

# CT DÓZISINDEX (CTDI) MÉRÉSE HELIKÁLIS SZKENNELÉSNÉL

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

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

*\*E-mail: [porubszky@osski.hu](mailto:porubszky@osski.hu)*

# Áttekintés

- **A CT-páciensdózisok jelentősége**
- **Célkitűzés**
- **A CT-dozimetria alapjai**
- **A helikális vizsgálatok dozimetriai jellemzése**
- **Elméleti megfontolások**
- **Saját mérési eredmények**
- **Megbeszélés**
- **Összefoglalás**

# A CT-páciensdózisok jelentősége 1.

2006-ben Németországban a CT részesedése a radiológiai vizsgálatok

– számából: 7 %

– kollektív effektív dózisából: 60 % volt. (Kalender 2011)

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

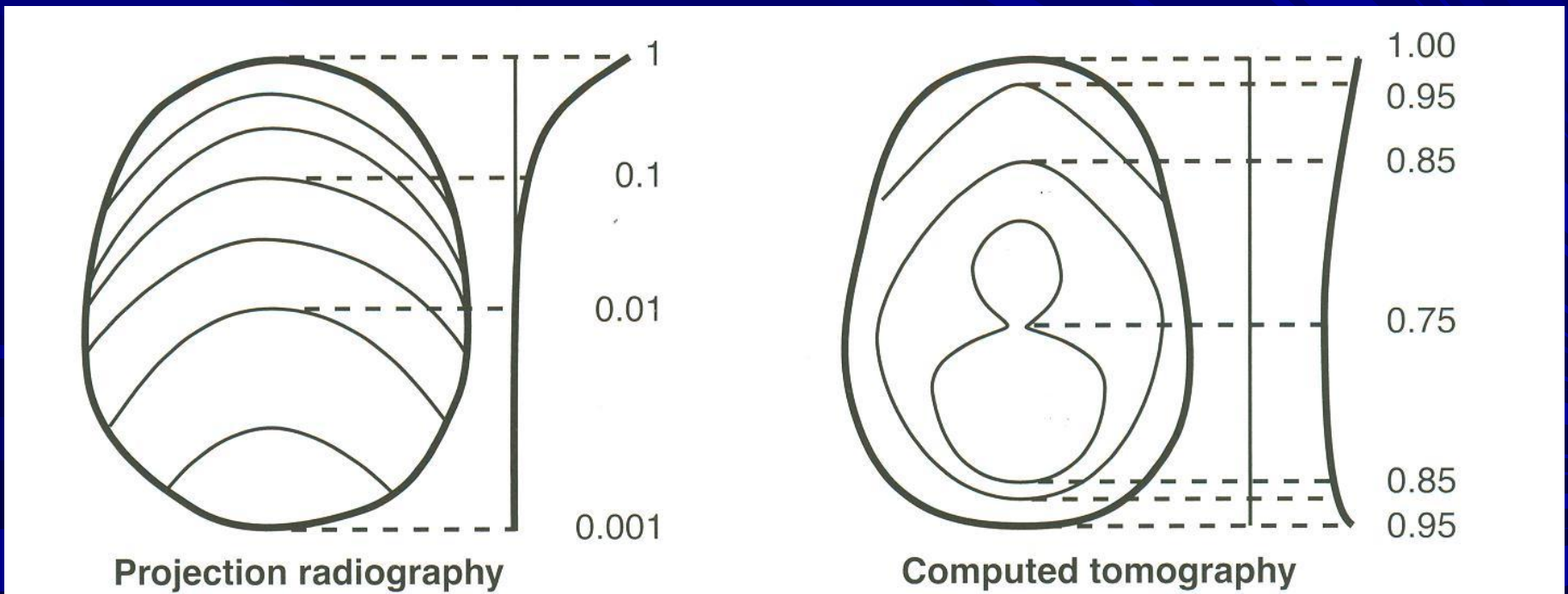
A gyártókra vonatkozó nemzetközi és európai (biztonsági) szabványok (IEC=EN=MSZEN 60601-2-44), illetve a páciensek sugárterhelésére vonatkozó EU-direktíva (97/43/Euratom) egyaránt megkövetelik a röntgenberendezések, ezen belül a CT-készülékek által a páciensnek kiszolgáltatott sugárzás mennyiségének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

