

# A dóziscsökkentés lehetőségei CT-képképzés során az iteratív képrekonstrukció alkalmazásával

Bajzik Gábor dr.<sup>1</sup> ■ Tóth Anett<sup>1</sup> ■ Donkó Tamás dr.<sup>2</sup> ■ Kovács Péter dr.<sup>1, 3, 4</sup>  
Sipos Dávid<sup>1, 3, 4</sup> ■ Pandur Attila András ■ Moizs Mariann dr.<sup>1</sup>  
Hadjiev Janaki dr.<sup>1</sup> ■ Repa Imre dr.<sup>1, 4</sup> ■ Kovács Árpád dr.<sup>1, 3, 4</sup>

<sup>1</sup>Somogy Megyei Kaposi Mór Oktató Kórház, Dr. Baka József Diagnosztikai, Onkoradiológiai, Kutatási és Oktatási Központ, Kaposvár

<sup>2</sup>Medicopus Nonprofit Kft., Kaposvár

<sup>3</sup>Pécsi Tudományegyetem, Egészségtudományi Kar, Képképző Diagnosztikai Tanszék, Pécs  
<sup>4</sup>Pécsi Tudományegyetem, Egészségtudományi Kar, Egészségtudományi Doktori Iskola, Pécs

*Bevezetés és célkitűzés:* Az ionizáló sugárzást használó keresztmetszeti képképző modalitások alkalmazása során kiemelt szerepe van a pácienseket érő sugárdózis mennyiségének. A betegeket érő sugárterhelés csökkentésére fókuszálva fontos felmérni a különböző dóziscsökkentő technikák adta lehetőségeket a sugárvédelem optimális megvalósítása céljából a képminőség minél magasabb szinten tartása mellett.

*Módszer:* Kutatásunk során az intézetünkben használt iteratív képrekonstrukciót (SAFIRE) és a szűrt visszavetítéses rekonstrukciót (FBP) alkalmazó CT-berendezések sugárterhelését és képminőségét hasonlítottuk össze. Vizsgálatunkban prospektív módon 2017. február–április intervallumban 105 beteg képanyagával dolgoztunk. A CT-vizsgálatok során a betegre érő effektív dózis került meghatározásra a dózis-hossz szorzat (DLP) és a dóziskonverziós együttható szorzataként. A képminőség értékeléséhez manuális terület kijelölés (ROI-) alapú adatfelvételt követően jel-zaj arányt (SNR) számoltunk. A statisztikai elemzést egymintás t-próbával és Wilcoxon-tesztel végeztük el.

*Eredmények:* Az effektív dózis iteratív rekonstrukciót alkalmazva szignifikánsan alacsonyabb ( $p < 0,001$ ) volt natív és kontrasztanyaghasi, illetve kontrasztanyaghasi mellkasi CT-vizsgálat esetén, továbbá a betegeket ért összes effektív dózis tekintetében is. A felvételek zajtartalma natív és kontrasztanyaghasi CT-vizsgálat során szignifikánsan alacsonyabb ( $p < 0,001$ ) értékeket mutatott az iteratív rekonstrukcióval készült képek esetén. A kontrasztanyaghasi mellkasi CT-vizsgálatok során szignifikáns eltérés nem mutatkozott a kétféle eljárással készült képek zajtartalma között ( $p > 0,05$ ).

*Következtetés:* Az ismételt CT-vizsgálaton átesett betegek körében szignifikáns dóziscsökkentés vált lehetővé az iteratív képrekonstrukció alkalmazásával, a képminőség megtartása mellett. A képek zajtartalma egy régió vizsgálatánál sem volt szignifikánsan magasabb az iteratív rekonstrukció alkalmazásakor a szűrt visszavetítéses rekonstrukcióhoz képest, így felmerül a további dóziscsökkentés lehetősége optimális képminőség megőrzése mellett.

Orv Hetil. 2019; 160(35): 1387–1394.

**Kulcsszavak:** sugárdózis-optimalizáció, iteratív képrekonstrukció, CT-képminőség

## Possibilities of dose reduction during CT imaging by application of iterative image reconstruction

*Introduction and aim:* In case of imaging modalities using ionizing radiation, radiation exposure of the patients is a vital issue. It is important to survey the various dose-reducing techniques to achieve optimal radiation protection while keeping image quality on an optimal level.

*Method:* We reprocessed 105 patients' data prospectively between February and April 2017. The determination of the radiation dose was based on the effective dose, calculated by multiplying the dose-length product (DLP) and dose-conversion coefficient. In case of image quality we used signal-to-noise ratio (SNR) based on manual segmentation of region of interest (ROI). For statistical analysis, one sample t-test and Wilcoxon signed rank test were used.

*Results:* Using iterative reconstruction, the effective dose was significantly lower ( $p < 0.001$ ) in both native and contrast-enhanced abdominal, contrast-enhanced chest CT scans and in the case of the total effective dose. At native and

contrast-enhanced abdominal CT scans, the noise content of the images showed significantly lower ( $p < 0.001$ ) values for iterative reconstruction images. At contrast-enhanced chest CT scans there was no significant difference between the noise content of the images ( $p > 0.05$ ).

**Conclusion:** Using iterative reconstruction, it was possible to achieve significant dose reduction. Since the noise content of the images was not significantly higher using the iterative reconstruction compared to the filtered back projection, further dose reduction can be achievable while preserving the optimal quality of the images.

**Keywords:** radiation dose optimization, iterative reconstruction, CT image quality

Bajzik G, Tóth A, Donkó T, Kovács P, Sipos D, Pandur AA, Moizs M, Hadjiev J, Repa I, Kovács Á. [Possibilities of dose reduction during CT imaging by application of iterative image reconstruction]. *Orv Hetil.* 2019; 160(35): 1387–1394.

(Beérkezett: 2019. március 15.; elfogadva: 2019. április 20.)

