

CT-KÉSZÜLÉK DOZIMETRIAI VONATKOZÁSAINAK MINŐSÉGELLENŐRZÉSE

**Porubszky Tamás^{1*}, Séra Teréz², Bartha András³,
Babos Magor⁴, Farkas Gábor⁵, Váradi Csaba¹, Elek Richárd¹,
Pávics László², Palkó András⁶, Turai István¹**

¹*Országos „Frédéric Joliot-Curie” Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézet,
Budapest*

²*Szegedi Tudományegyetem, Nukleáris Medicina Intézet*

³*egyéni vállalkozó*

⁴*Euromedic Diagnostics Magyarország Kft.*

⁵*GE Healthcare*

⁶*Szegedi Tudományegyetem, Radiológiai Klinika*

**levelező szerző – E-mail: porubszky@oski.hu*

Áttekintés

- **A CT-páciensdózisok jelentősége**
- **Célkitűzés**
- **CT-dozimetriai alapfogalmak**
- **Anyagok és módszerek**
- **Az elvégzett dozimetriai vizsgálatok**
- **Mérési eredmények**
- **A vizsgálatok értékelése**

A CT-páciensdózisok jelentősége 1.

1994-ben Németországban a CT részesedése a radiológiai vizsgálatok

- számából: 4,2 %
- kollektív effektív dózisából: 37,8 % volt. (Kalender 2000)

A CT-vizsgálatok száma (a fejlett országokban) évente 10-15 %-kal nő (AAPM 2007)

Az USA-ban a lakosság sugárterhelésében 2006-ban 1984-hez képest csak az orvosi sugárterhelés változott, átlagértéke ma már megközelíti a természetes háttérsugárzásét.

A növekedés fő összetevői:

- CT: 1,5 mSv/fő/év effektív dózis,
- nukleáris medicina 0,8 mSv/fő/év effektív dózis,
- intervenciós radiológia: 0,4 mSv/fő/év effektív dózis.
- (Természetes háttér: 3,1 mSv/fő/év effektív dózis.) (NCRP 2009)

A CT-páciensdózisok jelentősége 2.

Fontos: Az NCRP 2009 ellenében hangsúlyozni kell, hogy a súlyos betegek és sérültek indokolt orvosi sugárterhelését kiátlagolni a lakosság egészére (tehát egészségesekre) helytelen, mert téves következtetésekre vezethet. (RSNA, AAPM)

A CT-vizsgálatok számának világszerte további növekedése várható. A sugárvédelem érvényesítése nem az indokolt (többnyire életmentő) vizsgálatok számának csökkentésében, hanem az egy vizsgálatra jutó páciens-sugárterhelés csökkentésében lehetséges és szükséges. (Kalender, ECR 2008)

A páciensdózisok alakulására és a növekvő kollektív dózisa fokozattan figyelni kell – ezt kb. 2000 óta hangsúlyozza számos nemzetközi és nemzeti szervezet. Azóta a gyártók versenyeznek a CT-páciensdózisok csökkentésében (áram-moduláció körülfordulás mentén, áram-moduláció z-tengely mentén, zajszűrés, alacsony dózisú vizsgálati protokollok stb.).

Célkitűzés

A gyártókra vonatkozó nemzetközi és európai (biztonsági) szabványok (IEC=EN=MSZEN 60601-2-44), illetve a páciensek sugárterhelésére vonatkozó EU-direktíva (97/43/Euratom) egyaránt megkövetelik a röntgenberendezések, ezen belül a CT-készülékek által a páciensnek kiszolgáltatott sugárzás mennyiségének kijelzését.