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

# CT-dozimetriai alapfogalmak 1.

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

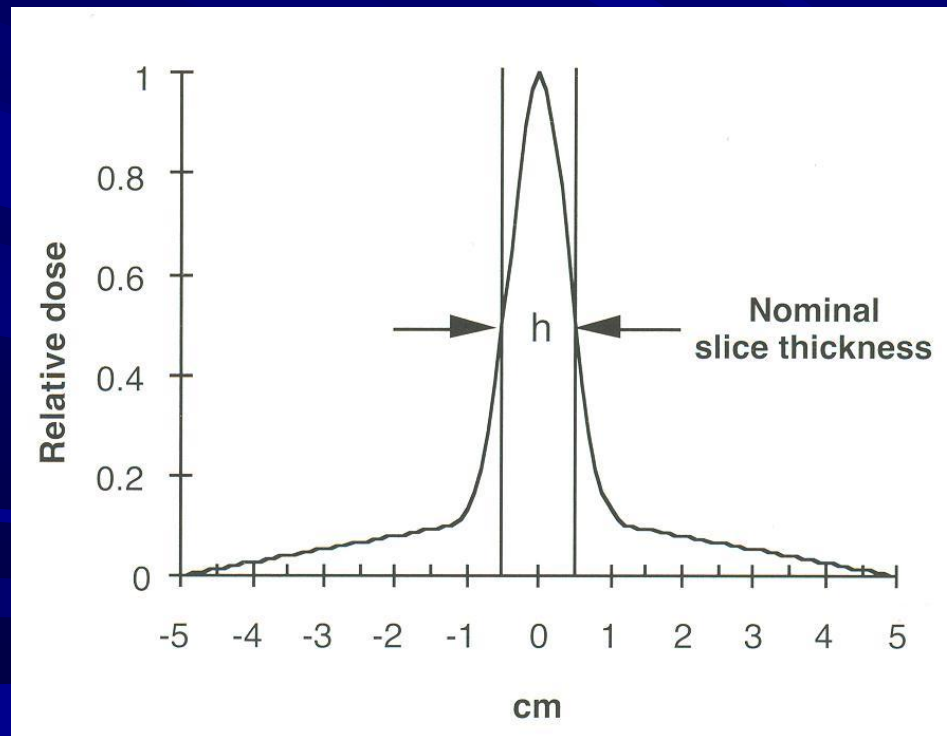
Összehasonlítás: Hagyományos koponya-röntgenfelvétel és koponya-CT dóziseloszlása – relatív egységekben (Nagel 2002):



# CT-dozimetriai alapfogalmak 2.

## Dózisprofil $D(z)$

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



# CT-dozimetriai alapfogalmak 3.

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 nyalábszélesség.

