284.
- 60 Takahashi M, Maguire WM, Ashtari M, Khan A, Papp Z, Alberico R, Campbell W, Eacobacci T, Herman PG (1998) Low-dose spiral computed tomography of the thorax: comparison with the standard-dose technique. Invest Radiol, 33(2):68-73.
- 61 Zwirewich CV, Mayo JR, Muller NL (1991) Low-dose high-resolution CT of lung parenchyma. Radiology, 180(2):413-417.
- 62 Naidich DP, Marshall CH, Gribbin C, Arams RS, McCauley DI (1990) Low-dose CT of the lungs: preliminary observations. Radiology, 175(3):729-731.
- 63 Lee KS, Primack SL, Staples CA, Mayo JR, Aldrich JE, Muller NL (1994) Chronic infiltrative lung disease: comparison of diagnostic accuracies of radiography and low- and conventional-dose thin-section CT. Radiology, 191(3):669-673.
- 64 Rogalla P, Stover B, Scheer I, Juran R, Gaedicke G, Hamm B (1999) Low-dose spiral CT: applicability to paediatric chest imaging. Pediatr Radiol, 29(8):565-569.
- 65 Itoh S, Koyama S, Ikeda M, Ozaki M, Sawaki A, Iwano S, Ishigaki T (2001) Further reduction of radiation dose in helical CT for lung cancer screening using small tube current and a newly designed filter. J Thorac Imaging, 16(2):81-88.
- 66 Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, Chen X, Paul JF (2004) Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose. Radiology, 231(1):169-174.
- 67 Heyer CM, Mohr PS, Lemburg SP, Peters SA, Nicolas V (2007) Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: prospective randomized study. Radiology, 245(2):577-583.
- 68 Schueller-Weidekamm C, Schaefer-Prokop CM, Weber M, Herold CJ, Prokop M (2006) CT angiography of pulmonary arteries to detect pulmonary embolism: improvement of vascular enhancement with low kilovoltage settings. Radiology, 241(3):899-907.
- 69 Holmquist F, Nyman U (2006) Eighty-peak kilovoltage 16-channel multidetector computed tomography and reduced contrast-medium doses tailored to body weight to diagnose pulmonary embolism in azotaemic patients. Eur Radiol, 16(5):1165-1176.
- 70 Menke J (2005) Comparison of different body size parameters for individual dose adaptation in body CT of adults. Radiology, 236(2):565-571.
- 71 Szucs-Farkas Z, Schibler F, Cullmann J, Torrente JC, Patak MA, Raible S, Hoppe H, Wyttenbach R, Vock P, Schindera ST (2011) Diagnostic accuracy of pulmonary CT angiography at low tube voltage: intraindividual comparison of a normal-dose protocol at 120 kVp and a low-dose protocol at 80 kVp using reduced amount of contrast medium in a simulation study. AJR Am J Roentgenol, 197(5):W852-859.
- 72 Tack D, De Maertelaer V, Petit W, Scillia P, Muller P, Suess C, Gevenois PA (2005) Multidetector row CT pulmonary angiography: comparison of standard-dose and simulated lowdose techniques. Radiology, 236(1):318-325.
- 73 MacKenzie JD, Nazario-Larrieu J, Cai T, Ledbetter MS, Duran-Mendicuti MA, Judy PF, Rybicki FJ (2007) Reduced-dose CT: effect on reader evaluation in detection of pulmonary embolism. AJR Am J Roentgenol, 189(6):1371-1379.
- 74 Zaporozhan J, Ley S, Weinheimer O, Eberhardt R, Tsakiris I, Noshi Y, Herth F, Kauczor HU (2006) Multi-detector CT of the chest: influence of dose onto quantitative evaluation of severe emphysema: a simulation study. J Comput Assist Tomogr, 30(3):460-468.
- 75 O'Connor OJ, Vandeleur M, McGarrigle AM, Moore N, McWilliams SR, McSweeney SE, O'Neill M, Ni Chroinin M, Maher MM (2010) Development of low-dose protocols for thin-

dc_875_14 section CT assessment of cystic fibrosis in pediatric patients. Radiology, 257(3):820-829.

- 76 Christe A, Charimo-Torrente J, Roychoudhury K, Vock P, Roos JE (2013) Accuracy of lowdose computed tomography (CT) for detecting and characterizing the most common CTpatterns of pulmonary disease. Eur J Radiol, 82(3):e142-150.
- 77 Christe A, Lin MC, Yen AC, Hallett RL, Roychoudhury K, Schmitzberger F, Fleischmann D, Leung AN, Rubin GD, Vock P, Roos JE (2012) CT patterns of fungal pulmonary infections of the lung: comparison of standard-dose and simulated low-dose CT. Eur J Radiol, 81(10):2860-2866.
- 78 Christe A, Torrente JC, Lin M, Yen A, Hallett R, Roychoudhury K, Schmitzberger F, Vock P, Roos J (2011) CT screening and follow-up of lung nodules: effects of tube current-time setting and nodule size and density on detectability and of tube current-time setting on apparent size. AJR Am J Roentgenol, 197(3):623-630.
- 79 Christe A, Leidolt L, Huber A, Steiger P, Szucs-Farkas Z, Roos JE, Heverhagen JT, Ebner L (2013) Lung cancer screening with CT: evaluation of radiologists and different computer assisted detection software (CAD) as first and second readers for lung nodule detection at different dose levels. Eur J Radiol, 82(12):e873-878.
- 80 Christe A, Szucs-Farkas Z, Huber A, Steiger P, Leidolt L, Roos JE, Heverhagen J, Ebner L (2013) Optimal dose levels in screening chest CT for unimpaired detection and volumetry of lung nodules, with and without computer assisted detection at minimal patient radiation. PLoS One, 8(12):e82919.
- 81 Gordic S, Morsbach F, Schmidt B, Allmendinger T, Flohr T, Husarik D, Baumueller S, Raupach R, Stolzmann P, Leschka S, Frauenfelder T, Alkadhi H (2014) Ultralow-dose chest computed tomography for pulmonary nodule detection: first performance evaluation of single energy scanning with spectral shaping. Invest Radiol, 49(7):465-473.
- Stavropoulos SW, Charagundla SR (2007) Imaging techniques for detection and 82 management of endoleaks after endovascular aortic aneurysm repair. Radiology, 243(3):641-655.
- Stavropoulos SW, Carpenter JP (2006) Postoperative imaging surveillance and endoleak 83 management after endovascular repair of thoracic aortic aneurysms. J Vasc Surg, 43 Suppl A:89A-93A.
- Golzarian J, Valenti D (2006) Endoleakage after endovascular treatment of abdominal aortic 84 aneurysms: Diagnosis, significance and treatment. Eur Radiol, 16(12):2849-2857.
- 85 Szucs-Farkas Z, Semadeni M, Bensler S, Patak MA, von Allmen G, Vock P, Schindera ST (2009) Endoleak detection with CT angiography in an abdominal aortic aneurysm phantom: effect of tube energy, simulated patient size, and physical properties of endoleaks. Radiology, 251(2):590-598.
- Chakraborty DP (2006) Analysis of location specific observer performance data: validated 86 extensions of the jackknife free-response (JAFROC) method. Acad Radiol, 13(10):1187-1193.
- Chakraborty DP, Berbaum KS (2004) Observer studies involving detection and localization: 87 modeling, analysis, and validation. Med Phys, 31(8):2313-2330.
- 88 Chakraborty DP, Breatnach ES, Yester MV, Soto B, Barnes GT, Fraser RG (1986) Digital and conventional chest imaging: a modified ROC study of observer performance using simulated nodules. Radiology, 158(1):35-39.
- 89 Szucs-Farkas Z, Bensler S, Torrente JC, Cullmann JL, Vock P, Schindera ST (2011) Nonlinear three-dimensional noise filter with low-dose CT angiography: effect on the detection of small high-contrast objects in a phantom model. Radiology, 258(1):261-269.
- 90 Baum U, Anders K, Steinbichler G, Lell M, Greess H, Riedel T, Kachelriess M, Kalender WA, Bautz WA (2004) Improvement of image quality of multislice spiral CT scans of the head and neck region using a raw data-based multidimensional adaptive filtering (MAF) technique. Eur Radiol, 14(10):1873-1881.
- 91 Wessling J, Esseling R, Raupach R, Fockenberg S, Osada N, Gerss J, Heindel W, Fischbach

dc_875_14 R (2007) The effect of dose reduction and feasibility of edge-preserving noise reduction on the detection of liver lesions using MSCT. Eur Radiol, 17(7):1885-1891.

