

CT dózisindex (CTDI) mérése helikális szkennelésnél

Porubszky Tamás*, Elek Richárd, Váradi Csaba, Bartha András
Országos „Frédéric Joliot-Curie” Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézet, Budapest
*porubszky@osski.hu

Measurement of Computed Tomography Dose Index (CTDI) in case of helical scanning.

Abstract – Checking of pre-programmed dose displays of CT equipment by measurement – for the sake of radiation protection of the patient – is an important quality control task. The study – after a short review of fundamentals and use of CTDI – assesses application possibilities of CTDI to helical scanning and outlines our personal experiences about usability of the widespread standardized CTDI measurement instrumentation.

Keywords: computed tomography (CT), Computed Tomography Dose Index (CTDI), helical scanning

Kivonat – A CT-berendezések előreprogramozott dóziskijelzései pontosságának mérésről történő ellenőrzése – a páciensek sugárvédelme érdekében – fontos minőségellenőrzési feladat. Dolgozatunkban a CT-dozimétriá alapjainak tömör ismertetése után a CTDI alkalmazási lehetőségeit vizsgáljuk helikális (spirális) szkennelés esetére, majd ismertetjük saját mérési tapasztalatainkat a széles körben használatos szabványos mérési eszközök felhasználhatóságára vonatkozóan.

Kulcsszavak: komputertomográfia (CT), CT dózisindex (CTDI), helikális szkennelés

BEVEZETÉS

1972-es megjelenése óta a komputertomográfia (CT) folyamatosan fejlődik (ld. pl. *Kalender 2000 és 2011* [1]). Egy-egy CT-vizsgálat effektív dózisban kifejezett páciensugárterhelése néhány mSv-et tesz ki, ami a hagyományos röntgenvizsgálatokénál lényegesen nagyobb. A páciensek sugárvédelme fontossá tette a CT-dózisok figyelemmel kísérését és a dozimetriai minőségellenőrzést. Németországban a z tengelyen (az asztalmozgatás irányával párhuzamos, a gantry középpontján átmenő tengely), a $z=0$ pontban mérhető levegőben elnyelt dózist használják a berendezések sugárzás-kibocsátásának jellemzésére (*Nagel 2002* [2], 10). Nehézséget okoz azonban, hogy az átlagos emberi testbeli maximális helyi dózis, azaz a szkennelési térfogat közepén mérhető érték nem képezhető a levegőben mért dózissal egy általános tényezővel, mert az átszámítási tényező a CT-berendezés jellemzőitől (fókusz-tengely távolság, szűrés és főleg az alakformáló [bowtie] szűrés) is jelentősen függ. Ezért a szkennelési térfogat közepén mérhető értéket PMMA (plexi) fantomban mérhető értékkel igyekeztek közelíteni. Ez vezetett a CTDI (computed tomography dose index, CT dózisindex) fogalmának bevezetéséhez és az elmúlt évtizedek során annak folyamatos továbbfejlesztéséhez. Bár az eredeti célkitűzés az emberi testbeli maximális helyi dózis valamilyen közelítő jellemzése volt, nyomatékosan hangsúlyozni kell, hogy a CTDI nem páciensdózis (*McCollough et al. 2011* [3]).

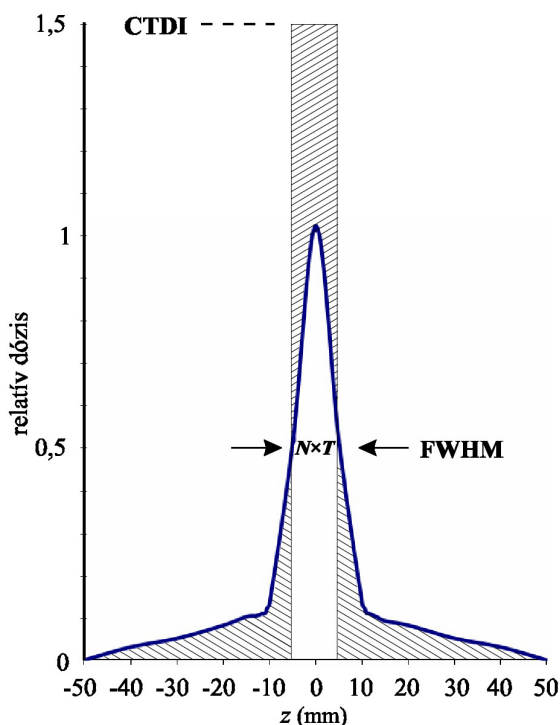
Dolgozatunkban a CT-dozimétriá alapjainak tömör ismertetése után a CTDI alkalmazási lehetőségeit vizsgáljuk helikális (spirális) szkennelés esetére, majd ismertetjük saját mérési tapasztalatainkat a hagyományos mérési eszközök felhasználhatóságára vonatkozóan.