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

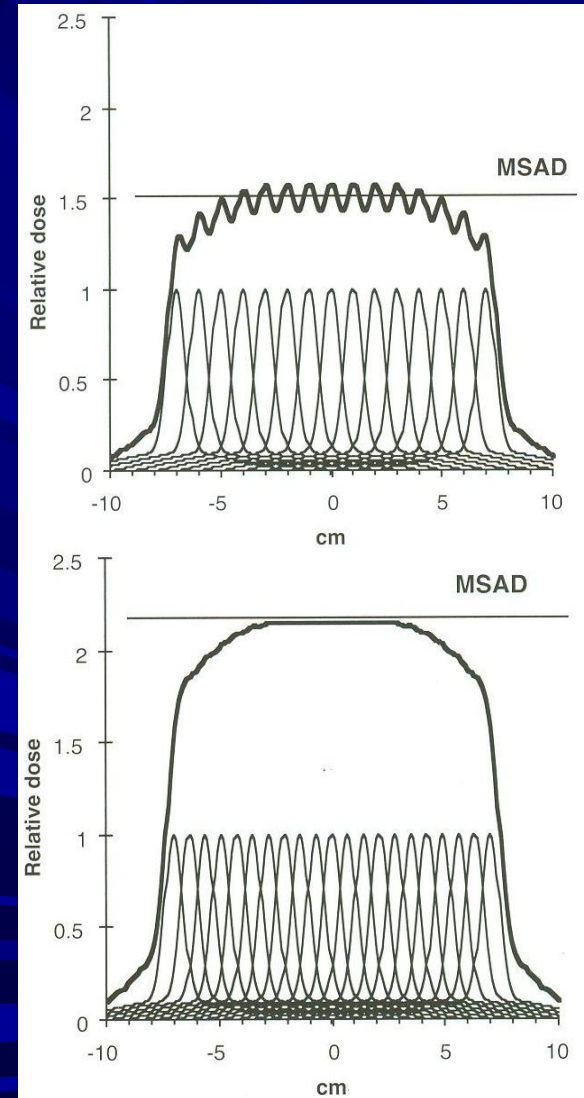
Felül: 15 szelet, 10 mm asztalléptetés

(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<sub>100</sub>) (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,

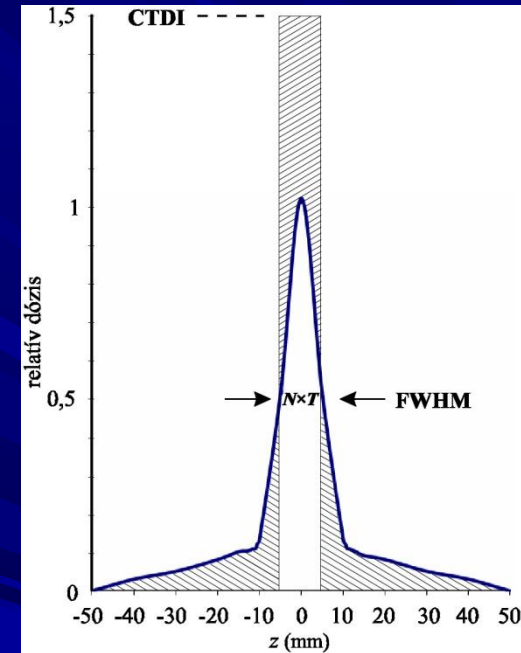
$T$ : egy szelet (névleges) vastagsága, és így

$N \times T$ : 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. 12-15)