- 92 Kalra MK, Maher MM, Blake MA, Lucey BC, Karau K, Toth TL, Avinash G, Halpern EF, Saini S (2004) Detection and characterization of lesions on low-radiation-dose abdominal CT images postprocessed with noise reduction filters. Radiology, 232(3):791-797.
- 93 Bai M, Chen J, Raupach R, Suess C, Tao Y, Peng M (2009) Effect of nonlinear threedimensional optimized reconstruction algorithm filter on image quality and radiation dose: validation on phantoms. Med Phys, 36(1):95-97.
- Schindera ST, Tock I, Marin D, Nelson RC, Raupach R, Hagemeister M, von Allmen G, 94 Vock P, Szucs-Farkas Z (2010) Effect of beam hardening on arterial enhancement in thoracoabdominal CT angiography with increasing patient size: an in vitro and in vivo study. Radiology, 256(2):528-535.
- 95 Schindera ST, Winklehner A, Alkadhi H, Goetti R, Fischer M, Gnannt R, Szucs-Farkas Z (2009) Effect of automatic tube voltage selection on image quality and radiation dose in abdominal CT angiography of various body sizes: a phantom study. Clin Radiol, 68(2):e79-86.
- 96 Husarik DB, Schindera ST, Morsbach F, Chuck N, Seifert B, Szucs-Farkas Z, Alkadhi H (2014) Combining automated attenuation-based tube voltage selection and iterative reconstruction: a liver phantom study. Eur Radiol, 24(3):657-667.
- 97 Niemann T, Henry S, Faivre JB, Yasunaga K, Bendaoud S, Simeone A, Remy J, Duhamel A, Flohr T, Remy-Jardin M (2013) Clinical evaluation of automatic tube voltage selection in chest CT angiography. Eur Radiol, 23(10):2643-2651.
- 98 Ghoshhajra BB, Engel LC, Karolyi M, Sidhu MS, Wai B, Barreto M, Shanmugam U, Hoffmann U, Brady TJ, Kalra M, Abbara S (2013) Cardiac computed tomography angiography with automatic tube potential selection: effects on radiation dose and image quality. J Thorac Imaging, 28(1):40-48.
- 99 Lee KH, Lee JM, Moon SK, Baek JH, Park JH, Flohr TG, Kim KW, Kim SJ, Han JK, Choi BI (2012) Attenuation-based automatic tube voltage selection and tube current modulation for dose reduction at contrast-enhanced liver CT. Radiology, 265(2):437-447.
- 100 Schindera ST, Nelson RC, Yoshizumi T, Toncheva G, Nguyen G, DeLong DM, Szucs-Farkas Z (2009) Effect of automatic tube current modulation on radiation dose and image quality for low tube voltage multidetector row CT angiography: phantom study. Acad Radiol, 16(8):997-1002.
- 101 Wintersperger B, Jakobs T, Herzog P, Schaller S, Nikolaou K, Suess C, Weber C, Reiser M, Becker C (2005) Aorto-iliac multidetector-row CT angiography with low kV settings: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose. Eur Radiol, 15(2):334-341.
- 102 Schindera ST, Hareter LF, Raible S, Torrente JC, Rusch O, Rosskopf AB, Marin D, Vock P, Szucs-Farkas Z (2012) Effect of tumor size and tumor-to-liver contrast of hypovascular liver tumors on the diagnostic performance of hepatic CT imaging. Invest Radiol, 47(3):197-201.
- 103 Hoe CL, Samei E, Frush DP, Delong DM (2006) Simulation of liver lesions for pediatric CT. Radiology, 238(2):699-705.
- 104 Bartorelli AL, Marenzi G (2008) Contrast-induced nephropathy. J Interv Cardiol, 21(1):74-85.
- 105 Schindera ST, Torrente JC, Ruder TD, Hoppe H, Marin D, Nelson RC, Szucs-Farkas Z (2011) Decreased detection of hypovascular liver tumors with MDCT in obese patients: a phantom study. AJR Am J Roentgenol, 196(6):W772-776.
- 106 WHO (2013)Obesity and Overweight. Fact sheet No. 311. WHO. http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/en/. Accessed 6/6/2013
- 107 Flegal KM, Carroll MD, Ogden CL, Curtin LR (2010) Prevalence and trends in obesity among US adults, 1999-2008. Jama, 303(3):235-241.

- dc 875 14
- 108 Schindera ST, Diedrichsen L, Muller HC, Rusch O, Marin D, Schmidt B, Raupach R, Vock P, Szucs-Farkas Z (2011) Iterative reconstruction algorithm for abdominal multidetector CT at different tube voltages: assessment of diagnostic accuracy, image quality, and radiation dose in a phantom study. Radiology, 260(2):454-462.
- 109 Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W (2009) Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. AJR Am J Roentgenol, 193(3):764-771.
- 110 Prakash P, Kalra MK, Kambadakone AK, Pien H, Hsieh J, Blake MA, Sahani DV (2010) Reducing abdominal CT radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction technique. Invest Radiol, 45(4):202-210.
- 111 Singh S, Kalra MK, Hsieh J, Licato PE, Do S, Pien HH, Blake MA (2010) Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques. Radiology, 257(2):373-383.
- 112 Schindera ST, Odedra D, Raza SA, Kim TK, Jang HJ, Szucs-Farkas Z, Rogalla P (2013) Iterative reconstruction algorithm for CT: can radiation dose be decreased while lowcontrast detectability is preserved? Radiology, 269(2):511-518.
- 113 Schindera ST, Odedra D, Mercer D, Thipphavong S, Chou P, Szucs-Farkas Z, Rogalla P (2014) Hybrid iterative reconstruction technique for abdominal CT protocols in obese patients: assessment of image quality, radiation dose, and low-contrast detectability in a phantom. AJR Am J Roentgenol, 202(2):W146-152.
- 114 Anderson FA, Jr., Wheeler HB, Goldberg RJ, Hosmer DW, Patwardhan NA, Jovanovic B, Forcier A, Dalen JE (1991) A population-based perspective of the hospital incidence and case-fatality rates of deep vein thrombosis and pulmonary embolism. The Worcester DVT Study. Arch Intern Med, 151(5):933-938.
- 115 Coon WW, Coller FA (1959) Some epidemiologic considerations of thromboembolism. Surg Gynecol Obstet, 109:487-501.
- 116 Tapson VF, Humbert M (2006) Incidence and prevalence of chronic thromboembolic pulmonary hypertension: from acute to chronic pulmonary embolism. Proc Am Thorac Soc, 3(7):564-567.
- 117 Dalen JE, Alpert JS (1975) Natural history of pulmonary embolism. Prog Cardiovasc Dis, 17(4):259-270.
- 118 Winer-Muram HT, Rydberg J, Johnson MS, Tarver RD, Williams MD, Shah H, Namyslowski J, Conces D, Jennings SG, Ying J, Trerotola SO, Kopecky KK (2004) Suspected acute pulmonary embolism: evaluation with multi-detector row CT versus digital subtraction pulmonary arteriography. Radiology, 233(3):806-815.
- 119 Anderson DR, Kahn SR, Rodger MA, Kovacs MJ, Morris T, Hirsch A, Lang E, Stiell I, Kovacs G, Dreyer J, Dennie C, Cartier Y, Barnes D, Burton E, Pleasance S, Skedgel C, O'Rouke K, Wells PS (2007) Computed tomographic pulmonary angiography vs ventilation-perfusion lung scanning in patients with suspected pulmonary embolism: a randomized controlled trial. Jama, 298(23):2743-2753.
- 120 Torbicki A, Perrier A, Konstantinides S, Agnelli G, Galie N, Pruszczyk P, Bengel F, Brady AJ, Ferreira D, Janssens U, Klepetko W, Mayer E, Remy-Jardin M, Bassand JP (2008) Guidelines on the diagnosis and management of acute pulmonary embolism: the Task Force for the Diagnosis and Management of Acute Pulmonary Embolism of the European Society of Cardiology (ESC). Eur Heart J, 29(18):2276-2315.
- 121 Stein PD, Fowler SE, Goodman LR, Gottschalk A, Hales CA, Hull RD, Leeper KV, Jr., Popovich J, Jr., Quinn DA, Sos TA, Sostman HD, Tapson VF, Wakefield TW, Weg JG, Woodard PK (2006) Multidetector computed tomography for acute pulmonary embolism. N Engl J Med, 354(22):2317-2327.
- 122 Wells PS, Anderson DR, Rodger M, Stiell I, Dreyer JF, Barnes D, Forgie M, Kovacs G, Ward J, Kovacs MJ (2001) Excluding pulmonary embolism at the bedside without diagnostic imaging: management of patients with suspected pulmonary embolism

 dc_{875_14} presenting to the emergency department by using a simple clinical model and d-dimer. Ann Intern Med, 135(2):98-107.

