

dc\_875\_14

**MTA doktori értekezés**

**tézisei**

**Alacsony dózisú computertomographiás protokollok**

**kísérletes és klinikai vizsgálata**

**Dr. Szűcs Farkas Zsolt**

**2014**

## 1. Bevezetés

A computertomographia (CT) a modern orvosi diagnosztika szerves részévé vált, az évente elvégzett vizsgálatok száma évről évre rohamosan emelkedik. Az Amerikai Egyesült Államokban 2010-ben mintegy 62 millió CT vizsgálat történt. Sajnos a CT által használt röntgensugárzás ionizáló hatása révén potenciálisan rákkeltőnek tekintendő. Brenner és Hall 2006-ban modellszámítások alapján azt jósolta, hogy a következő évtizedekben az összes halálos lágyszöveti tumor kb. 1,5-2%-ért CT vizsgálatok tehetők majd felelőssé, ami évi 29 ezer halálesetet jelent az Egyesült Államokban. Pearce és mtsai 2012-ben publikált kohortvizsgálata szerint szignifikánsan emelkedik a lymphomák és agyi tumorok kockázata olyan fiatalokban, akik gyermekkorukban sorozatos CT vizsgálaton estek át.

A CT vizsgálatok eredményének sokszor közvetlen hatása van a beteg kezelésére, az azonnali beavatkozást igénylő állapotok felismerésével a CT számos beteg életét menti meg. Mivel a CT 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 dózis és a képminőség érzékeny egyensúlyának megtartása komoly szakértelmet kíván. A követendő irányelvet az angol ALARA (As Low As Reasonably Achievable) betűszó fogalmazza meg: ha egy CT vizsgálat indokolt, akkor azt a lehető legalacsonyabb dózissal kell elvégezni úgy, hogy a kívánt diagnózis megfelelő biztonsággal felállítható vagy kizárható legyen.

## 2. Elméleti háttér

### 2.1. A röntgensugárzás hatása az élő szervezetre, dózismértékek

A röntgensugárzás ún. *sztochasztikus* hatásának valószínűsége arányosan növekszik a dózissal és az élet során kumulálódik. A Hiroshimában és Nagaszakiban ledobott atombombák túlélőinek megfigyeléséből származó adatok a sugárzás indukálta rákos megbetegedések növekvő kockázatát mutatták 100 mSv dózis felett. A 100 mSv alatti dózistartományban - jellemzően ide esik a diagnosztikus CT vizsgálatok kumulált

dózisa - nincsenek sem megfigyelésen, sem kísérleteken alapuló megbízható adataink arról, miként függ a sejtkárosodás a dózistól. A széles körben elfogadott, de vitatott álláspont szerint a károsodás és a dózis között 100 mSv alatt is lineáris összefüggés van és nincs a hatás kialakulásához minimálisan szükséges küszöbérték (LNT= linear no-threshold theory). A CT vizsgálatokkal járó sugárterhelést rutinszerűen csak a készülék által használt paraméterek alapján közelítőleg tudjuk megbecsülni a CT dózis index-szel ( $CTDI_{vol}$ ) illetve annak a vizsgált terület hosszával való szorzatával (dose length product, DLP). Az Amerikai Orvosi Fizikusok Egyesülete által 2011-ben javasolt méretspecifikus becsült dózisértékek (SSDE= size specific dose estimates) csökkentik a betegek eltérő méretéből fakadó bizonytalanságot. Nagyobb betegpopulációk dózisének becsülésére, két eltérő CT protokoll vagy akár különböző képalkotó eljárásokból eredő sugárterhelés becsülésére az effektív dózis ( $D_{eff}$ ) használatos.

## **2.2. Hogyan csökkenthető a CT vizsgálatok sugárterhelése?**

A CT vizsgálatok dózisa a vizsgált szervek sugárérzékenységén és betegspecifikus faktorokon kívül (pl. testalkat, testsúly, nem) 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.)

### **2.2.1. A CT vizsgálatok és az elvégzett szériák számának csökkentése**

Azt a CT vizsgálatot, melynek nincs terápiás következménye, valószínűleg felesleges elvégezni. Főleg fiatalokban és terhes nőkben igyekezni kell a CT-t valamilyen más módszerrel (ultrahang vagy MRI) kiváltani. Hasonlóképpen törekedni kell arra, hogy a kívánt diagnózist minél kevesebb képsorozat alapján állítsuk fel és kerüljük a felesleges natív vagy késői fázisokat, hiszen a dózis arányosan növekszik a leképezések számával.

### 2.2.2. A csőfeszültség és az áramerősség csökkentése

A sugárdózis a csőfeszültség 2,4-ik hatványával emelkedik, vagyis a csúcshőfeszültség 120 kVp-ről (peak kilovoltage) 80 kVp-ra való 50%-os csökkentése 76 %-os dózisredukciót eredményez. A dózis kapcsolata az áramerősség-idő-szorzatával (milliampére-secundum, mAs) lineáris: az áramerősség 150 mAs-ről 75 mAs-re való 50%-os csökkentése 50%-os dózisredukciót jelent. Mindkét esetben az alacsonyabb sugárterhelést magasabb képzaj kíséri, mivel a zaj a dózis négyzetgyökével fordítottan arányos. Ez az összefüggés azonban már nem igaz nagyon alacsony dózisértékek esetén, amikor az alacsony energiájú fotonok nagyobb része a beteg testében elnyelődik és nem jut el a detektorhoz (photon starving effect).

Ma már gyakorlatilag minden CT készülék használ olyan algoritmust, amely az áramerősséget automatikusan a vizsgált régió sugáráteresztő képességéhez és a beteg átmérőjéhez igazítja annak érdekében, hogy a detektorokhoz megfelelő mennyiségű röntgenfoton jusson el (automatikus mAs moduláció). Egyes modern berendezések képesek redukálni az áramerősséget a röntgenső ventralis pozíciójában, ezáltal jelentősen csökkenthető a női emlők vagy a szemlencse dózisa. A szív-CT vizsgálatok dóziscsökkentését szolgálja az áramerősség EKG-vezérelt modulációja.

Az alacsonyabb áramerősség a magasabb zajon kívül nem változtatja a kép minőségén. Ezzel szemben alacsony csőfeszültségen jelentősen megnő az intravénás kontrasztanyagokban (k.a.) megtalálható jódsugárelnyelése és ezzel denzitása is. Ennek oka az, hogy a CT csövet elhagyó fotonok átlagos energiája közelebb kerül a jódatom K-héján található elektron aktiválási energiájához (33,4 keV).

### 2.2.3. Egyéb faktorok

A beteg sugárterhelését csökkentő lehetőségek közé tartozik a vizsgált régió hosszának csökkentése, a beteg megfelelő elhelyezése a CT-izocentrumban, a beteg közvetlen sugárvédelme, alacsony dózisu scout/topogram készítése, a CT cső forgási sebességének változtatása, bizonyos gyártóknál az ún. pitch növelése, valamint a filterek és kollimátorok használata.

### **2.3. A diagnosztikus képminőség megtartása alacsony sugárdózis mellett**

A dóziscsökkentés során akkor járunk el leginkább a beteg érdekében, ha olyan alacsony dózist alkalmazunk, amely mellett az esetlegesen gyengébb képminőség még nem rontja a diagnosztikus pontosságot és biztonságot. A kontraszt-zaj-arány (CNR, contrast-to-noise ratio) talán a legszélesebb körben használt paraméter az objektív képminőség leírására. Emellett fontos a képek szubjektív megítélése, ebben a tekintetben a radiológusok tűrése igen tág. A sugárfizika törvényeire támaszkodva kontrasztanyagot CT vizsgálatok esetében jól kombinálhatjuk az alacsony csőfeszültséget az áramerősség emelésével. Egy 120 kVp csúcspeszültséget és 100 mAs-t használó pulmonális CT-angiographiás (PCTA) protokollhoz képest 61%-os dóziscsökkenés érhető el 80 kVp és 150 mAs paraméterek kombinációjával a kontraszt-zaj-viszony romlása nélkül. Az objektív és/vagy szubjektív képminőség diagnosztikus szinten való tartásában további segítséget nyújt a megfelelő ablakválasztás, a rekonstruált képek vastagságának növelése pl. 0,625 mm-ről 1,25 mm-re, zajsűrítő filterek és iteratív képrekonstrukciós technikák használata.

### **3. Célkitűzések**

Az alacsony dózisu CT protokollok vizsgálata során a következő fő célokra és 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 dózisu 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 hatása a képminőségre és diagnosztikus biztonságra 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 thoracoabdominalis CTA során betegeknél, valamint az alacsony dózisu vizsgálatok képminősége.
- Csökkentett dózisu pulmonális CTA diagnosztikus pontossága normál testsúlyú és kövér betegeknél.
- Célzott oktatás és konzultációs szolgálat szerepe a CT vizsgálatokból származó sugárterhelés csökkentésében.

## **4. A CT-dózis csökkentésének kísérletes vizsgálata**

### **4.1. Kísérletes CT vizsgálatok a mellkasban**

#### 4.1.1. A testméret, csőfeszültség és áramerősség hatása a jód jelére és a képminőségre mellkas fantomban (1)

*Kérdés:* Milyen testsúlyhatárig lehet alkalmazni az alacsony (80 vagy 100 kVp) CT csőfeszültséget PCTA-ban a képminőség számottevő romlása nélkül? Lehetséges-e magasabb jódkoncentrációjú k.a.-gal ellensúlyozni egy esetlegesen rosszabb képminőséget?

