

Porubszky T. et al.: Még egyszer a helikális CTDI-ről

# MÉG EGYSZER A HELIKÁLIS CTDI-RŐL

Porubszky Tamás\*, Elek Richárd,  
Váradi Csaba, Bartha András, Tóth Nikolett

*Országos Közegészségügyi Intézet, Budapest  
Sugáregészségügyi Főosztály (korábban: OSSKI)  
Munkahelyi Sugárvédelmi Osztály  
\*E-mail: [porubszky@oski.hu](mailto:porubszky@oski.hu)*

# Áttekintés

- **A CT-páciens dózisok jelentősége**
- **Célkitűzés**
- **A CT-dozimetria alapjai**
- **A CTDI definíciójának továbbfejlesztései**
- **A helikális vizsgálatok dozimetriai jellemzése**
- **Elméleti megfontolások**
- **CTDI meghatározása rövid helikális szkennhosszaknál**
- **Saját mérési eredmények**
- **Megbeszélés -- Következtetések**

# A CT-páciensdózisok jelentősége

A CT-vizsgálatok száma a fejlett országokban folyamatosan nő, ma már a radiológiai vizsgálatok kollektív effektív dózisának nagyobbik felét teszik ki.

Az USA-ban a lakosság sugárterhelésében 2006-ban 1984-hez képest csak az orvosi sugárterhelés változott, átlagértéke ma már megközelíti a természetes háttérsugárzásét (NCRP 2009).

A növekedés fő összetevői (mSv/fő/év effektív dózisban):

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

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.

A sugárvédelem érvényesítése nem az indokolt (többnyire életmentő) vizsgálatok számának csökkentésében, hanem az egy vizsgálatra jutó páciens-sugárterhelés csökkentésében lehetséges és szükséges.

A páciensdózisok alakulására és a növekvő kollektív dózistra fokozatosan figyelni kell – ezt kb. 2000 óta hangsúlyozza számos nemzetközi és nemzeti szervezet. Azóta a gyártók versenyeznek a CT-páciensdózisok csökkentésében.

## Célkitűzés

A gyártókra vonatkozó nemzetközi és európai (biztonsági) szabványok (IEC=EN=MSZEN 60601-2-44 kiadásai 1999 óta), illetve a páciensek sugárterhelésére vonatkozó EU-direktíva (2013/59/Euratom) egyaránt megkövetelik a röntgenberendezések, ezen belül a CT-készülékek által a páciensnek kiszolgáltatott sugárzás mennyiségének kijelzését. EU és NAÜ követelmény:  $\pm 20\%$ -nál nem rosszabb egyezés a mért és a kijelzett dózisértékek között.

Célunk volt saját mérésekkel megvizsgálni CT-dózisokat helikális klinikai beállítások mellett és megbecsülni a gyártói kijelzések pontosságát.

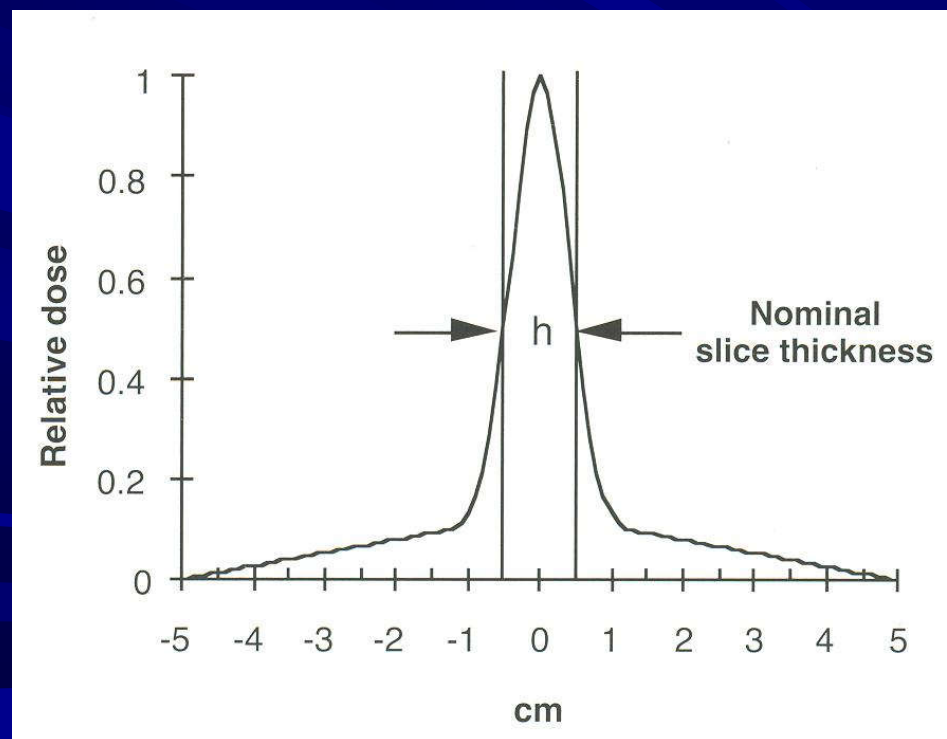
Korábbi vizsgálataink során elsősorban 10 cm-t meghaladó helikális szkennhosszaknál ( $L \approx 12-15$  cm) végeztünk méréseket.

