

# Tartalomjegyzék

<b>1</b>	<b>Bevezetés .....</b>	<b>2</b>
1.1	<i>A témaválasztás indoka .....</i>	3
1.1.1	A CT vizsgálatok számának változása.....	4
1.1.2	A diagnosztikai irányadó szintekről.....	5
<b>2</b>	<b>Páciensdozimetria a radiológiai diagnosztikában .....</b>	<b>6</b>
2.1	<i>Páciensdozimetria az intervenció radiológiában.....</i>	6
2.2	<i>CT dozimetria.....</i>	8
2.2.1	A CT dozimetriában alkalmazott mennyiségek és definícióik.....	8
2.2.1.1	CTDI <sub>100</sub> .....	9
2.2.1.2	CTDI <sub>w</sub> .....	10
2.2.1.3	CTDI <sub>vol</sub> .....	11
2.2.1.4	Dózis-hossz szorzat.....	11
2.2.2	A CTDI mérés technikája .....	12
2.2.2.1	Dozimetriai fantomok .....	12
2.2.2.2	A mérési adatgyűjtő rendszer.....	13
2.2.2.3	Az ionizációs kamra.....	14
<b>3</b>	<b>A CT berendezéseken végzett átvételi vizsgálatok értékelése.....</b>	<b>15</b>
3.1	<i>A tomográfias szeletvastagság mérése .....</i>	15
3.2	<i>A zaj, átlagos CT szám és az egyenletesség értékelése.....</i>	18
3.2.1	Az átlagos CT szám és az egyenletesség értékelése .....	19
3.2.2	A zaj értékelése.....	23
3.3	<i>Térbeli felbontás.....</i>	25
3.4	<i>A linearitás értékelése .....</i>	28
3.5	<i>Dozimetriai értékelés.....</i>	30
<b>4</b>	<b>Következtetések .....</b>	<b>38</b>
<b>5</b>	<b>Összefoglalás.....</b>	<b>39</b>
<b>6</b>	<b>Summary .....</b>	<b>40</b>
<b>7</b>	<b>Köszönetnyilvánítás .....</b>	<b>41</b>
<b>8</b>	<b>Rövidítések jegyzéke .....</b>	<b>42</b>
<b>9</b>	<b>Ábrajegyzék .....</b>	<b>43</b>
<b>10</b>	<b>Irodalomjegyzék.....</b>	<b>44</b>

## 1 Bevezetés

A számítógépes rétegfelvétel-készítő röntgenberendezések (Computer Tomográf) hosszú múltra tekintenek vissza. Immár negyvenéves történelmet tudhat háta mögött e technika, amely 1972 óta forradalmasította a radiológiát [1]. Működése egyszerű és a maga nemében páratlan – a röntgenső páciens körüli forgatása során folyamatosan exponál, majd az expozíciókból nyert sugárgyengítési együtthatók matematikai rekonstrukciója révén láthatóvá teszi a páciens anatómiáját [2]. A CT készülékek alkalmazásával „szükséges rosszként” társul az ionizáló sugárzás alkalmazása.

A kevésbé triviális vonatkozása a CT készülékek alkalmazásának, azok dozimetriájának kérdése. Gyakorta vetődik fel szakmai körökben is, hogy milyen sugárterheléssel, és így milyen egészségügyi hatással jár egy-egy CT felvételezés. Sajnos azonban egzakt választ nehéz adni ezekre a kérdésekre, mivel diagnosztikai központokként változik a CT vizsgálatok protokollja, a vizsgálati paraméterek, a vizsgálatához használt berendezések és az azokat alkalmazó személyzet tudása, tapasztalata. Nem jellemző hazánkban, hogy a diagnosztikai modalitások alkalmazói napi munkájuk során igénybe vehetnék szakképzett orvofizikusok támogatását. Az orvofizikusok alkalmazásának fontosságát külföldön már felismerték [3]. Az orvofizikusok a sugárterápiában eredményesen végeztek kutatásokat, amelyek nagyban hozzájárultak a besugárzási dózisok pontos meghatározásához és így a páciensek gyógyításának sikerességéhez. A sugárvédelmi alapelvek egyike az indokoltság, ami a CT-k esetén is a beutaló orvos és a radiológus szakorvos hatáskörébe tartozó kérdés, az indokoltság helyes megítéléshez pedig szükséges a dozimetria bizonyos fokú ismerete, az oktatás.

A másik, igen fontos alapelv az optimálás [4]. Az optimálás elve mondja ki, hogy egy adott képminőség eléréséhez alkalmazzuk az ésszerűen elérhető legkisebb dózist, ez a megközelítés az ALARA elvként is ismert. Az optimálásnak csupán egyik eszköze a minőségbiztosítás, ennek segítségével deríthető ki, ha nem az elérhető legjobb a berendezés műszaki állapota, valamint igazolásként is szolgál az optimálás megtörténtéről. Ez sajnos még ma is csak gyerekcipőben jár hazánkban és az ezzel a tevékenységgel társított fegyelem meglehetősen laza, mind a felhasználók, mind a hatóságok részéről.

## 1.1 A témaválasztás indoka

Már korábbi szakdolgozatomban is foglalkoztam a CT (PET/CT - mint kettős modalitás) minőségbiztosításával. A korábban gyűjtött, illetve a munkám mellett szerzett tapasztalatomnak köszönhetően volt alkalmam komolyabb szakértelemmel áttekinteni azt az irodalmat, amely a CT készülékek dozimetriai vonatkozásaival kapcsolatos. Ennek elsődleges oka, hogy munkahelyemen felmerült ilyen igény, ugyanis csekély számú az ilyen, speciális tudással bíró szakemberek száma hazánkban.

A CT berendezések piacát úgy tűnik, hogy a dózis-csökkentés, mint fejlesztési irány szabja meg, illetve fogja megszabni a jövőben [5]. Ez a trend mindenképpen igaz a nyugat-európai országokra és az Egyesült Államokra (USA), a mi feladatunk hazánkban inkább a felzárkózás lenne az ott tapasztalható színvonalhoz és fegyelemhez, amely egyaránt jellemzi a vizsgálatokhoz való hozzáállást, azok minőségbiztosítását és a statisztikai jelentési kötelezettséget. A másik, nagyobb volumenű fejlesztési irány ugyancsak szorosan érinti a dózisos csökkentését, mégpedig az iteratív képrekonstrukció révén [6][7]. Sajnos nincs tudomásom arról, hogy hazánkban ilyen képrekonstrukciós technikát alkalmaznának a klinikai gyakorlatban, de mindenesetre már elérhető, mint lehetőség. A gyakorlatban ez változó mértékű dóziscsökkenést jelenthet a hagyományos, szűrt visszavetítéses technikához képest, de ennek mértéke nagyban függ az alkalmazott felvételi protokolltól, valamint az esetlegesen modulált csőáramtól is [8].

A csőáram-moduláció azonban nem kizárólag az iteratív rekonstrukciós technikát alkalmazó CT készülékek<sup>1</sup> sajátja, mivel ezt a korábban fejlesztett és forgalomba hozott képalkotó rendszerek némelyike is felhasználta [9]. Jellemzője a csőáram-modulációnak, hogy 20-70 % dóziscsökkenés érhető el a hagyományos felvételi technikához, a manuálisan beállítható, konstans mA értéknek megfelelőhöz képest [8].

Gyakorlattá vált, hogy a felvételezett anatómiai régiótól függően, ún. dóziskonverziós tényezőkkel, a készülékek által visszajelzett értékek alapján elvégezzék a páciensdózis becslését, amely így az effektív dózis számítását jelenti [10]. A munkám célja, hogy elemezze, hogy a jelenleg alkalmazott módszer alkalmas-e, és ha igen, akkor milyen mértékben megfelelő ahhoz, hogy a páciensdózisok becslése, valamint a diagnosztikai irányadó szintek (DRL) bevezetése ezen alapuljon.

---

<sup>1</sup> Ezek az egyes gyártóknál: CARE Dose – Siemens; AutomA – General Electric, valamint Real E. C. – Toshiba; DoseRight - Philips

További cél, hogy a DDM2<sup>2</sup> programhoz csatlakozva, hazánk is hozzá kell, hogy járuljon a népesség teljes sugárterhelését becsülő európai tanulmányhoz és ebben közreműködőként nekem is részt kell vállalnom.

A fentiekben vázolt technikák és becslések hazánkban kevésbé elterjedtek, ugyanakkor önmagában a dózis ismerete elégtelen információt jelent egy berendezés minőségének vizsgálatakor, hiszen a képminőség ismerete nélkül nem állíthatjuk egy berendezésről, hogy nem megfelelő.

Jelen munkámban bemutatom az Országos "Frédéric Joliot-Curie" Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézet (OSSKI) által, CT berendezéseken végzett átvételi vizsgálatok eredményeit és tapasztalatait, kiemelt figyelmet fordítva a dozimetriai vonatkozásokra.

### 1.1.1 A CT vizsgálatok számának változása

A CT vizsgálatok számának mennyiségi változása kitűnő jelzőszáma annak, hogy milyen elterjedt és gyakran alkalmazott ez a diagnosztikai módszer. Nyugat-Európában, éves szinten kb. 10 %-kal nő a vizsgálatok száma, míg hazánkban ez a szám valamivel alacsonyabb, de ugyancsak növekvő trendet mutat. Az NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurements) 160. sorszámú kiadványa szerint az egy főre jutó, CT vizsgálatokból adódó sugárterhelés mértéke 1,5 mSv/fő/év, amely jelzőszám ugyan, de a számítás módszere megkérdőjelezhető [11], mivel a sugárterhelésben nem részesült, egészséges populációra vonatkoztatja az átlagot. A hazai adatokat a következő táblázat (1. táblázat) szemlélteti.

1. táblázat: A hazai CT vizsgálatok száma 2006 és 2009 között

Év	2006	2007	2008	2009
Vizsgálatszám (ezer fő)	476	530	557	593

Az adatok alapját az éves radiológiai statisztikai jelentések képezik, melyek sajnos nem megbízhatóak. Feltéve, hogy a jelentési fegyelem nem változott nagymértékben az adott periódus alatt, a 2006-2009 időszakban évente 5...10 %-os növekményű a vizsgálatok száma, a külföldi arányokhoz hasonlóan [12]. A megbízhatatlanság egyik oka, hogy az Országos Egészségbiztosítási Pénztár (OEP) felé a vizsgálatok számának jelentése fiskális kérdés, és az OSSKI részére küldött statisztikai adatok megegyeznek az OEP-nek küldöttel. A hazai

<sup>2</sup> Dose Data Med 2 – európai dózisinformációs szolgáltatás, második program. A jelenlegi kiadvány egyelőre nem publikálható. Az első program eredményei elérhetőek: [http://ddmed.eu/background\\_of\\_ddm1](http://ddmed.eu/background_of_ddm1).

adatok megbízhatóságát jelzi az is, hogy Giczi F. és mtsai. még 623 ezerre becsülték az összes CT vizsgálatot 1999-ben [13], ideértve a CT-szimulátorokkal végzetteket is. A jelenleg fennálló hiányosságok miatt sem alkalmas a rendelkezésre álló statisztika arra, hogy az EU felé jelentéseket tegyünk – a pontosabb adatgyűjtési rendszer kialakítása célunk a későbbiekben, feladatomnak tekintem, hogy részt vállaljak a jelenlegi helyzet megváltoztatásában.

### **1.1.2 A diagnosztikai irányadó szintekről**

Amint azt az ICRP ajánlásai nyomán az EU is megállapította, a diagnosztikai irányadó szintek alkalmazhatóak a dóziskorlátozás egyik eszközeként [14]. Az 1. számú mellékletben megtalálhatóak az EU által meghatározott irányadó DLP (Dose Length Product) értékek (lásd még: 2.2.1.4 szakasz).

Ezeknek a meghatározása hazánkban korábban már megtörtént [13], páciensdózis-felmérő program keretében, ugyanakkor elfogadása és publikálása az illetékes Radiológiai Szakmai Kollégium (RSzK) részéről elmaradt. Az újabb, egyelőre előkészületben lévő, de szakértői véleményezésre már kiadott, új biztonsági alapszabályzat<sup>3</sup> (BSS) megköveteli a tagállamok részéről, hogy rendszeres felméréseket végezzenek és nyilvántartásokat vezessenek a páciensdózisokat illetően. Az új EU BSS szerint tehát már nemzetközi szinten is kötelező érvényűvé lett a páciensdozimetria e tekintetben, ez is jelzi, hogy ezt a kérdést komolyabban kell kezelni Magyarországon is.

A diagnosztikai irányadó szintek megállapítása az OSSKI jogszabályban<sup>4</sup> előírt feladata. Nemzeti páciensdózis-felmérő programot kell háromévenként végezni, mely alapját képezi a diagnosztikai irányadó szinteknek. A DRL a gyakorlat szerint nem azt kell, hogy jelentse, hogy egy adott berendezéssel végzett vizsgálatok a továbbiakban nem alkalmazhatóak, hanem a sugárvédelem korlátozási és optimálási elveinek megfelelően, ha az adott dózisszintet túllépi a vizsgálatok, akkor helyesbítő intézkedéseket kell tenni annak érdekében, hogy ennek értéke a DRL alá csökkenjen. Ennek módja lehet a vizsgálat módszertanának felülvizsgálata, de ugyancsak eszköze lehet még a berendezés javítása vagy súlyosabb esetben akár annak cseréje is.

---

<sup>3</sup> BSS - Basic Safety Standards – biztonsági alapszabályzat; A továbbiakban: EU BSS; elérhető az alábbi címen: [http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation\\_protection/doc/com\\_2011\\_0593.pdf](http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/doc/com_2011_0593.pdf)

<sup>4</sup> 31/2001. (X. 3.) EüM rendelet az egészségügyi szolgáltatások nyújtása során ionizáló sugárzásnak kitett személyek egészségének védelméről 8. §. Ez a jogszabály honosítása 97/43 számú Euratom direktívának.

## 2 Páciensdozimetria a radiológiai diagnosztikában

A páciensdozimetriai vizsgálatok dózisait leggyakrabban thermolumineszcens (TLD) vagy hasonló, a lumineszcencia elvén alapuló dózismérőkkel határozzák meg [15]. Nem csupán arra szolgál ez a módszer, hogy az egésztest sugárterhelést becsüljék hatékonyan, hanem alapjául szolgál az olyan összehasonlító vizsgálatoknak is, melyek más módszerek révén adnak képet a páciens rész- vagy egésztest, valamint szervdózisairól.

A diagnosztikai radiológiai vizsgálatok dózisaik meghatározásakor speciális terület a mammográfia, ahol a belépőoldali bőrdózist szokás megadni és meghatározni ennek alapján az átlagos mirigydózist (MGD). Ennek oka, hogy az emlőben elnyelt dózis nem meghatározható pontosan, összetétele pontosan nem ismert, de becsülhető és azzal a feltevéssel élünk, hogy az emlő mirigyves állománya van kitéve a röntgensugárzás káros hatásainak, nem pedig a zsírban gazdagabb szövetállomány [16]<sup>5</sup>.

### 2.1 Páciensdozimetria az intervenciós radiológiában

A páciensdozimetria másik speciális területe az intervenciós radiológia, ahol a dózismező szorzatot (DAP) vagy helyesebben a dózis-terület integrálját [17] szükséges megadni, mint a leadott dózis indikátorát (lásd alább).

Egy röntgensugármező pontos leírásához szükséges ismernünk a fotonok számát, energiáját és térbeli eloszlását. A fotonfluens egy gömbfelület metszetén áthaladó fotonok mennyiségeként definiálható:

$$\Phi = \frac{dN}{da}, \quad (1)$$

ahol:

$dN$  : a felületegységen áthaladó fotonok száma (energiájuktól függetlenül) és

$da$  : a gömbfelület adott metszete.

A fotonok energiájának függvényében ugyanez megadható az alábbiak szerint:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE} = \frac{dN}{da \cdot dE}, \quad (2)$$

ahol:

$\Phi_E$  azon  $d\Phi$  fotonok fluense, amelyek energiája  $E$  és  $E + dE$  közé esik.

---

<sup>5</sup> A hivatkozott forrásmű fordítását elkészítettem – Dr. Porubszky Tamás lektorálta, de nyomtatásban, támogatás híján eleddig nem jelent meg; elérhető az alábbi címen:  
[http://members.iif.hu/por5345/Segedanyagok/EPQC\\_4\\_HU.pdf](http://members.iif.hu/por5345/Segedanyagok/EPQC_4_HU.pdf)

A (2) egyenlet alapján kifejezhető a fotonok energiafluense:

$$\Psi_E = E \cdot \Phi_E = E \cdot \frac{dN}{da \cdot dE}, \quad (3)$$

ahol:

$\Psi_E$  a sugárzási energia, amely egy gömbfelületet ér és a fotonok energiája  $E$  és  $E + dE$  közé esik, egysége  $\text{Jm}^{-2}$ -ben értendő.