*Módszer:* Az emberi mellkast egy ovális átmetszett, polimetil-metakrilátból készült, 40 cm hosszú hengerrel modelleztük, melyben félhold alakú parafabetétek szimulálták a tüdőket. A fantom mérete változtatható volt és hűen modellezett egy

sovány (testsúly: 45-60 kg), egy átlagos (60-80 kg) és túlsúlyos (80-105 kg) beteget. A szegmentális tüdőartériákat egy-egy 5 mm belső átmérőjű, műanyag csővel utánoztuk, melyeket 300 mg jód/ml ill. 400 mg jód/ml-es k.a. 1:30-as koncentrációjú oldatával töltöttük meg. A fantomot 64-szeletes Somatom Siemens Cardiac 64 berendezéssel vizsgáltunk 80, 100, 120 és 140 kVp CT csőfeszültség mellett. A vizsgálatot minden kVp-fantom kombináció esetében 6 különböző mAs érték mellett elvégeztük és az így kapott képeken megmértük a jód jelét és a háttérzajt valamint kiszámítottuk a CNR értékét. Az objektív képminőség változását a dózis függvényében egy teljesítményfaktor (figure of merit, FOM=  $CNR^2 / CTDI_{vol}$ ) hányados bevezetésével vizsgáltuk\*.

Eredmények és megbeszélés: A szimulált tüdőartériában mért denzitás a kVp csökkentésével növekedett. 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 magasabb jelet mértünk a vékony betegeket szimuláló fantomban, mint a közepes ill. nagyméretű fantomban. A CNR erős pozitív összefüggést mutatott a sugárdózissal és a k.a. koncentrációjával, a fantommérettel viszont negatívan korrelált. 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. Az egységnyi sugárterhelésre eső objektív képminőség-javulást jellemző teljesítményfaktor (FOM) a kisméretű fantomban magasabb volt alacsony csőfeszültségen mint magas kVp értéknél ( $r = -0,897 - -0,999$ ;  $p < 0,001$ ). A kövér és közepes méretű betegeket helyettesítő fantomban 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.

Ez a fantomkísérlet rámutatott arra, hogy az alacsony csőfeszültség választása elsősorban vékony betegeken hasznos módszer a sugárterhelés csökkentésére PCTA során. A mérések azt jósolták, hogy 80 kVp csúcshőfeszültség mellett a CNR jó marad sovány és átlagos testalkatú betegeken kb. 100 kg-ig és romlani fog túlsúlyos egyéneken. A k.a. denzitása 80 kVp-on akár túlságosan magas lehet, így az erekben

---

\* Külön jelölés hiányában a statisztikai számításokat Statistica (Statsoft, Tulsa, Oklahoma, USA) és Medcalc (Medcalc, Mariakerke, Belgium) programmal ill. a <http://statpages.org/ctab2x2.html> weboldalon végeztem. A statisztikai szignifikancia szintje  $p < 0,05$  volt.

csökkenthető a jódkoncentráció a képminőség számottevő romlása nélkül. Kövér betegekben a mérések alapján 100-120 kV-nál alacsonyabb feszültség használata nem javasolt. Eredményeink felhívták a figyelmet arra a korábban nem ismert tényre, hogy a jódtartalmú k.a. denzitása nemcsak a csőfeszültség hanem a beteg átmérőjének/ testsúlyának emelkedésével is csökken.

#### 4.1.2. Alacsony dózisú PCTA és tüdőembólia szimulációja CT képeken: a diagnosztikus pontosság kísérletes mérése 80 kV-on (2)

*Kérdés:* Lehetséges-e a tüdőembóliák és a megváltozott képminőség elektronikus szimulációja alacsony csőfeszültségen? Romlik-e a PCTA diagnosztikus pontossága és képminősége, ha alacsony csőfeszültség használatával a sugár- és k.a. dózist egyszerre csökkentjük?

*Módszer:* A Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetében 2006 november és 2007 május között normál dózisú, negatív eredményt mutató PCTA-n átesett, 100 kg alatti testsúlyú 254 beteg közül véletlenszerűen kiválasztottunk 10-et. Minden vizsgálatot 120 kVp csőfeszültség és 100 mAs referencia áramerősség mellett végeztek el 16 szeletes CT készülékkel (Somatom Sensation 16, Siemens Medical). Minden beteg 100 ml jódtartalmú k.a.-ot (300 mg jód/ml; iobitridol, Xenetix 300, Guerbet) kapott 4 ml/s injekciós sebességgel.

A szimulációt az ImageJ képfeldogozó programmal végeztük. A folyamat első fázisban minden k.a.-ot tartalmazó érképben a denzitást elektronikus úton 37%-kal növeltük, majd a teljes kép zajtartalmát 57%-kal emeltük. Ilyen módon egy olyan PCTA valóság-hű 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 (l. 5.1.1.1 pont). A képfeldolgozás második fázisában minden betegben 4 különböző PE-szimulációt végeztünk a truncus pulmonalistól a szubszegmentális tüdőartériáig úgy, hogy az eredeti normál- és a szimulált alacsony dózisú PCTA párokba pontosan ugyanazok a PE-k kerültek. Mindkét csoportban meghagytuk az eredeti PCTA képsorozatot is, ahol nem volt szimulált PE (negatív kontroll). A folyamat végén 100 PCTA képsorozatunk volt, melyek közül 80-ban volt PE, 20 pedig kontrollként



szolgált. A képsorozatokat 3 radiológus értékelte egymástól függetlenül randomizált sorrendben. A szenzitivitást és specificitást Fisher-féle exakt teszttel hasonlítottuk össze. 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 és 5%-os alfa-szint mellett.

Eredmények és megbeszélés: Nem volt szignifikáns különbség az eredeti normál dózisú és a szimulált alacsony dózisú PCTA között sem az összes tüdőartéria, sem az egyes artériák szintjén (szenzitivitás: 74,6% - 100% , specificitás: 97,5% - 99,3%;  $p=0,35 - 1,0$ ). A radiológusok közötti egyezés nagyon jó volt (átlag kappa érték: 0,801). A háromfokozatú skálán mért diagnosztikus biztonság szintén hasonló volt a két PCTA protokollal (120 kV:  $2,81\pm 0,39$ ; 80 kV:  $2,77\pm 0,47$ ;  $p=0,297$ ). Az ötfokozatú skálán értékelt szubjektív képminőségben sem volt eltérés a két protokoll között (120 kVp:  $3,92\pm 0,52$ ; 80 kVp:  $3,83\pm 0,54$ ;  $p=0,216$ ).

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 megnyitottuk az utat további hasonló szimulációs kísérletek előtt. Módszerünk nagy előnye, hogy teljesen azonos elhelyezkedésű telődési defektusokat tudunk összehasonlítani a két protokollal, ráadásul a referencia standard nagyon megbízható volt, hiszen a szimulált PE-k helyzetét mi magunk választottuk meg. Természetesen nem tudunk minden anatómiai variációt modellezni. Ennek ellenére eredményünk, miszerint 80 kVp csőfeszültségen az alacsonyabb sugár- és k.a. dózis használat nem rontja a diagnosztikus pontosságot és biztonságot 100 kg testsúly alatt, fontos érvel szolgál az alacsony dózisú PCTA protokollok széleskörű elterjedéséhez.

#### 4.1.3. Egyéb kísérletes vizsgálatok alacsony dózisú mellkasi CT protokollokkal (3, 4)

A kutatásaink másik csoportja tüdőparenchyma vizsgálatára irányult hagyományos mellkasi CT-vel. Kutatócsoportunk metastasisokat szimuláló antropomorf tüdőfantomon (Chest Phantom N1, Kyoto Kagaku Co., Ltd, Kyoto, Japan) 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. Ezek az eredmények alapul szolgálhatnak új alacsony dózisú CT-protokollok kidolgozásában és elterjedésében gyermekekben és tüdőtumorok CT szűrésére felnőttekben.

## **4.2. Kísérletes CT vizsgálatok a hasban**

### **4.2.1. Kísérletes vizsgálatok hasi aortaaneurysma modellben**

#### ***4.2.1.1. Képmínőség és diagnosztikus pontosság változása különböző testtömeg és CT csőfeszültség esetén (5)***

*Kérdés:* Hogyan változik a hasi aorta CTA-jának képmínősége és a diagnosztikus pontosság a csőfeszültség változtatásakor különböző szimulált betegméretek esetén?

*Módszer:* Olyan fantomot építettünk, amely a hasi aorta aneurysmájában stentgrafttal való elégtelen kezelése után fellépő kis k.a.- szivárgások (endoleak-ek) jelenlétét szimulálta. A henger alakú aneurysmamodell közepébe egy valódi stentgraftot ragasztottak be légmentesen, amit jódtartalmú k.a. vizes oldatával töltöttünk fel. A stentgraft köré, attól 0, 5 és 10 mm távolságra, összesen 36 db, 2, 4 és 6 mm átmérőjű, jódtartalmú korongot ágyaztak be, melyek a paravasatumokat szimulálták. A kísérletekhez az aneurysmamodellt különböző nagyságú, légmentesen lezárható, vízzel töltött hengerekbe kellett állítani, melyek sovány (36-42 kg), normál (72-85 kg) és kövér (118-142 kg) betegeket helyettesítettek.

Mindhárom szimulált betegméret esetén 3 CT protokollal végeztünk leképezést a következő csőfeszültség és referencia mAs érték mellett: 80 kVp – 260 mAs, 100 kVp – 160 mAs és 120 kVp – 160 mAs. A képalkotás során készített 9 képsorozatból 162 db 2,5 mm vastagságú axiális szeletet nyertünk 324 szimulált endoleakkal és 54 negatív kontroll szeletet. A képeket randomizált sorrendben mutattuk meg 3 radiológus kollégának, akik nem ismerték a szimulált endoleakek számát, méretét és helyzetét. A technikai paraméterek hatását a szenzitivitásra általános

regresszióanalízissel és F-statisztikával vizsgáltuk.