Azóta megvizsgáltuk a 10 cm-es kamrahosszhoz képest rövid ( $L < 4$  cm) helikális szkennhosszak mérésének lehetséges pontosságát.

# CT-dozimetriai alapfogalmak 1.

## Dózisprofil $D(z)$

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



## CT-dozimetriai alapfogalmak 2.

Pitch faktor:

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

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

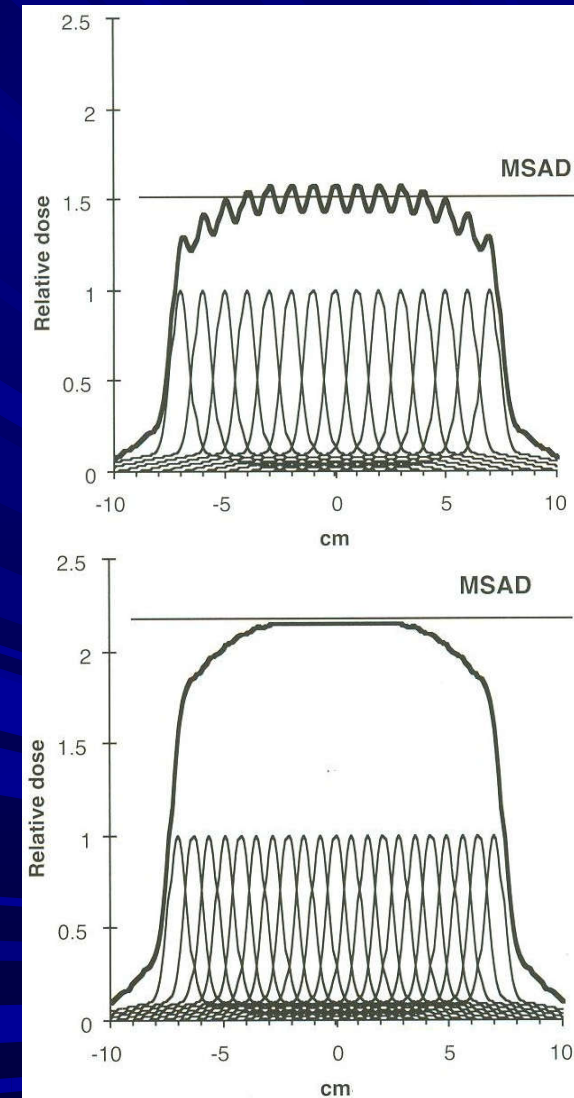
$T$ : egy szelet (névleges) vastagsága, és így  
 $N \times T$ : a névleges nyálábszélesség.

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 3.