- 123 Klok FA, Mos IC, Nijkeuter M, Righini M, Perrier A, Le Gal G, Huisman MV (2008) Simplification of the revised Geneva score for assessing clinical probability of pulmonary embolism. Arch Intern Med, 168(19):2131-2136.
- 124 Szucs-Farkas Z, Kurmann L, Strautz T, Patak MA, Vock P, Schindera ST (2008) Patient exposure and image quality of low-dose pulmonary computed tomography angiography: comparison of 100- and 80-kVp protocols. Invest Radiol, 43(12):871-876.
- 125 Mettler FA, Jr., Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M (2008) Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. Radiology, 248(1):254-263.
- 126 Kristiansson M, Holmquist F, Nyman U (2009) Ultralow contrast medium doses at CT to diagnose pulmonary embolism in patients with moderate to severe renal impairment: a feasibility study. Eur Radiol, 20(6):1321-1330.
- 127 Holmquist F, Hansson K, Pasquariello F, Bjork J, Nyman U (2009) Minimizing contrast medium doses to diagnose pulmonary embolism with 80-kVp multidetector computed tomography in azotemic patients. Acta Radiol, 50(2):181-193.
- 128 Viteri-Ramirez G, Garcia-Lallana A, Simon-Yarza I, Broncano J, Ferreira M, Pueyo JC, Villanueva A, Bastarrika G (2012) Low radiation and low-contrast dose pulmonary CT angiography: Comparison of 80 kVp/60 ml and 100 kVp/80 ml protocols. Clin Radiol, 67(9):833-839.
- 129 Faggioni L, Neri E, Sbragia P, Pascale R, D'Errico L, Caramella D, Bartolozzi C (2012) 80kV pulmonary CT angiography with 40 mL of iodinated contrast material in lean patients: comparison of vascular enhancement with iodixanol (320 mg I/mL)and iomeprol (400 mg I/mL). AJR Am J Roentgenol, 199(6):1220-1225.
- Szucs-Farkas Z, Strautz T, Patak MA, Kurmann L, Vock P, Schindera ST (2009) Is body 130 weight the most appropriate criterion to select patients eligible for low-dose pulmonary CT angiography? Analysis of objective and subjective image quality at 80 kVp in 100 patients. Eur Radiol, 19(8):1914-1922.
- 131 Bae KT, Seeck BA, Hildebolt CF, Tao C, Zhu F, Kanematsu M, Woodard PK (2008) Contrast enhancement in cardiovascular MDCT: effect of body weight, height, body surface area, body mass index, and obesity. AJR Am J Roentgenol, 190(3):777-784.
- 132 Fleischmann D (2005) How to design injection protocols for multiple detector-row CT angiography (MDCTA). Eur Radiol, 15 Suppl 5:E60-65.
- 133 Nakaura T, Awai K, Yauaga Y, Nakayama Y, Oda S, Hatemura M, Nagayoshi Y, Ogawa H, Yamashita Y (2008) Contrast injection protocols for coronary computed tomography angiography using a 64-detector scanner: comparison between patient weight-adjusted- and fixed iodine-dose protocols. Invest Radiol, 43(7):512-519.
- 134 Roggenland D, Peters SA, Lemburg SP, Holland-Letz T, Nicolas V, Heyer CM (2008) CT angiography in suspected pulmonary embolism: impact of patient characteristics and different venous lines on vessel enhancement and image quality. AJR Am J Roentgenol, 190(6):W351-359.
- Bae KT, Tao C, Gurel S, Hong C, Zhu F, Gebke TA, Milite M, Hildebolt CF (2007) Effect 135 of patient weight and scanning duration on contrast enhancement during pulmonary multidetector CT angiography. Radiology, 242(2):582-589.
- Szucs-Farkas Z, Schaller C, Bensler S, Patak MA, Vock P, Schindera ST (2009) Detection 136 of pulmonary emboli with CT angiography at reduced radiation exposure and contrast material volume: comparison of 80 kVp and 120 kVp protocols in a matched cohort. Invest Radiol, 44(12):793-799.
- 137 Carrier M, Righini M, Wells PS, Perrier A, Anderson DR, Rodger MA, Pleasance S, Le Gal G (2010) Subsegmental pulmonary embolism diagnosed by computed tomography: incidence and clinical implications. A systematic review and meta-analysis of the management outcome studies. J Thromb Haemost, 8(8):1716-1722.

- dc_875_14 Donato AA, Khoche S, Santora J, Wagner B (2010) Clinical outcomes in patients with 138 isolated subsegmental pulmonary emboli diagnosed by multidetector CT pulmonary angiography. Thromb Res, 126(4):e266-270.
- 139 Auer RC, Schulman AR, Tuorto S, Gonen M, Gonsalves J, Schwartz L, Ginsberg MS, Fong Y (2009) Use of helical CT is associated with an increased incidence of postoperative pulmonary emboli in cancer patients with no change in the number of fatal pulmonary emboli. J Am Coll Surg, 208(5):871-878; discussion 878-880.
- 140 Szucs-Farkas Z, Christe A, Megyeri B, Rohacek M, Vock P, Nagy EV, Heverhagen JT, Schindera ST (2014) Diagnostic accuracy of computed tomography pulmonary angiography with reduced radiation and contrast material dose: a prospective randomized clinical trial. Invest Radiol, 49(4):201-208.
- 141 Szucs-Farkas Z, Megyeri B, Christe A, Vock P, Heverhagen JT, Schindera ST (2014) Prospective randomised comparison of diagnostic confidence and image quality with normal-dose and low-dose CT pulmonary angiography at various body weights. Eur Radiol, 24(8):1868-1877.
- 142 Goldhaber SZ, Bounameaux H (2012) Pulmonary embolism and deep vein thrombosis. Lancet, 379(9828):1835-1846.
- 143 Laporte S, Mismetti P, Decousus H, Uresandi F, Otero R, Lobo JL, Monreal M (2008) Clinical predictors for fatal pulmonary embolism in 15,520 patients with venous thromboembolism: findings from the Registro Informatizado de la Enfermedad TromboEmbolica venosa (RIETE) Registry. Circulation, 117(13):1711-1716.
- 144 Agnelli G, Becattini C (2010) Acute pulmonary embolism. N Engl J Med, 363(3):266-274.
- 145 Remy-Jardin M, Pistolesi M, Goodman LR, Gefter WB, Gottschalk A, Mayo JR, Sostman HD (2007) Management of suspected acute pulmonary embolism in the era of CT angiography: a statement from the Fleischner Society. Radiology, 245(2):315-329.
- 146 Pontana F, Pagniez J, Duhamel A, Flohr T, Faivre JB, Murphy C, Remy J, Remy-Jardin M (2013) Reduced-Dose Low-Voltage Chest CT Angiography with Sinogram-affirmed Iterative Reconstruction versus Standard-Dose Filtered Back Projection. Radiology, 267(2):609-618.
- 147 Douma RA, Hofstee HM, Schaefer-Prokop C, van Waesberghe JH, Lely RJ, Kamphuisen PW, Gerdes VE, Kramer MH, Buller HR (2010) Comparison of 4- and 64-slice CT scanning in the diagnosis of pulmonary embolism. Thromb Haemost, 103(1):242-246.
- 148 Chen CM, Chu SY, Hsu MY, Liao YL, Tsai HY (2014) Low-tube-voltage (80 kVp) CT aortography using 320-row volume CT with adaptive iterative reconstruction: lower contrast medium and radiation dose. Eur Radiol, 24(2):460-468.
- 149 Megyeri B, Christe A, Schindera ST, Horkay E, Sikula J, Cullmann J, Kollar J, Heverhagen J, Szucs-Farkas Z (2014) Accuracy of CT angiography in the detection of pulmonary embolism in patients with high body weight. Eur J Int Med, közlésre elfogadva.
- 150 Abdollahi M, Cushman M, Rosendaal FR (2003) Obesity: risk of venous thrombosis and the interaction with coagulation factor levels and oral contraceptive use. Thromb Haemost, 89(3):493-498.
- 151 Barba R, Zapatero A, Losa JE, Valdes V, Todoli JA, Di Micco P, Monreal M (2008) Body mass index and mortality in patients with acute venous thromboembolism: findings from the RIETE registry. J Thromb Haemost, 6(4):595-600.
- Braekkan SK, Siegerink B, Lijfering WM, Hansen JB, Cannegieter SC, Rosendaal FR 152 (2013) Role of obesity in the etiology of deep vein thrombosis and pulmonary embolism: current epidemiological insights. Semin Thromb Hemost, 39(5):533-540.
- 153 Kabrhel C, Varraso R, Goldhaber SZ, Rimm EB, Camargo CA (2009) Prospective study of BMI and the risk of pulmonary embolism in women. Obesity (Silver Spring), 17(11):2040-2046.
- 154 Stein PD, Goldman J (2009) Obesity and thromboembolic disease. Clin Chest Med, 30(3):489-493, viii.