Eredmények és megbeszélés: A CT csőfeszültség csökkenésével növekedett az endoleak CNR-je. A szimulált kövér betegekben kevesebb endoleaket találtak a radiológusok (47/108) mint alacsony (74/108) és átlagos testsúly mellett (66/108;  $p < 0,001$  és  $p = 0,014$ ). Szignifikánsan több endoleaket lehetett találni 120 kV-on mint 80 kV-on a vékony és átlagos betegekben, de nem volt különbség a 100 és 120 kVp ill. 80 és 100 kVp viszonylatban. Kövér betegekben a szenzitivitás egyenesen növekedett a csőfeszültséggel (80 kV-on 19,4%; 100 kV-on 50% és 120 kV-on 61,1%). Az összes 2 mm-es endoleaknak csak 4%-át sikerült megtalálni, ez az arány 74% volt a 4 mm-es és 95% a 6 mm-es endoleakok esetén. A 4 és 6 mm nagyságú endoleakok mindegyikét sikerült azonosítani vékony betegekben és több mint 90 %-át (98/108) az átlagos betegben 100 kV-on, míg a kövér betegek esetén ehhez az eredményhez 120 kV-os csőfeszültség volt szükséges. A szenzitivitásra összességében az endoleakok mérete ( $F = 430$ ) és a szimulált betegméret ( $F = 89$ ) volt legnagyobb hatással, de pozitív összefüggést találtunk az endoleak aortától mért távolsága ( $F = 24$ ) és a CT csőfeszültség tekintetében is ( $F = 19$ ).

Fantomkísérletünk során a korábbi kutatásokkal ellentétben nemcsak a képminőséget, hanem az alacsony CT csőfeszültség szenzitivitásra gyakorolt hatását is elemeztük, és a vizsgálatokat 3 eltérő szimulált testsúlyra is kiterjesztettük. 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. A 4 mm-es szivárgások felismeréséhez kövér betegekben mindenképpen 120 kVp, közepes méretű betegekben pedig 100 kVp CT csőfeszültség alkalmazása indokolt, az ettől alacsonyabb feszültség a szenzitivitás csökkenését eredményezheti. Nem javasolt minden betegben egy 120 kVp-os „egyenprotokoll” alkalmazása, mert ez az optimális 80 ill. 100 kVp csőfeszültséghez képest 25-50%-kal magasabb sugárterhelést jelentene a betegek számára.

#### **4.2.1.2. Nemlineáris háromdimenziós zajszűrés hatása a diagnosztikus pontosságra aneurysmafantomban (6)**

Kérdés: A képminőségre kifejtett pozitív hatáson kívül javítja-e a diagnosztikus pontosságot a nemlineáris 3D- zajszűrés?

Módszer: A fent leírt aneurysmafantomot a közepes ill. nagy méretű víztartályba helyeztük. A csőfeszültség 80, 100, és 120 kVp volt az átlagos testsúlyú ill. 100 és 120 kVp a kövér betegeket utánzó körülmények között. Az automatikus mAs modulációt (CareDose4D) bekapcsoltuk, a referencia mAs érték 260 mAs volt 80 kVp valamint 160 mAs a 100 és 120 kVp csőfeszültség alkalmazása során. Zajszűrésre egy nemlineáris, 3 dimenziós optimalizált rekonstrukciós algoritmus prototípusát (3D ORA, Siemens) alkalmaztuk. Ez a filter a tér minden irányában működő simítási és élfelismerő algoritmus alkalmazásával olyan csökkentett zajtartalmú képeket eredményez, melyeken az eltérő denzitású határfelületek (pl. kötőszövet- k.a.-t tartalmazó ér) élesek maradnak. A filtert mind a három 80 és 100 kVp képsorozaton alkalmaztuk. Az összesen 8 képsorozat közül 3 tartalmazott zajszűrést és 3 nem volt szűrve; a 120 kV-on készült 1-1 eredeti, szűrés nélküli sorozat pedig a legjobb klinikai szituációt utánozta. A sorozatok négyszeri elforgatását követően 640 képet nyertünk, melyek közül 576 kép tartalmazott összesen 1152 endoleaket és 64 képen nem volt endoleak. Az összekevert képeket 3 radiológus értékelte.

Eredmények és megbeszélés: A csőfeszültség csökkentése 120 kV-ról 100 kV-ra nem járt együtt a CNR változásával sem az átlagos ( $8,47 \pm 0,5$  vs  $7,92 \pm 0,5$ ;  $p= 0,08$ ), sem a 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 közepes és 36%-os zajcsökkenést a nagyméretű fantomban. 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 összeállításban 100 és 120 kVp-on.

A normál testsúlyú betegeket imitáló fantomban felfedezett endoleakek száma független volt mind az alkalmazott csőfeszültségtől, mind a zajszűrő filter használatától (szenzitivitás: 92,7 – 95,8%;  $p= 0,95$ ). A radiológusok 120 kVp-on fedezték fel az endoleakeket a legnagyobb biztonsággal, de ez nem különbözött a 100

kV-on filterrel készült képeken mért értéktől (2,7 vs 2,85;  $p=0,081$ ). A filter hozzáadása nem befolyásolta a diagnosztikus pontosságot 80 kV-on és 100 kV-on ( $p=1,0$ ). A kövér betegeket utánzó fantomban több endoleaket találtak a radiológusok 120 kV-on (85/144) és 100 kV-on filterrel (83/144) mint 100 kV-on filter nélkül (75/144;  $p<0,001$  és  $p=0,041$ ). A csőfeszültség és a zajsűrés szignifikáns hatással volt a szubjektív képminőségre és a diagnosztikus biztonságra ( $p<0,001$ ). A felismert endoleakek száma a víztartály méretétől függött ( $p<0,001$ ). A radiológusok közötti egyezés nagyon jó volt (átlagos kappa-érték: 0,892).

Összefoglalva megállapíthatjuk, hogy normál testsúlyú betegekből 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 betegekből a filter használata 100 kV-on javította a diagnosztikus pontosságot úgy, hogy az nem tért el szignifikánsan a 120 kV-on mérttől. A kövér betegekből a csőfeszültség csökkentésével 40%-os dózismegtakarítás volt elérhető. A tesztelt zajsűrő szoftver nagy előnye annak gyorsasága és kész CT képeken való alkalmazhatósága. A filter azóta elérhető a Siemens CT-készülékeken B43f néven.

#### ***4.2.1.3. A növekvő testméret hatása az érdenzitásra: a röntgenspektrum keményedése fantomban és betegekből (7)***

Kérdés: Hogyan befolyásolja a növekvő testméret a k.a.-gal töltött erek denzitását?

Beteganyag és módszer: A mérésekhez a szimulált aortalument jódtartalmú k.a. (Iomeron 300, Bracco) 1:30-as oldatával töltöttük fel és az aortafantomot behelyeztük a sovány, átlagos testalkatú és kövér betegeket szimuláló víztartályba. 80, 100 és 120 kVp csőfeszültségen megmértük az aorta denzitását és kiszámítottuk a CNR értékét. A három imitált betegméret jellemző röntgenspektrumát szoftveresen szimuláltuk (DRASIM, Siemens Healthcare).

A klinikai vizsgálatra 100 egymást követő beteget választottunk ki, akik a Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetében 2007 szeptembere és 2008 júniusa között 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/m<sup>2</sup>), 70-85 kg (41 beteg

4 nő, 37 férfi; BMI:  $25,8 \pm 2,3$  kg/m<sup>2</sup>) és >85 kg (33 beteg 4 nő, 29 férfi; BMI:  $29,7 \pm 3,5$  kg/m<sup>2</sup>). Minden betegben 80 kVp csőfeszültség és 260 referencia mAs érték mellett a tüdőcsúcsoktól az a. femoralis communis oszlásáig készült helikális leképezés 60 ml i.v. k.a. (Ultravist 370 , Bayer Schering Pharma) adása után. Minden beteg leszálló aortájában megmértük a denzitást a truncus pulmonalis, truncus celiacus és az a. mesenterica inferior szintjében és ezek matematikai közepét tekintettük az aorta átlagos denzitásának.

Eredmények és megbeszélés: A fantomban végzett mérések mind növekvő szimulált betegméret, mind növekvő csőfeszültség esetén a jóddenzitás csökkenését mutatták. Míg 80 kVp-on a legnagyobb fantomban 13%-kal volt alacsonyabb a jel 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 elnyelődik a fantomban és nem vesz részt a képalkotásban, vagyis a röntgenspektrum keményedik. A nagyobb testben áthaladva tehát 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.

A retrospektív betegvizsgálat eredményei alátámasztották a fantomban mért adatokat. A betegekben mért érdenzitás negatív korrelációt mutatott a testsúllyal ( $R = -0,432$ ;  $p < 0,001$ ). A <70 kg, 70-85 kg és >85 kg csoportokban mért denzitás  $513 \text{ HU} \pm 80$ ,  $455 \text{ HU} \pm 82$  és  $410 \text{ HU} \pm 81$  volt. Megjegyezzük, hogy a betegekben nem tudtuk megbecsülni, milyen mértékben torzította a méréseket az eltérő cardialis állapot.

Adataink rámutattak, hogy kövér betegek CTA-ja során tapasztalható alacsonyabb érdenzitáshoz a nagyobb perctérfogat és eloszlási térfogat miatti fokozott k.a. hígulás mellett egyszerű fizikai okok is hozzájárulnak. Ezek alapján magas testátmérő és testsúly esetén az általános képminőséget nem csak a magasabb képzaj, hanem az azonos k.a. mennyiséggel elérhető alacsonyabb kontraszt is rontja.