CT-DOZIMETRIAI ALAPOK

A CT történetének első két évtizedében a 10 mm körüli keskeny sugárnyaláb (ún. ceruzanyaláb) és az egymást követő nyalábokkal történő axiális szkennelés volt jellemző.

A röntgensövek korlátozott terhelhetősége emellett még lassította is a vizsgálatokat, ezért dózismérésnél is jelentősége volt annak, hogy hány szken-lefutás szükséges hozzá.

A testben vagy a fantomban a nyaláb a szórás miatt szétterül. A z tengely irányú dózisprofil félérték-szélességét (FWHM) névleges szeletvastagságnak nevezték el. A testben (fantomban) a szkennelési térfogat közepén, a $z=0$ pontban mérhető dózis értéke elengedően sok, egymással határos szelet (pl. 10 mm-es névleges szeletvastagságra [nyalábszélességre] már mintegy 12-15 szelet) esetén egy telítési értéket közelít meg, ezt nevezték el Multiple Scan Average Dose-nak (MSAD). Mérésének egyszerűsítését Shope et al. (1981) [4] felismerése tette lehetővé, akik bebizonyították, hogy ez az érték megegyezik a – mindössze egyetlen axiális körülfordulással mérhető – azon dózisértékkel, amely a dózisprofilnak a z tengely mentén, elegendő hosszon történő integrálása. Tehát az egyetlen axiális szelethez tartozó $D(z)$ vonalmenti dóziseloszlás (dózisprofil) integrálja, amelyet Computed Tomography Dose Index-nek (CTDI) neveztek el, megegyezik az MSAD-vel, ugyanakkor azonos azzal a



1. ábra Dózisprofil (a CTDI értelmezéséhez)

PMMA-fantom méretét fejfantom esetén 160 mm, testfantom esetén 320 mm átmérőjű és mindkét esetben legalább 140 mm hosszúságú hengerként szabványosították [6]. A gyakorlatban használatos fantomok szinte egyöntetűen 150 mm hosszúságúak ([2], 59). Ezekbe a hengerekbe közepén, illetve egymástól 90°-nyira, a felszín alatt 10 mm-re lévő középvonalú, 12,4 mm átmérőjű furatokat készítenek. Méréskor ezek egyikébe kerül a mintegy 10 mm átmérőjű mérőkamra, a többit PMMA-hengerekkel ki kell tölteni, hogy homogén legyen. Ahhoz, hogy ne csak a középvonalban, hanem a test egészére is megadhassanak jellemző dózisértéket, az ún. súlyozott CTDI értéket ($CTDI_w$) is bevezették:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100(\text{center})} + \frac{2}{3}CTDI_{100(\text{peripheral})} \quad (2)$$

ahol $CTDI_{100(\text{center})}$ a középső mért érték, $CTDI_{100(\text{peripheral})}$ pedig a négy széli érték átlaga.

dózisértékkel is, amely akkor jönne létre, ha az elnyelt dózisprofil nem terülne szét, azaz teljesen egy olyan téglalapban koncentrálna, amelynek szélessége megegyezik a névleges szeletvastagsággal (1. ábra). Leitz et al. (1995) [5] javaslatára szabványosították a vonalmenti integrálás határértékeit ± 50 mm-ben (IEC 1999 [6]), ami akkoriban elegendőnek mutatkozott ($CTDI_{100}$):

$$CTDI_{100} = \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz \quad (1)$$

ahol $D(z)$ a dózisprofil és $N \times T$ a „névleges szeletvastagság”. Az utóbbit ma már helyesebb névleges nyalábszélességnek vagy kollimációnak nevezni, ugyanis dozimetriai szempontból csak a sugárnyaláb szélessége számít, a többszeletes CT-k képdetektor-sorainak száma, illetve a rekonstrukcióval létrehozott „szeletek” száma és szélessége nem.