A páciensdozimetriában a dózis-terület szorzat meghatározásához először a visszaszórás nélküli esetben határozzák meg a dózis-terület szorzatot. Ez gyakorlatilag a mért levegőkerma és az ennek megfelelő sugármező méretének szorzata. Kerma (Kinetic Energy Released in MAterial) alatt az anyagnak átadott mozgási energiát értjük, tömegegységre vonatkoztatva. Leírható az alábbi képlettel:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}, \quad (4)$$

ahol:

$dE_{tr}$ : az összes,  $dm$  tömegben, elektromos töltéssel nem rendelkező részecskék (itt: fotonok) által felszabadított ionizáló részecske kezdeti mozgási energiáinak összege. Egysége a  $\text{Jkg}^{-1}$  (Gy). Kis energiákon kis mértékben tér el az elnyelt dózistól, ezzel az elhanyagolással gyakran élnek is, mivel a röntgenfotonok energiatartományában a fotonok lehetséges kölcsönhatási folyamatai közül a fotoeffektus dominál.

A levegőben az  $E$  energiájú fotonok által leadott energia,  $K_a(E)$  meghatározható:

$$K_a(E) = \Psi_E \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} = \Phi_E \cdot E \cdot \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho}, \quad (5)$$

ahol:

$\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho}$ : az  $E$  energiájú röntgenfotonok levegőre vonatkoztatott tömeggyengítési együtthatója.

A diagnosztikai radiológiában a röntgenső sugárzás-kibocsátását ( $Y_{100}$ ) a levegőkermából származtatják, a sugárnyaláb középtengelyében, a fókusztól 1 m távolságra, a csőáram-idő szorzattal normálva, 1 mAs egységre vonatkoztatva adják meg:

$$Y_{100} = \frac{K_{a,100}}{I_R \cdot t}, \quad (6)$$

ahol:

$I_R$ : A röntgensőre kapcsolt áramerősség, és

$t$ : Az expozíciós idő.

A levegőkerma-terület szorzat ( $P_F$ ) a sugárnyaláb középtengelyében meghatározható, a nyaláb középtengelyére merőlegesen, az alábbi összefüggés szerint:

$$P_F = \int_A K_a dA, \quad (7)$$

melyet gyakran neveznek dózis-mező szorzatnak is [18]. A kisebb sugármezők homogenitása miatt, mely a gömbfelületből adódik, elhanyagolható mértékben tér el a következő definíciótól:

$$P'_F = K_a \cdot A. \quad (8)$$

A fenti képlet alkalmazható olyan helyzetekben, amikor nincs alkalmas, a felületet átfogó céleszközünk, DAP mérő készülék, csupán egy ionizációs kamra áll rendelkezésre.

## 2.2 CT dozimetria

Az utóbbi évtizedben a CT vizsgálatok száma ugrásszerűen megnövekedett a fejlett országokban [19]. Elsősorban ennek tudható be, hogy a lakosság mesterséges eredetű sugárterhelésének legnagyobb hányadát a diagnosztikai radiológiai vizsgálatokon belül a CT vizsgálatokból származó sugárterhelés teszi ki.

Az Amerikai Orvosfizikusok Szövetsége (AAPM), valamint az Európai Unió (EU) szakértői is felismerték ennek a folyamatnak a jelentőségét [20] és a Nemzetközi Sugárvédelmi Tanács (ICRP) ajánlásainak figyelembevételével állítottak össze az EU szakértői egy direktívát a pácienseket érő sugárterhelés csökkentésére [3]. Tehát megfigyelhető, hogy a dolgozók sugárvédelmére helyezett hangsúly mellett párhuzamosan teret kap a páciensek sugárvédelme, hiszen a sugárvédelem fejlődése és a szigorodó követelmények maguk után vonták a dolgozók átlagos sugárterhelésének csökkenését. Egy röntgenasszisztent, vagy CT-operátort, aki védett helyről exponál és a sugárvédelmi szabályokat maradéktalanul betartja, egész élete során sem érheti olyan mértékű foglalkozási sugárterhelés, mint amely sugárterhelés egyetlen páciensnél néhány CT vizsgálat alatt.

### 2.2.1 A CT dozimetriában alkalmazott mennyiségek és definícióik

A jelenleg alkalmazott mennyiségek leírását és a mérési módszerek alapjait Shope és munkatársai határozták meg 1981-ben [21]. Később, a technika fejlődésével a mérési módszer is finomodott [2]. Az alapelv ugyanakkor, miszerint a gantry síkjára (x-y sík) merőleges tengely (z-tengely, amely nem döntött gantry esetén a forgástengely, merőleges az x-y síkra) mentén határozzák meg a dózisprofil integrálját, változatlan maradt. Nem létezett még a CT-k



dózisát jól leíró mennyiség, ezért létrehoztak egy mérőszámot e célból, CT dózisindex (CTDI) néven. Ezzel a mennyiséggel leírható volt egy készülék által leadott dózis és így összehasonlíthatóvá vált, hogy az egyes vizsgálati protokollok, az adott technikai paraméterek (csőfeszültség - kV, csőáram - mA, letapogatási idő – s, névleges nyalábszélesség, szűrés<sup>6</sup>) megváltoztatása hogyan befolyásolja a leadott dózist. A CTDI olyan műszaki dozimetriai mennyiség, ami lehetővé teszi a vizsgálati protokollok és a készülékek összehasonlítását.

A CTDI méréséhez a levegőben elnyelt dózist szükséges meghatározni, ionizációs kamra segítségével, levegőben vagy poli-metil-metakrilát (PMMA) fantomban végezve el a mérést [22]. A PMMA fantom szabványos kialakítású, anyagú és méretű vizsgálatótest (lásd még: 2.2.2.1 szakasz).

### 2.2.1.1 CTDI<sub>100</sub>

A gantry közepén (x-y sík), izocentrumban, a z-tengellyel párhuzamosan elhelyezett ceruzakamrát besugarazva határozzuk meg a CTDI<sub>100</sub> értékét, axiális felvételezés során [22]. Az alábbiak szerint írható le:

$$CTDI_{100} = \int_{-50mm}^{+50mm} \frac{D(z)}{\min(\sum_i^N T_i, 100mm)} dz, \quad (9)$$

ahol:

$D(z)$ : a z-tengely menti dózisprofil integrális értéke, +50 és -50 mm-re a forgási síktól,

$T_i$ : az összes (N számú) szelet szélességeinek összege, a hagyományos jelölésnek megfelelően  $N \times T$  – a továbbiakban is így szerepel, gyakorlatilag azonban a névleges nyalábszélességet jelenti.

A CTDI<sub>100</sub> Gy-ben értendő, a gyakorlatban 0,1...100 mGy nagyságrendű értékek fordulnak elő. A fenti képlet hasonlóan szerepel más szerzőknél [20], de  $N \times T$  helyett alkalmasabb leírás lenne az egyes szeletek szélességeinek összegzése. Ezek sok gyártó esetén nem azonos méretűek, z-tengely menti kiterjedésük eltérő lehet, de gyakorlatilag ez, függetlenül a szeletek számától és méretétől az effektív nyalábszélességet jelenti, ami akár 2-4 mm-nyivel is nagyobb lehet a penumbra miatt [23]. Ugyanezen mennyiség meghatározható a kamrát az izocentrumba helyezve, vizsgálatótest nélkül egy alkalmas tartóállvány segítségével, illetve ha a szabványos PMMA vizsgálatótest furatába helyezzük.

<sup>6</sup> Szűrés alatt itt a nyaláb fizikai szűrését értem, tehát az alkalmazott bow-tie (csokornyakkendő) szűrőt és egyéb állandó szűréseket, melyek megváltoztatják a spektrumot. Nem megfeleltethető a képrekonstrukció során alkalmazott „visszavetítő szűrő”-vel, melyre konvolúciós kernelként hivatkozom.

A  $CTDI_{100}$  értékét a továbbiakban PMMA vizsgálótestben mért értéknek tekintem, a definíció egyébként nem változik a szabad levegőben mért érték esetén, csupán az index jelölése módosul. A levegőben mért értéknek a matematikai modellek felállításakor, a szervdózisok becslésekor van jelentősége [24]. Amennyiben a névleges nyalábszélesség, például a széles-kúpsugarú (CBCT) berendezéseknél nagyobb, mint 100 mm, akkor a fizikai jelentés úgy módosul, hogy a  $CTDI_{100}$  értéke az egyszeri axiális letapogatás során, a középpont körüli, összesen 100 mm hosszúságú tartományon mért CTDI érték lesz, amellyel nyilvánvalóan komoly elhanyagolást jelent.

A PMMA fantomban végzett mérések során, a nemzetközi szakirodalom szerint [25], nem célszerű 40 mm-nél nagyobb névleges nyalábszélességű CT berendezéseken mérést végezni, mert a szabványos vizsgálótest hossza nagyobb, mint az előírásban meghatározott 140 mm, ezért a szóróközeg kisebb mérete miatt, kevesebb lesz a járulékos dózis és a dózis valódi értékét alulbecsüljük. A mért értékek hibájának kiküszöbölésére bevezetett módszer szerint [26] a szélesebb nyalábok esetén a levegőben mért CTDI és a vékonyabb nyalábbal, szintén ugyanígy mért értékeket arányítva kaphatunk egy korrekciós tényezőt. Monte Carlo (MC) részecsketranszport szimulációk alapján a kamra hossza miatt bekövetkező „szórt-foton gyűjtési hatásfok” 80 % a 100 mm-es kamrával, 150 mm hosszú vizsgálótestben. Szélesebb nyaláboknál ez exponenciálisan csökken, de korrekciók segítségével, vagy hosszabb fantom alkalmazásával a hiba kompenzálható.

### 2.2.1.2 $CTDI_w$

A súlyozott CT dózisindex (súlyozott  $CTDI_{100}$ ) meghatározható a szabványos vizsgálótest különböző elhelyezkedésű furataiban mért dózisok átlagainak súlyozott összegeként, az alábbiak szerint:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}\overline{CTDI}_{100,p}, \quad (10)$$

ahol:

$CTDI_{100,c}$ : a fantom középső furatába helyezett ionizációs kamrával mért dózis,

$\overline{CTDI}_{100,p}$ : a fantom szélén elhelyezkedő furatokban mért dózisok átlaga.

Az imént vázolt, súlyozott érték azonban még mindig nem jelent elégséges információt, mert nem veszi figyelembe, hogy az adott felvételezés során mekkora mértékben mozdul el a páciens tartó szerkezet (asztal). Ehhez szükséges volt bevezetni a volumetrikus vagy másként a térfogati dózisindex fogalmát.

### 2.2.1.3 CTDI<sub>vol</sub>

A térfogati CT dózisindex alkalmas arra, hogy helikális leképezés során figyelembe vehessük az asztal mozgásának hatását. Az alábbiak szerint írható le:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}, \quad (11)$$

ahol a *pitch*:

$$pitch = \frac{\Delta d}{\sum_i^N T_i}, \quad (12)$$

amely képletben  $\Delta d$ : az asztalléptetés mértéke az egymást követő letapogatások alatt, így tehát a *pitch*<sup>7</sup> egy dimenzió nélküli mennyiség, az asztalléptetés és a nyalábszélesség hányada. Amennyiben axiális vizsgálatot végzünk, a *pitch* definíció szerinti értéke 1, tehát ekkor a súlyozott és térfogati dózisindex megegyeznek. A *pitch* értéke leggyakrabban 0,8 és 1,5 közé esik a gyakorlatban. A kettőnél nagyobb érték alul-mintavételezést jelent, míg a 0,5-höz közelebbi érték túl-mintavételezést, amelyek ritkán indokoltak.

A CTDI<sub>vol</sub> szigorúan axiális felvételeken végzett mérések alapján számolható a fenti képlet alapján. Keskenyebb nyalábokkal történő, egyszeres helikális szkennelés esetében a dózisprofil "farok" részei nem befolyásolják jelentősen a mérés pontosságát, a határfok romlása minimális. A többszörös körülfordulás mellett végzett méréseket úgy is tekinthetjük, mintha szélesebb nyalábbal végeztünk volna egyszeres szkennelést. Ekkor az IEC definíciója szerint elvégezve a normálást, a kamra hatásos hosszával kell osztanunk, tehát tíz centiméterrel. Így elvileg a mérési pontosság akkor lenne azonos a kis nyalábszélesség és egyszeres körülfordulás mellett mérhetővel, ha a szkennhossz minimum 20 cm lenne. Így a mérés határfoka kb. 4 %-kal kisebb a szabványos definíció szerint mérhetőhöz képest. Az itt leírtakat kísérletileg bizonyítandó megtörténtek mérések, ezekről korábban beszámoltunk [27].

### 2.2.1.4 Dózis-hossz szorzat

A dózis-hossz szorzat (DLP) a teljes vizsgálati hosszon vett, térfogati CTDI értéket veszi számításba. Helikális vizsgálatok esetén az alábbiak szerint:

$$DLP = CTDI_{vol} \times L, \quad (13)$$

---

<sup>7</sup> A *pitch* fogalmának magyar megfelelője nincs, tolási tényezőnek vagy tolásnak lehetne nevezni, de ez szerencsétlen, továbbá nem így honosodott meg a szakmai nyelvezetben.

ahol  $L$  a teljes vizsgálati hossz.

A DLP mértékegysége mGycm, mivel a  $CTDI_{vol}$  mGy egységű és az  $L$  hossz pedig cm mértékegységű. A DLP értelmezhető a vizsgálat során kumulált dózisindexként is, bár a fej- és testfantomokkal végzett vizsgálatok DLP értékei a páciensdózisok becslésekor nem kumulatívak, hiszen más effektív dóziskonverziós tényezőket szükséges használni a különböző testtájakon végzett vizsgálatokhoz [28].

## **2.2.2 A CTDI mérés technikája**

A CTDI mérése az eredeti, végtelenre vett integrálnak megfelelő definíció szerint nem lehetséges. A gyakorlatban a 100 mm hosszúságú, külön e célra tervezett és gyártott ionizációs kamrák terjedtek el. A következő fejezetekben mutatom be, hogy az OSSKI milyen fantomokkal és egyéb eszközökkel végzi az átvételi- és állapotvizsgálatokat.

### **2.2.2.1 Dozimetriai fantomok**

Az IEC által leírt [22] szabványos vizsgálótestet alkalmazzuk a fantommal végzett dozimetriai ellenőrzésekhez. A fantom két részből tevődik össze, egy kisebb, 160 mm átmérőjű (fej) és egy 320 mm átmérőjű (test) hengerből, a célszerűség miatt ezek egymásba csúsztathatóak, így könnyebb a szállításuk. Magasságuk 150 mm, míg sűrűségük  $1,19 \pm 0,01 \text{ gcm}^{-3}$ . Mindkét fantomon, a külső felszínüktől 1 cm távolságra 4-4 furat helyezkedik el,  $90^\circ$ -onként, amelyekbe az ionizációs kamra becsúsztatható. A furatokba a fantom anyagával megegyező betéteket kell illeszteni, amikor éppen nem az adott furatok egyikében helyezkedik el a kamra (1. ábra). A fantomot mindig úgy kell beállítani, hogy a középpontja egybeessen a gantry izocentrumával, mivel a  $z$  irányú aszimmetrikus elrendezés hibás mérési eredményekhez vezethet az egyenetlen szórás miatt. A szabvány csupán annyit ír elő a vizsgálótest hosszát illetően, hogy nem lehet kevesebb, mint 140 mm hosszúságú. Ez az ajánlás azért is célszerűtlen az újabb CT berendezéseknél, melyek széles kúpsugárral végzik a felvételezést, mert igazolt, hogy a szórt sugárzás hatását nem lehetséges ezekkel megfelelően figyelembe venni [25].



1. ábra: Szabványos test, illetve fejfantom CT dozimetriához, betétekkel (illusztráció)

### **2.2.2.2 A mérési adatgyűjtő rendszer**

A nemzetközi konszenzus szerint kötelező az olyan független minőségellenőrző vizsgálatokat végző szervezeteknek is, mint az OSSKI Sugáregészségügyi Főosztály Laboratóriuma (SEFO), ún. non-invazív módon végrehajtani az ellenőrzéseket. Az egyes, a felvétel minőségét befolyásoló paraméterek mérését jóval pontosabban és egyszerűbben lehetne kivitelezni, amennyiben lehetőség lenne megbontani a berendezés burkolatát.