#### 4.2.1.4. *Automatikus csőfeszültség-választás hatása a képminőségre és a sugárterhelésre hasi CTA során (8)*

Kérdés: Milyen hatása van a csőfeszültség-választó segédprogram használatának a hasi CTA objektív és szubjektív képminőségére valamint a dózisa különböző szimulált betegméretek esetén?

Módszer: A Siemens cégtől kapott prototípus (azóta hivatalosan is elérhető Care kV néven) a CT vizsgálat elején az átnézeti röntgenkép (topogram) alapján megbecsüli a beteg hossz tengelye mentén a sugárgyengülést az elérhető csőfeszültségeken és kiszámítja, hogy milyen zaj lenne várható bizonyos mAs-értékek mellett. A program által javasolt csőfeszültség és referencia áramerősség kombinációja a beteg mérete mellett függ a vizsgálat céljától: a szoftver jódtartalmú k.a. alkalmazása esetén inkább javasol alacsony kVp-t és magas mAs-t, mint egy natív vizsgálatához, ahol az alacsony csőfeszültségnek nincs kiemelkedő előnye a dóziscsökkentésben.

A 4.2.1.1 pontban részletesen leírt hasi aneurysma fantomot egymás után behelyeztük a kis, közepes és nagyméretű betegeket szimuláló víztartályba, majd leképezést végeztünk 120 kVp csúcspeszültséggel és 110 mAs referencia értékkel kikapcsolt majd bekapcsolt Care kV program mellett. A javasolt kV-mAs kombinációk közül azt választottuk ki, amelyiknél a várható képzaj a legmagasabb volt, így szimulálva a klinikailag előforduló lehető legrosszabb lehetőséget. Az elkészült képsorozatokon kiszámítottuk a szimulált aorta CNR-jét. Három radiológus rezidens ötfokozatú skálán értékelte a szubjektív képzajt és az általános képminőséget.

Eredmények és megbeszélés: 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. A prototípus által javasolt kVp-mAs kombináció hatására jelentősen magasabb érzékenység mellett csökkent a 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. A program által javasolt csőfeszültséggel magasabb CNR-t lehetett elérni a kis ( $19,4 \pm 0,87$  vs  $15,8 \pm 0,95$ ) és közepes fantomban ( $8,7 \pm 0,23$  vs  $8,4 \pm 0,55$ ) valamint a nagyméretű fantomban 100 kVp-on ( $4,6 \pm 0,38$  vs  $4,2 \pm 0,23$ ;  $p < 0,05$ ), míg a 80 kVp alkalmazása szimulált kövér betegekben alacsonyabb CNR-t eredményezett, mint 120 kVp-on

(3,8± 0,23 vs 4,3± 0,21; p< 0,05).

A vizsgálat megmutatta, hogy a Care kV program által javasolt vizsgálati paraméterek alkalmazásával csökkenteni lehet a CTA vizsgálatok sugárterhelését változatlan vagy akár magasabb CNR mellett. Úgy tűnik, hogy az automatikus csőfeszültség-választó programok használata segítheti a betegek méretére szabott ideális egyensúly elérését a képminőség és dózis között.

#### 4.2.2. Automatikus mAs moduláció hatása a képminőségre alacsony feszültségű hasi és kismedencei CTA során (9)

*Kérdés:* Hogyan hat az automatikus mAs moduláció alacsony csőfeszültségű CTA során a dózusra és a képminőségre?

*Módszer:* Egy standard női antropomorf fantom (Model 702, CIRS) ventrális felszínére 3 db k.a.-gal töltött műanyag csövet erősítettünk a kismedence magasságában, ezekben a jódtartalom 5, 7,5 és 10 mg/ml volt. A fantomról 140, 120, 100 és 80 kVp csúcsfeszültségen végeztünk képalkotást bekapcsolt automatikus áramerősség-moduláció mellett. A CT berendezés által választható áramerősség 10 és 675 mA között mozgott. Mindhárom csőben megmértük a denzitást és kiszámoltuk a jel-zaj viszonyt (SNR). Az effektív dózist egy félvezető doziméterrel (MOSFET, Thomson-Nielsen) mért elnyelt dózisok megfelelően súlyozott összegeként definiáltuk, ahol a mérőelektródák a fantom 20 standard anatómiai lokalizációjában voltak elhelyezve. A  $FOM = SNR^2 / D_{eff}$  képlet alapján számítottunk egy teljesítményfaktort, amivel az egységnyi effektív dózusra eső képminőség-változást tudtuk jellemezni.

*Eredmények és megbeszélés:* Az automatikus moduláció által csaknem azonos szinten tartott zaj mellett az SNR kétszer olyan magas volt 80 kV-on mint 120 kV-on. Az automatikus mAs-moduláló szoftver alacsonyabb csőfeszültség esetén nagy mértékben emelte az áramerősséget. Az 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 kVp használatával úgy, hogy az SNR nem változott.



Adataink alapján az automatikus mAs-moduláció alkalmas az alacsony csőfeszültségű CT protokollok során fellépő magasabb zaj kompenzálására, de a szoftver alkalmazása a CT berendezés ismeretét és a paramétereknek a klinikai kérdésre ill. a betegre szabott megfelelő beállítását követeli meg. Méréseink szerint 80 kVp csőfeszültséggel jelentős dóziscsökkenést lehet elérni CTA során szinten tartott vagy akár jobb SNR mellett.

#### 4.2.3. Szimulációs és fantomkísérletek a máj vizsgálatában

##### **4.2.3.1. Májtumorok denzitásának és méretének hatása a detektálásra (10)**

Kérdés: Hogyan befolyásolja a tumorkontraszt és tumorméret a hypodens májgócok detektálását fantomban?

Módszer: Tíz beteg negatív hasi CT vizsgálatának képein gömbformájú hypodens májmetastasisokat szimuláltunk az ImageJ programmal. A tumorméretet 6, 10 és 14 mm-ben, a tumor és máj közötti denzitáskülönbséget -20, -35 és -50 HU-ként definiáltuk, vagyis 9 különböző méret-denzitás kombinációt tudunk imitálni. A 10 CT vizsgálat képein 7-7 különböző összeállításban szimuláltunk 1-3 hypodens májmetastasisot, melyek helyzete, méretet és denzitása véletlenszerűen volt megválasztva. A 153 szimulált májgócot tartalmazó 70 db CT vizsgálatot és 30 db negatív CT-t randomizált sorrendben, egymástól függetlenül értékelte 3 radiológus.

Eredmények és megbeszélés: A három vizsgáló átlagos szenzitivitása 73,6 % (112,7/153 detektált góc) volt. Legnehezebb feladatnak a 6 mm-es -20 HU kontrasztot mutató gócok bizonyultak (szenzitivitás: 4,1%). A 10 és 14 mm-es -50 HU denzitáskülönbségű tumorok mindegyikét sikerült azonosítani. A 10 és 14 mm átmérőjű gócok közül a -20 HU denzitáskülönbséget mutatókra számított szenzitivitás (54,7% és 74,7%) szignifikánsan alacsonyabb volt, mint -35 vagy -50 HU esetén (szenzitivitás: 90-100%;  $p < 0,01$ ). A kontraszt emelése -35 HU-ról -50 HU-ra nem jelentett szignifikánsan magasabb szenzitivitást sem a 10 mm-es ( $p = 0,733$ ), sem a 14 mm-es tumorok esetén ( $p = 1,0$ ). A tumor méretének növekedése magasabb szenzitivitást eredményezett -20 HU és -35 HU kontraszt esetén ( $p < 0,001$ ), de nem volt hatással a -50 HU gócok detektálására. Az ötfokozatú skálán

megadott felismerhetőség szignifikánsan függött a tumorok kontrasztjától valamint a gócmérettől a -20 HU és -35 HU denzitáskülönbségek esetén ( $p < 0,05$ ).

Kísérletünk azt mutatta, hogy 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 elvégzésének 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. A másik lehetőség a CT csőfeszültség csökkentése, amelynek hatására emelkedik a jódot felvevő májparenchyma és a kevésbé halmozó hypodens metastasis közötti denzitáskülönbség. Adataink újabb bizonyítékkal szolgáltak az optimális kontraszt fontosságához a májgócok felismerésében és előrevetítették az alacsony csőfeszültségű protokollok lehetséges szerepét a máj CT vizsgálatában.

#### ***4.2.3.2. Magas testsúly és elektronikus zajszűrés hatása a májgócok felismerésére CT-vel (II)***

Kérdés: Milyen hatása van a magasabb zajnak a hypodens májtumorok felismerhetőségére kövér betegekben? Javítható-e a detektálás zajcsökkentő filterek használatával?

Módszer: Tíz egymást követő beteg 120 kVp-on portális fázisban végzett máj CT-jén mért denzitások alapján egy henger alakú májfantomot készítettünk műgyantából. 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. A 9 különböző méret-denzitás kombinációt 5-5 gömb képviselte. Mind a szimulált májszövet, mind a metastasisok anyagába anorganikus jódot keverve, így azok

denzitásváltozása különböző csőfeszültségeken jól közelítette az élő betegekben tapasztaltakat. A fantomot egymás után behelyeztük a 4.2.1.1 pontban már ismertetett átlagos és kövér betegeket imitáló víztartályba. A képalkotás során 120 kVp protokollt használtunk 160 mAs referencia érték mellett. A kövér betegeket imitáló képsorozatot a 4.3.1.2 pontban tárgyalt ORA 3D elektronikus zajszűrővel dolgoztuk fel. A képolvasásra és a képminőség objektív mérésére így 3 képsorozat került: szimulált normál beteg, kövér beteg zajszűrés nélkül és kövér beteg zajszűréssel. A képolvasásban 3 radiológus vett részt.