- dc 875 14
- 155 Stein PD, Matta F, Goldman J (2011) Obesity and pulmonary embolism: the mounting evidence of risk and the mortality paradox. Thromb Res, 128(6):518-523.
- 156 Heit JA, Silverstein MD, Mohr DN, Petterson TM, Lohse CM, O'Fallon WM, Melton LJ, 3rd (2001) The epidemiology of venous thromboembolism in the community. Thromb Haemost, 86(1):452-463.
- 157 Hawley PC, Hawley MP (2011) Difficulties in diagnosing pulmonary embolism in the obese patient: a literature review. Vasc Med, 16(6):444-451.
- 158 Kuczmarski RJ, Flegal KM, Campbell SM, Johnson CL (1994) Increasing prevalence of overweight among US adults. The National Health and Nutrition Examination Surveys, 1960 to 1991. Jama, 272(3):205-211.
- 159 OECD (2010) Health at a glance: Europe 2010. OECD Publishing. http://dx.doi.org/10.1787/health_glance-2010-en. Accessed 6/6/2013
- 160 WHO (2013) 10 facts on Obesity. <u>http://www.who.int/features/factfiles/obesity/facts/en/</u>.
- 161 Megyeri B, Christe A, Schindera ST, Horkay E, Sikula J, Cullmann J, Kollar J, Heverhagen J, Szucs-Farkas Z (2014) Diagnostic confidence and image quality of CT pulmonary angiography at 100 kVp in patients with high body weights. Clin Radiol, közlésre elfogadva.
- 162 Apfaltrer P, Sudarski S, Schneider D, Nance JW, Jr., Haubenreisser H, Fink C, Schoenberg SO, Henzler T (2014) Value of monoenergetic low-kV dual energy CT datasets for improved image quality of CT pulmonary angiography. Eur J Radiol, 83(2):322-328.
- 163 Fanous R, Kashani H, Jimenez L, Murphy G, Paul NS (2012) Image quality and radiation dose of pulmonary CT angiography performed using 100 and 120 kVp. AJR Am J Roentgenol, 199(5):990-996.
- 164 Kubo T, Lin PJ, Stiller W, Takahashi M, Kauczor HU, Ohno Y, Hatabu H (2008) Radiation dose reduction in chest CT: a review. AJR Am J Roentgenol, 190(2):335-343.
- 165 Singh S, Kalra MK, Ali Khawaja RD, Padole A, Pourjabbar S, Lira D, Shepard JA, Digumarthy SR (2013) Radiation dose optimization and thoracic computed tomography. Radiol Clin North Am, 52(1):1-15.
- 166 Chen JH, Jin EH, He W, Zhao LQ (2014) Combining Automatic Tube Current Modulation with Adaptive Statistical Iterative Reconstruction for Low-Dose Chest CT Screening. PLoS One, 9(4):e92414.
- 167 Scholten ET, Mali WP, Prokop M, van Ginneken B, Glandorf R, van Klaveren R, Oudkerk M, de Jong PA (2013) Non-solid lung nodules on low-dose computed tomography: comparison of detection rate between 3 visualization techniques. Cancer Imaging, 13:150-154.
- 168 de-Torres JP, Casanova C, Marin JM, Zagaceta J, Alcaide AB, Seijo LM, Campo A, Carrizo S, Montes U, Cordoba-Lanus E, Baz-Davila R, Aguirre-Jaime A, Celli BR, Zulueta JJ (2013) Exploring the impact of screening with low-dose CT on lung cancer mortality in mild to moderate COPD patients: a pilot study. Respir Med, 107(5):702-707.
- 169 Dijkstra AE, Postma DS, ten Hacken N, Vonk JM, Oudkerk M, van Ooijen PM, Zanen P, Mohamed Hoesein FA, van Ginneken B, Schmidt M, Groen HJ (2013) Low-dose CT measurements of airway dimensions and emphysema associated with airflow limitation in heavy smokers: a cross sectional study. Respir Res, 14:11.
- 170 Mieville FA, Berteloot L, Grandjean A, Ayestaran P, Gudinchet F, Schmidt S, Brunelle F, Bochud FO, Verdun FR (2013) Model-based iterative reconstruction in pediatric chest CT: assessment of image quality in a prospective study of children with cystic fibrosis. Pediatr Radiol, 43(5):558-567.
- 171 Singh S, Digumarthy SR, Back A, Shepard JA, Kalra MK (2013) Radiation dose reduction for chest CT with non-linear adaptive filters. Acta Radiol, 54(2):169-174.
- 172 Aberle DR, DeMello S, Berg CD, Black WC, Brewer B, Church TR, Clingan KL, Duan F, Fagerstrom RM, Gareen IF, Gatsonis CA, Gierada DS, Jain A, Jones GC, Mahon I, Marcus PM, Rathmell JM, Sicks J (2013) Results of the two incidence screenings in the National

Lung Screening Trial. N Engl J Med, 369(10):920-931.

- 173 Kovalchik SA, Tammemagi M, Berg CD, Caporaso NE, Riley TL, Korch M, Silvestri GA, Chaturvedi AK, Katki HA (2013) Targeting of low-dose CT screening according to the risk of lung-cancer death. N Engl J Med, 369(3):245-254.
- 174 Church TR, Black WC, Aberle DR, Berg CD, Clingan KL, Duan F, Fagerstrom RM, Gareen IF, Gierada DS, Jones GC, Mahon I, Marcus PM, Sicks JD, Jain A, Baum S (2013) Results of initial low-dose computed tomographic screening for lung cancer. N Engl J Med, 368(21):1980-1991.
- 175 Tanne JH (2013) Low dose CT screening for lung cancer could save 12 000 US lives a year, researchers claim. Bmj, 346:f1302.
- 176 Nawa T, Nakagawa T, Mizoue T, Kusano S, Chonan T, Hayashihara K, Suito T, Endo K (2012) A decrease in lung cancer mortality following the introduction of low-dose chest CT screening in Hitachi, Japan. Lung Cancer, 78(3):225-228.
- 177 van den Bergh KA, Essink-Bot ML, Borsboom GJ, Scholten ET, van Klaveren RJ, de Koning HJ (2011) Long-term effects of lung cancer computed tomography screening on health-related quality of life: the NELSON trial. Eur Respir J, 38(1):154-161.
- 178 Moizs M, Bajzik G, Lelovics Z, Rakvacs M, Strausz J, Repa I (2014) [Preliminary experiences with low-dose computed tomography for lung cancer screening in Hungary]. Orv Hetil, 155(10):383-388.
- 179 Carrascosa P, Rodriguez-Granillo GA, Capunay C, Deviggiano A (2013) Low-dose CT coronary angiography using iterative reconstruction with a 256-slice CT scanner. World J Cardiol, 5(10):382-386.
- 180 Hou Y, Ma Y, Fan W, Wang Y, Yu M, Vembar M, Guo Q (2014) Diagnostic accuracy of low-dose 256-slice multi-detector coronary CT angiography using iterative reconstruction in patients with suspected coronary artery disease. Eur Radiol, 24(1):3-11.
- 181 Eisentopf J, Achenbach S, Ulzheimer S, Layritz C, Wuest W, May M, Lell M, Ropers D, Klinghammer L, Daniel WG, Pflederer T (2013) Low-dose dual-source CT angiography with iterative reconstruction for coronary artery stent evaluation. JACC Cardiovasc Imaging, 6(4):458-465.
- 182 Cademartiri F, Maffei E, Arcadi T, Catalano O, Midiri M (2013) CT coronary angiography at an ultra-low radiation dose (<0.1 mSv): feasible and viable in times of constraint on healthcare costs. Eur Radiol, 23(3):607-613.
- 183 Marwan M, Mettin C, Pflederer T, Seltmann M, Schuhback A, Muschiol G, Ropers D, Daniel WG, Achenbach S (2013) Very low-dose coronary artery calcium scanning with high-pitch spiral acquisition mode: comparison between 120-kV and 100-kV tube voltage protocols. J Cardiovasc Comput Tomogr, 7(1):32-38.
- 184 Jun BR, Yong HS, Kang EY, Woo OH, Choi EJ (2012) 64-slice coronary computed tomography angiography using low tube voltage of 80 kV in subjects with normal body mass indices: comparative study using 120 kV. Acta Radiol, 53(10):1099-1106.
- 185 Durmus T, Rogalla P, Lembcke A, Muhler MR, Hamm B, Hein PA (2011) Low-dose triplerule-out using 320-row-detector volume MDCT--less contrast medium and lower radiation exposure. Eur Radiol, 21(7):1416-1423.
- 186 Krissak R, Henzler T, Prechel A, Reichert M, Gruettner J, Sueselbeck T, Schoenberg SO, Fink C (2012) Triple-rule-out dual-source CT angiography of patients with acute chest pain: dose reduction potential of 100 kV scanning. Eur J Radiol, 81(12):3691-3696.
- 187 Kligerman SJ, White CS (2014) Image quality and feasibility of an ultralow-dose high-pitch helical triple-rule-out computed tomography angiography acquired in the Caudocranial direction. J Thorac Imaging, 29(1):50-59.
- 188 Lee HY, Yoo SM, White CS (2009) Coronary CT angiography in emergency department patients with acute chest pain: triple rule-out protocol versus dedicated coronary CT angiography. Int J Cardiovasc Imaging, 25(3):319-326.
- 189 Madder RD, Raff GL, Hickman L, Foster NJ, McMurray MD, Carlyle LM, Boura JA,

dc 875 14

Chinnaiyan KM (2011) Comparative diagnostic yield and 3-month outcomes of "triple ruleout" and standard protocol coronary CT angiography in the evaluation of acute chest pain. J Cardiovasc Comput Tomogr, 5(3):165-171.