A fentiek megoldásaképpen ezért ún. non-invazív röntgenparaméter-mérést végzünk, ami az RTI Electronics gyártmányú, Barracuda műszerrel történik. A gyártó által biztosított műszerrel lehetőség van az összes diagnosztikai modalitás minőségellenőrzésére, így a CT-k dozimetriai ellenőrzésére is. Ezen vizsgálatok pontosságát a kétévente végzett gyártói kalibráció szavatolja. Hasznos, bár kevésbé kihasznált tulajdonságai közé tartozik, hogy univerzális soros csatolón (USB) keresztül számítógép segítségével is rögzíthetők a mérési eredmények, így azokkal számítások végezhetőek, menthetőek stb. Mód van arra is, hogy rádiójelek segítségével (Bluetooth) történjen meg a mérési adatok továbbítása a számítógép és a mérőrendszer között, ezt azonban a megfelelő céleszközök hiányában nem alkalmazzuk.

### 2.2.2.3 Az ionizációs kamra

Az alkalmazott röntgenparaméter-mérő műszerhez csatlakoztatható egy Wellhöfer gyártmányú, DCT-10-RS típusú, ún. ceruzakamra is, melynek köbtérfogata  $4,9 \text{ cm}^3$  és 100 mm hasznos hosszal rendelkezik. Ezzel az ionkamrával (2. ábra) végezzük a dózisméréseket levegőben és a PMMA fantomban egyaránt, az átvételi vizsgálatokkor.



2. ábra: Szabványos, 100 mm hasznos hosszúságú ionizációs kamra

A mérőműszert a gyártói kalibráció során ellenőrzik és az adott gyári számú kamrához meghatározott kalibrációs faktort eltárolják a memóriájában. A SEFO laboratóriumában használt ionizációs kamrák, gyártó által megadott pontossága  $\pm 2,4 \%$  (legfeljebb  $\pm 5 \%$ ) vagy  $\pm 16 \mu\text{Gycm}$ ,  $4 \mu\text{Gycm}$ ... $35 \text{ MGycm}$  mérési tartományban.

### **3 A CT berendezéseken végzett átvételi vizsgálatok értékelése**

A vizsgálatokat a Nemzetközi Szabványügyi Testület (IEC) jóváhagyó közleménnyel, magyar szabványként honosított 61223-3-5 számú szabványa (továbbiakban: szabvány) szerint végzi a SEFO laboratóriuma.

Az átvételi vizsgálatok jegyzőkönyveiben rögzített mérési pontok:

- A dokumentáció vizsgálata, melybe beletartoznak a gyártói átadás-átvételi jegyzőkönyvek, felhasználói kézikönyvek stb.;
- Páciensasztal mozgatásának pontossága, a szabvány 5.1 szakasza szerint (legfeljebb 0,5 mm eltéréssel megegyezett a kijelzett és a mért érték),

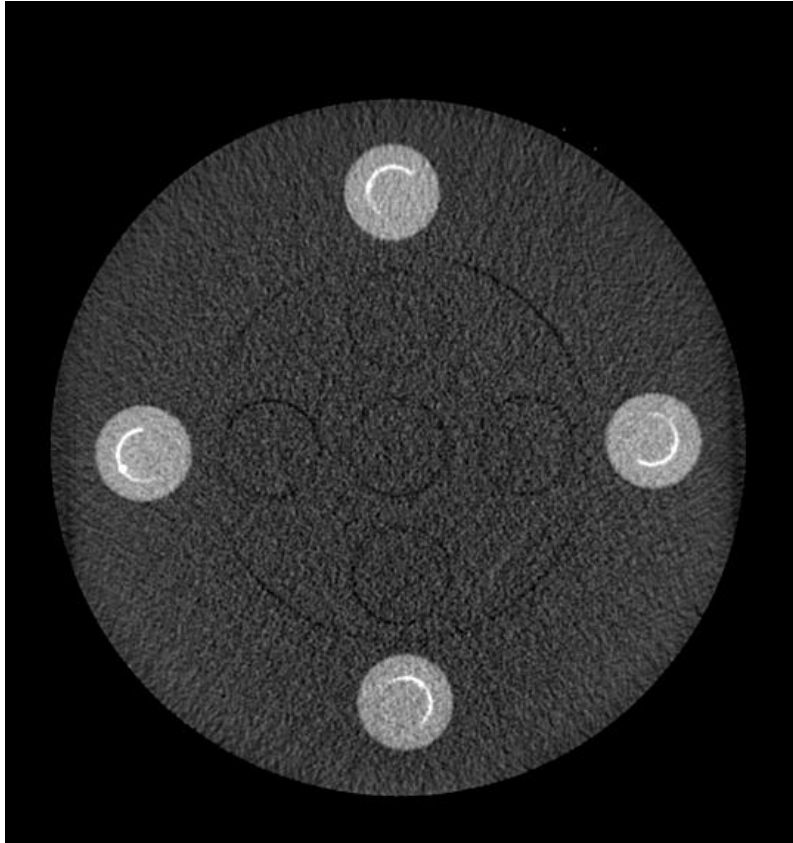
mindegyikében, minden berendezés megfelelt az ellenőrzések során.

A továbbiakban pontokba szedve és részletes magyarázattal mutatom be a szabvány egyes szakaszai szerint a mérési eredményeket és értékelem azokat.

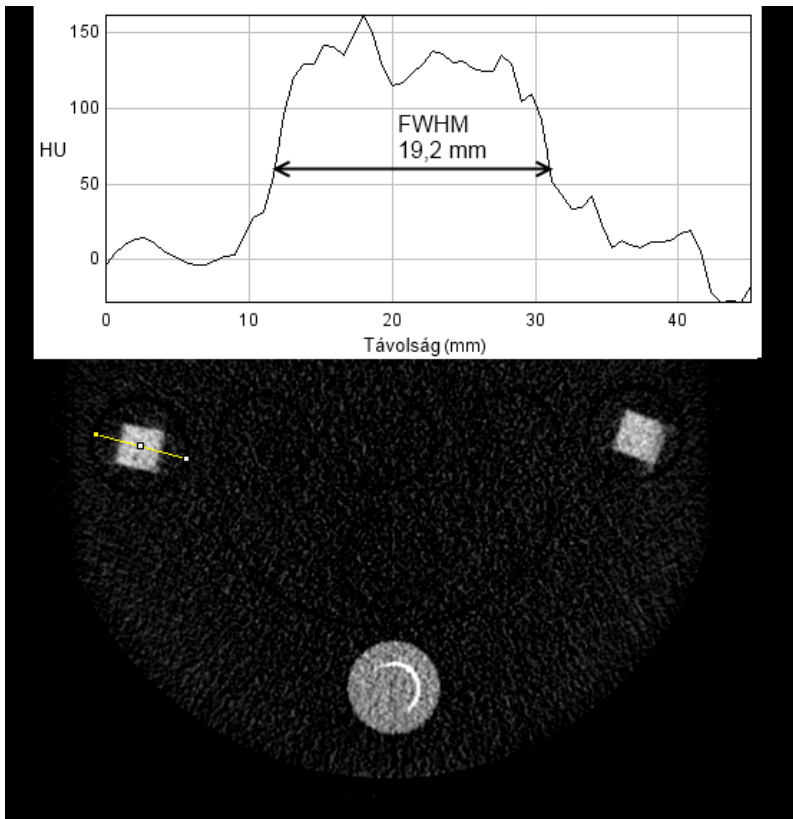
#### **3.1 A tomográfias szeletvastagság mérése**

Ezt a vizsgálatot a szabvány 5.3 szakasza szerint végezzük. A méréshez Gammex gyártmányú, RMI 461A típusú, vízdenzitású fantomot használunk, amelybe beilleszthető egy, a szeletvastagság ellenőrzését szolgáló,  $26,6^\circ$ -os szögben megdöntött alumínium mérőék. Ennek részletes ismertetése a Radiológiai Közlemények című folyóiratban található [29]. A fantom megfelelő pozicionálását előzetesen el kell végezni. Ehhez négy, acélgömbökkel jelölt fémhuzalt használunk, melyek helikális elrendezésűek a betétekben, menetemelkedésük  $360^\circ$ -on 20 mm. A következő ábra (3. ábra) szemléltet egy megfelelő pontossággal pozicionált fantomot, itt jól látszanak a spirálon elhelyezett acélgömbök, valamint a spirál, aminek a fele látszik. A szeletvastagság értéke tehát kb. 10 mm.

A szeletvastagság mérése pontosabb az alumínium mérőékkal, a nagyobb pontosság érdekében kettővel. Ezek a dőlésszögük miatt éppen kétszer akkora méretűek lesznek a felvételen, mint amekkora a valódi szeletvastagság (4. ábra), mivel  $26,6^\circ$  tangense 0,50. Az ábrán látszik az is, hogy a bal oldali mérőék oldalaival párhuzamosan rajzolt profil mentén végeztem a mérést. A kijelölt vonalnak megfelelő képpontok pixelértékeit ábrázolva a hely függvényében, az ábra felső részén látható görbe adódott, melynek félértékszélességének (FWHM) fele adja tehát a mért szeletvastagságot.



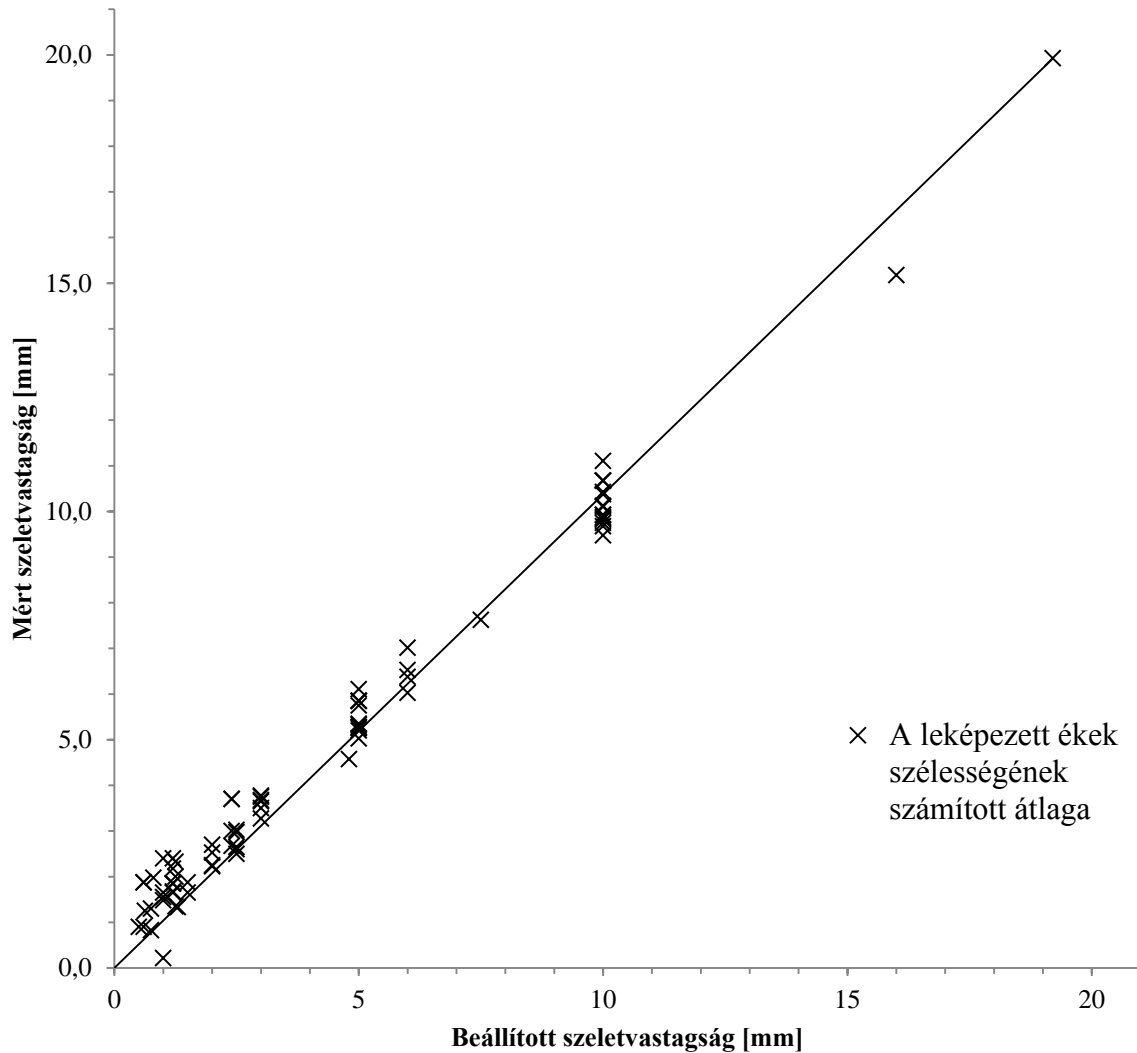
3. ábra: A fantom helyes beállításának ellenőrzését szolgáló betétek



4. ábra: A beállított 10 mm-es szeletvastagság mért értéke kb. 9,6 mm



A felvételeket legtöbbször a jellemző hasi paraméterekkel készítettük (130 kV  $\pm$  10 kV; 200 mAs  $\pm$  150 mAs), ezeket külön nem tüntetem fel az alábbi ábrához, ezek megfelelnek a képalkotáshoz és csak elhanyagolható mértékben befolyásolják a felvételek minőségi értékelését.



5. ábra: A mért szeletvastagság, a CT berendezésen beállított szeletvastagság függvényében

A fenti (5. ábra) ábrán látható, hogy a mért és beállított szeletvastagságok nem térnek el egymástól jelentősen. Az összes CT-berendezés teljesítette a szabvány szerinti specifikációt, a  $\pm$  1,0 mm-t. A legnagyobb eltérés  $\pm$  1,1 mm volt, 2 mm-nél nagyobb szeletek esetén, mely még elfogadható, mivel a mérési módszer becsült pontossága kb.  $\pm$  0,2 mm. A 2 mm-nél kisebb szeletek vizsgálatakor a fantom betétjében található ék vastagsága okoz jelentősebb járulékos mérési hibát, emiatt rendszeresen nagyobbak adódtak a mért értékek a helyes értéknél, ez tehát szisztematikus hiba. A mérési módszer továbbá nagyon érzékeny a helyes

geometriai beállításra is, a legtöbb alkalommal sajnos nem áll rendelkezésre pár óránál több ahhoz, hogy az összes mérést elvégezzük, ezért a hozzávetőleg helyes beállítás is elfogadható, a vékonyabb szeletek vizsgálatakor nem-megfelelőséget emiatt nem állapíthattunk meg egyetlen alkalommal sem.

Megjegyzendő, hogy ez, a felvételeken értékelt szeletvastagság nem egyezik meg egzakt módon sem a névlegesen mérhető (a dózisprofil meghatározásából adódó) effektív nyalábszélességgel, sem a nyalábszélességet egyébként leíró összes szeletszám összegzett szélességével. Az eltérés oka, hogy a z-tengely mentén meghatározott dózisprofil az FWHM jellemzi, ez mindenképpen legalább olyan széles a penumbra miatt, mint a detektorok összes szélessége, ugyanakkor nem feltétlenül egyezik meg a projekciókból nyert adatokból rekonstruált felvételeken mérhető szélességgel.

### 3.2 A zaj, átlagos CT szám és az egyenletesség értékelése

A szabvány 5.5 szakasza szerint kell elvégezni ezt a vizsgálatot, a méréshez a RMI 461A típusú fantomot használjuk. E vizsgálatnál a legfontosabb felvételi paraméterek: a csőfeszültség, a csőáram-idő szorzat, a szeletvastagság és az ehhez tartozó konvolúciós kernel. Ez utóbbi azért bír külön jelentőséggel, mert a CT berendezések által a projekciók során generált nyers adatokat több módon is visszavetíthetjük, ahol lehetséges volt, ott az alapbeállítás szerinti élkimelő (feluláteresztő) és élsimító (aluláteresztő) konvolúciós kernelt alkalmaztuk. A képek kiértékeléséhez használt tárgyérdekű tartományok (ROI), a szabványban megjelölt méretnek, alaknak és elhelyezkedésnek megfelelőek.

Az összes CT berendezés a képalkotás során, az egyes projekciókban, tulajdonképpen a nyaláb intenzitását méri. Ez kifejezhető az alábbiak szerint [2], monokromatikus nyaláb és homogén tárgy esetén:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}, \quad (14)$$

ahol:

$I_0$ : a pontszerű forrásból kilépő sugárnyaláb intenzitása;

$\mu$ : az anyag lineáris sugárgyengítési együtthatója;

$d$ : az adott anyag vastagsága;

$I$ : az anyagon áthaladt nyaláb intenzitása.