Eredmények és megbeszélés: 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 elrendezésben. A szimulált tumorokban mért CNR a nagy méretű fantomban zajszűrés után bár a filter nélkülihez képest 47–69%-os javult, még így is rosszabb volt 23-27%-kal, mint a közepes fantomban ( $p < 0,05$ ).

A nagy méretű fantomban, függetlenül a zajszűrő filter használatától, a májgócok felismerhetőségét alacsonyabbnak találták a radiológusok, mint a közepes fantomban (1,57 vs 2,28;  $p < 0,001$ ). A közepes méretű fantomhoz képest (36/45) a vizsgálók átlagosan 25%-kal kevesebb szimulált metastasist ismertek fel a kövér betegeket imitáló fantomban zajszűrés nélkül (27/45). 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 ( $p = 0,873$ ). 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 osztályzatot a kövér betegeket utánzó fantom kapta zajszűrés nélkül, majd a szűrt képek és végül a közepes méretű fantomban végzett vizsgálat következett.

Fantomkísérletünk elsőként hívta fel a figyelmet arra, hogy túlsúlyos és kövér betegekben az 5 és 10 mm-es mérettartományba eső hypodens májmetastasisoknak akár egy negyede is felismerhetetlen marad CT-vel. Az elektronikus zajszűrő filter alkalmazása jelentősen javítja a hypodens fokális májelváltozások kontraszt-zaj arányát és a szubjektív képminőséget, valamint segítheti az 5 mm-es gócok

felismerését.

#### ***4.2.3.3. Iteratív képrekonstrukció hatása a képminőségre és a szenzitivitásra hasi CT-ben (12)***

Kérdés: Van-e hatása az iteratív képrekonstrukciós (IR) algoritmusoknak a hypodens májgócok felismerésére különböző csőfeszültségeken?

Módszer: A 4.2.3.2 pontban bemutatott, szimulált hypodens metastatisokat tartalmazó májfantomot helyeztük bele a korábbiakban ismertetett átlagos testalkatú betegeket utánzó víztartályba majd CT képalkotást végeztünk 80, 100 és 120 kVp csúcshőfeszültségen és 160 mAs referencia értéken. A CT vizsgálatok nyers adatait a hagyományos visszavetítéses (filtered back projection, FBP) módszeren kívül egy IR algoritmussal is rekonstruáltuk (IRIS, iterative reconstruction in the image space; Siemens) A gyártó által ajánlott beállításokat alkalmaztuk, amely kb. 40%-os zajcsökkentést ígér úgy, hogy a képek szubjektív minősége nem változik számottevően. A folyamat végén összesen 6 CT sorozat állt rendelkezésünkre: 3 FBP-vel és 3 IRIS-szel. A kiértékelést 3 radiológus végezte az emelkedő képminőségnek megfelelő sorrendben: (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 és a sorozatok kiértékelése között egy hetes szünetet iktattunk be.

Eredmények és megbeszélés: A 120 kVp-hoz képest 40%-os volt a dóziscsökkenés 100 kVp-on és 70% 80 kVp-on. A képzaj alacsonyabb volt 100 kVp-on IRIS-szel (16,7 HU) mint 120 kVp-on FBP-vel (20,9 HU,  $p < 0,001$ ). Az IRIS alkalmazása 68-78%-kal magasabb CNR-t eredményezett a FBP-hez képest minden csőfeszültségen. A legmagasabb szenzitivitást 120 kVp-on mértük IRIS-szel (80,7%), a legrosszabbat 80 kVp-on FBP-vel (60,7%). A felismert gócok száma 100 kVp-on IRIS-szel (35,7/45) nem szignifikánsan magasabb volt, mint 120 kVp-on FBP-vel (33,7/45). Az IRIS alkalmazása szignifikánsan javította a szenzitivitást az 5 mm átmérőjű (33,3% vs 22,9%;  $p=0,05$ ) és az 50 HU kontrasztú szimulált májmetastasisok esetén (90,4% vs 81,6%;  $p= 0,046$ ). 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. Az IR ellensúlyozza az alacsonyabb csőfeszültség használatával járó magasabb zajt és így emeli a CNR-t. Eredményeink szerint a vizsgált IRIS protokoll lehetővé teszi a csőfeszültség csökkentését 120 kVp-ról 100 kV-ra, ami 40%-kal alacsonyabb sugárterhelést jelent a beteg számára úgy, hogy a hypodens májmetastasisok felismerhetősége nem szenved hátrányt. A kísérlet hátránya volt, hogy csak egyetlen szimulált betegméretet és viszonylag kevés gócot vizsgáltunk. Azóta a Siemens cég továbbfejlesztette IR algoritmusát, amely további zajcsökkentéssel és jobb képminőséggel kecsegtet 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 (13, 14). Egy további vizsgálatban ígéretesnek találtuk az IR algoritmus és a Care kV automatikus csőfeszültségválasztó program kombinálása májmetastasisok felismerésében (15).

## **5. Alacsony dózisu CT protokollok vizsgálata betegeken**

### **5.1. Alacsony dózisu pulmonális CTA**

#### **5.1.1. Sugárdózis és képminőség alacsony dózisu PCTA-val 80 kVp csőfeszültségen: kezdeti tapasztalatok (16)**

*Kérdés:* Milyen objektív és szubjektív képminőséget biztosít az alacsony dózisu 80 kVp PCTA protokoll 25%-os k.a. dózis csökkentés mellett?

*Beteganyag és módszer:* Ebben a retrospektív vizsgálatban 90 egymást követő, 100 kg alatti testsúlyú beteg vett részt, akik a Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetében 2007. novembere előtt a hagyományos (100 kVp, 100 mAs, 100 ml k.a.) ill. azt követően az alacsony dózisu (80 kVp, 150 mAs, 75 ml k.a.) PCTA protokollal

lettek megvizsgálva tüdőembólia gyanúja miatt. Mindkét csoportba 45-45 beteg került. A betegcsoportok életkorban, nemek arányában és a morfológiai paraméterek tekintetében nem tértek el egymástól. Minden betegben megmértük a denzitást a truncus pulmonalisban, minden egyes lebenyartériában valamint a szegmentális tüdőartériákban és kiszámítottuk azok CNR-jét. A képminőség szubjektív kiértékelését 3 radiológus végezte egymástól függetlenül.

Eredmények és megbeszélés: A tüdőartériákban mért átlagos denzitás ( $427,6 \text{ HU} \pm 116,0$  vs  $342,1 \text{ HU} \pm 87,7$ ) és a képzaj ( $17,2 \text{ HU} \pm 3,1$  vs  $14,8 \text{ HU} \pm 2,5$ ) magasabb volt 80 kVp-n mint 100 kVp-n ( $p < 0,001$ ), ennek eredőjeként a CNR a két PCTA protokollal nem különbözött egymástól ( $22,2 \pm 7,1$  vs  $20,6 \pm 7,3$ ;  $p = 0,302$ ). A 80 kVp PCTA protokoll több mint 40%-os sugárdózis-csökkenést eredményezett a 100 kVp protokollal összehasonlítva ( $\text{CTDI}_{\text{vol}} = 3,6 \text{ mGy} \pm 0,5$  vs  $6,1 \text{ mGy} \pm 1,5$ ;  $p < 0,001$ ). Az alacsony dózisú protokoll átlagos becsült dózisa mindössze 1,68 mSv volt. A vizsgálok jobbnak ítélték az erekben a k.a. halmozást 80 kVp-n ( $4,25 \pm 0,37$ ) mint 100 kVp-n ( $3,97 \pm 0,54$ ;  $p = 0,015$ ), és rosszabbnak a zajszintet ( $3,23 \pm 0,36$  vs  $3,54 \pm 0,27$ ;  $p < 0,001$ ). A szubjektív képminőségben nem volt különbség a protokollok között ( $3,73 \pm 0,4$  80 kVp-n és  $3,82 \pm 0,53$  100 kVp-n;  $p = 0,151$ ), de az alacsonyabb csőfeszültségen átlagosan távolabbi oszlásig lehetett megítélni a tüdőartériákat ( $5,64 \pm 0,61$  80 kVp-n és  $5,15 \pm 0,5$  100 kVp-n;  $p < 0,001$ ).

Tudomásunk szerint ez volt 2008-ban az első olyan munka az irodalomban, ahol a 80 kVp csőfeszültséget viszonylag alacsony mAs-értékkel kombinálva alkalmazták PCTA-hoz. Adataink bizonyították 80 kVp csőfeszültség klinikai használhatóságát és a jó képminőséget 100 kg-os testsúlyhatárig úgy, hogy a 40%-kal alacsonyabb sugárterhelést 25%-kal csökkentett injektált k.a. térfogattal párosítottuk. Eredményeink megnyitották a kaput a 80 kVp PCTA klinikai alkalmazása előtt. Megjegyezzük, hogy a jó képminőséget 80 kVp-n 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.

### 5.1.2. Milyen kritérium alapján válasszuk ki a 80 kVp PCTA vizsgálatra alkalmas betegeket? (17)

Kérdés: Milyen morfológiai betegparaméter korrelál leginkább a képminőséggel? Mi alapján lehet eldönteni, hogy a 80 kVp PCTA az adott betegen még elfogadható vagy szuboptimális képminőséget fog eredményezni?