CT dózisindex Computed Tomography Dose Index 100 (CTDI<sub>100</sub>) (IEC 1999, AAPM 2007):

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

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

$N$ : az egy körülfordulás alatt leképezett  
szeletek száma,

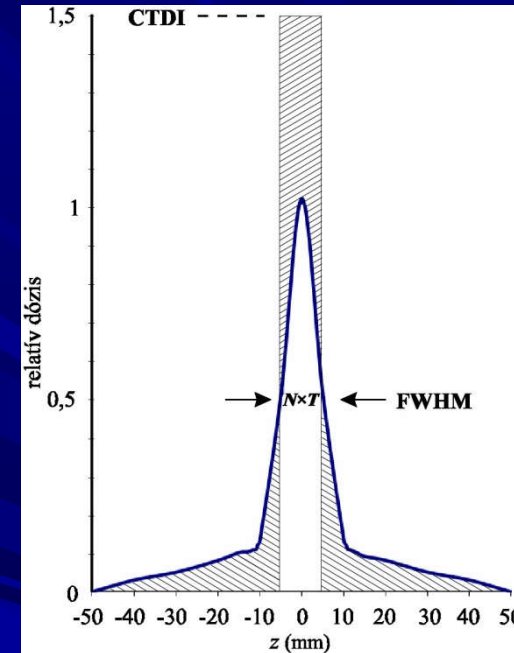
$T$ : egy szelet (névleges) vastagsága, és  
így

$N \times T$ : a névleges nyalábszélesség.

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. 12-15)

⇒ Nem kell egy egész letapogatás-sorozatot mérni az MSAD-hez, elég egy  
szelet CTDI-jét (Shope et al. 1981).



## CT-dozimetriai alapfogalmak 4.

### 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<sub>w</sub>):

$$\text{CTDI}_w = \frac{1}{3} \text{CTDI}_{100,c} + \frac{2}{3} \text{CTDI}_{100,p}$$



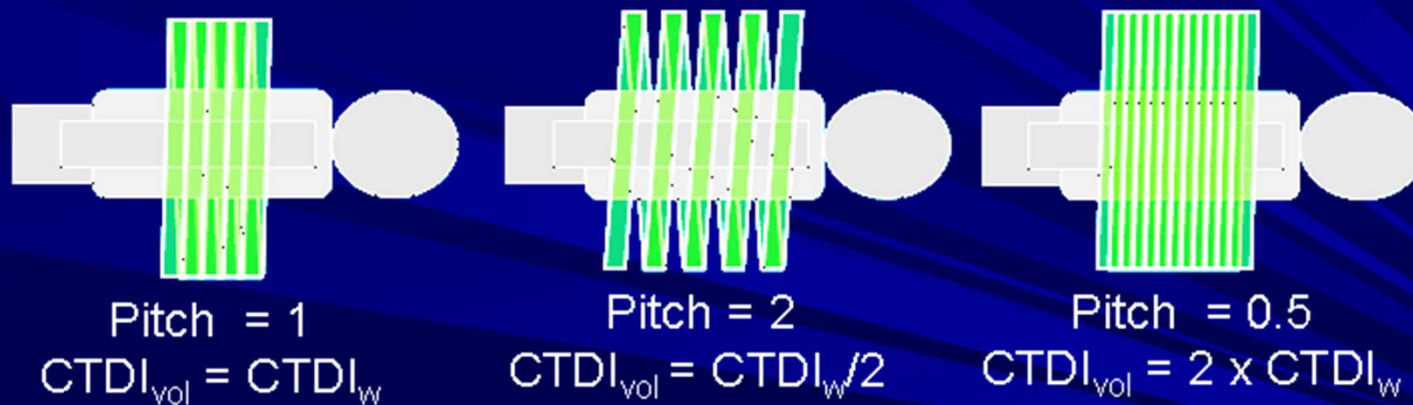


## CT-dozimetriai alapfogalmak 5.

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

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

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



*Impactscan 2007*

**A készüléknek a konzolon ki kell jeleznie a  $CTDI_{vol}$ -t – az egy körülfordulásra vonatkozó lokális dózist jellemzi. (IEC 2002)**

**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 6.

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.