Ekkor a lineáris sugárgyengítési együttható értéke meghatározható:

$$\mu = \frac{1}{d} \ln \frac{I_0}{I}, \quad (15)$$

Abban az esetben, ha az inhomogén objektumot polikromatikus nyalábbal vizsgáljuk, a fenti képlet módosul:

$$I = \int_0^{E_{\max}} I_0(E) \cdot e^{-\int_0^d \mu(E) ds} dE, \quad (16)$$

az  $I_0$  és  $\mu$  mint a foton energiájától függő mennyiségek szerepelnek, ezért a sugárgyengítési együttható csak tomográfias mérés segítségével határozható meg. A CT berendezésekkel végzett méréseknél a lineáris sugárgyengítési együttható nem csupán az energiától és a helytől függ, hanem az idő függvényében is változhat (kontrasztanyag vizsgálatok), valamint a fiziológias működés is befolyásolja (húgyhólyag, tüdő stb. telítettsége), tehát  $\mu(E, x, y, z, t)$ .

A CT berendezésekkel így a lineáris sugárgyengítési együtthatóval arányos mennyiséget mérünk, és kifejezhetjük egy lineárisan transzformált, ún. CT skála segítségével. A skála mértékegysége a Hounsfield egység (HU), mely a feltaláló után kapta a nevét. A skála a vízre vonatkoztatja az anyagi minőségnek megfelelő lineáris sugárgyengítési együtthatót:

$$CT_{szám} = \frac{\mu_x - \mu_{víz}}{\mu_{víz}} \cdot 1000, \quad (17)$$

ahol:

$\mu_{víz}$  és  $\mu_x$ : az indexben megjelölt anyag lineáris sugárgyengítési együtthatói,  $x$ , mint az ismeretlen anyag azonosítója szerepel az indexben.

A fenti képlet érvényes, ha a levegő sugárgyengítési együtthatója 0, így a levegő HU értéke -1000, míg a víz HU értéke értelemszerűen 0. A régebbi gyártmányú CT készülékek -1024-től...+1023-ig, míg az újabbak +3071-ig képesek skálázni a HU értéket, ez a különlegesen sűrű, csontos állományok esetén fontos, pl. csípőcsontok.

### 3.2.1 Az átlagos CT szám és az egyenletesség értékelése

Az átlagos CT szám<sup>8</sup> mérését a már korábban (lásd: 3.1 szakasz) bemutatott RMI 461A fantommal végezhetjük. A fantomba, annak anyagával azonos, vízdenzitású betéteket helyezve, azokról felvételeket készítve határozható meg.

<sup>8</sup> Az átlagos CT számot a hazai szakmai nyelv „vízközép”-ként is ismeri.

Az átlagos CT szám általánosan meghatározható egy homogén, vízdenzitású fantomról (vagy vízzel töltött vizsgálotestről) készített felvétel-sorozaton oly módon, hogy kijelölünk négy ROI-t, úgy, hogy azok határa 10 mm távolságra legyen a fantom szélétől, a 12, 3, 6, és 9 órának megfelelő pozíciókban és közepén, kb. a fantom sugarának ötödét véve a ROI átmérőjének. A szabvány szerint a fantom közepén mért átlagos érték elfogadható hibája  $\pm 4$  HU, melyet könnyen teljesíthet a legtöbb berendezés.

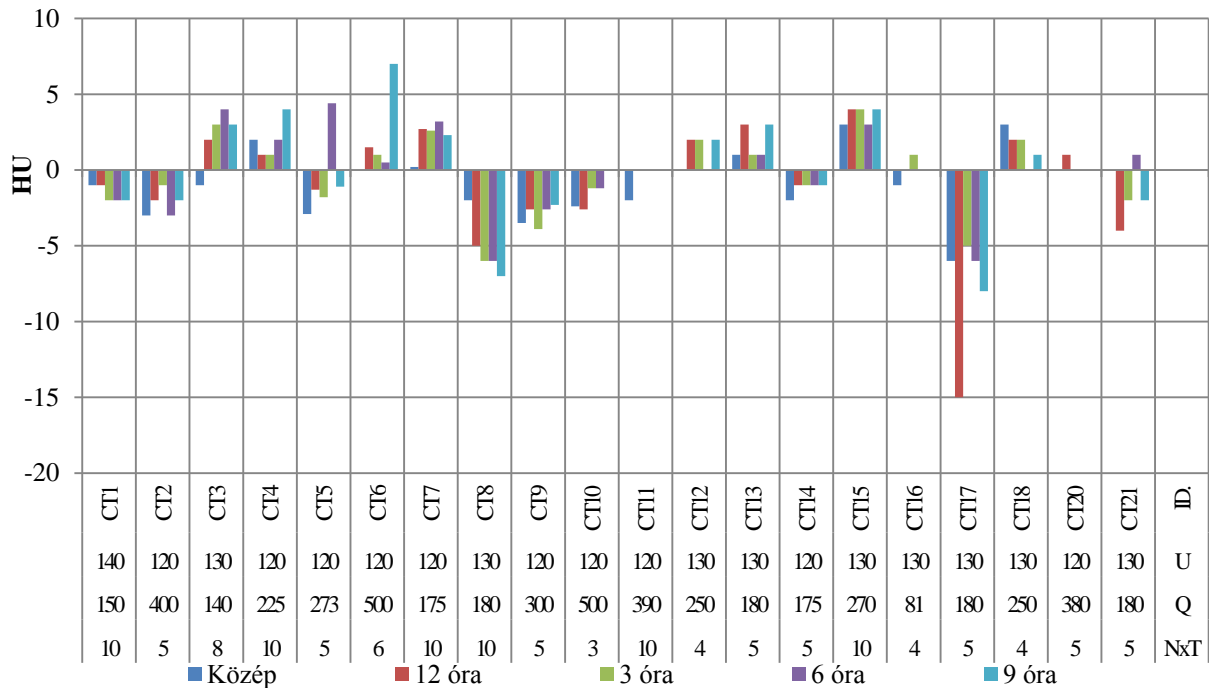
A homogén vizsgálotestekről készített felvételek egyenletessége<sup>9</sup> meghatározható úgy, hogy az összes, a fantom szélénél kijelölt ROI átlagos CT számait vetjük össze a fantom közepén kijelölt ROI-ban mért, átlagos HU értékkel. Az eltérések abszolút értékeit kiszámítva, ezek különbsége 4 HU érték lehet legfeljebb. A CT berendezések által készített felvételek rekonstrukciójának minőségét jól jelzi az egyenletesség. Amennyiben az egyenletesség meghatározásakor a fantom széleinél (3, 6, 9 és 12 órának megfelelő pozíciók) következetesen magasabb értékű eredmények adódnak, akkor az azt jelenti, hogy a fantom külső részének spektrális szűrőhatását a rekonstrukció során alulkompensálja a berendezés. Hasonlóan az iménti megállapításhoz igaz, hogy ha a mért értékek következetesen alacsonyabbak, akkor túlkompensált a fantom spektrális szűrőhatása. Tehát a spektrális szűrés helyes kompenzációja fontos tényező lehet a megfelelő diagnózis eléréséhez, kontrasztanyag vizsgálatoknál és másutt, ahol a fellépő műtermékeket el kell kerülni. Ezt a jelenséget „sugárkeményedés”-ként vagy „felkeményedés”-ként is ismerik, ezt szükséges a képrekonstrukció során kompenzálni (BHC – Beam Hardening Correction).

A következő ábrán (6. ábra) láthatóak a különböző CT készülékekkel készített koponyafelvételek értékelésével nyert átlag CT számok, melyek közül kiemelkedik a CT17 jelzésű (ID), ahol felhívtuk a megrendelő figyelmét, hogy kalibráltassa a berendezést a szervizzel, mert a gyártói specifikációnak és a szabványnak nem megfelelő, az elérhetőnél rosszabb eredmények adódtak. Egyébként fontos megállapítás még, hogy néhány berendezésnél (kiemelten: CT3, CT8 és CT14) megfigyelhető a fantom közepén és szélein egyfajta eltérés a mért HU egységekben a várthoz képest, a CT8 és CT17 készüléknél az egyenletesség sem megfelelő emiatt. Ez a koponyafantom köré helyezett teflongyűrű spektrális szűrőhatásának tudható be, illetve annak, hogy ezt alul- (CT3) vagy túlkompensálják-e (CT14) a képrekonstrukció során. A többi CT készülék esetén a specifikált értékeken belüli eredmények születtek, az egyes szélső pozíciókban mért átlagértékek közti

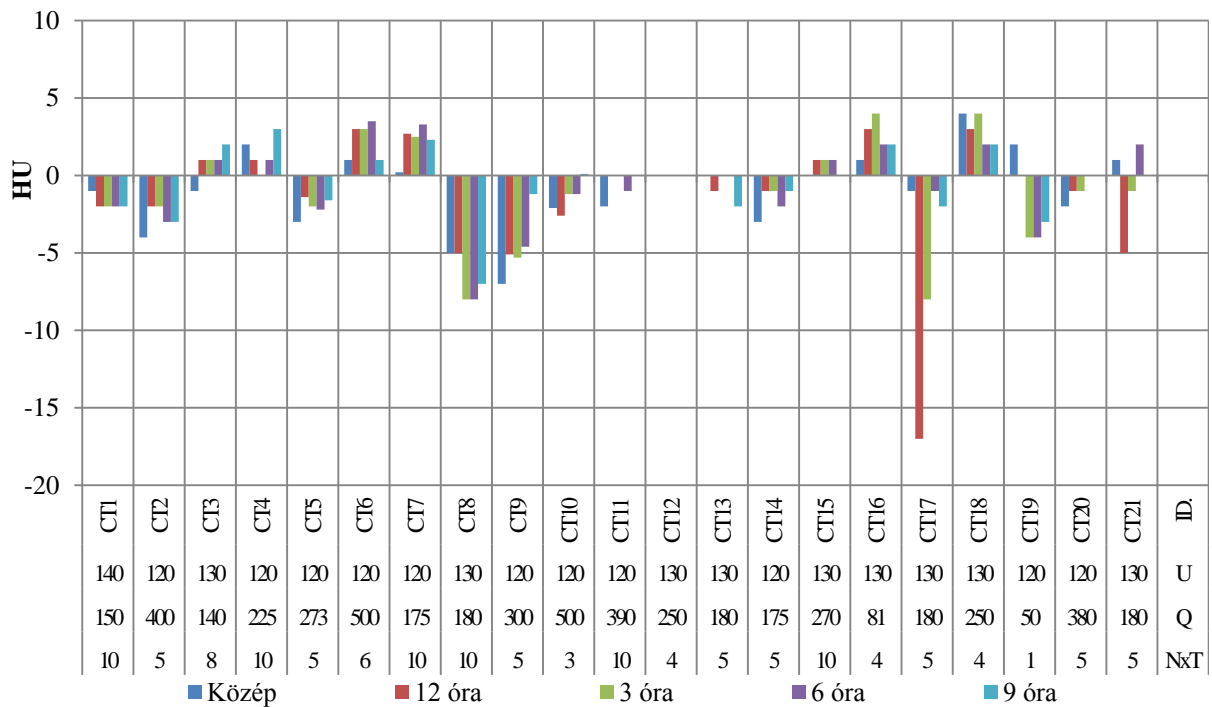
---

<sup>9</sup> Az egyenletesség kifejezés a hazai szakmai nyelvben „uniformitás”-ként is ismerjük, de a „homogenitás” alkalmazása sem tilos, a továbbiakban az egyenletesség kifejezést használom.

eltérés egyszerűen a zajnak tulajdonítható. A CT 19 jelzésű készüléssel nem volt mód kiválasztani a rekonstrukció módját, ezért azt az élkiemelő kernellel rekonstruált felvételeknél szerepeltetem.



6. ábra: Átlagos CT számok koponyafantommal, koponyavizsgálati paraméterekkel, élsimító rekonstrukcióval; az U kV, Q mAs, N×T pedig mm egységekben értendő

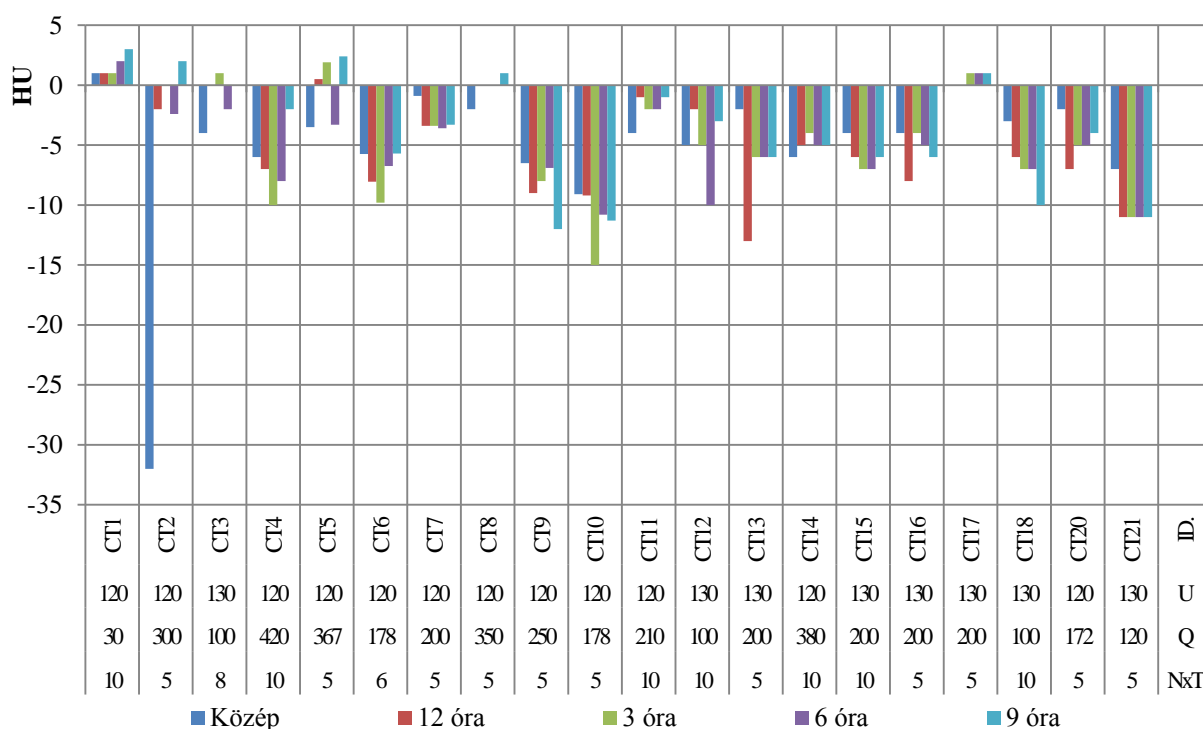


7. ábra: Átlagos CT számok koponyafantommal, koponyavizsgálati paraméterekkel, élkiemelő rekonstrukcióval; az U kV, Q mAs, N×T pedig mm egységekben értendő

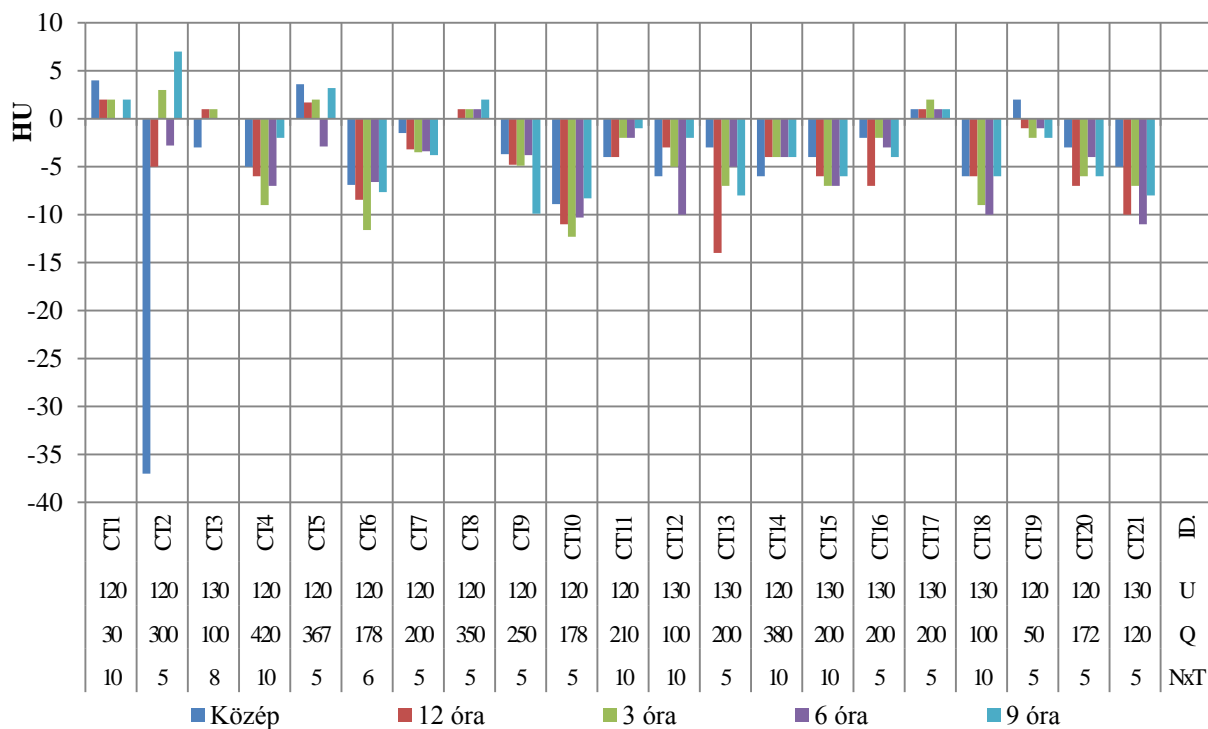
Az előbbi mérési ponthoz hasonló mérési elrendezésben és paraméterek mellett a nyers adatok rekonstruálhatóak élkemelő kernellel is. Ezen rekonstrukcióval hasonló eredmények mutatkoznak (7. ábra), tehát az egyes ROI-k átlagos CT számai itt is megfeleltek a specifikációnak, kivéve a CT8, CT9 és CT17 jelzésű berendezéseket.