### Rövidítések

AIDR 3D = (adaptive iterative dose reduction 3D) adaptív iteratív dózisrekonstrukció 3D; ALARA = (as low as reasonably achievable) olyan alacsony, amennyire lehetséges; CT = (computed tomography) komputertomográfia;  $CTDI_{vol}$  = (volume computed tomography dose index) térfogati számítógépes tomográfias dózis index; DLP = (dose-length product) dózishossz szorzat; EMMI = Emberi Erőforrások Minisztériuma; FBP = (filtered back projection) szűrt visszavetítéses rekonstrukció; FOV = (field of view) látómező; HU = (Hounsfield unit) Hounsfield-egység; IT = (information technology) információs technológia; kV = kilovolt; kVp = (kV peak) csúcshőszűrés; mAs = csőáram-idő szorzat; mGy = milligray; MRI = (magnetic resonance imaging) mágnesesrezonancia-képzés; mSv = millisievert; ROI = (region of interest) vizsgálati régió; SAFIRE = (sinogram affirmed iterative reconstruction) szinogrammal megerősített fokozatos közelítést alkalmazó rekonstrukció; SD = (standard deviation) szórás; SNR = (signal-to-noise ratio) jel-zaj arány; SPSS = (statistical package for the social sciences) statisztikai csomag a társadalomtudományok számára

A komputertomográfia (CT) mint keresztmetszeti képalkotó modalitás napjainkra már nélkülözhetetlen szerepet tölt be számos daganatos és nem daganatos betegség állapotfelmérő vizsgálatában (staging), diagnosztizálásában, követésében, ezzel elősegítve a páciens számára legmegfelelőbb kezelés kiválasztását. A nagy dózisu ionizáló sugárzás káros következményei ismertek, hosszú távon a röntgensugárzás sztochasztikus hatása miatt akár daganatos megbetegedések kialakulásában is szerepet játszhat. Emiatt a vizsgálatot elrendelő, majd az azt elvégző szakembergárdának mérlegelnie kell a vizsgálat adta információ mennyiségét, minőségét és a vele járó kockázatot.

Az elmúlt évtizedben a high-tech technológiák rohamos terjedésének és az IT óriási fejlődésének köszönhetően megnövekedett a CT-berendezések száma, amit a vizsgálatok számának növekedése is követett. A vizsgálóberendezések számával együtt az indikációs területek és az elvégzett, elvégzendő vizsgálatok száma is exponenci-

álisan nő, ami az ionizáló sugárzás páciensekre gyakorolt hatásával kapcsolatos kérdéseket is felveti [1, 2]. Az emelkedő vizsgálatok mellett (főleg daganatos betegek ismételt CT-vizsgálatai) a CT-vizsgálatokból adódó megnövekedett, egy főre jutó sugárterhelés miatt az irodalomban számos közlemény foglalkozik a sugárzás által esetlegesen kiváltott, sugárzásindukált malignus megbetegedésekkel [3–5].

A CT-berendezések fejlesztése a leadott dózis redukálására és a képminőség megőrzésére, javítására irányul. A sugárterheléssel járó CT-vizsgálatok során lényeges szempont a leadott sugárdózis mértékének minimalizálása, aminek oka az alkalmazott röntgensugárzás ionizáló képessége, sugárbiológiai hatása [6, 7].

Nincs olyan küszöbérték, amelynek betartása abszolút bizonyossággal kizárhatja a sugárterhelés okozta sugárbiológiai hatást. A háttérsugárzást tekintve összesen évi 2,4 mSv sugárzás éri szervezetünket természetes sugárforrások révén, míg a mesterséges sugárforrások révén 0,4 mSv nagyságú sugárterheléssel kell számolnunk. Azok a betegek, akik betegségükből adódóan időközönként ismételt, orvosi képalkotás segítségével igénylő felvételre vannak szorulva, 100 mSv vagy akár magasabb kumulatív dózissal vannak kitéve az ismételt vizsgálatokból adódóan [8, 9].

Az adekvát módon elvégzett CT-vizsgálatok által nyerhető információ értéke meghaladja a sugárterhelésből származó potenciális kockázatot [10]. Az ionizáló sugárzás káros hatásait figyelembe véve és az egységes adatok hiánya ellenére az ALARA-elveket javasolt követni, és a vizsgálatokat mindig a lehető legalacsonyabb dózis alkalmazása mellett kell elvégezni úgy, hogy a szükséges diagnosztikai információk megőrzése érdekében a megfelelő képminőség is fennmaradjon [11].

A dóziscsökkentés önmagában nem lehet cél, ugyanis a rossz minőségű vizsgálat klinikai haszna elvész. Ügyelni kell arra, hogy az alacsony dózisu vizsgálat, amely nem nyújt optimális képminőséget a diagnózis biztosításához, a beteg aluldiagnosztizálásához vezethet. Számos technika alkalmazható a leadott sugárdózis csökkentésére

(csőáram-idő szorzat [mAs], csőfeszültség [kV], pitch, kollimáció, a szeletvastagság módosítása, topogram és a látótér [FOV] megfelelő beállítása), a technikai paraméterek közül pedig az iteratív képrekonstrukció használata nyújthat megoldást [12, 13].

Napjainkban az iteratív képrekonstrukciós technikák széles skálája segít a képminőség javításában és a zajtartalom csökkentésében. Gyártótól függ, milyen iteratív rekonstrukciós technika érhető el az adott CT-berendezésen. Általánosan elmondható, hogy az iteratív képrekonstrukciók működése esetében először analitikai módszer segítségével alkotunk egy kiindulási képet, majd ebből az adott algoritmusnak megfelelően kiszámításra kerülnek azok a vetületi képek, amelyek aztán összehasonlításra kerülnek a mért, valós vetületi képekkel. Az összehasonlításból kiszámított hiba alapján korrigálható az előző lépés CT-képe, majd újra indul a ciklus.

Kutatásunk során a SAFIRE iterációs algoritmus használatával készültek a felvételek, amely rekonstrukciós technika esetében két különböző korrekciós ciklussal történik a rekonstrukció: az első körben a műtermékek, a második körben pedig a zaj csökkentése történik egy statisztikai optimalizációs folyamat során. Az így kapott felvételek alacsonyabb dózis alkalmazása mellett segítene a megfelelő képminőség fenntartásában is [14–16].