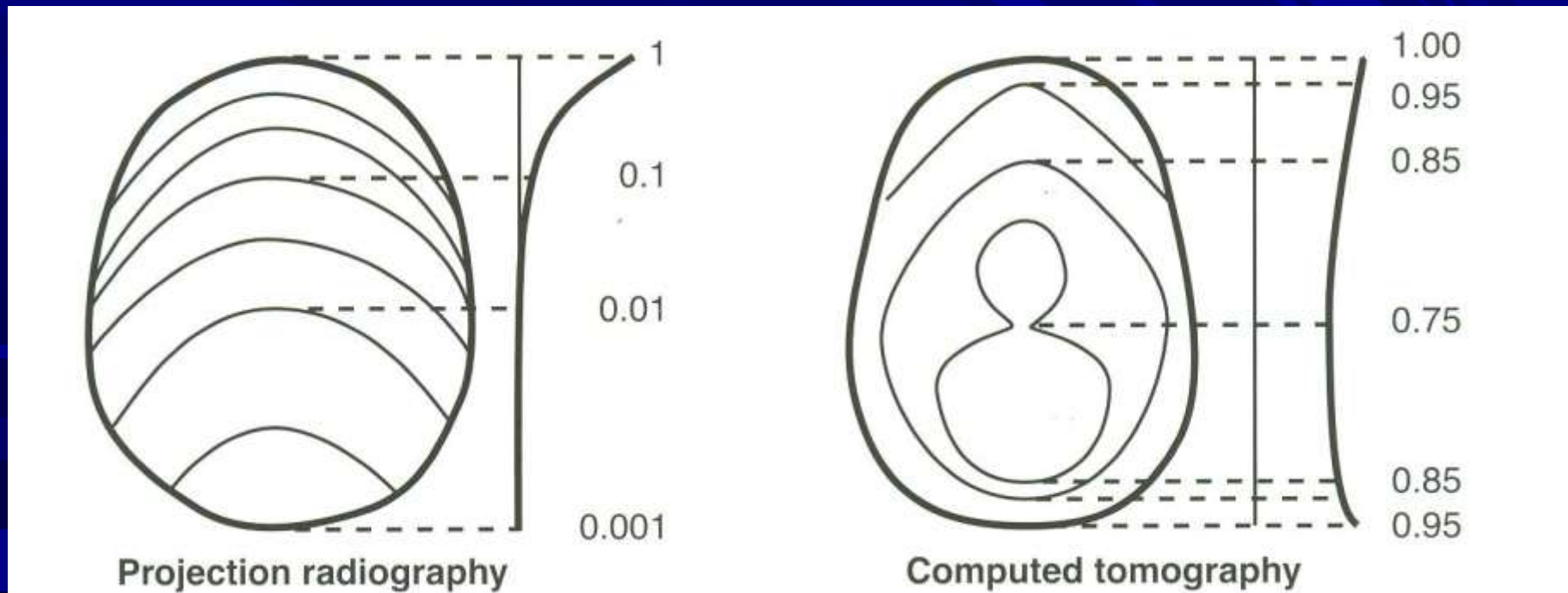
Célunk volt saját mérésekkel megvizsgálni CT-dózisokat – nemcsak szabványos, hanem klinikai beállítások mellett is –, és megbecsülni a gyártói kijelzések pontosságát.

A SZTE team-je a hagyományos DSA-angiográfiai és a CT-angiográfiai vizsgálatok teljes körű orvosszakmai összehasonlító értékelését tervezi elvégezni, a páciensdózisok becsléséhez végzett vizsgálataink ennek kiegészítését fogják képezni.

CT-dozimetriai alapfogalmak 1.

Lokális dózisok (szervben, szövetben elnyelt dózis) és egésztest-kockázatra jellemző dózis (effektív dózis) becslése fantommérések segítségével