A CT12 azonosítójú berendezésnél is születtek mérési eredmények, de egész számra kerekítve 0 HU értékek adódtak.

Lényegében azonos mérést kell végezni testfantomon, tehát meghatározandó az egyes ROI-k területén a Hounsfield egységek átlaga. A 8. ábra jól mutatja, hogy a 33 cm átmérőjű, vízdenzitású testfantommal végzett mérésekkel, élsimító kernellel rekonstruálva a felvételeket nyolc berendezés, e vizsgálati pontnak nem-megfelelőségét lehetett megállapítani és felhívni erre a felhasználó figyelmét. További kiemelő hiba a CT2 jelzésű berendezésnél volt, ahol jócskán a tűrésen kívüli értéket mértünk, -32 HU-nak adódott a fantom közepén mért átlagos CT szám, ugyanakkor a fantom szélein mért értékek szerint a felvételezett vizsgálat helyesen, vízdenzitásúnak mutatkozott. Erről tájékoztattuk a felhasználót, de mivel speciálisan kardiológiai alkalmazású a berendezés, szívkoszorúér vizsgálatokhoz használják, ezért nem tekintette azonnali intézkedést igénylőnek a kiugró eredményt.



8. ábra: Átlagos CT számok testfantommal, általános hasi vizsgálati paraméterekkel, élsimító rekonstrukcióval; az U kV, Q mAs, N×T pedig mm egységekben értendő



9. ábra: Átlagos CT számok testfantommal, általános hasi vizsgálati paraméterekkel, élkiemelő rekonstrukcióval; az U kV, Q mAs, N×T pedig mm egységekben értendő

A kalibráció tizenkét CT esetén nem volt megfelelő, holott a legtöbb gyártó az automatikus víz-kalibrációhoz biztosít kalibráló fantomot és ezek a berendezések csak az automatikusan elvégzett mérést követően teszik lehetővé a betegvizsgálatot. Ez a kalibráció tehát a napi rutin része kell, hogy legyen a legjobb képminőség elérése érdekében.

Az előbbi ábrán (9. ábra) jól látható, hogy néhány berendezés (a CT1, '3, '5, '7, '8, '11 jelzésűek), amelyekkel a felvételek eltérő módon lettek rekonstruálva, ugyanúgy teljesítik az elvárható értékeket, mivel helyes volt a kalibrálásuk, függetlenül a rekonstrukciótól. Ugyancsak megfelelő volt még a 19 jelű készülék is. Ez a megállapítás mindenképpen igaz a klinikai gyakorlatban is gyakran alkalmazott 5...10 mm-es szeletvastagságok esetén. A CT2 jelzésű készülékkel kapcsolatban már tárgyalt hiba itt is fennáll, a fantom közepén kapott -37 HU egységénél jobb eredmény is mérhető lenne helyes beállítással.

Természetesen azoknál a berendezéseknél, ahol a felvételek egyenletessége nem volt megfelelő, értelemszerűen jeleztük a helyesbítő intézkedések szükségességét.

### 3.2.2 A zaj értékelése

A CT berendezésekkel készített felvétel-sorozatok zajossága értékelhető a szabvány 5.5.4 szakaszának megfelelően. Az ajánlás szerint olyan ROI-t kell kijelölni, melynek átmérője a fantom (ugyancsak koponya- és testfantom) átmérőjének 40 %-a. Több

rekonstrukcióval, jellemző hasi- és koponyafelvételi paraméterekkel kell a vizsgálatot elvégezni.

A dózis csökkentése, négyzetgyökösen fordítottan arányos a kép zajosságával, vagyis:

$$\frac{\sigma}{N} = \frac{1}{\sqrt{N}} \propto \frac{1}{\sqrt{D}} \propto \frac{1}{\sqrt{Q}}, \quad (18)$$

ahol:

$\sigma$  : a voxelekben mért foton-szám szórása, vonatkoztatva azt

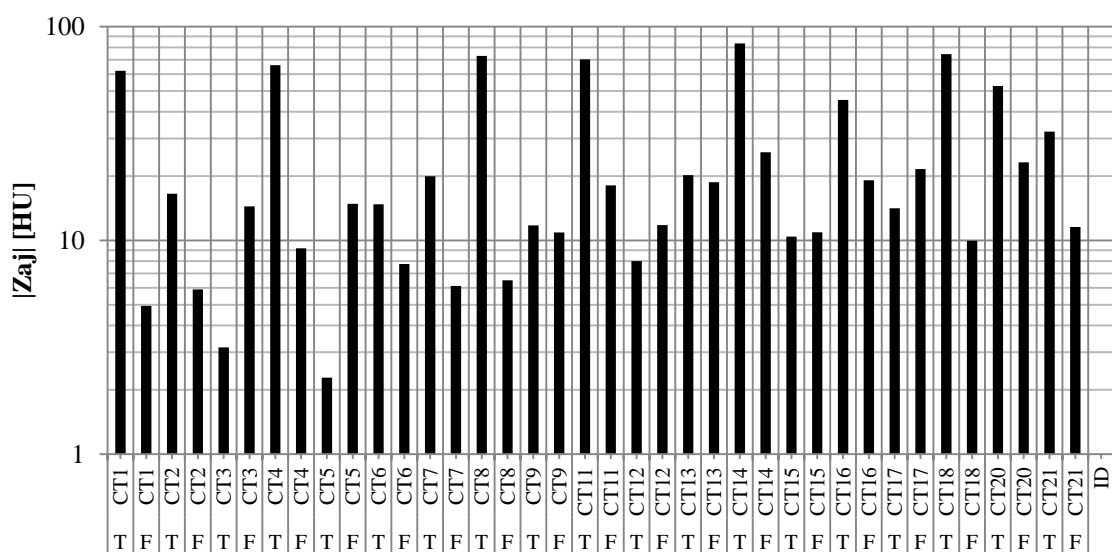
$N$  : az egy voxelben mért foton mennyiségére, amely a lokális dózissal arányos, így

$D$  : a voxelben elnyelt dózis, amely értelemszerűen lineárisan arányos

$Q$ -val, amely itt is a csőáram-idő szorzat.

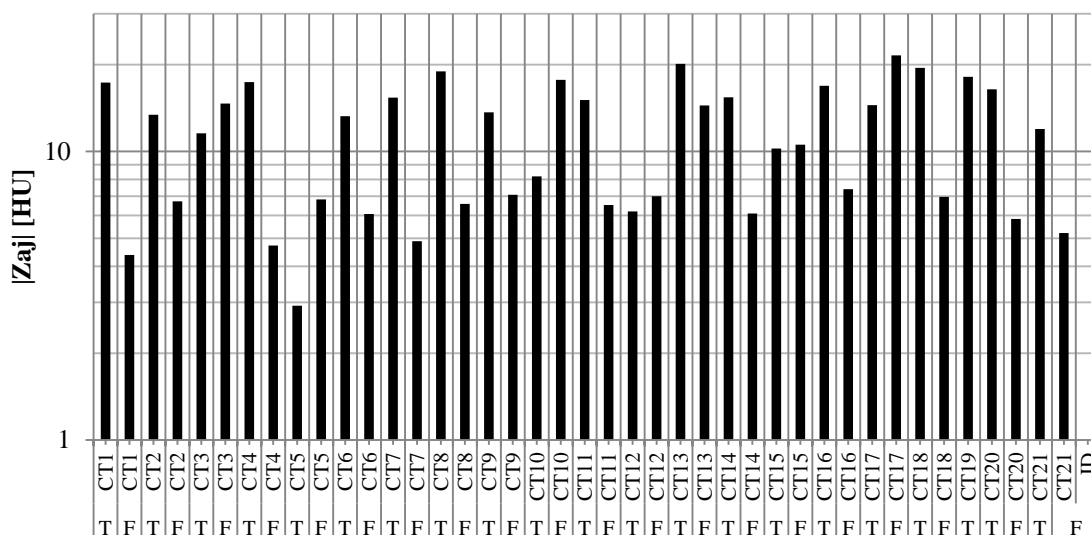
Tehát ha a dózist, amellyel eddig dolgoztunk és alkalmaztuk a képalkotáshoz, a felére csökkentjük, akkor a fenti egyenlet és a tapasztalat szerint is növekszik a felvételeken mérhető zaj, kb. 40 %-kal. A felvételek zajosságának ismerete azért is fontos, mert ha tudjuk, hogy egy adott felvétel az általánosan használt klinikai paraméterek mellett nagyon zajos, de egy nehezen elkülöníthető (alacsony kontrasztú) léziót igyekszik a radiológus diagnosztizálni, amelynek a HU értéke csak kis mértékben tér el a környezetében mérhető szövetekétől, akkor kompromisszumos megoldásként kénytelenek vagyunk a dózist növelni.

A zaj tehát meghatározható a közepén kijelölt ROI-ban mért CT számok szórását kiszámítva, amennyiben lehetséges, több szelet átlagában. Az alábbi két ábrán láthatóak az élkiemelő (10. ábra), illetve élsimító (11. ábra) visszavetítéssel mért CT számok.



10. ábra: Az egyes CT berendezések felvételein mért zaj, élkiemelő szűrést alkalmazva; a vízszintes tengelyen a CT azonosítója, illetve a fantom (F=fej~; T = testfantom)





11. ábra: Az egyes CT berendezések felvételein mért zaj, élsimító szűrést alkalmazva, tipikus hasi, illetve koponyafelvételi paraméterekkel; a vízszintes tengelyen a CT azonosítására szolgáló szám, illetve a méréshez használt fantom (F=fej~; T = testfantom)

Sajnos szinte soha nem állt rendelkezésünkre megfelelő információ arra vonatkozólag, hogy mi a gyártó által specifikált zaj, ennek értelmében tehát nem volt lehetőség egy adott berendezés nem-megfelelőségének megállapítására, továbbá a szabvány sajnos csak azt az ajánlást teszi, hogy a mért érték  $\pm 15\%$ -nyival térhessen el a gyártó által specifikálttól.

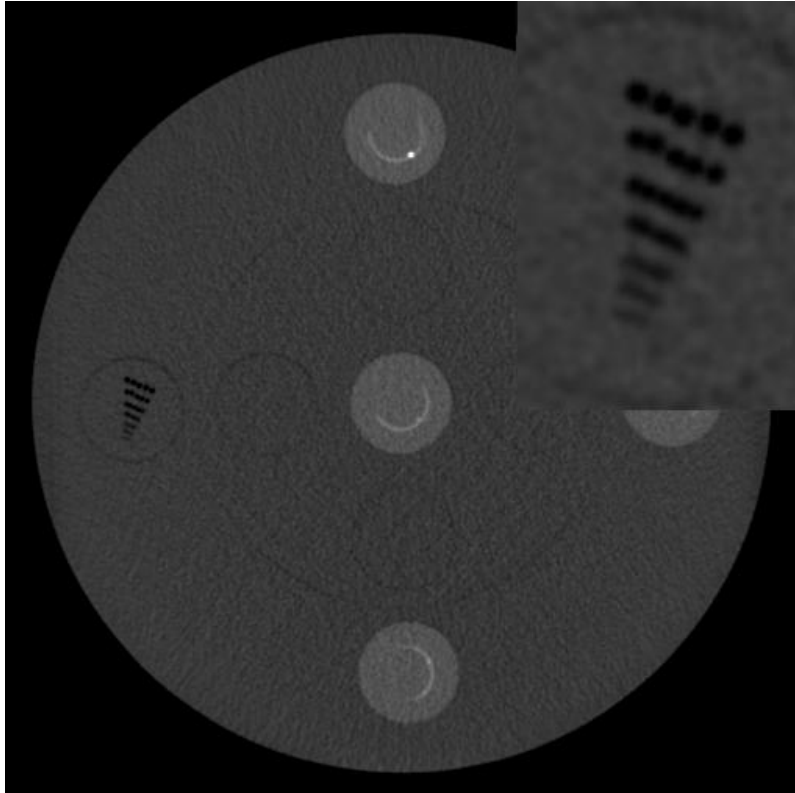
Megjegyzendő, hogy a további minőségügyi vizsgálatok keretében mért értékek jó egyezést kell, hogy mutassanak az átvételi vizsgálatkor meghatározottakkal. Amennyiben a felvételek zaja növekszik, jelezheti, hogy a képalkotó rendszer detektorai meghibásodtak, vagy a röntgenső előregedett és sugárzás-kibocsátása csökkent. Hasonlóan az előbbihez, ha a zaj az átvételi vizsgálatkor mérthez képest kisebb, akkor a dózis növekedésére érdemes további figyelmet fordítani és ionkamrával ellenőrizni a röntgenső által leadott dózist.

### 3.3 Térbeli felbontás

A térbeli felbontás vagy magas kontrasztú felbontás meghatározásakor a szabvány szerint célszerű a modulációs átviteli függvényt<sup>10</sup> felvennünk, de ha nem áll rendelkezésre más módszer, akkor alkalmazhatunk kevésbé kifinomult technikákat is ennek meghatározására. Sajnos az OSSKI SEFO laboratóriumi készletében nincs olyan vizsgálótest, amellyel ezt a függvényt módunk lenne meghatározni CT berendezéseknél, de a már említett

<sup>10</sup> A modulációs átviteli függvény, vagyis MTF (az angol Modulation Transfer Function nyomán); Egy tetszőleges képalkotó rendszer minőségi jelzője. Definíció szerint a pontszórás-függvény (PSF – Point Spread Function) Fourier-transzformáltjával meghatározható az MTF, de meghatározható az élszórás (ESF - Edge Spread Function) deriváltjaként is. Úgy is interpretálható, mint a rendszer sáv szélessége.