- 190 Schindera ST, Graca P, Patak MA, Abderhalden S, von Allmen G, Vock P, Szucs-Farkas Z (2009) Thoracoabdominal-aortoiliac multidetector-row CT angiography at 80 and 100 kVp: assessment of image quality and radiation dose. Invest Radiol, 44(10):650-655.
- 191 Diehm N, Pena C, Benenati JF, Tsoukas AI, Katzen BT (2008) Adequacy of an early arterial phase low-volume contrast protocol in 64-detector computed tomography angiography for aortoiliac aneurysms. J Vasc Surg, 47(3):492-498.
- 192 Utsunomiya D, Awai K, Tamura Y, Nishiharu T, Urata J, Sakamoto T, Taniguchi A, Yamashita Y (2006) 16-MDCT aortography with a low-dose contrast material protocol. AJR Am J Roentgenol, 186(2):374-378.
- 193 Bahner ML, Bengel A, Brix G, Zuna I, Kauczor HU, Delorme S (2005) Improved vascular opacification in cerebral computed tomography angiography with 80 kVp. Invest Radiol, 40(4):229-234.
- 194 Ramgren B, Bjorkman-Burtscher IM, Holtas S, Siemund R (2012) CT angiography of intracranial arterial vessels: impact of tube voltage and contrast media concentration on image quality. Acta Radiol, 53(8):929-934.
- 195 Kidoh M, Nakaura T, Ogata T, Takashima H, Yoshikawa M, Uemura S, Harada K, Yamashita Y (2013) Subtracted 3D CT angiography for the evaluation of intracranial aneurysms in 256-slice multidetector CT: usefulness of the 80-kVp plus compact contrast medium bolus protocol. Eur Radiol, 23(11):3012-3019.
- 196 Duan Y, Wang X, Yang X, Wu D, Cheng Z, Wu L (2013) Diagnostic efficiency of low-dose CT angiography compared with conventional angiography in peripheral arterial occlusions. AJR Am J Roentgenol, 201(6):W906-914.
- 197 Xia W, Wu JT, Yin XR, Wang ZJ, Wu HT (2014) CT angiography of the neck: value of contrast medium dose reduction with low tube voltage and high tube current in a 64-detector row CT. Clin Radiol, 69(4):e183-189.
- 198 Lell MM, Ditt H, Panknin C, Sayre JW, Klotz E, Ruehm SG, Villablanca JP (2008) Cervical CT angiography comparing routine noncontrast and a late venous scan as masks for automated bone subtraction: feasibility study and examination of the influence of patient motion on image quality. Invest Radiol, 43(1):27-32.
- 199 Fujikawa A, Matsuoka S, Kuramochi K, Yoshikawa T, Yagihashi K, Kurihara Y, Nakajima Y (2011) Vascular enhancement and image quality of CT venography: comparison of standard and low kilovoltage settings. AJR Am J Roentgenol, 197(4):838-843.
- 200 Schell B, Bauer RW, Lehnert T, Kerl JM, Hambek M, May A, Vogl TJ, Mack MG (2011) Low-dose computed tomography of the paranasal sinus and facial skull using a high-pitch dual-source system--first clinical results. Eur Radiol, 21(1):107-112.
- 201 Hoxworth JM, Lal D, Fletcher GP, Patel AC, He M, Paden RG, Hara AK (2014) Radiation Dose Reduction in Paranasal Sinus CT Using Model-Based Iterative Reconstruction. AJNR Am J Neuroradiol, 35(4):644-649.
- 202 Schulz B, Potente S, Zangos S, Friedrichs I, Bauer RW, Kerl M, Vogl TJ, Mack MM (2012) Ultra-low dose dual-source high-pitch computed tomography of the paranasal sinus: diagnostic sensitivity and radiation dose. Acta Radiol, 53(4):435-440.
- 203 Bulla S, Blanke P, Hassepass F, Krauss T, Winterer JT, Breunig C, Langer M, Pache G (2012) Reducing the radiation dose for low-dose CT of the paranasal sinuses using iterative reconstruction: feasibility and image quality. Eur J Radiol, 81(9):2246-2250.
- 204 Brem MH, Zamani AA, Riva R, Zou KH, Rumboldt Z, Hennig FF, Kikinis R, Norbash AM, Schoepf UJ (2007) Multidetector CT of the paranasal sinus: potential for radiation dose reduction. Radiology, 243(3):847-852.
- 205 Vardhanabhuti V, Riordan RD, Mitchell GR, Hyde C, Roobottom CA (2014) Image comparative assessment using iterative reconstructions: clinical comparison of low-dose

abdominal/pelvic computed tomography between adaptive statistical, model-based iterative reconstructions and traditional filtered back projection in 65 patients. Invest Radiol, 49(4):209-216.

- 206 Hardie AD, Tipnis SV, Rieter WJ, Rissing MS, De Cecco CN (2013) Physician preference between low-dose computed tomography with a sinogram-affirmed iterative reconstruction algorithm and routine-dose computed tomography with filtered back projection in abdominopelvic imaging. J Comput Assist Tomogr, 37(6):932-936.
- Winklehner A, Blume I, Winklhofer S, Eberli D, Gnannt R, Frauenfelder T, Alkadhi H 207 (2013) Iterative reconstructions versus filtered back-projection for urinary stone detection in low-dose CT. Acad Radiol, 20(11):1429-1435.
- 208 Kidoh M, Nakaura T, Nakamura S, Oda S, Utsunomiya D, Sakai Y, Harada K, Yamashita Y (2013) Low-dose abdominal CT: comparison of low tube voltage with moderate-level iterative reconstruction and standard tube voltage, low tube current with high-level iterative reconstruction. Clin Radiol, 68(10):1008-1015.
- 209 Namimoto T, Oda S, Utsunomiya D, Shimonobo T, Morita S, Nakaura T, Yamashita Y (2012) Improvement of image quality at low-radiation dose and low-contrast material dose abdominal CT in patients with cirrhosis: intraindividual comparison of low tube voltage with iterative reconstruction algorithm and standard tube voltage. J Comput Assist Tomogr, 36(4):495-501.
- 210 Nakaura T, Nakamura S, Maruyama N, Funama Y, Awai K, Harada K, Uemura S, Yamashita Y (2012) Low contrast agent and radiation dose protocol for hepatic dynamic CT of thin adults at 256-detector row CT: effect of low tube voltage and hybrid iterative reconstruction algorithm on image quality. Radiology, 264(2):445-454.
- 211 Nakaura T, Awai K, Oda S, Funama Y, Harada K, Uemura S, Yamashita Y (2011) Lowkilovoltage, high-tube-current MDCT of liver in thin adults: pilot study evaluating radiation dose, image quality, and display settings. AJR Am J Roentgenol, 196(6):1332-1338.
- 212 Marin D, Nelson RC, Schindera ST, Richard S, Youngblood RS, Yoshizumi TT, Samei E (2010) Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm--initial clinical experience. Radiology, 254(1):145-153.
- O'Neill SB, Mc Laughlin PD, Crush L, O'Connor OJ, Mc Williams SR, Craig O, Mc 213 Garrigle AM, O'Neill F, Bye J, Ryan MF, Shanahan F, Maher MM (2013) A prospective feasibility study of sub-millisievert abdominopelvic CT using iterative reconstruction in Crohn's disease. Eur Radiol, 23(9):2503-2512.
- Pickhardt PJ, Lubner MG, Kim DH, Tang J, Ruma JA, del Rio AM, Chen GH (2012) 214 Abdominal CT with model-based iterative reconstruction (MBIR): initial results of a prospective trial comparing ultralow-dose with standard-dose imaging. AJR Am J Roentgenol, 199(6):1266-1274.
- 215 Kulkarni NM, Uppot RN, Eisner BH, Sahani DV (2012) Radiation dose reduction at multidetector CT with adaptive statistical iterative reconstruction for evaluation of urolithiasis: how low can we go? Radiology, 265(1):158-166.
- 216 Kim K, Kim YH, Kim SY, Kim S, Lee YJ, Kim KP, Lee HS, Ahn S, Kim T, Hwang SS, Song KJ, Kang SB, Kim DW, Park SH, Lee KH (2012) Low-dose abdominal CT for evaluating suspected appendicitis. N Engl J Med, 366(17):1596-1605.
- 217 Craig O, O'Neill S, O'Neill F, McLaughlin P, McGarrigle A, McWilliams S, O'Connor O, Desmond A, Walsh EK, Ryan M, Maher M, Shanahan F (2012) Diagnostic accuracy of computed tomography using lower doses of radiation for patients with Crohn's disease. Clin Gastroenterol Hepatol, 10(8):886-892.
- 218 Schindera ST, Treier R, von Allmen G, Nauer C, Trueb PR, Vock P, Szucs-Farkas Z (2011) An education and training programme for radiological institutes: impact on the reduction of the CT radiation dose. Eur Radiol, 21(10):2039-2045.
- 219 Foley SJ, Evanoff MG, Rainford LA (2013) A questionnaire survey reviewing radiologists'

dc_875_14

and clinical specialist radiographers knowledge of CT exposure parameters. Insights Imaging, 4(5):637-646.