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

# A CTDI definíciójának továbbfejlesztései

Nyalábszélességek: 64 szeletes: 30-40 mm, 320 szeletes: 160 mm

2009: IEC 60601-2-44 Ed {3.0.}:

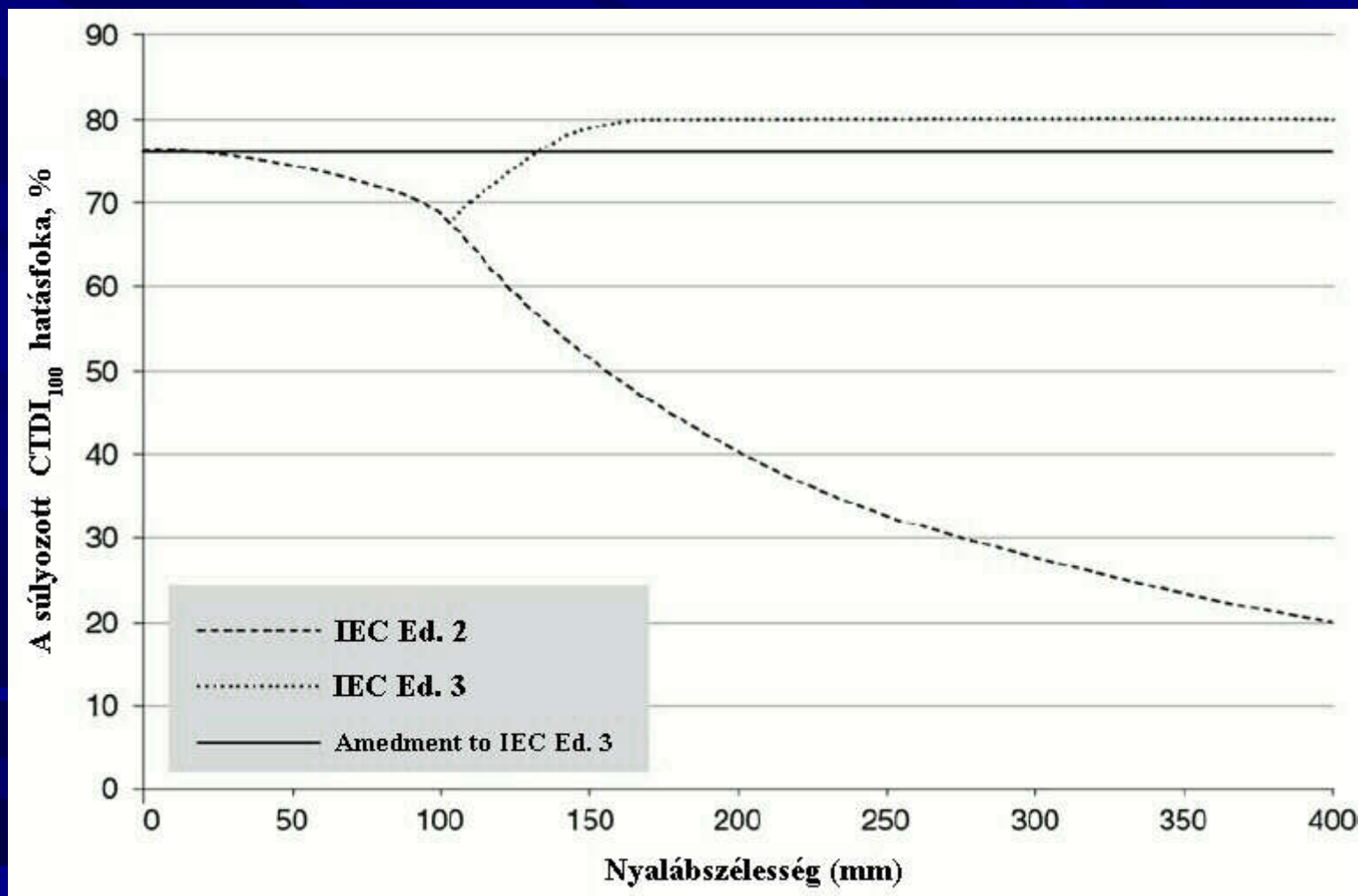
$$\text{CTDI}_{100} = \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} \frac{D(z)}{\min\{N \times T, 100\text{mm}\}} dz$$

2011: IEC 60601-2-44 Ed {3.0.}, Amd 1:

$$\text{CTDI}_{100} = \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} \frac{D_{\text{Ref}}(z)}{(N \times T)_{\text{Ref}}} dz \times \frac{\text{CTDI}_{\text{free air}, N \times T}}{\text{CTDI}_{\text{free air}, \text{Ref}}}$$

ha  $L > 4 \text{ cm}$  és ahol a referencia sugárnyaláb szélessége  $(N \times T)_{\text{Ref}} \leq 2 \text{ cm}$ .