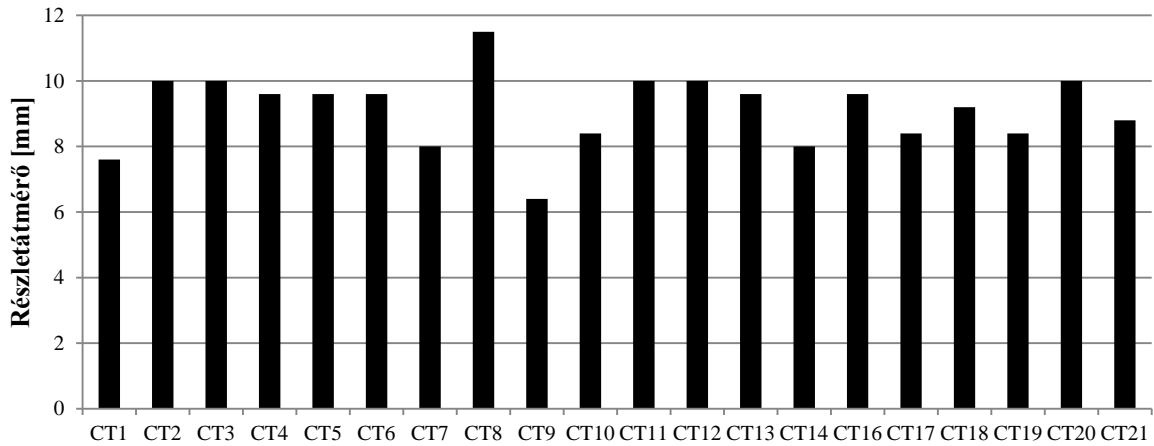
fantomhoz tartozékként van olyan betétünk, aminek segítségével szemrevételezéssel értékelhetjük a térbeli felbontást. Ez a módszer gyorsabb, egyetlen számmal jellemzi a térbeli felbontást<sup>11</sup>, de hátránya, hogy a kiértékelést végző személytől nagyban függ. Az IEC 61223-2-6 szabvány második kiadásában található B jelű függelék szerint ennek a módszernek a reprodukálhatósága közepes, mely annyit tesz, hogy a módszer hibája miatt nehezebb észlelni a térbeli felbontás megváltozását. Ezzel a mérési módszerrel és alkalmazott eszközzel az MTF kb. 5 %-os kontrasztja mellett érzékelt átvitel adható meg, a teljes rendszerre vonatkozóan.



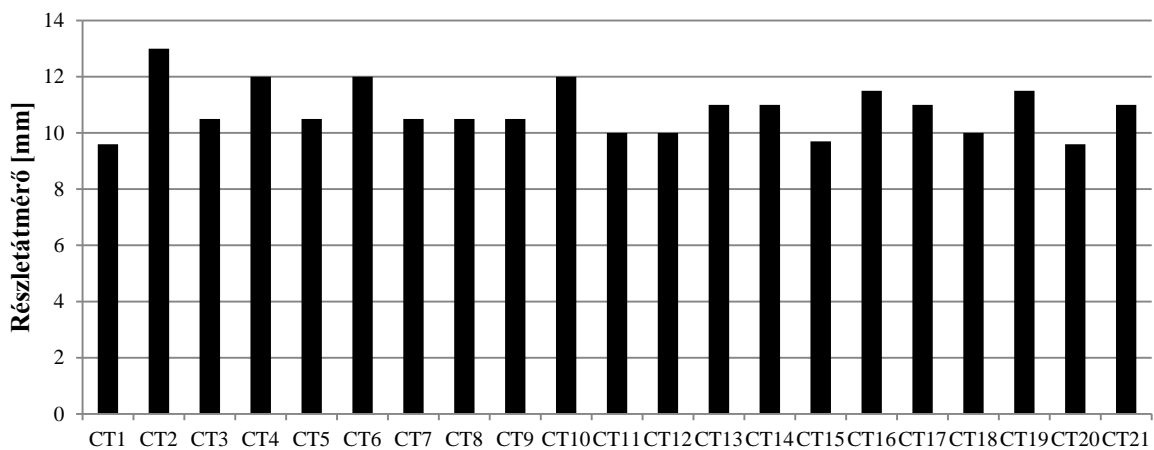
12. ábra: A térbeli felbontás vizsgálatára szolgáló betét; a felbontás értéke leolvasható, a még nem egybemosódó pálcikák láthatósága szerint, itt 1 mm a legkisebb érzékelhető részlet

A fantom térbeli felbontás-vizsgáló betétjében 0,4; 0,5; 0,6; 0,8; 1; 1,25 és 1,5 mm pálcikák találhatóak, a 12. ábra egy ilyen betétről készített felvételt mutat be. A leolvasott értékek egyébként megfelelnek a kb. 5 %-os kontraszt mellett mérhető MTF értékének az eszközzel vizsgálva, az elkülöníthető pálcikáknál. A térbeli felbontás mérését a jellemző klinikai hasi- és koponyaparaméterek beállítása mellett végeztük, a fantomban 5 különböző pozícióba helyezve a vizsgálobetétet. A felvételi paraméterek tehát változatlanok. Az alábbi ábrákon látható, hogy élsimító (13. ábra és 14. ábra) és élkiemelő (15. ábra és 16. ábra) rekonstrukcióval milyen a látható pálcikák átmérőjének átlaga az egyes pozíciókban.

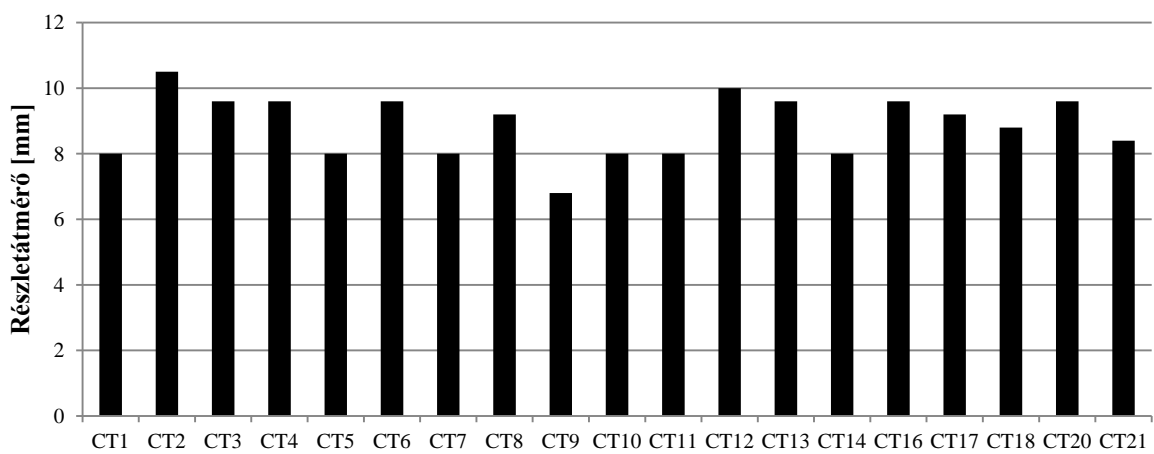
<sup>11</sup> A térbeli felbontás mértékegysége a „hagyományos” projekciós képalkotásban lp/mm, vagyis vonalpár milliméterenként, ugyanakkor a CT-k esetén az lp/cm egység terjedt el, de jellemezhető a részletátmérővel is.



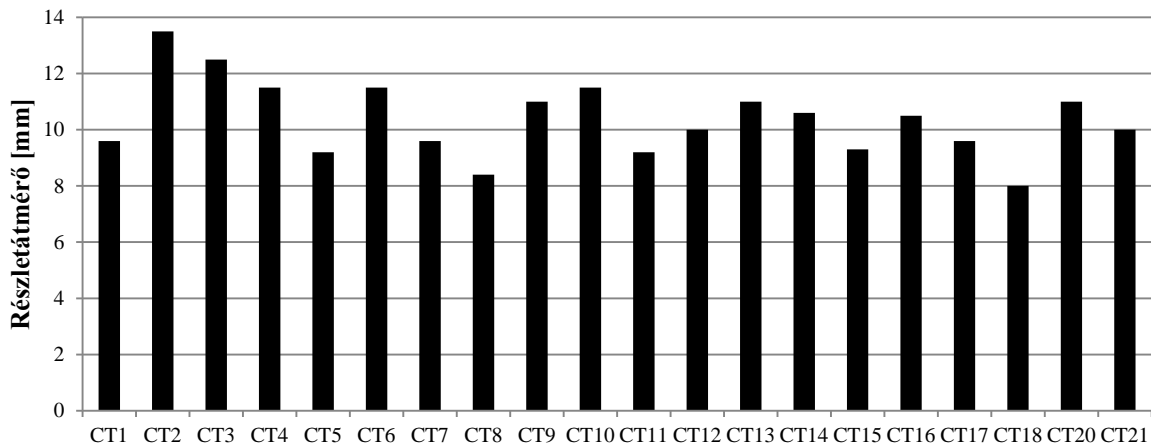
13. ábra: A térbeli felbontás az egyes vizsgált berendezéseknél, fejfantommal, élsimító rekonstrukcióval; a vízszintes tengely mentén jelölve a berendezés azonosítója



14. ábra: A térbeli felbontás az egyes vizsgált berendezéseknél, testfantommal, élsimító rekonstrukcióval; a vízszintes tengely mentén jelölve a berendezés azonosítója



15. ábra: A térbeli felbontás az egyes vizsgált berendezéseknél, fejfantommal, élkemelő rekonstrukcióval; a vízszintes tengely mentén jelölve a berendezés azonosítója

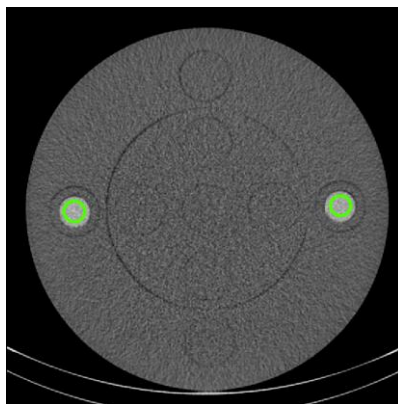


16. ábra: A térbeli felbontás az egyes vizsgált berendezéseknél, testfantommal, élkiemelő rekonstrukcióval; a vízszintes tengely mentén jelölve a berendezés azonosítója

### 3.4 A linearitás értékelése

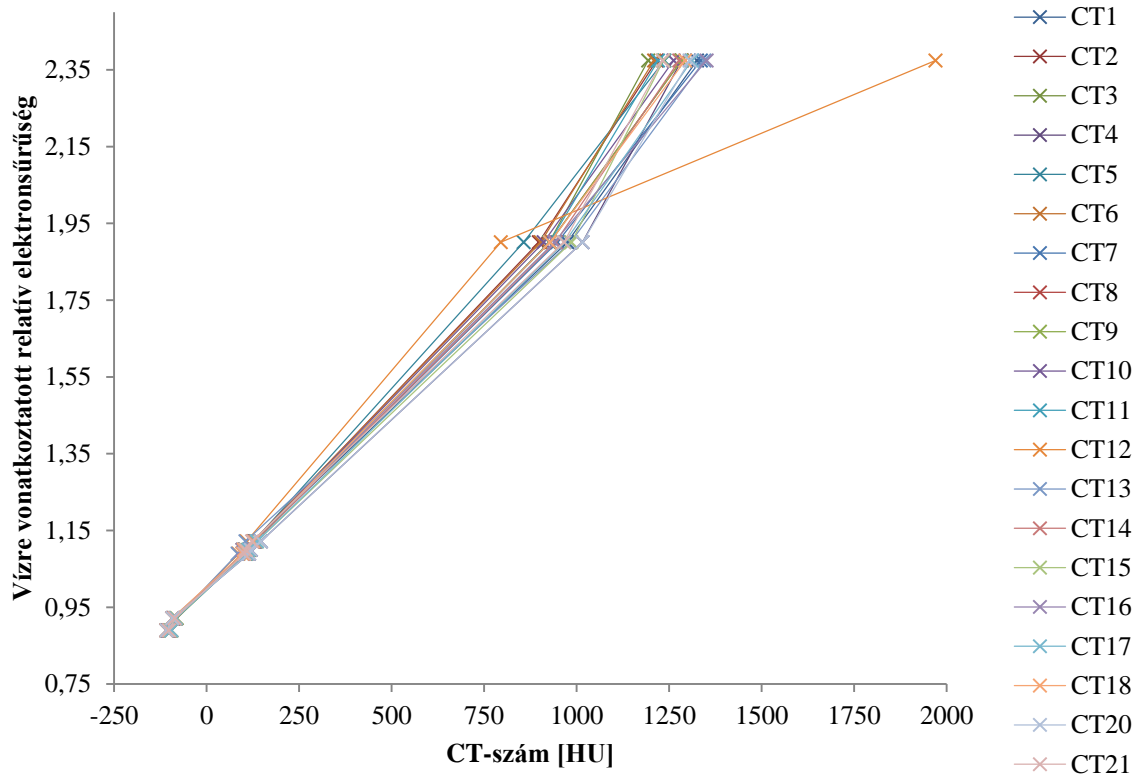
Amint azt a 3.2 szakasz bevezetőjében említettem, a CT berendezések segítségével a lineáris sugárgyengítési együttható mérésére van lehetőségünk és ennek ábrázolására, ennek pontossága nagyobb elektronsűrűségű anyagoknál igen fontos, ha a CT készülékkel készült felvételeket sugárterápiás tervezőrendszerekhez szánjuk használni [30], de gyakran a megfelelő diagnózis felállításához is szükséges, hogy pontos adatokkal rendelkezünk [31].

A linearitás értékelése a szabvány szerint nem előírás, de a fent részletezett okokból a vizsgálólaboratóriumunk fontosnak tartja, hogy ezt a vizsgálatot is elvégezzük. Nyolc különböző betétet (kettesével) helyezve a fantom egy-egy furatába vizsgáltuk a CT számokat test és fejfantommal. Az alábbi felvételen (17. ábra) jól látható a két kijelölt ROI, amelyeken a HU értékek átlagát határoztam meg.

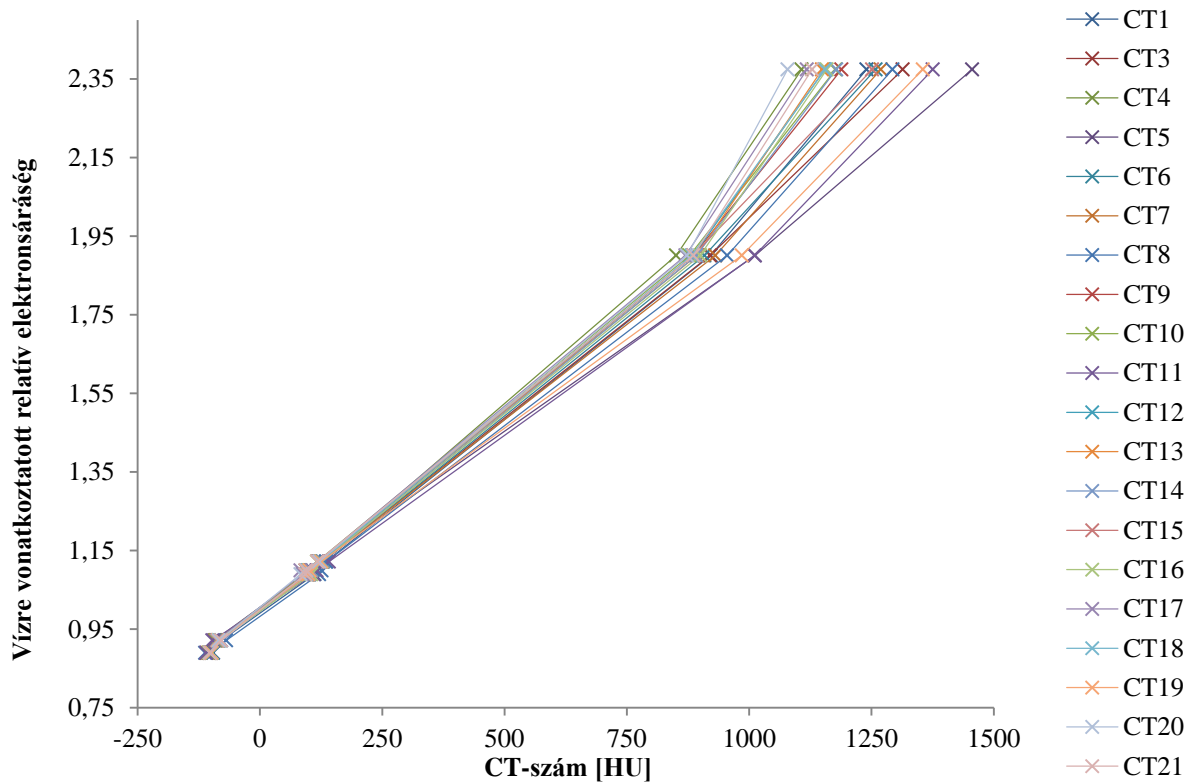


17. ábra: A linearitás meghatározásához használt betétek vizsgálata, két ROI-val (zöld); a bal oldali ROI-ban a mért érték 99,77 HU, míg a jobb oldaliban 102,20 HU (átlag)

Az alábbi ábrákon láthatóak a koponya- (18. ábra) illetve a testfantomba (19. ábra), az ábrán látható módon elhelyezett betétekkel kapott mérési eredmények.