Beteganyag és módszer: Retrospektíven elemeztük 100 egymást követő, 80 kVp csőfeszültség mellett alacsony dózisu PCTA-n átesett beteg vizsgálatát. A betegek testsúlya 100 kg alatt volt, a vizsgálatokra 2007 november és 2008 augusztus között került sor. A testsúly és magasság alapján kiszámítottuk a BMI-t és a testfelszínét. A truncus pulmonalis szintjében minden betegben megmértük a mellkas ap és laterális átmérőjét ill. keresztmetszeti felületét, valamint az elülső és hátsó mellkasfal lágyrészeinek vastagságát, melyeknek összege a teljes mellkasi lágyrészvastagságot adta. A tüdőartériák denzitását 9 érben (truncus, jobb és bal tüdőartéria és oldalanként 3-3 lebenyartéria) mértük meg, ezek átlagát használtuk a CNR kiszámításához. A képek szubjektív kiértékelését 3 radiológus végezte egymástól függetlenül. A statisztikai kiértékeléshez a betegeket testtömegük alapján 6 csoportba osztottuk: 0-50 kg (7 beteg), 51-60 kg (20 beteg), 61-70 kg (25 beteg), 71-80 kg (28 beteg), 81-90 kg (14 beteg) és 91-99 kg (6 beteg). A különböző súlycsoportok adatait varianciaanalízissel és megfelelő post hoc tesztekkel hasonlítottuk össze. Az objektív ill. szubjektív képminőségi jellemzők és a betegek morfológiai paraméterei között lineáris regresszióanalízissel kerestünk összefüggést.

Eredmények és megbeszélés: A 100 betegben az átlagos CTDI<sub>vol</sub>  $3,59 \pm 0,46$  mGy volt, amely  $1,9 \pm 0,29$  mSv átlagos effektív dózissal felelt meg. 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 többváltozós regresszióanalízis szerint a vizsgált morfológiai jellemzők közül kizárólag a testsúlynak és az ebből származtatott testfelszínnek volt hatása a CNR-re (béta=  $-0,60$  ill.  $-0,59$ ;  $p < 0,001$ ). A morfológiai betegparamétereknek nem volt szignifikáns hatása a szubjektív képminőségre.

A kiértékelés hátránya volt, hogy nem vizsgáltuk más fontos faktorok (szívperctérfogat, stb.) hatását a képminőségre valamint az alacsony dózisu PCTA protokoll szenzitivitasát, és mindössze 20 betegünk testsúlya esett a 81-99 kg tartományba. Elemzésünk alapján a testsúlyt javasoljuk a képminőség előrejelzésére és annak eldöntésére, hogy a betegben használható-e az alacsony dózisu PCTA. Erre a célra nincs szükség bonyolultabb mérésekre (pl. mellkasi légyszövetvastagság meghatározására), a BMI pedig kevésbé látszik alkalmasnak a CT protokollok paramétereinek testreszabására.

### 5.1.3. A 80 kVp és 120 kVp csőfeszültségű PCTA protokollok diagnosztikus pontosságának összehasonlítása egy eset-kontroll vizsgálatban (18)

*Kérdés:* Van-e eltérés az alacsony dózisu 80 kVp és egy normál dózisu 120 kVp PCTA protokoll diagnosztikus pontosságában?

*Beteganyag és módszer:* 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 dózisu, 25%-kal csökkentett k.a. mennyiséget használó 80 kV-os PCTA tüdőembóliát igazolt és a testsúly 100 kg-nál alacsonyabb volt. A B csoportba az A csoport betegeihez korban, nemben, testsúlyban és mellkasméretben illeszkedő 30 olyan egyént választottunk ki, akiknél az alacsony dózisu 80 kVp PCTA nem talált embóliát. Hasonló válogatás alapján a vizsgálatba további 30-30 beteg került, akikben a korábban használt normál dózisu 120 kVp PCTA embóliát igazolt (C csoport) ill. kizárta azt (D csoport). A válogatás végén 4 betegcsoport állt rendelkezésünkre, amelyek között a demográfiai és morfológiai jellemzőkben az összeválogatás miatt elméletileg nem volt eltérés. A 120 vizsgálatot randomizált sorrendben 2 radiológus értékelte egymástól függetlenül. A vizsgálatban használt referencia diagnózist két másik radiológus együttes képolvasásának eredménye szolgáltatta, akik ismerték a betegek minden klinikai adatát, a PCTA írásos leletét és a kiegészítő képalkotó vizsgálatok eredményét. A minta statisztikai erejének becslésekor úgy számoltunk, hogy 85% szenzitivitást feltételezve  $\pm 3.95\%$  tűréshatárral lehet a két PCTA protokoll egyenértékűségét megállapítani 95% konfidencia szint mellett.



Eredmények és megbeszélés: A várakozásoknak megfelelően az alacsony dózisu 80 kVp PCTA-n átesett betegekben (A és B csoport) a normál dózisu 120 kVp PCTA-hoz (C és D csoport) képest magasabb érdenzitást és képzajt mértünk hasonló CNR és 57%-kal alacsonyabb sugárterhelés mellett. A két radiológus átlagos eredménye alapján számolt szenzitivitás (83,7% vs 83,6%;  $p= 0,921$ ) és specificitás (97,2% vs 97,8%;  $p= 0,463$ ) a tüdőartériák egyetlen elágazódási szintjén sem tért el szignifikánsan az alacsony dózisu 80 kVp és a normál dózisu 120 kVp PCTA protokollal. A képolvasást végző radiológusok közötti egyezés jó volt ( $\kappa= 0,785$ , standard hiba= 0,02). A diagnosztikus biztonság a 3 fokozatú skálán átlagosan 2,5 és 3 (valószínű – biztos diagnózis) közé esett a tüdőartériák különböző oszlási szintjein, a 80 és 120 kVp protokollok között nem volt 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 dózisu 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. A szigorú kritériumok alapján összeválogatott, esetenként párosított négy betegcsoport miatt a vizsgálati beteganyag kiegyensúlyozott és jól összehasonlítható volt, de elkerülhetetlen lett a minta torzulása (bias). Eredményeink tovább erősítették az alacsony csőfeszültségű PCTA protokollok rutinszerű használata mellett szóló érveket.

5.1.4. Az alacsony és normál dózisu PCTA diagnosztikus pontosságának és képminőségének prospektív randomizált összehasonlítása: a REDOPED- vizsgálat (19, 20)

Kérdés: Van-e különbség az alacsony dózisu 80 kVp PCTA és a normál dózisu 100 kVp PCTA diagnosztikus pontossága és képminősége között 100 kg testsúlyhatárig egy nagy betegszámú prospektív randomizált vizsgálatban?

Beteganyag és módszer: A REDOPED (Reduced Dose in Pulmonary Embolism Detection) vizsgálat egy olyan, két párhuzamos betegcsoportot összehasonlító,

monocentrikus, prospektív randomizált vizsgálat, melynek elsődleges célja az alacsony dózisu 80 kVp PCTA protokoll diagnosztikus pontosságának meghatározása és összehasonlítása volt egy normál dózisu 100 kVp protokollal részben önálló vizsgálómódszerként, részben egy kombinált referencia standard alkotóelemeként. Másodlagos cél a két PCTA protokoll összehasonlítása volt beteghalálozás, 90 napon belül fellépő vénás thromboembólia gyakorisága, képminőség és sugárdózis tekintetében. A CT protokollok technikai paramétereit az 5.1.1 pontban részleteztem.

A Berni Egyetemi Kórház Radiológiai Intézetében 2008 szeptember és 2011 december között tüdőembólia gyanúja miatt CT vizsgálatra beutalt 100 kg-nál kisebb testsúlyú betegek közül 504-et randomizáltunk. Három beteg kizárása után 255 egyént értékeltünk ki a normál dózisu csoportban és 246-ot az alacsony dózisu csoportban. Az alacsony dózisu 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 dózisu csoportban. 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 mellkas radiológus értékelt ki egymástól függetlenül. Közös képolvasásra került sor minden olyan esetben, amikor az embólia jelenlétében nem értettek egyet a vizsgálók, szükség esetén egy harmadik, 30 év tapasztalattal rendelkező mellkas radiológust hívtak segítségül. A PCTA vizsgálatokat követő 90 napon belül fellépő vénás thromboembólia fellépésének kizárására minden beteget telefonon kerestünk fel és átnéztük az elektronikus betegadatlapokat. Az egyszerűsített Genfi pontrendszer alapján a betegeket alacsony, közepes és magas rizikójú csoportokba soroltuk be. Az érvényben lévő nemzetközi ajánlások alapján egy kombinált referencia standardot hoztunk létre, ahol a tüdőembólia jelenlétét a következők alapján határoztuk meg: klinikai (preteszt-) valószínűség, embólus jelenléte és helyzete PCTA-n, egyéb képalkotó eljárások és a 90 napos utánkövetés eredménye. 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).

Az objektív képminőség elemzéséhez a truncus pulmonalis denzitását, a képzajt valamint a CNR-t a korábban leírtaknak megfelelően mértük meg ill. számoltuk ki. A betegeket 5 testsúlycsoportba (<60 kg; 60-69 kg; 70-79 kg; 80-89 kg; 90-99 kg), ill. 3 különböző BMI csoportba (<25 kg/m<sup>2</sup> – alacsony vagy normál testsúly; 25-30 kg/m<sup>2</sup> – túlsúly; >30 kg/m<sup>2</sup> – obezitás) soroltuk és ezen alcsoporton belül hasonlítottuk össze a két PCTA protokoll képminőségét és diagnosztikus biztonságát.