## Célkitűzés

Jelen kutatásunk célja az iteratív képrekonstrukció mindennapi gyakorlatban való hatékonyságának felmérése kontrasztanyagot mellkasi, illetve natív és kontrasztanyagot hasi CT-vizsgálatok során a pácienseket ért sugárdózis csökkentése és a képminőség szinten tartása mellett.

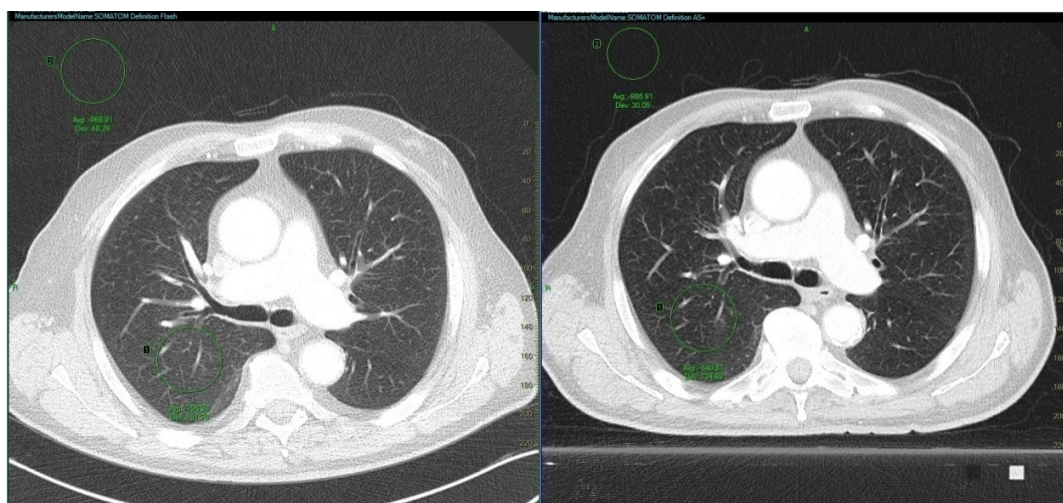
## Módszer

A kutatás keretében 105 beteg anyagának feldolgozására került sor, akiről a Somogy Megyei Kaposi Mór Oktató

Kórház Dr. Baka József Diagnosztikai, Onkoradiológiai, Kutatási és Oktatási Központjában (a továbbiakban Dr. Baka József Központ) készült CT-vizsgálat. A vizsgálatok 2017. február és április között a SOMATOM Definition AS+ készüléken (Siemens AG, München, Németország) történtek iteratív rekonstrukciós technikával (SAFIRE), ezt megelőzően pedig a SOMATOM Definition Flash berendezésen (Siemens AG), szűrt visszavetítési rekonstrukciót alkalmazva (FBP). A SOMATOM szkennereken 1990 óta alkalmazzák a számítógépes tomográfias dózis index (CTDI) és a dózis-hossz szorzatként (DLP) definiált dózisparamétereket. A dózissal kapcsolatos információ minden egyes elvégzett vizsgálat után elérhető és archiválható a vizsgálat protokolljában. Fontos megjegyezni, hogy ez az érték a számítás során leadott dózis, nem egyenlő a betegektől ért dózissal, ugyanis nem veszi számításba az esetleges szórt sugárzás okozta többletterhelést [17]. Beválasztási kritérium volt, hogy a felvételek azonos régiót fedjenek le mindkét mérés alkalmával. A vizsgálatba olyan vizsgálati régiót és vizsgálati típust választottunk be, amely elegendő elemszámmal rendelkezett a statisztikai elemzések elvégzéséhez.

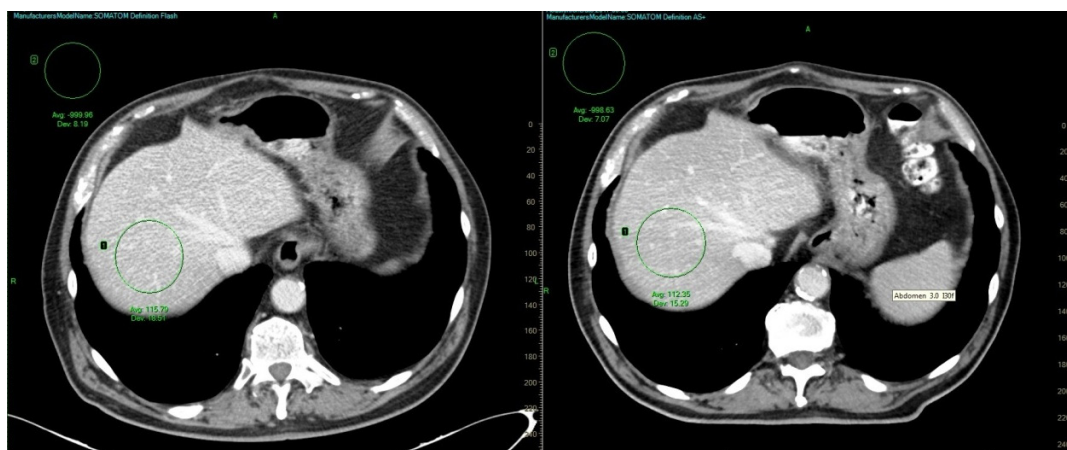
A kutatásba beválasztott 105 betegből az összes effektív dózis összehasonlítására 83 beteg vizsgálatát volt alkalmas. Az effektív dózis összehasonlításához 72 natív hasi CT-vizsgálat, 103 kontrasztanyagot hasi CT-vizsgálat és 102 kontrasztanyagot mellkasi CT-vizsgálat képanyagát dolgoztuk fel. A felvételek zajtartalmának összehasonlítására natív hasi CT-vizsgálat esetében 73 beteg, kontrasztanyagot hasi CT-vizsgálatoknál 31 beteg, kontrasztanyagot mellkasi CT-vizsgálatoknál pedig 102 beteg vizsgálatának adatai voltak alkalmasak.