18. ábra: Koponyafantomba helyezett linearitás-mérő betétekkel kapott eredmények



19. ábra: Testfantomba helyezett linearitás-mérő betétekkel kapott eredmények

Az ábrák talán kevésbé szemléltetik helyesen, de a testfantommal vizsgálva mindössze 3 készülék teljesítette a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség (NAÜ) ajánlását, tehát, hogy a mért CT számok  $\pm 20$  HU egység eltéréssel egyezzenek meg a fantom betétje alapján várthoz képest. Ezt az ajánlás feltételül szabja, hogy az adott CT berendezést sugárterápiás tervezéshez használhassák a klinikumban, ugyanakkor hiányossága a fenti méréseknek, hogy nem antropomorf fantommal történtek. A koponyafantomba helyezett betétekkel végzett mérések eredményei talán ezért is mutatnak rosszabb képet, így vizsgálva egyetlen készülék sem teljesítette maradéktalanul a fenti kritériumot.

### 3.5 Dozimetriai értékelés

Amint azt a 2.2 szakaszban jeleztem és leírtam, a legkülönlegesebb módon tárgyalt paraméter a CTDI a diagnosztikai radiológiában. Az átvételi vizsgálatok során meghatározott  $CTDI_w$  értékeket érdemesebb a helyes értéknek tekintenünk, mivel a készülék gyártója által megadott érték vonatkozhat egy adott szériára, típusra is a szabvány szerint, ez megengedett. A  $CTDI_w$  mérését és a készülék adatbázisába történő beírását a gyárban végzik, mivel meglehetősen drága műszereket és felszerelést igényel – valamint nyugodt körülményeket. Mivel ez az előírás meglehetősen laza és az eddigi gyakorlat szerint csupán „tájékoztató jellegű” adatok közlését írta elő a gyártó részére, célszerűtlen ezek felhasználása páciensdózis becslésére és nem a legmegfelelőbb indikátora a leadott dózisanak.

A CTDI mérése a szabvány előírása szerint történt. A legtöbb esetben a beállítható vagy gyakran alkalmazott csőfeszültségek, kollimáció (effektív nyalábszélesség) megadásával történtek a mérések, fej- és testfantomban egyaránt (lásd még: 2.2.2 szakasz). A csőáram-idő szorzat minél magasabb értéke mellett folytak a mérések, mert így növelhető a mérés pontossága, de ennek beállítását a röntgenső terhelhetősége korlátozza. Mivel a csőáram-idő szorzattal lineáris összefüggésben van a mért CTDI értéke, így követve a gyakorlatot 100 mAs egységre vonatkoztatva adom közre az eredményeket.

A következő ábrákon láthatóak a fejfantommal végzett mérések eredményei fekete színnel, a gyártói adatok pirossal kiemelve. Az ábrázoláshoz az eddigi eredményeket úgy csoportosítottam, hogy a névleges nyalábszélesség szerint, majd az adott értékhez tartozó csőfeszültség alapján növekvő sorba rendeztem azokat. A mérési eredményeket két csoportra bontottam, mivel a legtöbb berendezésnél beállítható volt a 10 mm-es szeletvastagság (21. ábra), így ezeket külön ábrázoltam az egyéb nyalábszélesség mellett kapott eredményektől (20. ábra).











Az előbbi ábrák eredményei azt mutatják, hogy a berendezések túlnyomó része az elvárható pontossággal jelzi ki a súlyozott dózisindex értékét, de 17 mérési pontban (lásd: 2. táblázat) a 136-ból, a tűrésen kívüli eredmények adódtak. A szabvány szerint 20 %-os (vagy a gyártó által megadott hiba) még elfogadható. Ennek megfelelően ábrázoltam az ionizációs kamra mérési bizonytalanságát (fekete színnel) és a fenti hibát (piros színnel) egyaránt, az egyes mérési pontokban. Egy berendezésnél sajnos súlyos mértékben tértek el a mérési eredmények a kijelzettől (CT 19), szisztematikusan a 65 %-át mértük a kijelzett értéknek. Erre közvetlenül a gyártó figyelmét hívtuk fel, mert ez igen súlyos mértékű hiba, azonnali beavatkozást igényelt.

2. táblázat: A súlyozott CTDI értékét hibásan jelző berendezések és konfigurációk; a pontos értékeket lásd a 31...34. oldal ábráin

CT ID.	4	4	5	8	8	8	8	9	14	14	16	16	16	16	17	18	21
fej/ test	T	T	F	F	F	T	T	F	T	T	F	F	F	F	F	T	T
U (kV)	120	120	80	120	140	80	100	120	120	120	130	130	130	130	140	120	80
Q (mAs)	210	100	250	350	350	220	220	300	1078	1078	270	270	270	270	100	100	210
NxT (mm)	10	10	10	5	5	5	5	12	5	10	19,2	16	10	2,4	10	10	10

A kijelzett értékek pontatlanságát nem csoportosítottam aszerint, hogy a kijelzett érték alatti eredményt mértünk (összesen 15 mérési pont) vagy afelettit (10 mérési pontban), ugyanis egyik sem helyes. Ha nagyobb a kijelzett érték, mint a mért érték, akkor komolyabb félreértések adódhatnak ebből és rosszabb minőségűnek látszik a berendezés, mint amilyen minőségű egyébként. Amennyiben azonban a kijelzett érték a tényleges alatti, akkor a vizsgálatot az adott berendezéssel különösebb megfontolás nélkül megismételhetik, ez szintén félreértés alapja lehet. A berendezés jelzése alapján a további vizsgálatokra ekkor még van lehetőség, hiszen a hiba miatt nem fogja vélhetően túllépni a páciensdózis az ésszerű vagy szokásos értéket. Talán jól szemlélteti a CTDI, mint dozimetriai mennyiség alkalmazásának nehézségét, hogy a gyártói adatok és a mért értékek eltéréseinek abszolút értékeiből képzett átlag 17,2 %, az összes adat alapján.

A fent vázolt eredmények szerint is egyértelműen megállapítható, hogy legyen szó akár koponyavizsgálatról, akár a hasi régió felvételezéséről, a páciens dózisterhelése nagyban függ az adott CT berendezés konfigurációjától. A páciens sugárterhelése meghatározható úgy, hogy a súlyozott CTDI ismert értékét, az adott felvételhez használt pitch értékkel együtt behelyettesítjük a 2.2.1.3 szakaszban található, (11) egyenletbe és ennek eredményét a

következő (2.2.1.4) szakaszban található (13)-ba. Ekkor még a topogramon<sup>12</sup> megjelölt anatómiai régió hosszának ismerete szükséges, hogy (13) alapján a dózis-hossz szorzatra eredmény adódjon. A legtöbb CT készülék ezt a paramétert automatikusan kiszámolja, de a páciensdózist egyedileg szükséges megbecsülnünk a (13)-ra kapott eredmény alapján.

A szakirodalomban fellelhető néhány dóziskonverziós tényező [28], melyek segítségével a DLP értékét számíthatjuk át effektív dózissra. Az effektív dózis a legalkalmasabb mód jelenlegi ismereteink szerint az ionizáló sugárzások sztochasztikus hatásának leírására, így megismerhetjük, hogy az adott vizsgálat milyen dózisterheléssel jár, bár hozzá kell tenni, hogy ez a professzionális sugárterhelésre vonatkozik. Érdeemes még tudni, hogy a leírt definíciók alapján a DLP értéke korrelál csupán a páciens dóziséval, de nem írja le azt pontosan. Ugyanazon berendezés, amennyiben két különböző páciens vizsgálatára használjuk, kijelozheti ugyanazt a DLP értéket, de könnyű belátni, hogy az effektív dózis függ még egyebek között az életkortól, a besugárzott szervek méretétől és sugárérzékenységétől egyaránt. Meghatároztak dóziskonverziós tényezőket gyermekek vizsgálataihoz is, MC szimulációk segítségével [32], az eredmények alapján az egyes készülékekkel 2,2...2,5-szeres a koponya és a nyak vizsgálata során az újszülötteleket érő sugárterhelés egy standard pácienshez képest, mely a CT berendezés típusától is függ. A gyakoribb mellkas vizsgálatok esetén e tényező értéke már 1,3 és 2,4 közötti. Megállapítása még a cikknek, hogy úgy megválasztva a paramétereket, mintha felnőttet vizsgálnánk, az újszülöttelek effektív dózisa a 15 mSv-et meghaladó is lehet.

Az előbbi bekezdésekben foglaltak már önmagukban megkérdőjelezhetővé teszik, hogy bárki a dóziskonverziós tényezők alkalmazásához folyamodjon a páciensdózis becslésekor, ugyanakkor tovább nehezíti a számításokat, hogy tapasztalataim szerint a speciálisan pediátriás felvételi protokollok<sup>13</sup> súlyozott dózisindexének meghatározásakor a gyártók vegyesen használnak fej- és testfantomot. Ez a saját tapasztalataim alapján is két-háromszoros hibát eredményezhet a dózis becslésekor<sup>14</sup>, de erre a nemzetközi szakirodalomban is felhívták a figyelmet [28].

---

<sup>12</sup> Előnézeti felvétel, melyet a páciens vizsgálatát megelőzően készítenek, a felvételezni kívánt anatómiai régió pontos megjelölésére szolgál.

<sup>13</sup> Gyermekek felvételezéséhez használt protokoll.

<sup>14</sup> Intézetünk részt vett a hazai, kettős modalitású (PET/CT és SPECT/CT) készülékek CT- dózisaik felmérésében is, melyet a kollégáim szerveztek és magam is részt vettem néhány mérésen. Az ott született mérési eredmények közlése még folyamatban van; Várhatóan az Európai Nukleáris Medicina Egyesület (EANM – European Association of Nuclear Medicine) szaklapjában, az alábbi címmel: Validation of CT doses on hybrid (SPECT/CT and PET/CT) devices. Szerzők: T. Séra, T. Porubszky, Zs. Besenyi, A. Bartha, M. Papós, R. Elek, S. Pellet, L. Pávics.

Összefoglalóan a CT térfogati dózisindexéről, vagy a DLP-ről annyi mondható el, hogy valóban jó jelzőszámai a berendezés által leadott dózisnak, mint műszaki dozimetriai paraméterek, de nem a legkézenfekvőbbek arra, hogy ezek segítségével páciensdózis becsüljünk. Magyarországon egyelőre ez a helyzet még nem megoldott, de a nemzetközi gyakorlatban, ahol a rendszeres minőségbiztosítás megvalósul, felhasználják a DLP értékét a páciensdózis becslésére [33][34], retrospektív dozimetriai elemzések során, a DICOM bejegyzésekből számítva a dózist. Mivel nincs jobb, így kényszerből érdemes csupán alkalmazni a CT dózisindexet a páciensdózis becslésére, ugyanakkor az irányadó szintek meghatározásához való alkalmazhatósága, amíg alkalmasabb dózismennyiség nincs, alapulhatnak ezen. Célszerű, de fenntartásokkal kezelendő tehát, hogy a DICOM bejegyzésekből nyert adatok alapján becsüljünk páciensdózist.

## 4 Következtetések

Az átvételi vizsgálatok mérési eredményei alapján megállapítható, hogy a CT berendezések, néhány kivételtől eltekintve nem feleltek meg maradéktalanul a nemzetközi előírásoknak. Ez a megállapítás a többi modalitásra is túlnyomórészt igaz [35]. Durva hibákat csak néhány esetben tapasztaltunk, de számos esetbenadtunk ki olyan jegyzőkönyvet, amelyre hivatkozva a felhasználó garanciális javítást kezdeményezhetett, ezt tekinthetjük az átvételi vizsgálatok egyik elsődleges hasznaként.

A dolgozatban vizsgált paraméterek elemzése azért is kiemelten fontos, mert a jelenleg alkalmazott dóziskonverziós tényezők hiányosak, mivel csupán egy átlagos (standard), kb. 70 kg tömegű, kb. 175 cm magas, középkorú ember effektív dózisértékét írják le jó közelítéssel, az ettől eltérő esetekre nincsen kielégítő számú adat. Kiemelten fontos lenne elemezni a diagnosztikai vizsgálatok alkalmával a gyermekek sugárterhelését. A CT diagnosztikában a páciensdózis meghatározásához szükséges lenne, hogy a DAP mérésére alkalmas mérőműszerekkel szereljék fel a CT készülékeket, hasonlóan az intervenciós radiológia területéhez, valamint néhány fogászati panoráma és CBCT röntgenberendezéshez. A teljes vizsgálat, egy körülfordulás, de akár az előnézeti felvétel során is meghatározható lenne a dózis, a jelenlegi leírásnál pontosabban, valós időben mért adatokkal. A DICOM bejegyzésekbe is bekerülhet egy átlagos érték, de akár egy egyenlet is, amely a csőáram-moduláció változását írja le az idő függvényében és ez alapján a DAP értéke számítható lenne. Kiküszöbölhető így az összes készülékfüggő paraméter, így a CBCT-k is vizsgálhatóak lennének, valamint a sugárterápiában alkalmazott EPID-ek is. A DAP mindegyiknél egyaránt megfelelné a páciensdózis becslésére, és a dózis indikátoraként is szolgálhatna e mennyiség.

A későbbiekben, a laboratóriumi munka megkönnyítése érdekében célunk, hogy alkalmas felszerelést helyezünk üzembe és így fejlesszük a labor műszerezettségét. Az egyéb modalitások vizsgálatához szükséges fantomokat leszámítva, a CT berendezésekhez szükséges lenne beszerezni a Phantom Laboratory által gyártott CATPHAN 600 vagy 700 típusú fantomot. Ezzel a képminőség pontosabb és részletesebb ellenőrzése mellett lehetőség lenne a továbbiakban felmerülő igényeknek is megfelelni, mivel szerkezeti kialakítása moduláris, tehát később bővíthető különböző kiegészítőkkel. Továbbá fontosnak tartom, hogy a mérőrendszer gyártója által forgalmazott adatgyűjtő- és kiértékelő szoftvercsomagot a laboratórium beszerezze, így lehetőség nyílna arra, hogy egy központi adatbázisban tároljuk az összes mérési eredményt és felhasználhassuk azokat tudományos célokra is.

## 5 Összefoglalás

A CT berendezéseken végzett minőségvizsgálat bizonyítékul szolgál arra, hogy a felhasználó a kívánt specifikációnak megfelelő rendszert helyezett üzembe, valamint hogy az a tervezettnél megfelelően az optimális színvonalon üzemel. A vizsgálat továbbá felméri a rendszerek megismerhető korlátjait. A bemutatott és értékelt módszerek, amennyiben helyesen végzik azokat, átfogó képet adnak a berendezés működésének helyességéről a későbbi klinikai felhasználáshoz.

A dolgozatomban 21 CT berendezésen végzett átvételi vizsgálat mérési adatait értékeltem, és elemeztem a legfontosabb mért paramétereket, a szeletvastagságot, zajt, átlagos CT számot, egyenletességet, a térbeli felbontást, illetve a linearitást. Elemeztem a mérési módszerek hatékonyságát, illetve értékeltem az üzembehelyezett berendezések megfelelőségét és általános színvonalát.

A szabványokba foglalt előírásoknak a legtöbb hazánkban üzembehelyezett berendezés nem felelt meg maradéktalanul, 16 ilyen berendezést ellenőriztünk. Öt készülék volt csak, ami minden tekintetben kielégítette az átvételi vizsgálat alkalmával a minőségi követelményeket. Az elkészített jegyzőkönyvekben tehát szinte mindig szükséges volt valamilyen hiányosságra felhívni a figyelmet. A statisztikai értékelés alapján legtöbbször az átlagos CT szám kalibrációjával volt gond, valamint a felvételek linearitásával. Egy esetben súlyos hiba miatt a gyártó azonnali beavatkozása volt szükséges, a hibás CT dózisindex értéke miatt, mert ennél a berendezésnél 65 %-kal kisebb volt a mért érték a visszajelzettnél. Demonstráltam a mérési eredmények alapján, hogy mi várható el a készülékek által kijelzett dózisindex pontosságától és bemutattam az ehhez kapcsolódó páciensdozimetria és dózis-optimalizáció elméleti hátterét. Jellemeztem a CTDI alkalmazhatóságának korlátosságát, valamint bemutattam az újabban alkalmazott technológiákból adódó nehézségeket.

Az előírások, ajánlások nem tartalmaznak teljesíthetetlen követelményeket, ezért Magyarországon is be kellene őket tartatni, ezzel javítva a sugárvédelemhez társított biztonsági kultúrán. Az átvételi vizsgálat a sugárvédelem egyik alapelveinek, az optimalásnak alkalmazásához tartozó minőségvizsgálatoknak egyik fontos eszköze. Munkámban ismertettem ezen mérések hazai helyzetét és a hibás szemléletmóddal kapcsolatos tapasztalataimat. Amennyiben az átvételi vizsgálat megtörténik és a helyesbítő intézkedések alapját képezi, akkor valóban hozzájárul a sugárvédelem elsődleges céljának eléréséhez, az ionizáló sugárzások, ezen belül a röntgensugárzás biztonságos alkalmazásához.