Így a méréshez egy 100 mm hosszú aktív térfogattal rendelkező, kb. 10 mm átmérőjű henger alakú, ún. ceruzakamra szükséges. A

Axiális szkensorozat esetén is, ha a szeletek között átlapolás vagy hézag van, a $CTDI_w$ -t a $p=I/(N \times T)$ ún. pitch faktoral (ahol I a körülfordulásonkénti asztal-elmozdulás) elosztva adódik a tényleges dózist jellemző ún. térfogati (más szóhasználatmal effektív) CTDI ($CTDI_{vol}$). A spirális (helikális) szkennelés esetén ugyanez a formula alkalmazandó, csak az asztal-elmozdulás nem két körülfordulás között, hanem egy-egy körülfordulás során folyamatosan történik. A definíciók szerint a CTDI-t helikális szkennelés esetén is egyetlen axiális körülfordulással kell mérni. Ezt a kérdést a továbbiakban részletesebben elemezzük. Egymással határos szeletek esetén definíció szerint $p=1$. $p \neq 1$ esetén a (súlyozott) MSAD-t nem a $CTDI_w$, hanem a $CTDI_{vol}$ közelíti.

A CTDI, $CTDI_w$, illetve $CTDI_{vol}$ értékek az IEC szabványok által levegőben elnyelt dózisként kifejezett dózismennyiségek, mértékegységük mGy. A gyakorlatban néhány tized és kb. 100 mGy közötti értékek fordulnak elő. A dózis mindig egy adott pontban jellemzi a sugárzás és az anyag kölcsönhatását (ún. intenzív mennyiség). Ahhoz, hogy egy adott CT-vizsgálat típusa során a szervezetben elnyelt összes energiával (páciens-sugárterheléssel, effektív dózissal) jó közelítéssel arányos, mégis mérhető (extenzív, azaz összeadó) fizikai mennyiségünk is legyen, bevezették még a dózis-hossz szorzat (dose-length product, DLP) fogalmát:

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (3)$$

ahol L a vizsgálathoz tartozó szkennelés hossz cm-ben. Így a DLP mértékegysége mGy \times cm. Szabványos méretű páciensekre az E effektív dózist a DLP alapján lehet becsülni, testtájától (fej, nyak, mellkas, has, medence) függő átszámítási tényezőkkel, amelyeket Monte Carlo számítások alapján képeztek. Az E/DLP tényezők értékei 2 és 20 $\mu\text{Sv}/\text{mGy} \times \text{cm}$ közé esnek, a különböző szerzők által publikált értékek többnyire csak kevéssé térnek el egymástól.

A CT-dozimetria alapfogalmak további részleteit illetően az irodalomra utalunk (IEC 1999 [6], Kalender 2000 [1], Nagel 2002 [2], ICRU 2005 [7], IAEA 2007 [8], Lewis 2007 [9], Goldman 2007 [10], AAPM 2008 [11]).

Az IEC [6] termékszabvány első kiegészítéssel bővített 2002-es {2.1} kiadása megköveteli a $CTDI_{vol}$ kijelzését a berendezés vezérlőpultján. („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.”) Az előre kijelzett értéket a CT-berendezések szoftvere – a gyártó előzetes röntgencső-bemérésén alapulva – a CT-paraméterek (csőfeszültség, csőáram, szkennelési hossz, pitch faktor stb.) beállított értékeinek függvényében számítja ki. (Olyan esetben, amikor egyes paraméterek a leképezés közben változnak [csőáram-moduláció], a berendezés a becslés alapján előrejelzett értéket a lefutás után a ténylegesen megvalósult paraméter-értékekre átszámítva módosítja.) A ma használatban lévő CT-berendezések már mind teljesítik e követelményt, a kijelzések pontosságának mérésével történő ellenőrzése azonban fontos minőségellenőrzési feladat. Az Európai Unió [12], illetve a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség [13] dokumentuma szerint a minimumkövetelmény a $\pm 20\%$ -nál nem rosszabb egyezés a mért és a kijelzett értékek között.