Eredmények: A testsúly 37 és 99 kg között volt, 254 beteg (50,7%) számított túlsúlyosnak vagy kövérnek (BMI> 25 kg/m<sup>2</sup>). A PE klinikai valószínűsége alacsony vagy közepes volt az esetek 98%-ában. 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). 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. A referencia diagnózis bizonytalan volt 10-10 betegben mindkét csoportban. A kombinált referencia diagnózis alapján sem találtunk különbséget a normál és alacsony dózisú PCTA protokollal elért szenzitivitás (96,9% vs 100%), specificitás (98,1% vs 97,1%) és pontosság (98% vs 97,5%; OR= 1,25; 95% CI= 0,38 – 4,16; p= 0,77) tekintetében. 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), ezek közül egy sem volt mélyvénás thrombosishoz vagy tüdőembóliához köthető.

A truncus pulmonalisban mért denzitás növekvő testsúllyal csökkent, a két PTCA protokoll között nem volt különbség a testsúlycsoportokon belül (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. A becsült effektív dózis 3,28 mSv± 0,75 volt a normál dózisú ill. 2,25 mSv± 0,55 az alacsony dózisú csoportban (p<0.001 minden súlycsoportban). Az egyes BMI csoportokon belül nem volt különbség a két PCTA protokoll között szubjektív képminőség és diagnosztikus biztonság

tekintetében (p 0,765 és 1,0 között).

Megbeszélés: Ez az első és eddig egyetlen, nagy beteganyagon elvégzett prospektív randomizált vizsgálat, mely igazolta, hogy a 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 mint egy hagyományos protokollal. Az objektív és szubjektív képminőség valamint a diagnosztikus biztonság súlycsoportokon belüli összehasonlítása alapján kijelenthető, hogy a 80 kVp protokoll megbízhatóan használható 100 kg-os testsúlyhatárig. Adataink rámutattak, hogy 100 kg alatt a különböző BMI csoportokon belül szintén nincs jelentős eltérés a normál és alacsony dózisú protokollok között. A kismértékű CNR csökkenés 80 kVp-n nem rontotta sem a diagnosztikus pontosságot, sem a diagnózis megállapításának biztonságát.

A REDOPED vizsgálat korláta volt a betegbeválogatás során fellépő és a referencia standard természetéből adódó torzulás (bias) ill. a manapság már csaknem elavultnak számító 16 szeletes CT használata iteratív képrekonstrukció nélkül. Úgy gondolom, hogy az IR általi zajcsökkentés segíteni fogja a képminőség javítását, a dózis további csökkentését vagy esetleg az alacsony dózisú technika 100 kg feletti testsúlyú betegekre való kiterjesztését. Összességében meg vagyok győződve arról, hogy a REDOPED vizsgálat eredményei alapján nagy biztonsággal használható az alacsonyabb sugár- és k.a. dózist alkalmazó 80 kVp PCTA protokoll tüdőembólia kizárására minden 100 kg alatti testsúlyú betegben, függetlenül a BMI-től.

#### 5.1.5. PCTA diagnosztikus pontossága és képminősége kövér és 100 kg feletti testsúlyú betegekben (21, 22)

Kérdés: Romlik-e a PCTA diagnosztikus pontossága kövér betegekben? Megfelelő-e a 100 kVp PCTA képminősége magas testsúly esetén is?

Beteganyag és módszer: Elektronikus adatbázisunkból kiemeltünk minden olyan  $\geq 100$  kg testsúlyú beteget, akik 2007 szeptember és 2011 április között tüdőembólia gyanúja miatt PCTA-n estek át (123 beteg). A kontroll csoport a REDOPED vizsgálat 114 tagjából állt, akik testsúlya 75-99 kg volt. A kontroll csoportban és a  $\geq 100$  kg

csoport 102 betegében 100 kVp csőfeszültség és 100 referencia mAs mellett 100 ml k.a. adtunk. A maradék 21 betegben a csőfeszültség 120 kVp volt a diagnosztikus képminőség megőrzés végett, a többi paraméter változatlan maradt. A randomizált PCTA vizsgálatokat három radiológus szakorvos értékelte egymástól függetlenül, akik nem voltak azonosak a REDOPED vizsgálatban résztvevő orvosokkal. A referencia PCTA diagnózist egy negyedik mellkas radiológus állította fel, aki ismerte az eredeti radiológiai leletet valamint a pulmonális embólia klinikai valószínűségét. A kombinált referencia standard diagnózis megegyezett a 5.1.4 pontban ismertetettel. A diagnosztikus pontosság összehasonlítását nemcsak a 75-99 kg és  $\geq 100$  kg csoportra hanem a BMI  $< 30$  kg/m<sup>2</sup> és BMI  $\geq 30$  kg/m<sup>2</sup> csoportokra, vagyis nem kövér és kövér betegekre is elvégeztük. Az objektív képminőség jellemzésére a truncus pulmonalis CT denzitását és a CNR-t használtuk, valamint kiszámoltuk a 4.1.1 pontnál bemutatott teljesítményfaktort (FOM). Az objektív és szubjektív képminőséget a 75-99 kg, 100-125 kg és  $> 125$  kg testsúlycsoportokban valamint a  $< 25$  kg/m<sup>2</sup>, 25- 29,9 kg/m<sup>2</sup> és  $\geq 30$  kg/m<sup>2</sup> BMI csoportokban hasonlítottuk össze Kruskal-Wallis teszttel.

Eredmények és megbeszélés: A vizsgált kollektívában 150 kg volt a legmagasabb testtömeg és 53,3 kg/m<sup>2</sup> a legmagasabb BMI érték. A preteszt valószínűség csak a betegek 2%-ában volt magas. A 90 napos követési idő alatt egyetlen betegben sem találtunk vénás thromboembóliát. A 237 betegből 226-ban biztos volt a referencia diagnózis, közülük 38-nak volt tüdőembóliája. 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  $\geq 100$  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. A három általános radiológus által elért átlagos diagnosztikai pontosság 91,5% ill. 89,9% volt a  $< 100$  kg és a  $\geq 100$  kg betegcsoportban (OR= 1,207; 95% CI= 0,451 – 3,255; p= 0,495). A BMI alapján által végzett összehasonlítás szintén nem mutatott szignifikáns különbséget (OR= 0,853; 95% CI= 0,317 – 2,319; p= 0,816).

A truncus pulmonalis denzitása 100 kVp csőfeszültséggel a 75-99 kg alcsoportban

magasabb volt, mint a többi súlycsoportban ( $p= 0,007$  ill.  $0,03$ ), de nem volt különbség a 100-125 kg és  $>125$  kg súlycsoportok között ( $p= 0,892$ ). Alacsonyabb testsúly esetén a CNR szignifikánsan nagyobb volt ( $p< 0,001$  ill.  $p= 0,046$ ). A szubjektív képminőség és a diagnosztikus biztonság tekintetében nem volt eltérés a két PCTA protokoll között. BMI alapján csoportosítva az adatokat kövér betegekben szignifikánsan alacsonyabb CNR-t ( $p= 0,006$  és  $0,004$ ), magasabb dózist és alacsonyabb FOM értéket találtunk a túlsúlyos és normál testsúlyú egyedekhez képest. A szubjektív képminőség rosszabb volt a kövér betegekben, mint normál testsúly esetén ( $p= 0,025$ ). 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 és magasabb FOM mellett, mint a 120 kVp protokoll.

Tudomásunk szerint ez az első vizsgálat, amely a PCTA diagnosztikus pontosságát és képminőségét elemzi magas testsúlyú betegekben. Eredményeink alapján a PCTA hasonlóan magas szenzitivitás és specificitás mellett használható 100-150 kg-os betegekben, mint 75-99 kg-os testsúlyú személyekben. A kövér betegek 80%-ában 100 kV-os PCTA protokollt használtunk, mely változatlan szubjektív képminőség és diagnosztikus biztonság mellett használható 125 kg súlyhatárig, mint a 75-99 kg-os tartományban. A bemutatott eredmények egyértelműen a PCTA jó használhatóságát erősítik kövér és magas testsúlyú betegekben, 125 kg testsúlyig akár 100 kVp-n is, a megfelelő képminőség és a sugárterhelés egyensúlyban tartása azonban továbbra is kihívás marad ebben a betegcsoportban.

## **5.2. Alacsony dózisú thoracoabdominalis CTA betegekben (23)**

*Kérdés:* Megtartható-e a teljes aorta CTA-jának képminősége a sugár- és k.a. dózis együttes csökkentése mellett 80 kV-on?

*Beteganyag és módszer:* A Berni Egyetemi Klinika Radiológiai Intézetében 2007-ben a mellkasi és hasi aortát valamint az iliacalis ereket magába foglaló CTA-n átesett betegeket retrospektíven három csoportba osztottuk. A 100 kVp csőfeszültséggel (160 referencia mAs) 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 kVp csőfeszültségű protokollal (260 referencia mAs) és 60 ml k.a.-gal vizsgáltunk. A C csoportba az első 25 beteg került, akiknél mind a sugár-, mind a k.a. dózis csökkentett volt (80 kVp/ 45 ml). Meghatároztuk az aorta átlagos denzitását és CNR-jét. A szubjektív képminőséget három radiológus értékelte egymástól függetlenül.

Eredmények és megbeszélés: A betegcsoportok között nem volt szignifikáns eltérés a nemek aránya, életkor és a morfológiai paraméterek tekintetében (p 0,09 és 1,0 között). Az átlagos érdenzitás a B csoportban (621 HU  $\pm$  90) magasabb volt, mint az A (485 HU  $\pm$  110) és C csoportban (483 HU  $\pm$  120; 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 (p = 0,08). A coronális síkú MIP (maximum intensity projection) rekonstrukciók szubjektív képminőségének összehasonlítása a három betegcsoportban nem mutatott szignifikáns eltérést (p = 0,152). A 100 kVp protokollal összehasonlítva átlagosan 25%-kal alacsonyabb volt a sugárdózis 80 kV-on (p < 0,001).