Az adatok feldolgozása során az egyes vizsgálatok sugárterhelését és a felvételek zajtartalmát hasonlítottuk össze retrospektív módon, kvantitatív elemzés keretében. A leadott sugárdózis esetében az effektív dózis jelentette az összehasonlítás alapját, amelyet a DLP és a



1. ábra | Szűrt visszavetítési rekonstrukcióval (balra) és SAFIRE-rel (jobbra) készült kép zajtartalmának mérése mellkasi CT-vizsgálat esetében





2. ábra | Szűrt visszvetítéses rekonstrukcióval (balra) és SAFIRE-ral (jobbra) készült kép zajtartalmának mérése hasi CT-vizsgálat esetében

dózis-konverziós együttható (f) szorzatából számítottunk ki. Az utóbbi egy, a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság által régióra számított állandó, amely 70 kg testtömegnél a mellkas esetében  $0,014 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ , a has esetében  $0,015 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ . A képminőség tekintetében a zajtartalmat vettük figyelembe, amelyet az adott ROI-ban lévő képpontok HU-értékeiből kalkulált szórás jelentett. A ROI-k mellkasi CT-vizsgálat esetében a tüdőszövetben, a bifurcatio tracheae magasságában, míg hasi régióknál a májban, a Th-XII. csigolya szintjében kerültek elhelyezésre. Mindkét vizsgálati típusnál a levegőben is elhelyeztünk egy-egy ROI-t, ezáltal az adott CT-berendezés dóziscsökkentő hatékonyságát vizsgáltuk, az elnyelődési viszonyoktól függetlenül (1. és 2. ábra).

### Statisztikai analízis

Adataink elemzése SPSS 19.0 for Windows szoftverrel (IBM Corporation, Armonk, NY, Amerikai Egyesült Államok) történt. A statisztikai analízis első lépéseként az adatok normáloszlásának ellenőrzését végeztük el Kolmogorov-Szmirnov-teszttel. A kontrasztanyag hasi CT-vizsgálatoknál a levegőben, a kontrasztanyag mellkasi CT alkalmazásával pedig a tüdőszövetben elhelyezett ROI-ban mért zaj értékei normáloszlásúak voltak, ezek átlagait páros t-próbával hasonlítottuk össze. Nem normáloszlás esetén a kumulált effektív dózis, natív hasi CT-vizsgálatoknál az effektív dózis, illetve a levegőben és a májban mért zaj, kontrasztanyag hasi CT-vizsgálatoknál szintén az effektív dózis és a májban mért zaj, illetve a kontrasztanyag mellkasi CT-vizsgálatoknál az effektív dózis és a levegőben mért zaj esetén párosított Wilcoxon-teszt használatával kerültek az adatok összehasonlításra.

## Eredmények

### Sugárdózis-elemzés

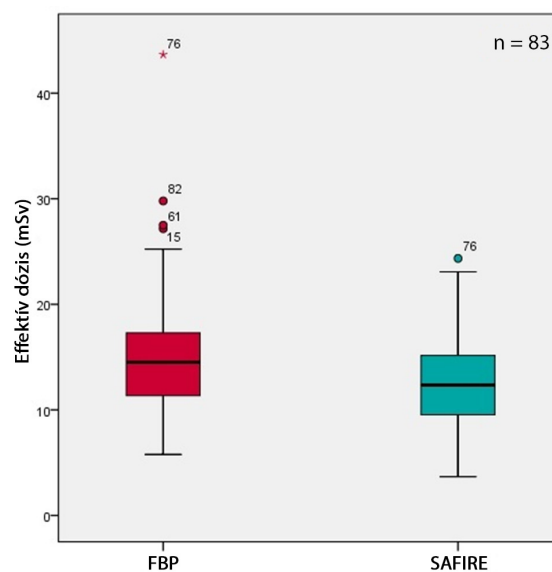
Az effektív dózis nagysága SAFIRE-t alkalmazva az összes sugárterhelést tekintve, natív és kontrasztanyag

hasi, illetve kontrasztanyag mellkasi vizsgálat esetében egyaránt szignifikánsan alacsonyabb ( $p < 0,001$ ) értékeket mutatott a szűrt visszvetítéses rekonstrukcióval (FBP) készült vizsgálatokhoz képest.

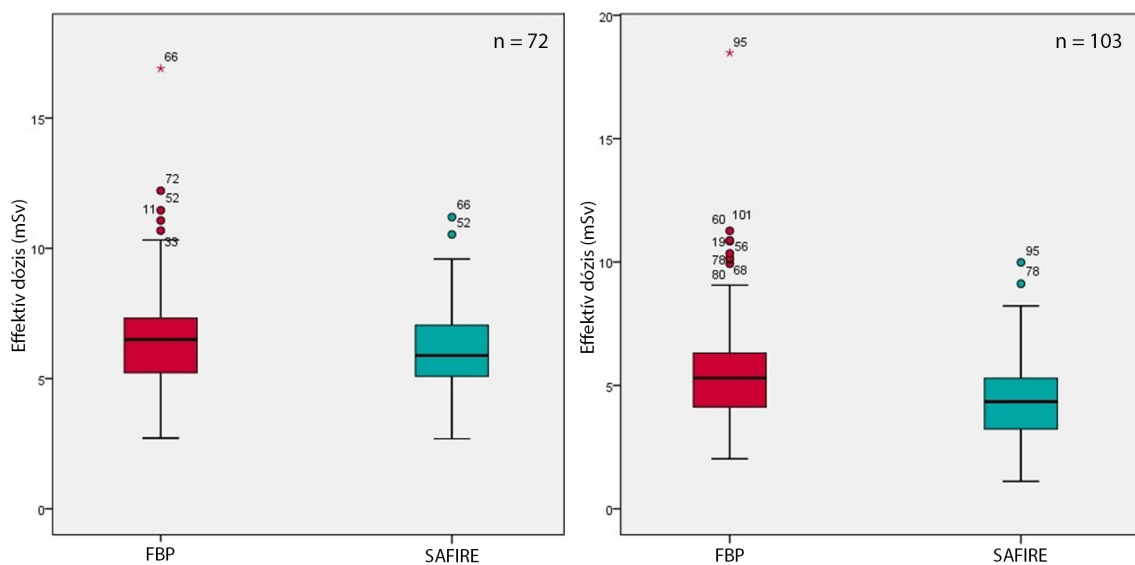
Összességében a SAFIRE alkalmazásával a betegeket átlagosan  $12,58 \text{ mSv}$  ( $SD = 5,05$ ) effektív dózis érte, míg a hagyományos CT-vizsgálat során leadott effektív dózis átlagos értéke  $15,75 \text{ mSv}$  ( $SD = 8,07$ ) volt (3. ábra).