Bonyolította a helyzetet, hogy a 2000-es évek derekán megjelent 64, majd 256, sőt 320 szeletes CT-k nyalábszélessége már lényegesen nagyobb (a 64-szeletesnél 30-40 mm, a 320-szeletesnél már 160 mm, tehát már a 100 mm-es kamrahossznál is nagyobb). Első lépésben erre az IEC úgy módosította a CTDI definícióját, hogy ha a nyalábszélesség 100 mm-nél nagyobb, akkor az (1) képletben nem $(N \times T)$ -vel, hanem 100 mm-rel kell osztani (IEC 2009 [14]). Boone (2007 [15]) azonban kimutatta, hogy a $CTDI_{100}$ „hatásfoka”, azaz a $CTDI_{\infty}$ -hez („végtelen” hosszú fantomot és mérőkamrát feltételező CTDI értékhez) viszonyított aránya már a 10 mm-es nyalábnál is csak 65 és 90 % közötti (a súlyozott értékekre 80 és 90 % közötti), de 40 mm-es nyalábszélesséig közelítőleg állandó. Nagyobb nyalábszélességekre eleinte fokozatosan, majd 100 mm-től az IEC 1999 szerinti érték jelentősen tovább csökken. Az IEC 2009 [14] szerint definiált súlyozott CTDI érték 100 mm fölött egy darabig nő, majd a

0-40 mm-hez tartozó értéknél kissé nagyobb értéken telítésbe megy (ld. a [17] hivatkozás 3. ábráját). A 40 mm-nél szélesebb sugárnyalábokra való tekintettel 2011-ben ezért a CTDI definíciójának újabb továbbfejlesztése történt meg (IEC 2011 [16], IAEA 2011 [17]), amelynek lényeges eleme, hogy a mérések kivitelezését lehetővé teszi az eddigi, mára már széles körben elterjedt felszerelés (fantomok, 100 mm-es mérőkamra) használatával. Az új definíció lényege, hogy 40 mm-nél szélesebb sugárnyalábok esetén a fantomban végzett mérés 20 mm körüli nyalábszélességgel történik, és ezt azután a z tengelyen levegőben mérhető $CTDI_{free\ air}$ értékek arányaival kell korrigálni. Mivel a levegőben történő sugárszórás elhanyagolható, így a korábinál sokkal nagyobb pontosság és következetesség érhető el, új (és elviselhetetlen súlyú) felszerelés vásárlása nélkül.

Ezzel a továbbfejlesztett definícióval nem foglalkozunk, mivel dolgozatunkban az IEC 2009 [14] definíciója szerinti mérés kérdéseit elemezzük.

A HELIKÁLIS VIZSGÁLATOK DOZIMETRIAI JELLEMZÉSÉNEK KÉRDÉSE

A szeletszám növekedésével a nyalábszélesség is növekedett („cone beam”, azaz „kúpsugaras” CT). Emellett az 1989-ben feltalált helikális letapogatás is rohamosan elterjedt a 2000-es évek elején, ma már alig van használatban olyan CT-berendezés, amely csak axiális szkennelésre alkalmas. Ma az alkalmazott betegvizsgálati protokollok nagyobb része is helikális. Ezenkívül a több detektorsoros (Multi-detector CT, MDCT) helikális berendezések azonos nyalábszélesség mellett különböző vastagságú (esetleg átfedő) „szeletek” rekonstrukciójára képesek, a rekonstruált képszeletek számát pedig megduplázták a „flying focal spot” („ugráló” fókuszú) röntgensövek kifejlesztése. Jelentősen sikerült megnövelni a CT-csövek hőterhelhetőségét is, ezért ma már a sok pontban való mérés sem igényel észrevehetően megnövekedett időt. A gyártók – a megnövekedett sugárvédelmi kívánalmak hatására – kb. az ezredforduló óta versenyeznek a páciensdózis-megtakarítási eljárások kifejlesztésében. A CTDI-metrika közben széles körben ismertté vált, de sok félreértésre is alkalmat adott (Dixon 2006 [18]).

Megjegyezzük, hogy a mérőkamra tulajdonságaitól függően olykor célszerű lehet „súlyozott DLP” értelemszerű bevezetése és használata is, de hivatalosan ez nincs definiálva.