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



# 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<sub>w</sub>):

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

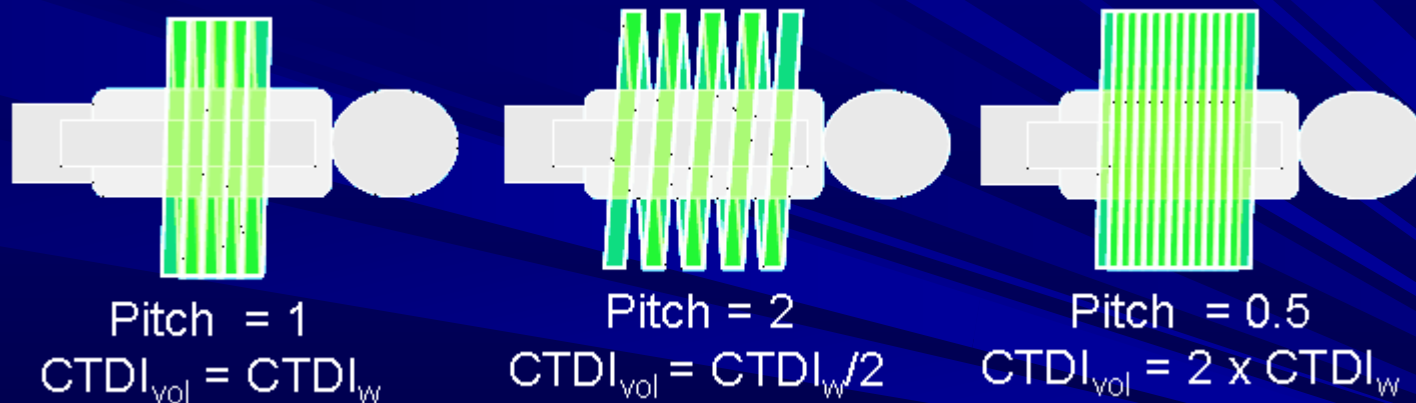


## CT-dozimetriai alapfogalmak 6.

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 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 × 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.

# Dozimetriai kijelzés a CT-berendezések vezérlőpultján

Az IEC 60601-2-44 „Particular requirements for basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography” termékszabvány kiadásai megkövetelik:

The value for  $CTDI_{vol}$  expressed in milligray (mGy) shall be displayed on the CONTROL PANEL, reflecting the type of examination selected, head or body, and the CT CONDITIONS OF OPERATION. Ed {2.1} 29.1.103.4 (2002.11)

The values for  $CTDI_{vol}$  expressed in units of mGy and  $DLP$  expressed in units of mGy.cm, both quantities reflecting the type of examination selected - head or body - and reflecting the CT CONDITIONS OF OPERATION, shall be displayed on the CONTROL PANEL prior to initiation of a scanning sequence. Additionally, the PHANTOM type indicating the diameter on which  $CTDI_{vol}$  values are based shall be displayed as well. Ed {3.0} 203.112 (2009.02)