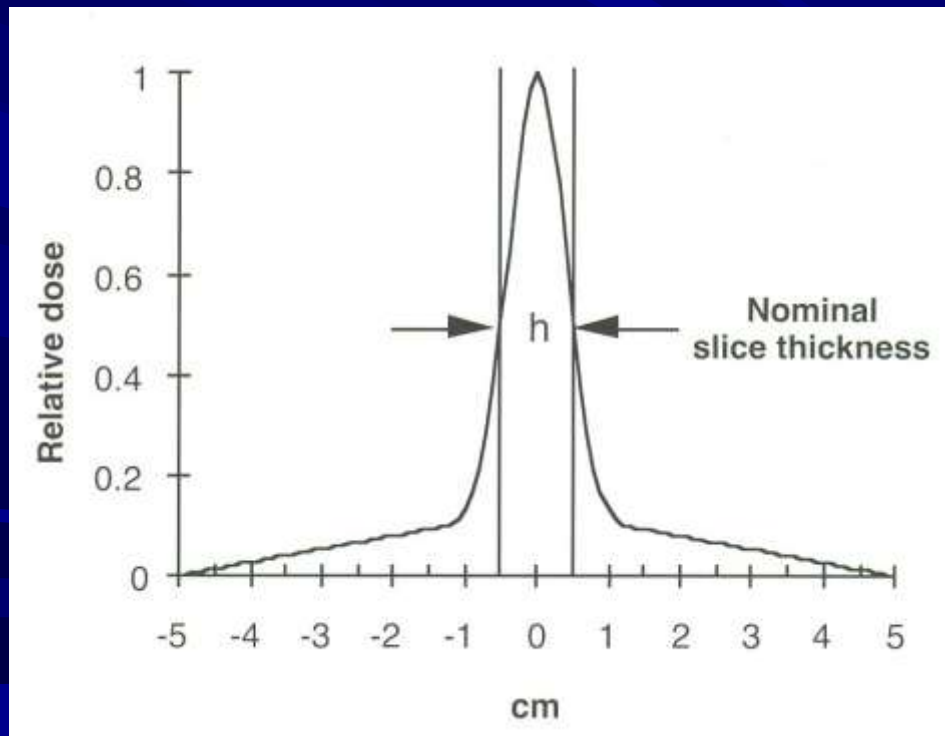
Összehasonlítás: Hagyományos koponya-röntgenfelvétel és koponya-CT dóziseloszlása – relatív egységekben (Nagel 2002):



CT-dozimetriai alapfogalmak 2.

Dózisprofil

Tipikus dózisprofil. Egy axiális szelet, 10 mm névleges szeletvastagság (Nagel 2002):



CT-dozimetriai alapfogalmak 3.

Pitch faktor:

$$p = \frac{TF}{N \times T}$$

ahol TF : asztalléptetés egy körbefordulás alatt,
 N : az egy körülfordulás alatt leképezett szeletek száma,

T : egy szelet (névleges) vastagsága, és így

$N \times T$: a névleges nyalábszélesség.

Többszeletes letapogatás-sorozatok teljes dózisprofiljai (szeletvastagság: 10 mm) (Nagel 2002)

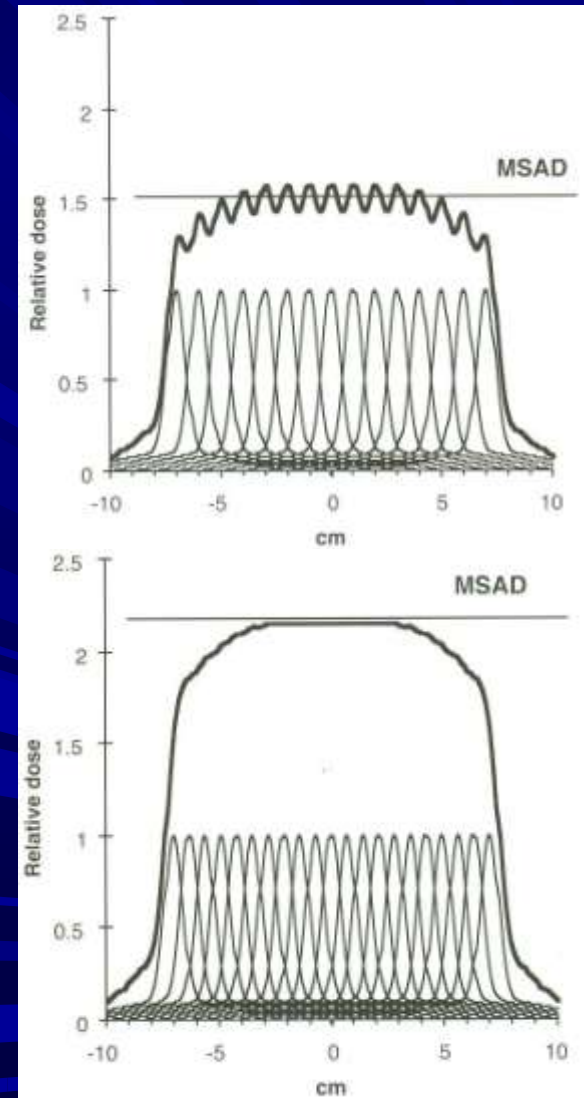
Felül: 15 szelet, 10 mm asztalléptetés

(azaz $p = 1$)

Alul: 21 szelet, 7 mm asztalléptetés

(azaz $p = 0,7$)

MSAD= Multiple Scan Average Dose



CT-dozimetriai alapfogalmak 4.