**J. M. Boone (2007): a  $CTDI_{100}$  „hatásfoka” a „ $CTDI_{\infty}$ ”-hez képest csak 65 és 90 % közötti.**



Forrás: IAEA 2011

## A helikális vizsgálatok dozimetriai jellemzésének kérdése

Ma már szinte kizárólag spirál CT-k, protokollok többsége is helikális

Multi-detector CT (MDCT): sokféle rekonstruálható szeletvastagság

CT-csövek hőterhelhetőségének megnövekedése: gyors mérési lehetőség

Megnövekedett sugárvédelmi igények: kb. 1999-2000 óta a gyártók versenyeznek a dóziscsökkentésben

CTDI: elterjedt, de sok félreértést is okozott (Dixon 2006)

Javaslatok különböző további mérési módszerekre

Ugyanakkor IEC, IAEA és mások: A már elterjedt felszerelés további alkalmazhatóságát próbálják elősegíteni

A definíció továbbfejlesztései ellenére a CTDI „hivatalosan” ma is kizárólag axiális szkennelésre van definiálva.

PI. AAPM 2010: „CTDI is defined exclusively for axial scanning, and its application to characterize dose in helical scanning is therefore conceptually presumptuous.”

## Adatok az irodalomból helikális CTDI értékekre

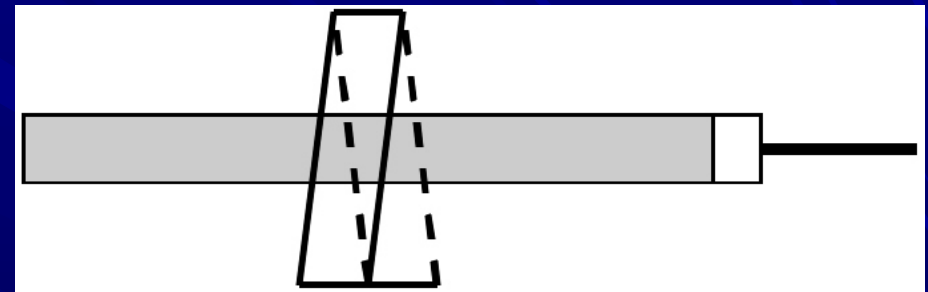
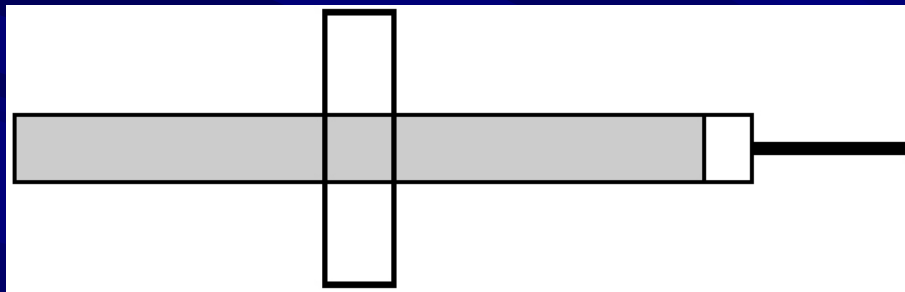
**McNittGray et al (1999):**  $p=1$  esetén axiális és helikális vizsgálatok dózisaik közelítőleg megegyeznek,  $p>1$  esetén a helikális szkennelés dózisaik  $(1/p)$ -vel arányosak.

**Descamps et al (2012):** azonos  $p$  mellett az axiális és helikális vizsgálatok CTDI értékei néhány %-on belül megegyeznek.