A natív hasi CT-vizsgálatok alkalmazásával a SAFIRE használatakor a betegeket átlagosan  $6,34 \text{ mSv}$  ( $SD = 2,12$ ) effektív dózis érte, az FBP-t alkalmazó CT-vizsgálat során pedig a leadott effektív dózis átlagos értéke  $7,16 \text{ mSv}$  ( $SD = 3,54$ ) volt.

Amennyiben a kontrasztanyag hasi CT-vizsgálatok adatait tekintjük, az iteratív képrekonstrukció esetében átlagosan  $4,65 \text{ mSv}$  ( $SD = 2,17$ ) volt az effektív dózis, szűrt visszvetítéses rekonstrukció alkalmazásakor pedig átlagosan  $5,98 \text{ mSv}$  ( $SD = 3,57$ ) (4. ábra).



3. ábra | Az összes effektív dózis értékeinek megoszlása

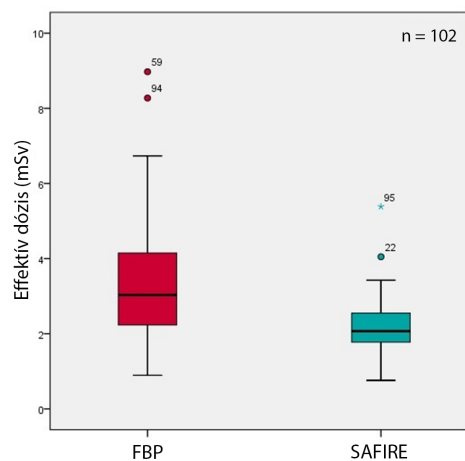


4. ábra | Hasi CT-vizsgálatok effektív dózis-értékeinek megoszlása natív (balra) és kontrasztanyag (jobbra) vizsgálatok esetén

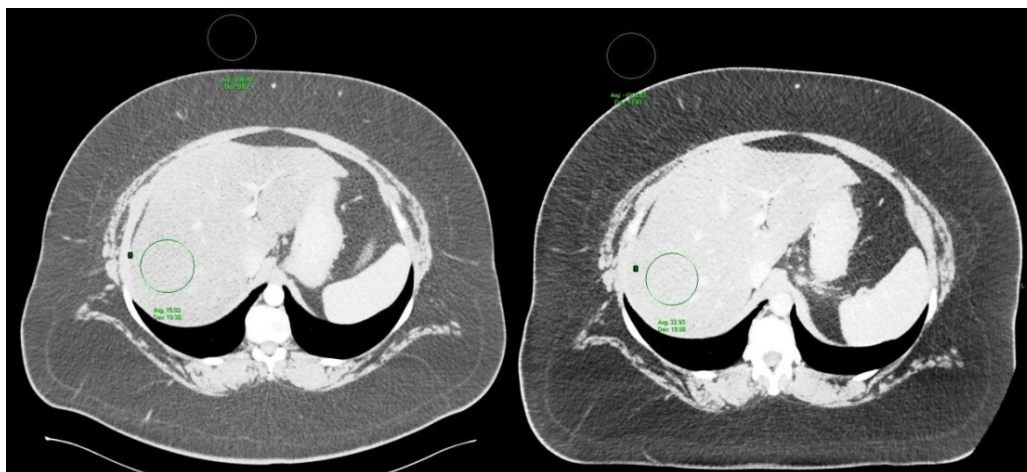
A kontrasztanyag mellkasi CT-vizsgálatokat tekintve SAFIRE-rel átlagosan 2,25 mSv (SD = 0,82), hagyományos CT-vizsgálat során pedig 3,50 mSv (SD = 1,90) volt az effektív dózis értéke (5. ábra).

### Esettanulmány

Egy, a mintában található obes beteg sugárterhelését szemügyre véve, a SAFIRE hatékonysága ugyancsak szembevetendő, hiszen a beteg szűrt visszavetítéses rekonstrukcióval készült vizsgálata során a leadott effektív dózis értéke 67,7 mSv volt, a SAFIRE alkalmazásával viszont sikerült ezt az értéket 36,08 mSv-re csökkenteni. Mindent amellet, hogy a képek zajtartalma alacsonyabb volt a szűrt visszavetítéses rekonstrukcióval készült felvételekhez képest (6. ábra).