CT dózisindex Computed Tomography Dose Index 100 ($CTDI_{100}$) (IEC 1999, AAPM 2007):

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50\text{ mm}}^{50\text{ mm}} D(z) dz$$

ahol $D(z)$: a dózisprofil a z-tengely mentén,
amelyben D a levegőben elnyelt dózis,

N : az egy körülfordulás alatt leképezett szeletek száma,

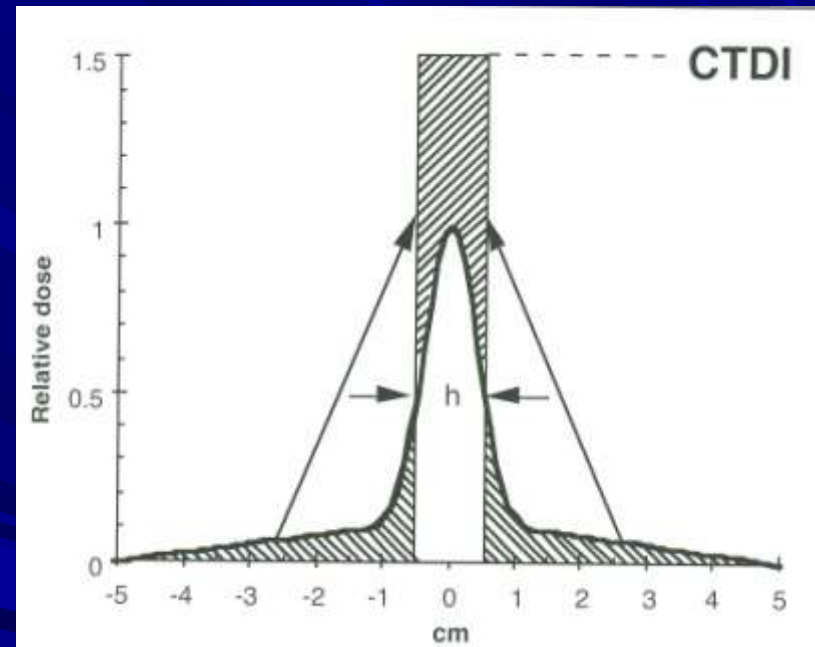
T : egy szelet (névleges) vastagsága, és
így

$N \times T$: a névleges nyálábszélesség.

A CTDI mértékegysége: mGy. A gyakorlatban mérendő értékek tartománya:
0,1 – 100 mGy.

MSAD = CTDI, ha $p = 1$ és a szeletek száma elegendő a telítési érték
eléréséhez (kb. 10-12)

⇒ Nem kell egy egész letapogatás-sorozatot mérni az MSAD-hez, elég egy
szelet CTDI-jét!



CT-dozimetriai alapfogalmak 5.

Dozimetriai CT-fantomok:

Szabványos 16 cm (fej) és 32 cm átmérőjű (test) PMMA dozimetriai CT-fantom és 10 cm-es ionizációs kamra

Súlyozott CTDI (weighted CTDI, CTDI_w):

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p}$$

A készüléknek a konzolon ki kell jeleznie a CTDI_w-t – az egy körülfordulásra vonatkozó lokális dózist jellemzi. (IEC 1999)