**EU és NAÜ követelmény:  $\pm 20$  %-nál nem rosszabb egyezés a mért és a kijelzett dózisértékek között**

# A CTDI definíciójának továbbfejlesztései

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

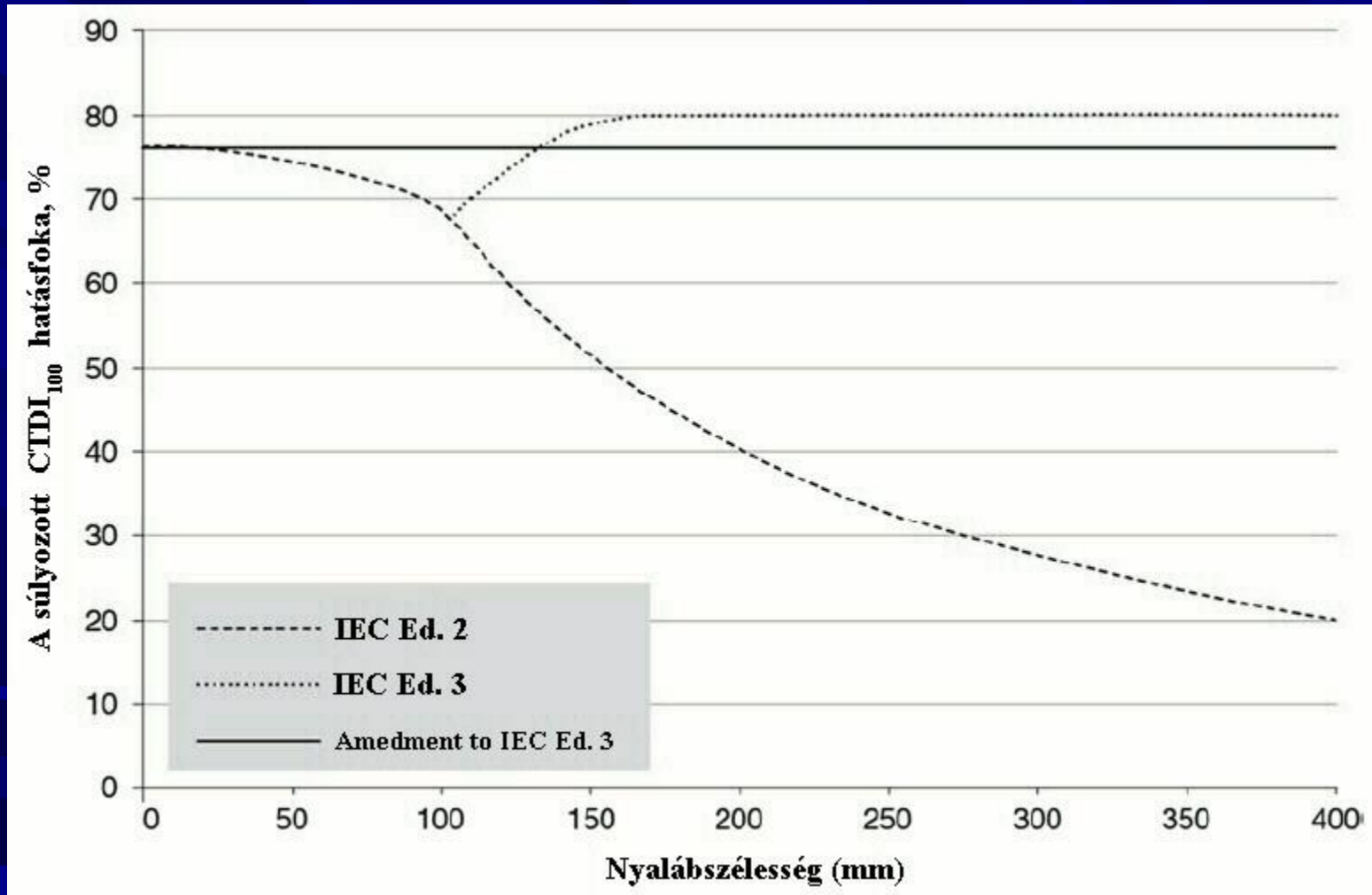
2009: IEC 60601-2-44 Ed {3.0.}:

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

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

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

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



## 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.”



## Az új megközelítés

**R. L. Dixon és munkatársai, köztük J. M. Boone (2003-2010), végül az AAPM munkacsoportja (2010, Rep. No 111, a munkacsoport vezetője: R. L. Dixon): új szemlélet kidolgozása: pontosabb és egyetemesebb módszer, amely minden nyalábszélességre és szkennelési módra alkalmazható, a CTDI<sub>100</sub> pedig egy speciális esetként benne van.**