- 220 Puri S, Hu R, Quazi RR, Voci S, Veazie P, Block R (2012) Physicians' and midlevel providers' awareness of lifetime radiation-attributable cancer risk associated with commonly performed CT studies: relationship to practice behavior. AJR Am J Roentgenol, 199(6):1328-1336.
- 221 Miglioretti DL, Zhang Y, Johnson E, Lee C, Morin RL, Vanneman N, Smith-Bindman R (2014) Personalized technologist dose audit feedback for reducing patient radiation exposure from CT. J Am Coll Radiol, 11(3):300-308.
- 222 Molinari F, Tack DM, Boiselle P, Ngo L, Mueller-Mang C, Litmanovich D, Bankier AA (2013) Radiation dose management in thoracic CT: an international survey. Diagn Interv Radiol, 19(3):201-209.
- 223 Goske MJ, Applegate KE, Bulas D, Butler PF, Callahan MJ, Coley BD, Don S, Frush DP, Hernanz-Schulman M, Kaste SC, Morrison G, Sidhu M, Strauss KJ, Treves ST (2011) Image Gently: progress and challenges in CT education and advocacy. Pediatr Radiol, 41 Suppl 2:461-466.
- 224 Treier R, Aroua A, Verdun FR, Samara E, Stuessi A, Trueb PR (2010) Patient doses in CT examinations in Switzerland: implementation of national diagnostic reference levels. Radiat Prot Dosimetry, 142(2-4):244-254.
- 225 Raff GL, Chinnaiyan KM, Share DA, Goraya TY, Kazerooni EA, Moscucci M, Gentry RE, Abidov A (2009) Radiation dose from cardiac computed tomography before and after implementation of radiation dose-reduction techniques. Jama, 301(22):2340-2348.
- 226 Wallace AB, Goergen SK, Schick D, Soblusky T, Jolley D (2010) Multidetector CT dose: clinical practice improvement strategies from a successful optimization program. J Am Coll Radiol, 7(8):614-624.
- 227 Bodelle B, Klement D, Kerl JM, Lehnert T, Frellesen C, Bauer R, Vogl TJ, Sedlmair M, Schulz B (2013) 70 kV computed tomography of the thorax: valence for computer-assisted nodule evaluation and radiation dose first clinical results. Acta Radiol.
- 228 Field JK, Hansell DM, Duffy SW, Baldwin DR (2013) CT screening for lung cancer: countdown to implementation. Lancet Oncol, 14(13):e591-600.

dc_875_14 Az értekezést megalapozó saját közlemények

- Szucs-Farkas Z, Verdun FR, von Allmen G, Mini RL, Vock P. Effect of X-ray tube parameters, iodine concentration, and patient size on image quality in pulmonary computed tomography angiography: a chest-phantom-study. INVESTIGATIVE RADIOLOGY 43(6):374-381; 2008 IF: 5.289
- Szucs-Farkas Z, Kurmann L, Strautz T, Patak MA, Vock P, Schindera ST. Patient exposure and image quality of low-dose pulmonary computed tomography angiography: comparison of 100and 80-kVp protocols. INVESTIGATIVE RADIOLOGY 43(12):871-6; 2008 IF: 5.289
- Szucs-Farkas Z, Semadeni M, Bensler S, Patak MA, Von Allmen G, Vock P, Schindera ST. Endoleak detection with CT angiography in an abdominal aortic aneurysm phantom: Effect of tube energy, simulated patient size and physical properties of endoleaks. RADIOLOGY 251(2): 590-598; 2009
 IF: 6.341
- 4. Szucs-Farkas Z, Strautz T, Kurmann L, Patak MA, Vock P, Schindera ST. Is body weight the most appropriate criterion to select patients eligible for low dose pulmonary CT angiography?: Analysis of objective and subjective image quality at 80 kVp in 100 patients. EUROPEAN RADIOLOGY 19(8) 1914-1922; 2009 IF: 3.598
- Schindera ST., Nelson RC, Yoshizumi T, Toncheva G, Nguyen G, DeLong DM, Szucs-Farkas Z. Effect of automatic tube current modulation on radiation dose and image quality for low tube voltage multidetector row CT angiography: Phantom study. ACADEMIC RADIOLOGY 16(8) 997-1002; 2009 IF: 2.092
- 6. Schindera ST, Graca P, Patak MA, Abderhalden S, Von Allmen G, Vock P, Szucs-Farkas Z. Thoracoabdominal-aortoiliac multi-detector row CT Angiography at 80 and 100 kVp: Assessment of image quality and radiation dose. INVESTIGATIVE RADIOLOGY 44(10): 650-655; 2009 IF: 4.85
- Szucs-Farkas Z, Schaller C, Bensler S, Patak MA, Vock P, Schindera ST. Detection of pulmonary emboli with CT angiography at 80 kVp and 120 kVp: results in a matched patient cohort. INVESTIGATIVE RADIOLOGY 44(12): 793-799; 2009
 IF: 4.85
- Schindera ST, Tock I, Marin D, Nelson RC, Raupach R, Hagemeister M, von Allmen G, Vock P, Szucs-Farkas Z. Effect of beam hardening on arterial enhancement in thoracoabdominal CT angiography with increasing patient size: an in vitro and in vivo study. RADIOLOGY 256(2):528-535; 2010
 IF: 6.066
- Szucs-Farkas Z, Bensler S, Charimo Torrente J, Cullman J, Vock P, Schindera ST. Non-linear three dimensional noise filter with low-dose CT angiography: Effect on the detection of simulated endoleaks in a phantom model. RADIOLOGY 258(1):261-9; 2011 IF: 5.726
- Schindera ST, Charimo Torrente J, Ruder TD, Hoppe H, Marin D, Nelson R, Szucs-Farkas Z. Decreased detection of hypovascular liver tumors with multi-detector row CT in obese patients: a phantom study. AMERICAN JOURNAL OF ROENTGENOLOGY, 196(6):W772-6; 2011 IF: 2.775
- 11. Schindera ST, Diedrichsen L, Müller HC, Rusch O, Marin D, Schmidt B, Raupach R, Vock P, **Szucs-Farkas Z**. Iterative reconstruction algorithm for abdominal multidetector CT at different tube voltages: assessment of diagnostic accuracy, image quality, and radiation dose in a

dc_875_14 phantom study. RADIOLOGY 260(2): 454-462; 2011

- 12. Schindera ST, Treier R, von Allmen G, Nauer C, Trueb PR, Vock P, Szucs-Farkas Z. An education and training program for radiological institutes: impact on the reduction of the CT radiation dose. EUROPEAN RADIOLOGY 21(10): 2039-2045; 2011 IF: 3.222
- 13. Szucs-Farkas Z, Schibler F, Cullman J, Charimo Torrente J, Patak MA, Raible S, Hoppe H, Wyttenbach R, Vock P, Schindera ST. Diagnostic accuracy of CT pulmonary angiography at low tube voltage: intraindividual comparison of a normal-dose protocol at 120 kVp and a low-dose protocol at 80 kVp using reduced amount of contrast medium in a simulation study. AMERICAN JOURNAL OF ROENTGENOLOGY 197(5):W852-859; 2011 IF: 2.775
- 14. Schindera ST, Hareter LF, Raible S, Charimo Torrente J, Rusch O, Rosskopf AB, Marin D, Vock P, Szucs-Farkas Z. Effect of Tumor Size and Tumor-to-Liver Contrast of Hypovascular Liver Tumors on the Diagnostic Performance of Hepatic CT Imaging. INVESTIGATIVE RADIOLOGY 47(3): 197-201; 2012 IF: 5.46
- 15. Schindera ST, Winklehner A, Alkadhi H, Goetti R, Fischer M, Gnannt R, Szucs-Farkas Z. Effect of automatic tube voltage selection on image quality and radiation dose in abdominal CT angiography of various body sizes: A phantom study. CLINICAL RADIOLOGY 68(2):e79-86. 2013 IF: 1.818
- Schindera ST, Odedra D, Raza A, Kim T, Jang H-Y, Szucs-Farkas Z., Rogalla P. Iterative reconstruction algorithm for computed tomography: Can the radiation dose be decreased while preserving the low-contrast detectability? RADIOLOGY 269(2):511-518. 2013 IF: 6.339
- Christe A, Leidolt L, Huber A, Steiger P, Szucs-Farkas Z, Roos JE, Heverhagen JT, Ebner L. Lung cancer screening with CT: Evaluation of radiologists and different computer assisted detection software (CAD) as first and second readers for lung nodule detection at different dose levels. EUROPEAN JOURNAL OF RADIOLOGY 82(12):e873-878. 2013 IF: 2.512
- Husarik DB, Schindera ST, Morsbach F, Chuck N, Seifert B, Szucs-Farkas Z, Alkadhi H. Combining automated attenuation-based tube voltage selection and iterative reconstruction: a liver phantom study. EUROPEAN RADIOLOGY 24(3):657-667. 2014
 IF: 3.548
- Christe A, Szucs-Farkas Z, Huber A, Steiger P, Leidolt L, Roos JE, Heverhagen J, Ebner L. Optimal Dose Levels in Screening Chest CT for Unimpaired Detection and Volumetry of Lung Nodules, with and without Computer Assisted Detection at Minimal Patient Radiation. PLOS ONE 26;8(12):e82919. 2013.
 IF: 3.73
- 20. Schindera ST, Odedra D, Mercer D, Thipphavong S, Chou P, Szucs-Farkas Z, Rogalla P. Hybrid Iterative Reconstruction Technique for Abdominal CT Protocols in Obese Patients: Assessment of Image Quality, Radiation Dose and Low-Contrast Detectability in a Phantom. AMERICAN JOURNAL OF ROENTGENOLOGY 202(2):W146-152. 2014 IF: 2.897
- 21. Szucs-Farkas Z, Christe A, Megyeri B, Rohacek M, Vock P, Nagy EV, Heverhagen JT, Schindera ST. Diagnostic accuracy of CT pulmonary angiography with reduced radiation and contrast material dose: a prospective randomized clinical trial. INVESTIGATIVE RADIOLOGY 49(4):201-208. 2014 IF: 5.46
- 22. Szucs-Farkas Z, Megyeri B, Christe A, Vock P, Heverhagen JT, Schindera ST. Prospective randomized comparison of diagnostic confidence and image quality with normal-dose and low-

dc_875_14 dose CT pulmonary angiography at various body weights EUROPEAN RADIOLOGY 24(8):1868-1877. 2014 IF: 3.548