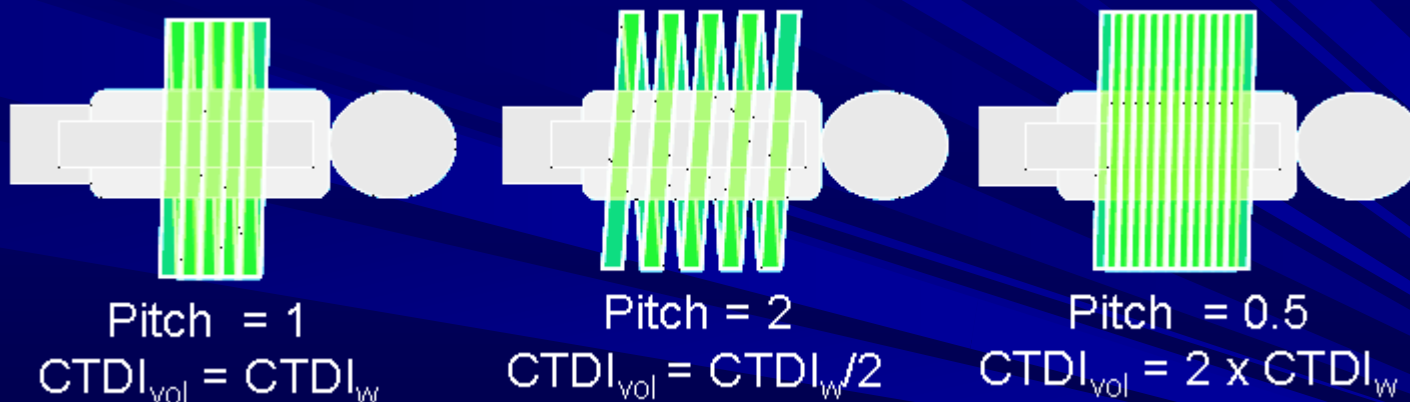


CT-dozimetriai alapfogalmak 6.

Effektív vagy térfogati CTDI (pitch-korrigált CTDI, $CTDI_{vol}$):

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} \times CTDI_w$$

Ez magában foglalja a pitch befolyását a lokális dózisra – már nem szabad még egyszer korrigálni. Az átlagos lokális dózist jellemzi, ha $p \neq 1$.



Impactscan 2007

Egyes CT-készülékek ezt jelzik ki.

Hasonlóképpen: az effektív mAs-érték: nagyon eltérő lehet a tényleges mAs-értéktől.

Fontos: a dózis, így a CTDI is mindig lokális mennyiség.

(Pl. ha 1 szelet dózisa 15 mGy, akkor ugyanott 8 szelet dózisa is 15 mGy.)

CT-dozimetriai alapfogalmak 7.

Dózis-hossz szorzat (dose length product, DLP):

$$DLP = CTDI_{vol} \times L$$

ahol L a teljes letapogatási hosszúság (szken-hossz) (a $CTDI_{vol}$ -ban a pitch hatása már figyelembe van véve).

Mértékegysége: mGy $\times$ cm.

Mivel a szkennelésnél a test átmérője mindig teljesen átsugárzódik, a DLP a teljes testet érő össz-sugárterhelésre (összes elnyelt energiára) jellemző közelítő mennyiség.

A DLP megadható egy teljes betegvizsgálatra, azon belül egy letapogatás-sorozatra vagy akár egyetlen körülfordulásra is.

Egy körülfordulás esetén a DLP (vagy dlp) –ben szereplő hosszúság azt a hosszúságot jelenti, amelyről a dózisprofilhoz való hozzájárulást figyelembe veszik.

CT-dozimetriai alapfogalmak 8.

A DLP-ből az adott szkenhez/vizsgálathoz tartozó effektív dózist (E) az irodalomban található, Monte Carlo számításokon alapuló szorzófaktorokkal becsülik.

Megjegyzés: A legkorszerűbb sokszeletes CT-knél a nyalábszélesség már kezdi megközelíteni a $CTDI_{100}$ -ban szereplő szabványosított 10 cm hosszúságot, így a szabványos 10 cm-es CT-ionkamrával való mérés egyre kevésbé pontosan adja vissza azt, amire a fogalmat megalkották.

Anyagok és módszerek

A vizsgálat helye: Szegedi Tudományegyetem, Euromedic Diagnostics Magyarország Kft., CT-vizsgáló

A vizsgálat időpontja: 2011. február 19.

A CT-készülék gyártója: GE

Típusa: LightSpeed VCT (64 szeletes)

A vizsgálathoz alkalmazott eszközök:

Szabványos PMMA fej (16 cm Ø), illetve test (32 cm Ø) CT-dozimetriai fantom;

RTI Barracuda röntgensugár multiméter,

Wellhöfer DCT-100 típusú, 100 mm aktív hosszúságú CT-ionizációs kamrával.

Vizsgálati pontosság:

A gyártónál végzett kalibráció tanúsítványa szerint a DCT-10 típusú ionizációs kamrával végzett mérések eredményének eredő mérési bizonytalansága ($k=2$ érték mellett): $\pm 2,4$ %.

A CTDI-mérések reprodukálhatósága – 10 azonos paraméter-beállítás mellett végzett mérés alapján – ± 1 %-on belül van. Korábbi összeméréseink két azonos típusú DCT-10 ionizációs kamra között ± 2 %-on belüli egyezést mutattak, azonos beállítás mellett (a CT-készülék reprodukálhatóságával).