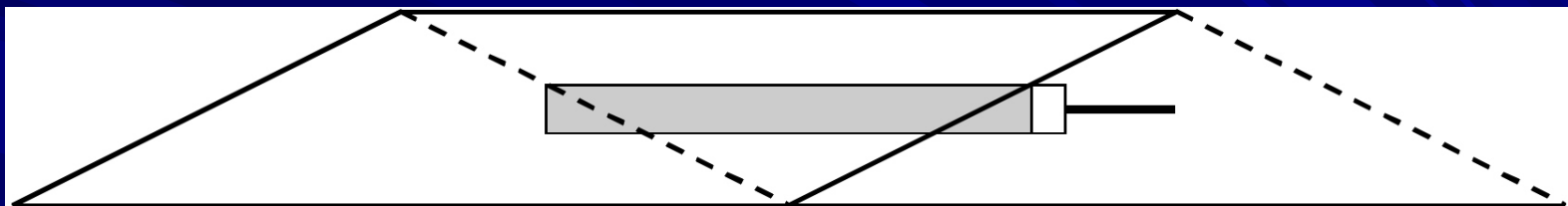
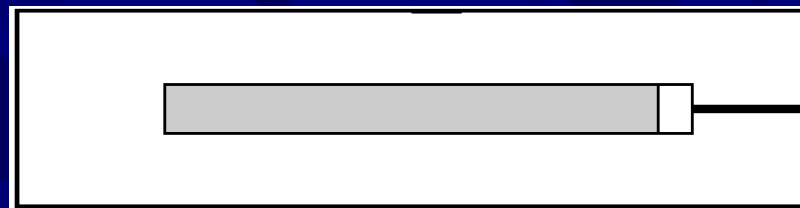
**Trevisan et al (2014):** PI. a nyalábszélesség nem mindig állítható be helikális módban azonos értékre, de ahol beállítható: megállapítható a hagyományos CTDI-dozimetria megfelelése. Három különböző mérési módszerrel meghatározott, valamint a berendezés által kijelzett  $CTDI_{vol}$  értékek általában 9 %-on belül megegyeztek.

**Saját korábbi vizsgálataink (2014)** során elsősorban 10 cm-t meghaladó helikális szkenneshosszaknál ( $L \approx 12-15$  cm) végeztünk CTDI-méréseket. Kb. 9-10 %-os pontosságot értünk el.

## Elméleti megfontolások helikális módban történő méréshez

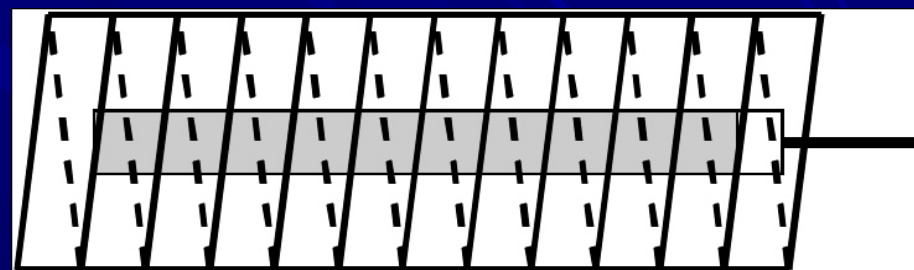
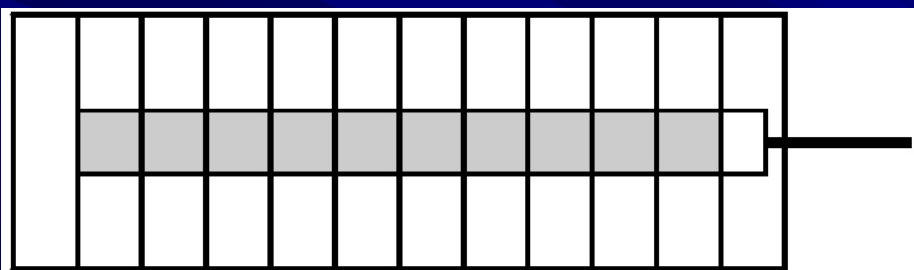


**10 mm-es nyálabszélesség, egyszeres körülfordulás. a) axiális, b) helikális.**



**160 mm-es nyalábszélesség, egyszeres körülfordulás. a) axiális, b) helikális.**





**10 mm-es nyalábszélesség, 12-szeres körülfordulás. a) axiális, b) helikális.**

## CTDI meghatározása rövid helikális szkennhosszak ( $L \leq 4$ cm) melletti mérésből

A mérőeszköz által mért DLP értékből a  $CTDI_{vol}$  az  $L$  szkennhosszal való osztással adódik ( $CTDI_{vol} = DLP / L$ ). Az  $L$  értékére itt nem megfelelő a berendezés által kijelzett érték, mert azt a berendezés mint a képalkotás során leképezett régió hosszát jelzi ki. Dozimetriai szempontból a ténylegesen fizikailag besugározott régiót kell figyelembe venni. A helyes érték, amit gyakorlati tapasztalat alapján állapítottunk meg, a  $t_{scan}$  tényleges sugármeneti időből számítható az