**Alapfogalma: kumulatív dózis, jelölése  $D_L(z)$ . A  $z=0$  pontra:**

$$D_L(0) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{L/2} f(z') dz'$$

**$f(z')$  az egyszeres szken dózisprofilja (azonos a CTDI definíciójában szereplő  $D(z)$ -vel),**

**$L$  a teljes szkenhossz,**

**$b$  az egymást követő körülfordulások középpontjainak távolsága, azaz  $b=p \times N \times T$ ,**

**tehát  $p=1$  esetén  $b=N \times T$ , tehát a névleges nyalábszélesség**

**$L = 100$  mm és  $p=1$  esetén  $D_L(0) = \text{CTDI}_{100}$**

**$p \neq 1$  esetére általánosítva:  $\text{CTDI}_{100} = p \times D_L(0)$**

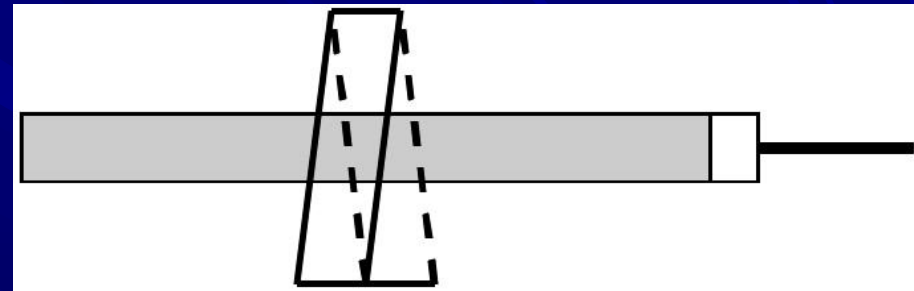
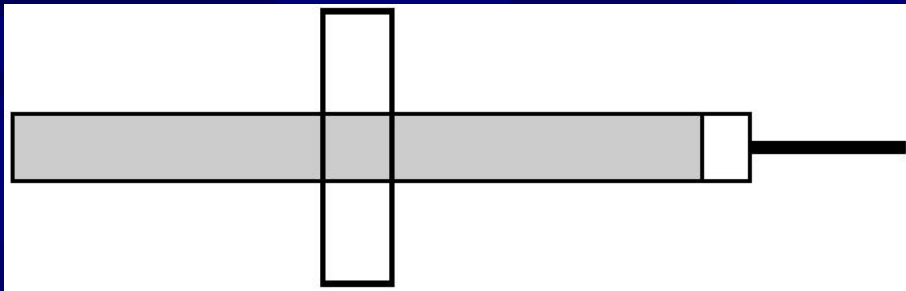
## Adatok az irodalomból helikális CTDI értékekre

*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.

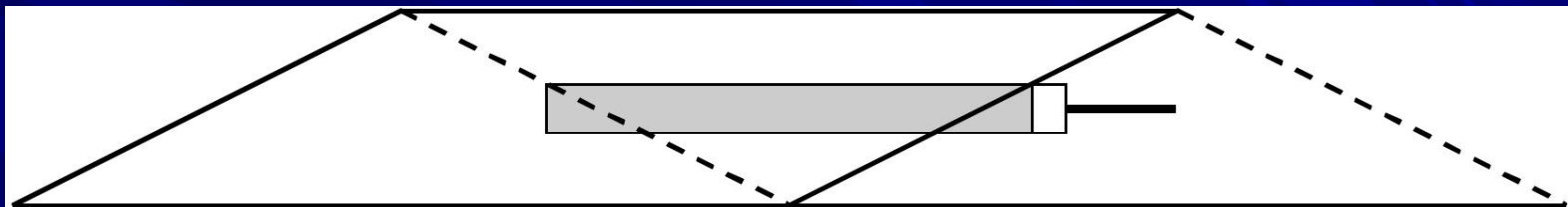
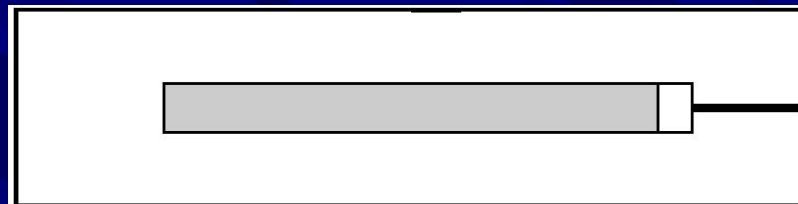
*Descamps et al (2012)*: azonos  $p$  mellett az axiális és helikális vizsgálatok CTDI értékei néhány %-on belül megegyeznek.

*Trevisan et al (2014)*: Pl. 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.