5. ábra | A kontrasztanyag mellkasi CT-vizsgálatok effektív dózis-értékeinek megoszlása



6. ábra | Szűrt visszavetítéses rekonstrukcióval (balra) és SAFIRE-rel (jobbra) készült kép zajtartalmának mérése az obes beteg natív hasi CT-vizsgálata esetében

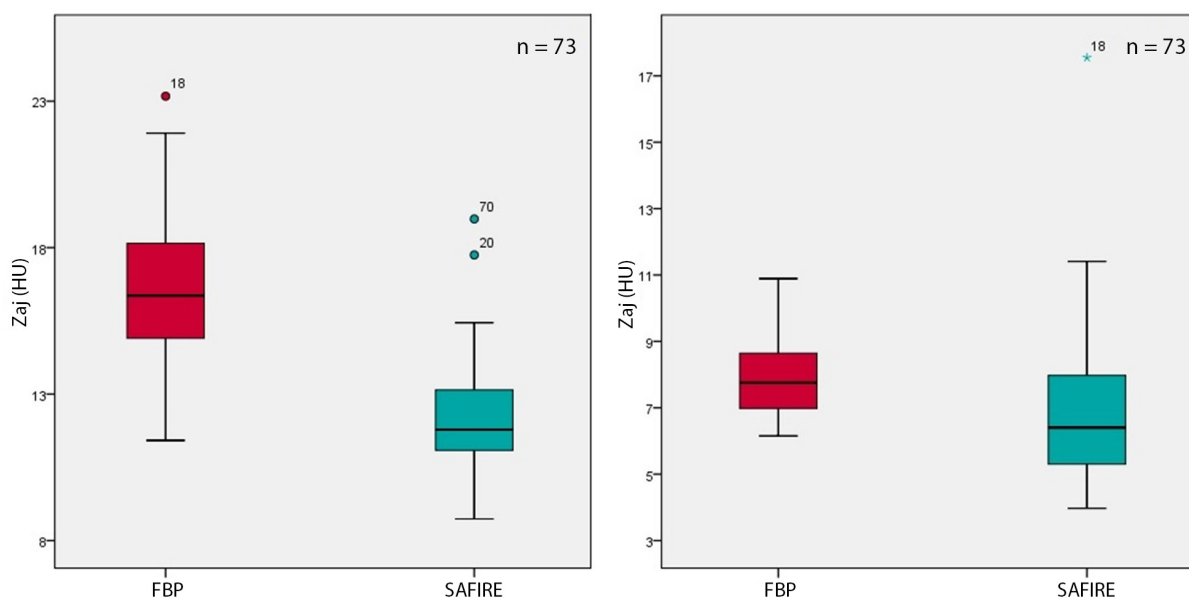
### A képminőség kvantitatív elemzése

Az iteratív képrekonstrukcióval készült natív hasi CT-vizsgálatok esetében a mért zaj értéke mind a májban, mind a levegőben szignifikánsan alacsonyabb ( $p < 0,001$ ) volt a szűrt visszvetítéses rekonstrukcióval készült felvételekhez képest. Szűrt visszvetítéses rekonstrukció esetén a májban mért zaj értéke átlagosan 16,62 HU (SD = 2,41), a levegőben 8,07 HU (SD = 2,20), SAFIRE esetén a májban 12,21 HU (SD = 1,81), a levegőben 6,73 HU (SD = 1,99) volt (7. ábra).

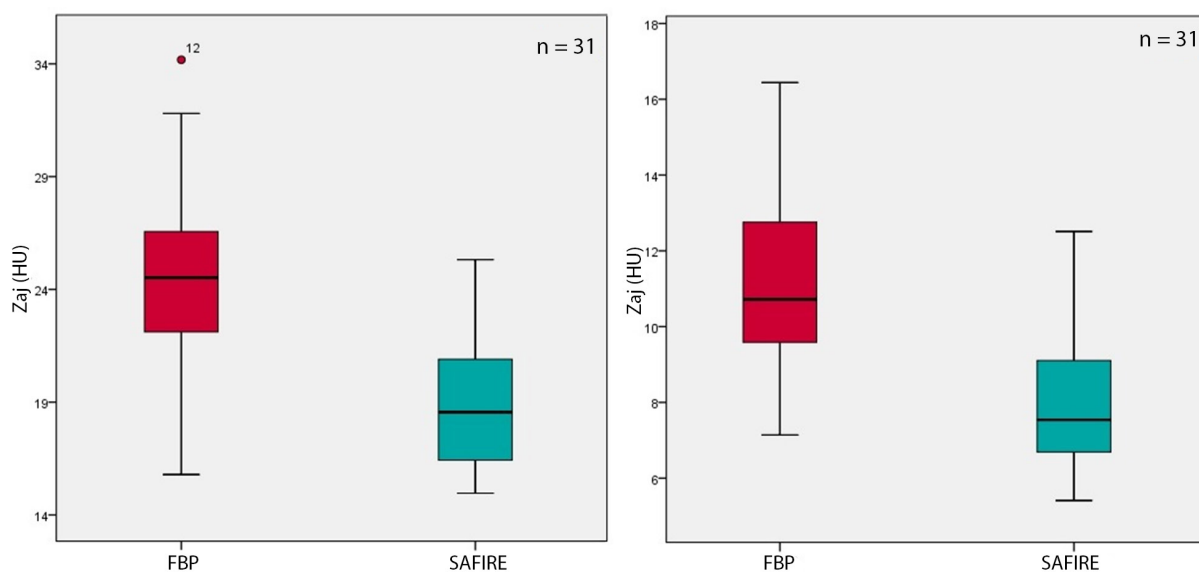
A kontrasztanyaghasi CT-vizsgálatok esetében a szűrt visszvetítéses rekonstrukcióval készült képek zajtartalma a májban átlagosan 24,22 HU (SD = 4,63), a

levegőben 11,08 HU (SD = 2,29) volt. Ezen értékek szignifikánsan magasabbak ( $p < 0,001$ ) voltak, mint a SAFIRE-rel készült felvételek zajtartalma, amely a májban átlagosan 21,37 HU (SD = 2,87), a levegőben pedig 7,99 HU (SD = 1,89) volt (8. ábra).

Egyetlen vizsgálati típus, a kontrasztanyagos mellkasi CT-vizsgálatok esetében nem különbözött szignifikánsan ( $p > 0,05$ ) az iteratív képrekonstrukcióval készült felvételek zajtartalma a szűrt visszvetítéses rekonstrukcióval készült képekétől. Az előbbi esetében a zajtartalom a tüdőben átlagosan 118,32 HU (SD = 39,28), a levegőben 8,92 HU (SD = 1,84) volt, míg az utóbbi esetében a tüdőben 113,24 HU (SD = 36,45), a levegőben pedig 8,84 HU (SD = 1,65) értékek kerültek rögzítésre.