Az elvégzett dozimetriai vizsgálatok

Beállított CT-paraméterek:

- axiális egyszeletes szkennelések (head, large body) és
- CT-angiográfiás klinikai protokollok: ezen belül:
coronaria prospectiv (axiális), illetve hasi, carotis angio,
pelveofemoralis és coronaria retrospectiv (helikális)

Feljegyzett értékek:

- a beállított CT-paraméterek
- a CT-készülék által kijelzett $CTDI_{vol}$ és DLP értékek
- a mért CTDI értékek (head protokoll esetén fejfantom, a többinél testfantom)

Számított érték:

- a mért CTDI értékekből képzett $CTDI_w$

A vizsgált klinikai protokollok adatai

	kV	mA	s/rot	Szeletv.	Pitch	ScanTime (s)	SFOV	DLP (mGy*cm)
koponya	120	100-200	0,4	0,625	0.531:1	6-7	Head	1200-1800
carotis	120	150-800	0,4	0,625	0.984:1	3-4	Head	2000-2500
pulmonalis	120	300-800	0,4	1,250	0.984:1	2-3	LargeBody	1500-2000
hasi	120	200-800	0,5	0,625	0.984:1	3-4	LargeBody	2000-3000
pelveofemoralis	120	100-500	0,6	0,625	0.516:1	30-35	LargeBody	2000-3000
coronaria prospektív	120	500-600	0,35	0,625	axial	4-5	CardiacLarge	300-700
coronaria retrospektív	120	100-750	0,35	0,625	0.16:1	7-8	CardiacLarge	1200-1600

Mérési eredmények 1.

A Barracuda által kijelzett érték nem CTDI (mGy egységben), hanem DLP (mGy × cm egységben). Amennyiben a teljes nyalábszélesség kisebb mint 10 cm, a kijelzett érték $B = \text{CTDI}_{\text{vol}} \times \text{nyalábszélesség}$, ami = DLP, illetve

amennyiben a teljes nyalábszélesség nagyobb mint 10 cm, a kijelzett érték $B = \text{CTDI}_{\text{vol}} \times 10 \text{ cm}$, ebből tehát a 10 cm-rel osztva kapjuk a CTDI_{vol} -t (ez csak helikálisoknál fordul elő).

Ahol $h > 10 \text{ cm}$ volt, ott a kijelzett érték $B \approx \text{CTDI}_{\text{vol,gyári}} \times 10 \text{ cm}$, néhány %-on belül.

Az állítások pontosságát a kamráról „lelógó” „dózisprofil-farkak” okozta hiba korlátozza.

Mérési eredmények 2.

Néhány válogatott mérési eredmény:

Protokoll	h / cm	B/mGycm	B / h	CTDI/ mGy	DLP/ mGycm
Large body axiális	4	81,36	20,34	19,79	-
Large body axiális	1	20,33	20,33	19,79	-
Coronaria prosp. helikális	4 (~ 1 ford)	69,99	17,49	17,41	69,66
Pelveofemoralis helikális	8	183,5	22,93	20,9	252,08
Coronaria retro. helikális	8	391,4	-	39,91	

ahol:

h : a nyalábszélesség,

B : a Barracuda által kijelzett mért érték,

A két utolsó oszlop a gyártói kijelzett értékek.

A vizsgálatok értékelése

A készülék saját (azaz a gyártó által beprogramozott) $CTDI_{vol}$ - illetve DLP-kijelzése az általunk méréssel meghatározott értékekkel jó egyezést mutatott, legtöbbször 1-3 %-on belül volt, a legnagyobb eltérést 9 %-nak találtuk. Megállapítható, hogy a gyártói programozott értékek pontos méréseken alapulnak.

Összefoglalva megállapítható, hogy a készülék által kijelzett paraméterek elfogadható pontossággal alkalmazhatók a páciens-sugárterhelés effektív dózisának becslésére.

Természetesen a vizsgálati eredmények csak a megvizsgált berendezésre vonatkoznak, másik berendezést és különösen más típusú, illetve más gyártmányú berendezéseket ilyen szempontból külön-külön szükséges vizsgálni.

Köszönöm a figyelmet