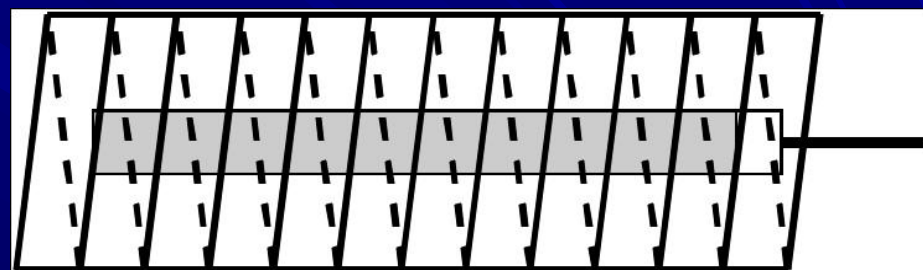
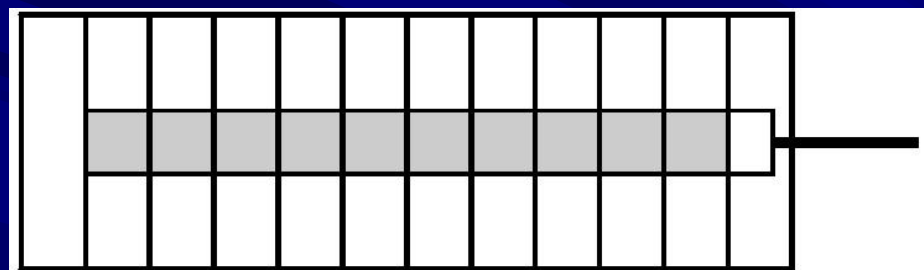
## Elméleti megfontolások helikális módban történő méréshez



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



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



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

# Saját mérések: Anyagok és módszerek

## 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 –  $\pm 1$  %-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).

## Saját mérési eredmények (2011-13)

Gyártó /típus	Fantom (Fej / Test)	CTDI <sub>vol</sub> kijelz. (mGy)	CTDI <sub>vol</sub> mért (mGy)	Gyártó /típus	Fantom (Fej / Test)	CTDI <sub>vol</sub> kijelz. (mGy)	CTDI <sub>vol</sub> mért (mGy)
1/1	F	56,64	54,49	2/1	T	5,90	6,864
			54,58				6,622
			55,41				13,910
	T	5,70	4,930		T	14,70	17,210
	T	9,67	8,883		T	8,80	10,360
	T	9,80	8,611		T	5,99	5,754
1/2	T	7,42	7,377	3/1	T	7,20	6,815
	T	6,62	6,241		T	11,99	11,140
	T	9,12	8,528	3/2	T	3,50	3,909
	T	3,50	3,678		T	10,32	10,525
1/3	T	1,84	1,830	5/1	T	25,06	25,062
	T	2,07	1,840		T	26,20	26,29
4/1	F	53,1	55,60		T	39,91	39,14

## Megbeszélés

Eltekintve a szisztematikus eltérésektől (gyári kalibrációk letérései), a legrosszabb esetben is 18 %-on belüli, de legtöbbször 9 %-on belüli egyezés tapasztalható a helikális módban mért és a gyártó által beprogramozott (előrejelzett)  $CTDI_{v0}$  értékek között.

A gyártók definíció szerint mérnek.

Következtetés: az eltéréseket a „lelógó” dózisprofil-farkak járulékának eltérései okozzák.

Kellő óvatossággal és hibabecsléssel a mérési módszer alkalmazható.



## Összefoglalás

**Az eredeti CTDI metrika a technika fejlődésével korrekciókra szorult.**

**Egyidejűleg több nemzetközi és nemzeti szervezet foglalkozik a kérdéssel (IEC, AAPM, IAEA, ICRU stb.), eltérő hangsúlyokkal.**

**Egyesek (*Boone, Dixon, AAPM*) új mérési eljárást javasolnak, amely univerzálisan alkalmazható.**

**Mások (*IEC, IAEA, Kalender*) a CTDI némi igazítással történő további alkalmazhatósága mellett érvelnek.**

**Következtetés: a CTDI-dózisfantomok és a 100 mm-es ceruzakamrák – egyéb módszerek terjedése mellett is – még legalább 10-15 évig használatban maradnak a CT-berendezések sugárzás-kibocsátásának jellemzésére.**

***Köszönöm a figyelmet***