7. ábra | Hasi natív vizsgálat esetén a májban (balra) és a levegőben (jobbra) mért zaj értékeinek eloszlása



8. ábra | Kontrasztanyaghasi CT-vizsgálat esetén a májban (balra) és a levegőben (jobbra) mért zaj értékeinek eloszlása

## Megbeszélés

Napjainkban a CT-vizsgálatok számának növekedése miatt még nagyobb hangsúly kerül a sugárvédelmi szempontok, a beteget érő sugárterhelés csökkentésére. A 21/2018. (VII. 9.) EMMI-rendelet, mely az egészségügyi szolgáltatások nyújtása során ionizáló sugárzásnak nem munkaköri kötelezettségük keretében kitett személyek egészsége védelmének szabályairól szól, nyíltan kimondja, hogy „Az egészségügyi szolgáltatónak az orvosi diagnosztikai és az intervenció radiológiai, tervezési, irányítási vagy ellenőrzési célból alkalmazott orvosi sugárterhelésből származó valamennyi dózist az elérhető legalacsonyabb szinten kell tartania, és a kívánt diagnosztikai eredményt az elérhető legalacsonyabb sugárterheléssel kell megszereznie”. Számos kutatás az alacsony dózisu szűrés eredményessége mellett foglal állást (például tüdőrákszűrés), nem szabad azonban megfedkezni az orvosi képalkotás során használt ionizáló sugárzás káros hatásairól. A Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság adatai szerint 100 mSv sugárexpozíció a rosszindulatú daganatos megbetegedések kialakulásának arányát 0,5%-kal emeli [18, 19]. A kutatásunk során kapott eredmények felhasználásával a SAFIRE hatékonyságának felmérése volt az elsődleges cél, amely nem kizárólag az alapján került meghatározásra, hogy mekkora mértékű dóziscsökkentés valósult meg az iteratív képrekonstrukciós technika alkalmazásakor, hanem a képek minőségét is monitoroztuk, tudva azt, hogy a leadott sugárdózis redukálása – bármelyik technikát választjuk is – a zajszint növekedésével jár.

A dóziscsökkentés során bekövetkező képminőségromlás megelőzése érdekében iteratív képrekonstrukciók széles skálája áll rendelkezésünkre. Bár az egyes iteratív rekonstrukciók a gyártótól függően működésükben eltérnek egymástól, lényegében mindegyik a hagyományosnak mondható FBP-képrekonstrukció mellett kínál egy sugárvédelmi szempontból kedvezőbb alternatívát.

A *Chen és mtsai* által publikáltakra alapozva fantom esetében az enyhe AIDR 3D alkalmazásával 38%-os, míg a standard és erős AIDR 3D-vel 72%-os dóziscsökkentés valósult meg a szűrt visszavetítéses rekonstrukcióhoz képest a hasi régióknál. A betegeknél a dóziscsökkentés értéke 47,1% volt [20.] *Klink és mtsai* eredményei alapján akár 50%-kal csökkenthető a dózis mellkas-hasi CT-vizsgálatok esetén [21]. Kutatásunkban a Siemens Healthcare második generációs iteratív képrekonstrukciójának, a SAFIRE hatékonyságának vizsgálatokor első lépésben a leadott sugárdózis csökkenésének mértéke került meghatározásra a szűrt visszavetítéses rekonstrukciót alkalmazó vizsgálatokkal szemben. A natív hasi CT-vizsgálatoknál kapott adatok alapján átlagosan 11,5%-os, a kontrasztanyag hasi CT-vizsgálatok esetében átlag 22%-os, a kontrasztanyag mellkasi CT-vizsgálatoknál pedig átlag 36%-os dóziscsökkenést sikerült megvalósítani.

A betegek közötti egyedi variancia jelentősen befolyásolja sugárdózis-csökkentési lehetőségeinket. Ennek a ténynek a szemléltetésére mutattuk be egy – a mintánkban szereplő – obes beteg esetét. Az ő vizsgálatának elkészítése során 46%-kal alacsonyabb, azaz közel feleakkora dózis került alkalmazásra, mint a szűrt visszavetítéses rekonstrukcióval készült vizsgálat esetében.

Amennyiben az egyes vizsgálatok során leadott összes effektív dózist vesszük figyelembe, akkor a SAFIRE igénybevitelével átlagosan 20%-kal kevesebb sugárzás érte a betegeket a szűrt visszavetítéses rekonstrukcióval készült CT-vizsgálatokhoz képest. Összességében kijelenthető, hogy szignifikáns dóziscsökkenést tapasztaltunk, melynek hátterében elsősorban az áll, hogy a SAFIRE-t alkalmazó protokollokkal végzett vizsgálatok alacsonyabb mAs-, illetve kV-értékekkel dolgoznak az egyes vizsgálati régiók esetében a szűrt visszavetítéses rekonstrukcióhoz képest.

Vizsgáltuk továbbá a sugárterhelés csökkentésének képminőségre gyakorolt hatását, amely a felvételek zajtartalma alapján került meghatározásra. Az eredmények alapján az esetek döntő többségében a SAFIRE használatával a felvételek minősége a dóziscsökkentés ellenére is jobb értékeket mutatott a szűrt visszavetítéses rekonstrukcióval készült felvételekhez képest. Így a natív hasi CT-vizsgálatok esetében a májban átlagosan 27%-kal, a levegőben 17%-kal, míg kontrasztanyag hasi CT-vizsgálatok alkalmával a májban 12%-kal, a levegőben pedig 28%-kal kisebb zaj volt mérhető a SAFIRE alkalmazásával. A kontrasztanyag mellkasi CT-vizsgálatok esetében szintén megjegyzendő, hogy bár ebben az esetben nem kaptunk alacsonyabb zajértékeket, de így sem volt megállapítható szignifikáns különbség a kétféle rekonstrukciós technikával készült képek zajtartalma között.