$$L = (t_{scan} / t_{rot}) \times Ny \times p$$

képlettel, ahol  $t_{rot}$  a körfordulási idő,  $Ny$  a nyalábszélesség (a hivatalos formulákban:  $N \times T$ ) és  $p$  a pitch faktor.  $t_{scan}$  és  $t_{rot}$  dimenziója s,  $Ny$ -é cm, így az  $L$  is cm-ekben adódik.

(Vö. pl. H.D. Nagel (2007) képletével:

$$L = (T / t_{rot}) \times p \times N \times h_{col}$$

ahol  $T = t_{scan}$  és  $N \times h_{col} = Ny$ .)

# Saját mérések: Anyagok és módszerek

## A vizsgálathoz alkalmazott eszközök:

Szabványos PMMA fej (16 cm  $\varnothing$ ), illetve test (32 cm  $\varnothing$ ) 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 –  $\pm 1$  %-on belül van. Korábbi összeméréseink két azonos típusú DCT-10 ionizációs kamra között  $\pm 2$  %-on belüli egyezést mutattak, azonos beállítás mellett (a CT-készülék reprodukálhatóságával).

## CTDI-mérési eredményeink rövid ( $L \leq 4$ cm) helikális szkennelés esetén

Gyártó/darab	U(kV)	i(mA*) / Q(mAs)	Fej/Test	Ax/Hel	Ny(cm)	p	t <sub>rot</sub> (s)	t <sub>scan</sub> (s)	L <sub>scan</sub> (cm)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy) mért	p × CTDI <sub>vol</sub> (mGy) *	Eltérés %
1/1	120	100*	F	A	1	(1)	1	1	1	25,80	25,80	-
1/1	120	100*	F	H	1	0,625	1	27,25	14	43,38	27,11	4,83
1/1	120	100*	F	H	1	0,625	1	6,02	<b>2,5</b>	41,26	25,78	<b>-0,07</b>
1/1	120	100*	T	A	1	(1)	1	1	1	8,13	8,13	-
1/1	120	100*	T	H	1	0,625	1	25,54	14	16,72	10,45	22,20
1/1	120	100*	T	H	1	0,562	1	6,95	<b>2,33</b>	17,18	9,66	<b>15,8</b>
2/1	120	250	T	A	1,2	(1)	0,75	0,75	1,2	18,32	18,32	-
2/1	120	250	T	H	1,2	0,938	0,75	11,25	15	18,67	-	1,87
2/1	120	250	T	H	1,2	0,938	0,75	2,858	<b>2,4</b>	18,99	-	<b>3,53</b>
2/2	120	200	F	A	1,2	(1)	0,75	0,75	1,2	24,00	24,00	-
2/2	120	200	F	H	1,2	0,313	0,5	21,74	15	26,45	-	9,26
2/2	120	200	F	H	1,2	0,313	0,5	5,097	<b>2,5</b>	24,94	-	<b>3,77</b>
2/2	120	250	T	A	1,2	(1)	0,75	0,75	1,2	15,62	15,62	-
2/2	120	250	T	H	1,2	0,942	1	14,77	15	17,60	-	11,25
2/2	120	250	T	H	1,2	0,942	1	3,709	<b>2,5</b>	16,16	-	<b>3,34</b>

## Megbeszélés

**Az 5 azonos CT-paraméterekkel végzett vizsgálat-hármas (axiális, hosszú helikális, rövid helikális) közül 4 esetben teljesül, hogy a rövid helikális mérés eredménye jobban közelíti az axiálisat, mint a hosszú helikálisé. Ugyancsak 4 esetben teljesül, hogy a rövid helikálissal végzett mérés eredménye 5 %-nál kevesebbel tér el az axiálisétól.**

## Következtetés

**A lehetséges mérési pontosságra vonatkozó sejtésünket néhány eredmény alátámasztja. Sejtésünk igazolásához széles körre kiterjedő további nagyszámú, módszeres mérésre lesz szükség.**

# *Köszönöm a figyelmet*