- 23. Megyeri B, Christe A, Schindera ST, Horkay E, Sikula J, Cullmann JL, Kollar J, Heverhagen JT, Szucs-Farkas Z. Accuracy of CT angiography in the detection of pulmonary embolism in patients with high body weight. EUROPEAN JOURNAL OF INTERNAL MEDICINE 2014, közlésre elfogadva*
- 24. Megyeri B, Christe A, Schindera ST, Horkay E, Sikula J, Cullmann JL, Kollar J, Heverhagen JT, Szucs-Farkas Z. Diagnostic confidence and image quality of CT pulmonary angiography at 100 kVp in patients with high body weights. CLINICAL RADIOLOGY 2014, közlésre benyújtva*
- * a tudománymetriai táblázatban nem szereplő közlemény

Egyetemi doktori (PhD) fokozat megszerzése utáni egyéb in extenso közlemények

Szakcikkek

- 25. Galuska L, Nagy E, Szucs-Farkas Z, Szabados L, Garai I, Szabo J, Varga J, Leovey A. Az autoimmun folyamat aktivitásának megítélése izotópdiagnosztikai módszerekkel endokrin orbitopathiában: a 99mTc-DTPA, a 99m-Tc-depreotid SPECT és az MR összehasonlítása. [Assessment of autoimmune disease activity in endocrine orbitopathy: comparison of SPECT using 99m-Tc-DTPA or 99m-Tc-depreotide and MRI scores]. ORVOSI HETILAP 144:(41) pp. 2017-2022. (2003)
- 26. Tóth J, Szűcs FZ, Benkő K, Maródi L. Enzimszubsztitúcioós terápia gaucher-kórban: az MRIvizsgálat szerepe a visceralis és a csontelváltozások monitorozásában. ORVOSI HETILAP 144:(16) pp. 749-755. (2003)
- 27. Galuska L, Leovey A, Szucs-Farkas Z, Szabados L, Garai I, Berta A, Balazs E, Varga J, Nagy EV. Imaging of disease activity in Graves' orbitopathy with different methods: comparison of Tc-99m-DTPA and Tc-99m-depreotide single photon emission tomography, magnetic resonance imaging and clinical activity scores. NUCLEAR MEDICINE COMMUNICATIONS 26:(5) pp. 407-414. (2005) **IF: 1.097**
- 28. Szucs-Farkas Z, Toth J, Kollar J, Galuska L, Burman KD, Boda J, Leovey A, Varga J, Ujhelyi B, Szabo J, Berta A, Nagy EV. Volume changes in intra- and extraorbital compartments in patients with Graves' ophthalmopathy: Effect of smoking. THYROID 15:(2) pp. 146-151. (2005)**IF: 2.175**
- 29. Balazs E, Nagy EV, Toth K, Steiber Z, Kertesz K, Szucs-Farkas Z, Berta A. Initial experience with transpalpebral orbital lipectomy. OPHTHALMOLOGE 103:(6) pp. 517-522. (2006) **IF: 0.762**

dc_875_14

- 30. Szucs-Farkas Z, Froehlich JM, Ulrich M, Wuersten HU, Guignard D, Wyss S, Braunschweig M. 1.0-M gadobutrol versus 0.5-M gadoterate for peripheral magnetic resonance angiography: a prospective randomized controlled clinical trial. JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING 27:(6) pp. 1399-1405. (2008)
 IF: 2.658
- 31. Szucs-Farkas Z, Patak MA, Yuksel-Hatz S, Ruder T, Vock P. Single-exposure dual-energy subtraction chest radiography: detection of pulmonary nodules and masses in clinical practice. EUROPEAN RADIOLOGY 18:(1) pp. 24-31. (2008)
 IF: 3.651
- 32. Bonel HM, Saar B, Hoppe H, Keo HH, Husmann M, Nikolaou K, Ludwig K, Szucs-Farkas Z, Srivastav S, Kickuth R. MR angiography of infrapopliteal arteries in patients with peripheral arterial occlusive disease by using Gadofosveset at 3.0 T: diagnostic accuracy compared with selective DSA. RADIOLOGY 253:(3) pp. 879-890. (2009) IF: 6.341
- 33. Luyet C, Eichenberger U, Greif R, Vogt A, Szucs Farkas Z, Moriggl B. Ultrasound-guided paravertebral puncture and placement of catheters in human cadavers: an imaging study.
 BRITISH JOURNAL OF ANAESTHESIA 102:(4) pp. 534-539. (2009)
 IF: 3.827
- 34. Szucs-Farkas Z, Chakraborty DP, Thoeny HC, Loupatatzis C, Vock P, Bonel HM. Detection of urinary stones at reduced radiation exposure: a phantom study comparing computed radiography and a low-dose digital radiography linear slit scanning system.. AMERICAN JOURNAL OF ROENTGENOLOGY 192:(6) pp. W271-W274. (2009) IF: 2.951
- 35. Szucs-Farkas Z, Vock P. Image quality of supine chest radiographs: intra-individual comparison of computed radiography and low-dose linear-slit digital radiography. EUROPEAN RADIOLOGY 19:(9) pp. 2156-2162. (2009) IF: 3.589
- 36. Daliri A, Grunwald C, Jobst B, Szucs-Farkas Z, Diehm NA, Kickuth R, Do DD, Hoppe H. Endovascular treatment for chronic atherosclerotic occlusive mesenteric disease: is stenting superior to balloon angioplasty?. VASA: ZEITSCHRIFT FUR GEFAESSKRANKHEITEN / JOURNAL OF VASCULAR DISEASES 39:(4) pp. 319-324. (2010) IF: 1.508
- 37. Dufour JF, Hoppe H, Heim MH, Helbling B, Maurhofer O, Szucs-Farkas Z, Kickuth R, Borner M, Candinas D, Saar B. Continuous administration of sorafenib in combination with transarterial chemoembolization in patients with hepatocellular carcinoma: results of a phase I study. ONCOLOGIST 15:(11) pp. 1198-1204. (2010)
- 38. Mordasini P, Szucs-Farkas Z, Do DD, Gralla J, Kettenbach J, Hoppe H. Use of a latest-generation vascular plug for peripheral vascular embolization with use of a diagnostic catheter: preliminary clinical experience. JOURNAL OF VASCULAR AND INTERVENTIONAL RADIOLOGY 21:(8) pp. 1185-1190. (2010)
- 39. Szucs-Farkas Z, Kaelin I, Flach PM, Rosskopf A, Ruder TD, Triantafyllou M, Zimmermann

dc_875_14 H, Vock P, Bonel HM. Detection of chest trauma with whole-body low-dose linear slit digital radiography: a multireader study. AMERICAN JOURNAL OF ROENTGENOLOGY 194:(5) pp. W388-W395. (2010) IF: 2.797

- 40. Szucs-Farkas Z, Patak MA, Yuksel-Hatz S, Ruder T, Vock P. Improved detection of pulmonary nodules on energy-subtracted chest radiographs with a commercial computer-aided diagnosis software: comparison with human observers. EUROPEAN RADIOLOGY 20:(6) pp. 1289-1296. (2010) IF: 3.594
- 41. Daliri A, Probst NH, Jobst B, Lepper PM, Kickuth R, Szucs-Farkas Z, Triller J, Hoppe H. Bronchial artery embolization in patients with hemoptysis including follow-up. .ACTA RADIOLOGICA 52:(2) pp. 143-147. (2011) IF: 1.369
- 42. Fathi AR, Mariani L, Szucs Farkas Z, Exadaktylos AK, Bonel HM. Evaluation of the new Statscan radiography device for ventriculoperitoneal shunt assessment. AMERICAN JOURNAL OF ROENTGENOLOGY 196:(3) pp. W285-W289. (2011) **IF: 2.775**
- 43. Szucs-Farkas Z, Lautenschlager K, Flach PM, Ott D, Strautz T, Vock P, Ruder TD. Bone images from dual-energy subtraction chest radiography in the detection of rib fractures. EUROPEAN JOURNAL OF RADIOLOGY 79:(2) pp. e28-e32. (2011) **IF: 2.606**
- 44. Luyet C, Siegenthaler A, Szucs-Farkas Z, Hummel G, Eichenberger U, Vogt A. The location of paravertebral catheters placed using the landmark technique. ANAESTHESIA 67:(12) pp. 1321-1326. (2012) **IF: 3.486**
- 45. Rohacek M, Szucs-Farkas Z, Pfortmuller CA, Zimmermann H, Exadaktylos A. Acute cardiac disorder or pneumonia and concomitant presence of pulmonary embolism. PLOS ONE 7:(10) p. e47418. (2012) IF: 3.730
- 46. Rohacek M, Buatsi J, Szucs-Farkas Z, Kleim B, Zimmermann H, Exadaktylos A, Stoupis C. Ordering CT pulmonary angiography to exclude pulmonary embolism: defense versus evidence in the emergency room. INTENSIVE CARE MEDICINE 38:(8) pp. 1345-1351. (2012) **IF: 5.258**
- 47. Wyttenbach R, Medioni N, Santini P, Vock P, Szucs-Farkas Z. Extracardiac findings detected by cardiac magnetic resonance imaging. EUROPEAN RADIOLOGY 22:(6) pp. 1295-1302. IF: 3.548 (2012)
- 48. Cullmann JL, Bickelhaupt S, Froehlich JM, Szucs-Farkas Z, Tutuian R, Patuto N, Dawson H, Patak MA. MR imaging in Crohn's disease: correlation of MR motility measurement with histopathology in the terminal ileum. NEUROGASTROENTEROLOGY AND MOTILITY 25:(9) p. 749. (2013) IF: 2.935

dc_875_14

49. Szucs-Farkas Z, Schick A, Cullmann JL, Ebner L, Megyeri B, Vock P, Christe A. Comparison of dual-energy subtraction and electronic bone suppression combined with computer-aided detection on chest radiographs: effect on human observers' performance in nodule detection. AMERICAN JOURNAL OF ROENTGENOLOGY 200:(5) pp. 1006-1013. (2013) IF: 2.897