## 6 Summary

The quality assurance tests performed on CT machines are serving as a proof, that the end user of the product has received a system, fulfilling the criteria of the specifications and that the equipment operates as planned, at the optimal level. The investigation also reveals the limitations of the system. The presented and evaluated methods described, if carried out properly, could show a broad overview of the system's capabilities for later clinical use.

In my thesis I have evaluated the statistical data of acceptance tests, performed on 21 CT machines, analysing the most important parameters, slice thickness, noise, average CT number, homogeneity, spatial resolution and linearity. I have described the effectiveness of the methods used for the measurements and also analysed the general acceptability of CTs installed.

The requirements of the standards were not fulfilled exquisitely by 16 installed machines, countrywide. There were only five CTs which fully qualified every requirement of the acceptance test. Because of the above, in the issued report of the tests, we had to make some remarks in most cases. The most common problems were concerning the water calibration of the equipment and its CT number's linearity. In one case the prompt intervention of the manufacturer was required, because the measured CTDI value was less than the one reported by the machine, by 65 %. Based on the data from the measurements, I have demonstrated what accuracy could be expected from the reported values of the dose index and also presented its related theoretical background and dose-optimisation of it. The CTDI's limited applicability was characterised, along with the difficulties risen from the recently introduced technological developments of computed tomography.

The regulations are not consisted by impractical requirements, because of this, in Hungary these shall be made to be achieved, thus improving the safety culture related to radiation protection. The acceptance test is part of quality assurance, a great tool in the arsenal of the radiation protection principle of optimisation. In my thesis I have presented the actual status of these tests and my experience with the flawed approach. In the case when acceptance testing is performed and serves as the foundation of corrective actions, then it really helps to achieve the primary goal of radiation protection, the safe use of x-rays, and thus the safe use of ionising radiation.



## **7 Köszönetnyilvánítás**

Elsősorban köszönöm édesanyámnak, aki elviselt (egyáltalán). Köszönet illeti továbbá konzulenseimet, Dr. Pesznyák Csillát és Dr. Porubszky Tamást, akik a munkám megírása során támogattak és folyamatosan segítséget nyújtottak, valamint tanácsokkal láttak el. Ha szükséges volt, a leghatékosabb időpontokban is.

Hálás vagyok minden munkatársamnak, de elsősorban az Intézet vezetőjének, Dr. Sáfrány Gézáknak, aki lehetővé tette számomra, hogy a napi munkám mellett tanulhassak, valamint Váradi Csabáknak, aki áldozatos hozzájárulása révén mentesített néhány nehéz feladat alól.

## 8 Rövidítések jegyzéke

Rövidítés	Angol; és feloldása magyarul, a rövidített kifejezés
AAPM	American Association of Physicists in Medicine – Amerikai Orvosfizikusok Társasága
ALARA	As Low As Reasonably Achievable - az ésszerűen elérhető legalacsonyabb
ALARP	As Low As Reasonably Practicable - az ésszerűen alkalmazható legalacsonyabb
BSS	Basic Safety Standards – biztonsági alapszabályzat
CBCT	Cone Beam Computed Tomography – kúpsugarú CT
CT	Computer Tomograph, vagy Computed Tomography - számítógépes rétegfelvétel-készítő röntgenberendezés
CTDI	Computed Tomography Dose Index – CT dózisindex
CTDI <sub>100</sub>	CTDI, 100 mm-nyi integrálási hosszon meghatározva azt
CTDI <sub>vol</sub>	Térfogati CTDI, a pitch-csel korrigált súlyozott index
CTDI <sub>w</sub>	Súlyozott CTDI, a fantom különböző furataiban mért CT <sub>100</sub> súlyozott értéke
DDM/DDM2	Dose Data Med – Orvosi Dózisadatbázis (értelem szerinti fordítás)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine – Digitális képalkotás és kommunikáció a gyógyászatban (vagy másképp orvoslásban); a kifejezésnek nincs magyar megfelelője
DLP	Dose Length Product – dózis-hossz szorzat, a térfogati dózisindex és a szkennhossz szorzata
DRL	Diagnostic Reference Level – diagnosztikai irányadó szint
ED	Effective Dose – effektív dózis (biológiai értelemben)
EPID	Electronic Portal Imaging Device – Elektronikus portálkép-alkotó eszköz
EU	Európai Unió
FWHM	Full Width at Half Maximum – félértékszélesség
IAEA	International Atomic Energy Agency – Nemzetközi Atomenergia Ügynökség
ICRP	International Commission on Radiological Protection – nemzetközi sugárvédelmi bizottság
IEC	International Electrotechnical Commission – Nemzetközi Elektrotechnikai Bizottság
Kerma	Kinetic Energy Released in MAterial – anyag, tömegegységében közölt mozgási energia
MC	Monte Carlo (~ szimuláció; a kaszinóváros után kapta a nevét a fogalom)
MTF	Modulation Transfer Function – modulációs átviteli függvény
NAÜ	lásd IAEA
NCRP	National Council on Radiation Protection & Measurements – nemzeti sugárvédelmi és mérés-technikai bizottság
OEP	Országos Egészségbiztosítási Pénztár
OSSKI	Országos "Frédéric Joliot-Curie" Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézet
PET	Pozitron emissziós tomográfia
PET/CT	PET és CT, kettős modalitású berendezés
PMMA	poli-(metil-2-metilpropénoát), másképp: plexi, Perspex, Plexiglas, akril, poli-metil-metakrilát
ROI	Region of Interest – tárgyérdekű tartomány
RSZK	Radiológiai Szakmai Kollégium
SEFO	Sugáregészségügyi Főosztály
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography – (egy-) fotonemissziós számítógépes rétegfelvétel-készítő berendezés
SPECT/CT	SPECT és CT, kettős modalitású berendezés
TL	Thermolumineszcens (doziméter)
USA	United States of America – Amerikai Egyesült Államok
USB	Universal Serial Bus – univerzális soros busz (vagy csatoló)

## 9 Ábrajegyzék

1. ábra: Szabványos test, illetve fejfantom CT dozimetriához, betétekkel (illusztráció) .....	13
2. ábra: Szabványos, 100 mm hasznos hosszúságú ionizációs kamra .....	14
3. ábra: A fantom helyes beállításának ellenőrzését szolgáló betétek.....	16
4. ábra: A beállított 10 mm-es szeletvastagság mért értéke kb. 9,6 mm .....	16
5. ábra: A mért szeletvastagság, a CT berendezésen beállított szeletvastagság függvényében.....	17
6. ábra: Átlagos CT számok koponyafantommal, koponyavizsgálati paraméterekkel, élsimító rekonstrukcióval; az U kV, Q mAs, N×T pedig mm egységekben értendő .....	21
7. ábra: Átlagos CT számok koponyafantommal, koponyavizsgálati paraméterekkel, élkiemelő rekonstrukcióval; az U kV, Q mAs, N×T pedig mm egységekben értendő .....	21
8. ábra: Átlagos CT számok testfantommal, általános hasi vizsgálati paraméterekkel, élsimító rekonstrukcióval; az U kV, Q mAs, N×T pedig mm egységekben értendő .....	22
9. ábra: Átlagos CT számok testfantommal, általános hasi vizsgálati paraméterekkel, élkiemelő rekonstrukcióval; az U kV, Q mAs, N×T pedig mm egységekben értendő .....	23
10. ábra: Az egyes CT berendezések felvételein mért zaj, élkiemelő szűrést alkalmazva; a vízszintes tengelyen a CT azonosítója, illetve a fantom (F=fej~; T = testfantom) .....	24
11. ábra: Az egyes CT berendezések felvételein mért zaj, élsimító szűrést alkalmazva, tipikus hasi, illetve koponyafelvételi paraméterekkel; a vízszintes tengelyen a CT azonosítására szolgáló szám, illetve a méréshez használt fantom (F=fej~; T = testfantom) .....	25
12. ábra: A térbeli felbontás vizsgálatára szolgáló betét; a felbontás értéke leolvasható, a még nem egybemosódó pálcikák láthatósága szerint, itt 1 mm a legkisebb érzékelhető részlet.....	26
13. ábra: A térbeli felbontás az egyes vizsgált berendezéseknél, fejfantommal, élsimító rekonstrukcióval; a vízszintes tengely mentén jelölve a berendezés azonosítója .....	27
14. ábra: A térbeli felbontás az egyes vizsgált berendezéseknél, testfantommal, élsimító rekonstrukcióval; a vízszintes tengely mentén jelölve a berendezés azonosítója .....	27
15. ábra: A térbeli felbontás az egyes vizsgált berendezéseknél, fejfantommal, élkiemelő rekonstrukcióval; a vízszintes tengely mentén jelölve a berendezés azonosítója .....	27
16. ábra: A térbeli felbontás az egyes vizsgált berendezéseknél, testfantommal, élkiemelő rekonstrukcióval; a vízszintes tengely mentén jelölve a berendezés azonosítója .....	28
17. ábra: A linearitás meghatározásához használt betétek vizsgálata, két ROI-val (zöld); a bal oldali ROI-ban a mért érték 99,77 HU, míg a jobb oldaliban 102,20 HU (átlag).....	28
18. ábra: Koponyafantomba helyezett linearitás-mérő betétekkel kapott eredmények.....	29
19. ábra: Testfantomba helyezett linearitás-mérő betétekkel kapott eredmények.....	29
20. ábra: A mért CTDI <sub>w</sub> értékek, fejfantommal, 1 és 8 mm, valamint 12 és 20 mm közötti kollimációk mellett, 100 mAs-ra vonatkoztatva; NxT mm, U kV egységben értendő.....	31
21. ábra: A mért CTDI <sub>w</sub> értékek, fejfantommal, 10 mm kollimáció mellett, 100 mAs-ra vonatkoztatva; U kV egységben értendő.....	32
22. ábra: A mért CTDI <sub>w</sub> értékek, testfantommal, 1 és 6 mm, valamint 12 és 20 mm közötti kollimációk mellett, 100 mAs-ra vonatkoztatva; NxT mm, U kV egységben értendő.....	33
23. ábra: A mért CTDI <sub>w</sub> értékek, testfantommal, 10 mm kollimáció mellett, 100 mAs-ra vonatkoztatva; U kV egységben értendő.....	34

## 10 Irodalomjegyzék

[1] Wesolowski, J. R., Lev, M. H. CT: history, technology, and clinical aspects *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI*, 26, 376–379. 2005

[2] Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications W.A. Kalender, Wiley-VCH; 2nd edition, 2006

[3] Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom 0022–0027. OJ L 180, 9.7.1997, p. 22–27. 1997

[4] The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection ELSEVIER; Annals of the ICRP 37 (2-4), 2007

[5] McCollough, C. H., Primak, A. N., Braun, N., Kofler, J., Yu, L., Christner, J. Strategies for reducing radiation dose in CT *Radiologic Clinics of North America*, 47(1) , 27. 2009

[6] Thibault, J. B., Sauer, K., Bouman, C., Hsieh, J. High quality iterative image reconstruction for multi-slice helical CT *Proc. Int. Conf. Fully 3D Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine*, 2003

[7] Mattsson, S., Söderberg, M. Radiation dose management in CT, SPECT/CT and PET/CT techniques *Radiation Protection Dosimetry*, 147(1-2) , 13–21. 2011

[8] Kalra, M. K., Maher, M. M., Toth, T. L., Schmidt, B., Westerman, B. L., Morgan, H. T., Saini, S. Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT *Radiology*, 233(3) , 649. 2004

[9] He, W., Huda, W., Magill, D., Tavrides, E., Yao, H. X-ray tube current modulation and patient doses in chest CT *Radiation Protection Dosimetry*, 143(1) , 81. 2011

[10] Huda, W., He, W. Estimating cancer risks to adults undergoing body CT examinations *Radiation Protection Dosimetry*, September 17, 2011 doi:10.1093/rpd/ncr376

[11] Wall, B. F. Ionising radiation exposure of the population of the United States: NCRP Report No. 160 *Radiation Protection Dosimetry*, 136, 136–138. 2009

[12] Radiation Exposure in Computed Tomography Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data, Terminology szerk: H. D. Nagel, CTB Publications, Hamburg; 2002

[13] Giczi Ferenc, Ballay László, Porubszky Tamás, Pellet Sándor Activity of the Hungarian patient dose evaluation program, 11th International Congress of the International Radiation Protection Association; 23-28 May 2004

[14] European guidelines on quality criteria for computed tomography EUR 16262 EN; H-G Menzel, European Commission; 2004

[15] Faulkner, K., Broadhead, D. A., Harrison, R. M. Patient dosimetry measurement methods *Applied Radiation and Isotopes*, 50(1), 113–123. 1999

[16] European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, 4th edition European Commission Directorate-General for Health and Consumer Protection; 2006

[17] Patient dosimetry for x-rays used in medical imaging International Commission on Radiation Units and Measurements; Journal of the ICRU, Report 74; Vol. 5. No. 2. 2005

[18] Medical electrical equipment – Dose area product meters, IEC 60580 International Electrotechnical Commission; Geneva, 2000

[19] Sources and effects of ionizing radiation : United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation : UNSCEAR 2008 report to the General Assembly, with scientific annexes. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation; United Nations Publications, 2010

[20] McNitt-Gray, M. F. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT: Radiation Dose in CT *RadioGraphics*, 22, 1541–1553. 2002

[21] Shope, T. B., Robert, M. G., Gordon, C. J. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography *Medical Physics*, 8(4) , 488. 1981

[22] Medical electrical equipment. Part 2-44, Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography International Electrotechnical Commission. Technical Committee 62 2009

[23] Boone, J. M. The trouble with CTDI<sub>100</sub> *Medical Physics*, 34(4) , 1364. 2007

[24] Spiral and multislice computed tomography of the body C. Engelke, Thieme; 1st edition 2001

[25] Geleijns, J., Salvadó Artells, M., Bruin, P. W. de, Mather, R., Muramatsu, Y., McNitt-Gray, M. F. Computed tomography dose assessment for a 160 mm wide, 320 detector row, cone beam CT scanner *Physics in Medicine and Biology*, 54, 3141. 2009

[26] Status of computed tomography dosimetry for wide cone beam scanners ID McLean; International Atomic Energy Agency; Vienna 2011

[27] Porubszky Tamás, Séra Teréz, Bartha András, Babos Magor, Farkas Gábor, Váradi Csaba, Elek Richárd, Pávics László, Palkó András, Turai István CT készülék dozimetriai vonatkozásainak minőségellenőrzése, XXXVI. Sugárvédelmi Továbbképző Tanfolyam; Hajdúszoboszló 2011

[28] Huda, W., Ogden, K. M., Khorasani, M. R. Converting Dose-Length Product to Effective Dose at CT *Radiology*, 248(3) , 995. 2008

[29] Vittay Pál, Duliskovich Tibor A CT minőségellenőrzése *Radiológiai Közlemények*, 1996. 31, 124–134.

[30] Pesznyák Csilla, Weisz Csaba, Király Réka, Kiss Balázs, Zelić, S., Polgár István, Zaránd Pál Computertomográfias készülékek minőségellenőrzése a besugárzástervezés szempontjai alapján (Magyarországi helyzetelemzés) *Magyar Onkológia*, 53(3) , 247–251. 2009

[31] Mutic, S., Palta, J. R., Butker, E. K., Das, I. J., Huq, M. S., Loo, L.-N. D., Salter, B. J., McCollough, C. H., Dyk, J. Van Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66 *Medical Physics*, 30(10) , 2762. 2003

[32] Khursheed, A., Hillier, M. C., Shrimpton, P. C., Wall, B. F. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations *The British Journal of Radiology*, 75(898) , 819–830. 2002

[33] Tsalafoutas, I. A., Metallidis, S. I. A method for calculating the dose length product from CT DICOM images *British Journal of Radiology*, 84(999) , 236–243. 2010

[34] Jahnen, A., Kohler, S., Hermen, J., Tack, D., Back, C. Automatic computed tomography patient dose calculation using DICOM header metadata *Radiation Protection Dosimetry*, 147(1-2) , 317–320. 2011

[35] Elek Richárd, Porubszky Tamás, Váradi Csaba, Ballay László A röntgenberendezéseken végzett átvételi vizsgálatok tapasztalatai, XXXVII. Sugárvédelmi Továbbképző Tanfolyam; Hajdúszoboszló 2012