Vizsgálatunk megmutatta, hogy thoracoabdominális CTA esetén a csőfeszültség csökkentése 100 kV-ról 80 kV-ra, bár a megemelt áramerősség ellenére is rontja a képzajt, nem okoz csökkenést a CNR-ben és a szubjektív képminőségben, mindezt 25%-kal alacsonyabb sugárterhelés mellett. A coronális MIP rekonstrukciókon nem látható szignifikáns minőségromlás akkor sem, ha az alacsonyabb sugárdózist a beadott k.a. mennyiség 25%-os csökkentése kíséri. Tapasztalataink 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. Gyorsabb CT készülékek és iteratív képrekonstrukciós technikák használata tovább tágíthatja a bemutatott alkalmazás határait.

### **5.3. Ismeretterjesztő programok szerepe a lakosság dóziscsökkentésében (24)**

Kérdés: Lehetséges-e csökkenteni a CT vizsgálatok dózisértékét a radiológusok és szakasszisztensek célirányos képzésével?

Beteganyag és módszer: Munkatársaimmal 2009-ben megalapítottuk a CT consulting

service nevű tanácsadó szolgáltatást (www.ct-consulting.ch), melynek célja a svájci radiológiai intézetekben a személyzet továbbképzése és a helyileg használatos CT protokollok vizsgálata, szükség szerinti modernizálása. A cél a Svájci Szövetségi Egészségügyi Hivatal (Bundesamt für Gesundheit, BAG) által CT vizsgálatonként meghatározott referenciadózis ill. céldózis elérése. A tanácsadó szolgáltatás várható eredményességének felmérésére 10 radiológiai intézetben feljegyeztük az ott használatos CT protokollok paramétereit és az ezekkel elért dózisértéket a koponya, orrmelléküregek, mellkas, tüdőartériák és a has CT vizsgálata során. A második fázisban egy általános sugárfizikai előadás után személyesen konzultáltunk a radiológusokkal és CT asszisztensekkel. Konkrét javaslatokat tettünk arra, hogyan lehetne a vizsgálatok dózisértékét csökkenteni és gyakorlati tanácsokat adtunk a helyes kivitelezésre. A résztvevő intézetek számára nem volt kötelező elfogadni ezeket az ajánlásokat. A harmadik fázisban a konzultációt követő 8 héten át véletlenszerűen ellenőriztük az intézetek CT protokolljait, a használt technikai paramétereket és a CT vizsgálatok dózisértékét, majd összehasonlítottuk a tanácsadás előtti és utáni értékeket.

*Eredmények és megbeszélés:* A 10 intézetben összesen 180 CT vizsgálat eredményeit értékeltük ki. A hasi CT vizsgálatok kivételével minden CT protokoll esetében 9 – 42%-kal alacsonyabb dózissal dolgoztak az intézetek a tanácsadást követően mint azelőtt (pl. DLP mellkasi CTA esetén 203 mGycm vs 352 mGycm). A tanácsadás utáni DLP értékek a svájci referencia dózis alatt maradtak 10-68%-kal. A dózisoptimalizáció után az intézetek közötti variancia egy adott CT vizsgálatához tartozó dózis tekintetében jelentősen csökkent.

Adataink alapján a CT vizsgálatok elvégzéséért felelős szakemberek gyakorlati oktatása jelentősen csökkentheti a vizsgálatok dózisértékét és így előreláthatólag a lakosság ebből eredő sugárterhelését. Egyedül a hasi régióban nem tudtunk pozitív eredményt felmutatni, melynek oka valószínűleg a radiológusok alacsony képminőségtől való félelmében keresendő. A vizsgálatban csak olyan intézetek vettek benne részt, akik motiváltak voltak a dóziscsökkentésben. Lehetséges, hogy a többi intézet vagy egyáltalán nem volt érdekelt a dóziscsökkentésben (és éppen ezért valószínűleg a kívánatostól magasabb sugárterheléssel dolgoztak), vagy maguk is kifejezetten dózistudatosan végzik munkájukat és ezért nem látták értelmét a tanácsadásnak. A vizsgálatban nem elemeztük a képminőség változását és hogy a



javasolt változtatások közül pontosan melyeket vezették be az intézetekben. A bemutatott vizsgálat elvégzése óta Svájcban a BAG rendelkezése értelmében minden radiológiai intézetnek köteles alkalmaznia egy sugárfizikust, aki a dóziscsökkentésért és az alkalmazottak szakmai képzéséért felelős.

## 6. Összefoglalás - Új eredmények

- Elektronikus képfeldolgozó szoftverek segítségével élethűen utánozható a megváltozott képminőség alacsony CT csőfeszültség mellett, valamint valóságyszerűen szimulálhatók tüdőembóliák és hypodens májgócok.
- Az egységnyi dóziszváltozásra eső képminőség-javulás alapján az alacsony (80 kVp) CT csőfeszültség használata elsősorban vékony és átlagos testalkatú betegekben optimális módszer a sugárterhelés csökkentésére.
- A 80 kVp csőfeszültségen elérhető alacsony sugárterhelés eredményesen kombinálható az intravénásan beadott jódtartalmú k.a. csökkentett dóziséval 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.
- A diagnosztikus képminőség és az alacsony dózis optimális egyensúlyának eléréséhez a CT technikai paramétereiket a beteg testsúlyához érdemes igazítani, mert a beteg morfológiai paramétereit közül ez korrelál a legjobban az objektív

képminőséggel. A testtömegindex vagy a testkörfogát 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, 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 zajsűrő program elsősorban túlsúlyos betegekben javítja a kis hyperdens elváltozások felismerését (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 CT 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 zajsűrővel 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.

## **7. Az eredmények további hasznosíthatósága**

- A tüdőembóliák és hypodens májgócok elektronikus szimulációja a kész képeken új utakat nyíthat nemcsak az alacsony dózisu, hanem más CT vizsgálatok, sőt akár MR szekvenciák diagnosztikus pontosságának tesztelésére. A módszer előnye, hogy nagyon pontos referencia standardot biztosít a pathológiás 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 valóságú utánpótlására 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 hétköznapiakba. A módszer segítségével egyszerre csökkenthető fiatal betegekben a sugárterheléssel együtt járó fokozott rákrisziko 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 thrombosis. 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 dózisu 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 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 betegek esetén.
- A képminőség és a sugárterhelés optimális egyensúlyának elérése érdekében a CT vizsgálatok paramétereit mindig az adott betegre kell szabni, kerülendők 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 zsírintes tömeg (lean body mass) bonyolult kiszámítását.
- Várakozásaink szerint a megfelelő képminőség elérésében egyre nagyobb szerephez jutnak majd a CT kezelőfelületén 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 kép zaj 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

eredményezze.

- A máj vizsgálatához ajánlott k.a. protokollok a jódmennyiséget eleve a testsúly függvényében adják meg, így a fenti problémával ebben az esetben ritkábban találkozunk. 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.

**Az értekezésben felhasznált saját közlemények:**

1. **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. Invest Radiol. 43(6):374-381; 2008 **IF: 5.289**
2. **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. AJR, 197(5):W852-859; 2011 **IF: 2.775**
3. 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. Eur J Radiol. 82(12):e873-878. 2013 **IF: 2.512**
4. 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**
5. **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**
6. **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**
7. 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**
8. 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. Clin Radiol, 68(2):e79-86. 2013 **IF: 1.818**
9. 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. *Acad Radiol*, 16(8) 997-1002; 2009 **IF: 2.092**
10. Schindera ST, Hareter LF, Raible S, Charimo Torrente J, Rusch O, Roskopf 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. *Invest Radiol*, 47(3): 197-201; 2012 **IF: 5.46**
11. 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. *AJR* 196(6):W772-6; 2011 **IF: 2.775**
12. 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 phantom study. *Radiology* 260(2): 454-462; 2011 **IF: 5.726**
13. 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**
14. 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. *AJR*; 202(2):W146-152. 2014 **IF: 2.897**
15. 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. *Eur Radiol*. 24(3):657-667. 2014 **IF: 3.548**
16. **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 100- and 80-kVp protocols. *Invest Radiol*. 43(12):871-6; 2008 **IF: 5.289**
17. **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**

18. **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. *Invest Radiol*, 44(12): 793-799; 2009  
**IF: 4.85**
19. **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. *Inv Radiol*; 49(4):201-208. 2014  
**IF: 5.46**
20. **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-dose CT pulmonary angiography at various body weights *Eur Radiol*; 24(8):1868-1877. 2014  
**IF: 3.548**
21. 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. *Eur J Int Med*; 2014, *közlésre elfogadva* \*
22. 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. *Clin Radiol*; 2014, *közlésre benyújtva*\*
23. 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. *Invest Radiol*, 44(10): 650-655; 2009  
**IF: 4.85**
24. 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. *Eur Radiol*, 21(10): 2039-2045; 2011  
**IF: 3.222**

\* a tudományos táblázatban nem szereplő közlemény



**Tudományos mérőszámok**

Tudományos in extenso közlemények száma:	64
Magyar nyelven:	10
Idegen nyelven:	54
Első szerzős közlemények száma:	25
Utolsó szerzős közlemények száma:	11
In extenso közlemények impakt faktora:	175,6
Impakt faktor a PhD fokozat megszerzése előtt:	4,9
Impakt faktor a PhD fokozat megszerzése óta:	170,7
A doktori értekezést megalapozó közlemények impakt faktora:	93,9
Könyvfejezetek száma:	2
Egyéb tudományos közlemények száma:	4
Idézettségi mutatók:	
Független citáció:	399
Összes citáció:	472
Hirsch index:	12