Összefoglaló cikkek

- Szucs-Farkas Z, Galuska L, Nagy VE. Korszerű képalkotó eljárások endocrin orbitopathiában [Current imaging methods in Graves' ophthalmopathy]. ORVOSI HETILAP 145:(17) pp. 891-899. (2004)
- 51. **Szucs-Farkas Z**, Vock P. Bildgebende Untersuchungen in der Abklarung von Fieber- die Bedeutung der klinischen Fragestellung [The importance of clinical information in diagnostic imaging in the febrile patient]. THERAPEUTISCHE UMSCHAU 63:(10) pp. 639-645. (2006)
- 52. Vock P, **Szucs-Farkas Z**. Dual energy subtraction: principles and clinical applications. EUROPEAN JOURNAL OF RADIOLOGY 72:(2) pp. 231-237. (2009) IF: 2.645
- 53. Schindera ST, Nauer C, Treier R, Trueb P, von Allmen G, Vock P, Szucs-Farkas Z. Strategien zur reduktion der CT-strahlendosis. [Strategies for reducing the CT radiation dose].
 RADIOLOGE 50:(12) pp. 1120, 1122-1120, 1127. (2010)
- 54. **Szucs-Farkas Z**, Vock P, Schindera ST. Low dose pulmonary CT angiography: reduced radiation exposure and iodine load at low tube kilovoltage. IMAGING IN MEDICINE 2:(6) pp. 695-705. (2010)

Rövid közlemények

- 55. **Szucs-Farkas Z**, Peltzer J, Berger D, Braunschweig M. Aggressive lymphoma of the skull in a patient with AIDS. JBR-BTR 88:(3) pp. 152-153. (2005)
- 56. Erdoes G, Demertzis S, Basciani R, Szuecs-Farkas Z, Carrel T, Eberle B. The potentially beneficial role of an aortic arch anatomical variant. CANADIAN JOURNAL OF ANAESTHESIA-JOURNAL CANADIEN D ANESTHESIE 57:(10) pp. 952-954. (2010) IF: 2.180

dc_875_14 Egyetemi doktori (PhD) fokozat megszerzése előtti in extenso közlemények

- 57. Péter M, **Szűcs Farkas Zs**, Tóth J, András Cs. Májtumoros betegek transarterialis kemoembolizációjával szerzett tapasztalataink. MAGYAR RADIOLÓGIA 2: pp. 35-40. (1999)
- 58. Andras C, Szucs Farkas Z, Csiki Z, Gal I, Takacs I, Sapy P, Peter M. Primer es szekunder majdaganatos betegek lipiodolos kemoembolizacioval vegzett : helyi kezelesenek klinikai ertekelese. [Clinical evaluation of local lipiodol chemoembolization therapy in primary and secondary hepatic tumors]. ORVOSI HETILAP 141:(32) pp. 1773-1777. (2000)
- 59. **Szucs-Farkas Z**, Toth J, Balazs E, Galuska L, Szakall Sz jr, Peter M, Nagy EV. MR vizsgálatok technikája endocrin ophthalmopathiában. MAGYAR RADIOLÓGIA 74: pp. 135-139. (2000)
- 60. Tóth J, Benkő K, **Szűcs-Farkas Zs**, Péter M, Maródi L. Hasi MR vizsgálatok szerepe az I. típusú Gaucher-kór diagnosztikájában. MAGYAR RADIOLÓGIA 75: pp. 106-110. (2000)
- 61. Tóth J, Szűcs F Zs, Benkő K, Káposzta R, Péter M, Maródi L. Mágneses rezonancia vizsgálatok szerepe a Gaucher-kóros betegek csontelváltozásainak diagnosztikájában. MAGYAR RADIOLÓGIA 74:(2) pp. 45-50. (2000)
- 62. Tóth J, Palicz A, **Szűcs-Farkas Zs**, Péter M, Maródi L. Csontkrízis Gaucher-kórban. MAGYAR RADIOLÓGIA 76: pp. 106-110. (2001)
- 63. Galuska L, Leovey A, Szucs-Farkas Z, Gara I, Szabo J, Varga J, Nagy EV. SPECT using Tc-99m-DTPA for the assessment of disease activity in Graves' ophthalmopathy: a comparison with the results from MRI. NUCLEAR MEDICINE COMMUNICATIONS 23:(12) pp. 1211-1216. (2002) IF: 1.127
- 64. Simon E, Peter M, Benko K, Horkay E, Erdelyi G, Peter M Jr, Szucs-Farkas Z, Toth J, Kovacs I, Fulop B. A mammografias emlorakszures eredmenye a debreceni Emlocentrumban 1999-ben es 2000-ben. [Results of mammographic screening at the Mammary Center of Debrecen in 1999 and 2000]. ORVOSI HETILAP 143:(14) pp. 721-723. (2002)
- 65. Szucs-Farkas Z, Toth J, Balazs E, Galuska L, Burman KD, Karanyi Z, Leovey A, Nagy EV. Using morphologic parameters of extraocular muscles for diagnosis and follow-up of Graves' ophthalmopathy: diameters, areas, or volumes? AMERICAN JOURNAL OF ROENTGENOLOGY 179:(4) pp. 1005-1010. (2002)
 IF: 2.424

- 66. Szucs-Farkas Z, Toth J, Szollosi Z, Peter M, Bartha I. Pseudoaneurysm and ilio-caval fistula caused by malignant fibrous histiocytoma of the aorta--CT diagnosis and angiographic confirmation. EUROPEAN RADIOLOGY 12:(2) pp. 450-453. (2002) IF: 1.370

Könyvfejezetek

- Schindera ST, Szucs-Farkas Z. CT Angiographie. In: Hatem Alkadhi, Sebastian Leschka, Paul 1. Stolzmann, Hans Scheffel (szerk.) Wie funktioniert CT?: Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie. Berlin; Heidelberg; New York: Springer Verlag, 2011. pp. 109-115. (ISBN:978-3-642-17802-3; 978-3-642-17803-0)
- Szucs-Farkas Z, Schindera ST. CT Pulmonalisangiographie. In: Hatem Alkadhi, Sebastian 2. Leschka, Paul Stolzmann, Hans Scheffel (szerk.) Wie funktioniert CT?: Eine Einführung in Physik, Funktionsweise und klinische Anwendungen der Computertomographie. Berlin; Heidelberg; New York: Springer Verlag, 2011. pp. 117-122. (ISBN:978-3-642-17802-3; 978-3-642-17803-0)

További tudományos művek

- 1. Szucs-Farkas Z, Linder K, Würsten H-U, Casella R, Braunschweig M. Complete liquefaction of the kidney with subcutaneous fluid collection: an uncommon complication after abdominal aortic aneurysm repair.. CURRENT UROLOGY 1:(1) pp. 53-54. (2007)
- 2. Galuska L, Varga J, Farkas ZS, Garai I, Boda J, Szabo J, Leovey A, Nagy EV. Active retrobulbar inflammation in Graves' ophthalmopathy visualized by Tc-99m DTPA SPECT. CLINICAL NUCLEAR MEDICINE 28:(6) pp. 515-516. (2003)
- Galuska L, Varga J, Szucs-Farkas Z, Nagy EV, Burman KD. Differences in SPET analysis of 3. thyroid-associated orbitopathy. EUROPEAN JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE AND MOLECULAR IMAGING 31:(5) pp. 793-795. (2004)
- Luyet C, Wipfli M, Eichenberger U, Szucs Farkas Z. Performing ultrasound-guided 4. supraclavicular blocks in the outpatient setting-an additional security measure. REGIONAL ANESTHESIA AND PAIN MEDICINE 35:(2) p. 224. (2010)

dc_875_14 Tudományos mérőszámok

Tudományos in extenso közlemények száma:64	4
Magyar nyelven: 10	0
Idegen nyelven:54	4
Első szerzős közlemények száma: 25	5
Utolsó szerzős közlemények száma: 11	1
In extenso közlemények impakt faktora: 17	75,6
Impakt faktor a PhD fokozat megszerzése előtt: 4,	,9
Impakt faktor a PhD fokozat megszerzése óta: 17	70,7
Az MTA doktori értekezést megalapozó közlemények impakt faktora: 93	3,9
Könyvfejezetek száma: 2	
Egyéb tudományos közlemények száma: 4	
Idézettségi mutatók:	
Független citáció:39	99
Összes citáció: 47	72
Hirsch index: 12	2