## Következtetés

A jövőbe tekintve egyértelmű mind a CT-berendezések, mind az egyes dóziscsökkentő modulációs programok (akár az automatikus dózismodulációról, akár az iteratív képrekonstrukcióról beszélünk) folyamatos fejlesztése, amelynek köszönhetően egyre messzebbre menően valósulhat meg a pácienseket ért sugárterhelés radikális csökkentése. Az irodalmi adatokat alátámasztva, az ismételt CT-vizsgálaton átesett betegek körében szignifikáns dóziscsökkentés vált lehetővé az iteratív képrekonstrukció alkalmazása révén. Mivel a képek zajtartalma egy régió vizsgálatánál sem volt szignifikánsan magasabb az iteratív rekonstrukció alkalmazásakor a szűrt visszavetítéses rekonstrukcióhoz képest, felmerül a további dóziscsökkentés lehetősége a felvételek optimális képminőségének megőrzése mellett.

*Anyagi támogatás:* A közlemény megírása anyagi támogatásban nem részesült.



*Szerzői munkamegosztás:* B. G.: Ötletgazda, a vizsgálat lefolytatása. T. A.: A vizsgálat lefolytatása. D. T.: A vizsgálat lefolytatása, statisztikai elemzések, a kézirat szerkesztése. K. P., M. M., H. J., R. I., K. Á.: A kézirat szerkesztése. S. D.: A kézirat szövegezése és szerkesztése. P. A. A.: A kézirat szövegezése. A cikk végleges változatát valamennyi szerző elolvasta és jóváhagyta.

*Érdekltségek:* A szerzőknek a cikkel kapcsolatban nincsenek érdekltségeik.

## Irodalom

- [1] Berrington de Gonzalez A, Mahesh M, Kim KP, et al. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med.* 2009; 169: 2071–2077.
- [2] Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med.* 2009; 169: 2078–2086.
- [3] Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography – an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med.* 2007; 357: 2277–2284.
- [4] Duong PA, Little BP. Dose tracking and dose auditing in a comprehensive computed tomography dose-reduction program. *Semin Ultrasound CT MR* 2014; 35: 322–330.
- [5] Hendee WR. Policy statement of the International Organization for Medical Physics. *Radiology* 2013; 267: 326–327.
- [6] Hendee WR, O'Connor MK. Radiation risks of medical imaging: separating fact from fantasy. *Radiology* 2012; 264: 312–321.
- [7] McCollough CH. The role of the medical physicist in managing radiation dose and communicating risk in CT. *Am J Roentgenol.* 2016; 206: 1241–1244.
- [8] Luevano-Gurrola S, Perez-Tapia A, Pinedo-Alvarez C, et al. Lifetime effective dose assessment based on background outdoor gamma exposure in Chihuahua City, Mexico. *Int J Environ Res Public Health* 2015; 12: 12324–12339.
- [9] Hammer GP, Seidenbusch MC, Regulla DF, et al. Childhood cancer risk from conventional radiographic examinations for selected referral criteria: results from a large cohort study. *Am J Roentgenol.* 2011; 197: 217–223.
- [10] Henzler T, Fink C, Schoenberg SO, et al. Dual-energy CT: radiation dose aspects. *Am J Roentgenol.* 2012; 199: S16–S25.
- [11] Mayo-Smith WW, Hara AK, Mahesh M, et al. How I do it: managing radiation dose in CT. *Radiology* 2014; 273: 657–672.
- [12] Parakh A, Kortesiemi M, Schindera ST. CT radiation dose management: a comprehensive optimization process for improving patient safety. *Radiology* 2016; 280: 663–673.
- [13] Brenner DJ, Hricak H. Radiation exposure from medical imaging: time to regulate? *JAMA* 2010; 304: 208–209.
- [14] Grant K, Raupach R. SAFIRE: Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction. Siemens Healthcare. Available from: <https://pdfs.semanticscholar.org/138a/f76d2e121fbc799adf4e1a661b59c6494adf.pdf> [accessed: April 19, 2019].
- [15] Vaishnav JY, Jung WC, Popescu LM, et al. Objective assessment of image quality and dose reduction in CT iterative reconstruction. *Med Phys.* 2014; 41: 071904.
- [16] Gariani J, Martin SP, Botsikas D, et al. Evaluating the effect of increased pitch, iterative reconstruction and dual source CT on dose reduction and image quality. *Br J Radiol.* 2018; 91: 20170443.
- [17] Siemens Guide to Low Dose 2010. Available from: <https://www.siemens.com/press/pool/de/events/healthcare/2010-11-rsna/guide-low-dose-e.pdf> [accessed: April 19, 2019].
- [18] Deme D, Telekes A. Close follow-up of oncologic patients with imaging – advantage or disadvantage? [Onkológiai betegek szoros képalkotó követése – előny vagy hátrány?] *Orv Hetil.* 2016; 157: 1538–1545. [Hungarian]
- [19] Moizs M, Bajzik G, Lelovics Zs, et al. Preliminary experiences with low-dose computed tomography for lung cancer screening in Hungary. [Alacsony dózisu CT-vel történő tüdőrákszűrés magyarországi bevezetésének első tapasztalatai.] *Orv Hetil.* 2014; 155: 383–388. [Hungarian]
- [20] Chen CM, Lin YY, Hsu MY, et al. Performance of adaptive iterative dose reduction 3D integrated with automatic tube current modulation in radiation dose and image noise reduction compared with filtered-back projection for 80-kVp abdominal CT: anthropomorphic phantom and patient study. *Eur J Radiol.* 2016; 85: 1666–1672.
- [21] Klink T, Obmann V, Heverhagen J, et al. Reducing CT radiation dose with iterative reconstruction algorithms: the influence of scan and reconstruction parameters on image quality and CTDI<sub>vol</sub>. *Eur J Radiol.* 2014; 83: 1645–1654.

(Sipos Dávid dr.,  
e-mail: [cpt.david.sipos@gmail.com](mailto:cpt.david.sipos@gmail.com))