Mindezek együttvéve a CTDI mérésén és kijelzésén alapuló dozimetriát igencsak megkérdőjelezték. Közben azonban az 1999-ben szabványosított CT-dozimetriai fantomok és a ceruzakamra mint mérőberendezés széles körben elterjedtek a világon, nemcsak a gyártó cégeknél, hanem a hatóságoknál, illetve a minőségellenőrzést végző szervezeteknél, sőt sok helyen maguknál a felhasználóknál is. Míg egyes szerzők eltérő mérési módszerek bevezetését szorgalmazták (dózisprofil mérése termolumineszcens doziméterekkel [TLD], MOSFET félvezető doziméterekkel vagy kisméretű ionizációs kamrákkal) (McNitt-Gray et al 1999 [19], Brenner 2005 [20], AAPM 2010 [21]), mások (IEC 2011 [16], IAEA 2011 [17]) azon dolgoztak, hogy a világszerte tömegesen alkalmazott mérőeszközöket ne kelljen lecserélni. A különböző hozzáállásokat jól jellemzi, hogy [21] és [17] kidolgozói között csupán egyetlen közös személy található.

A definíció továbbfejlesztései ellenére a CTDI „hivatalosan” ma is kizárólag axiális szkennelésre van definiálva. Helikális szkennelés esetén a korrekt CTDI-mérés módja az, hogy egyébként azonos röntgenparamétereket beállítva egy egyszeres axiális fordulat során kell mérni a szabványos CTDI-t, majd azt – ugyancsak definíció szerint – a helikális protokoll p pitch faktorával el kell osztani. Ez azonban nehézkes, és nem is mindig megvalósítható, ugyanis egyszeres axiális szkennelés üzemmódot azonos paraméterekkel, felkészült szervizes segítség nélkül beállítani igen sokszor nem is lehetséges, mert új protokollokat kellene definiálni hozzá. Ez a probléma az utóbbi években a szakirodalomban is megjelenik. Az AAPM Rep. 111 (2010) [21] bevezetésében például ezt olvashatjuk: „CTDI is defined

exclusively for axial scanning, and its application to characterize dose in helical scanning is therefore conceptually presumptuous.”

Természetesen a helikális vizsgálatok dozimetriájának kérdése már korábban is felfelmerült. *McNitt-Gray* et al. (1999) [19] TLD-vel vizsgálták érintkező axiális ($p=1$), érintkező helikális ($p=1$) és nem érintkező ($p>1$) helikális vizsgálatok dózisait. Azt találták – *amint az várható volt* – hogy a ($p=1$)-gyel jellemzett axiális és helikális lefutások dózisaik közelítőleg megegyeznek, míg a ($p>1$) helikális esetben a dózisek $1/p$ -vel arányosak.

Az *AAPM* Rep. 111 (2010) [21] alapjait *Dixon* és munkatársai dolgozták ki részletesen (*Dixon* 2003 [22], *Dixon* et al. (2005) [23], *Dixon-Boone* (2010) [24]). A megközelítés alapja a kumulatív dózis fogalma, amelyet $D_L(z)$ -vel jelölnek. A $z=0$ pontra a kumulatív dózis:

$$D_L(0) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{L/2} f(z') dz' \quad (4)$$

ahol $f(z')$ az egyszeres szken dózisprofilja (azonos az (1)-beli $D(z)$ -vel), L a teljes szkenhossz, b pedig az egymást követő körülfordulások középpontjainak távolsága ($p=1$ esetén $b=N \times T$, tehát a névleges nyalábszélesség, $p \neq 1$ esetén pedig ennek p -szerese, azaz $b=p \times N \times T$). (4) és (1) összevetéséből adódik, hogy $p=1$ esetén az L szkenhosszhoz tartozó érték

$$\text{CTDI}_L = \frac{1}{N \times T} \int_{-L/2}^{L/2} f(z') dz' \quad (5)$$

vagyis a 100 mm-es szkenhosszra vonatkozó CTDI_{100} ennek egy speciális esete.

$p \neq 1$ esetén $L=100$ mm-re $\text{CTDI}_{100} = p \times D_L(0)$.

A [21] megjelenése óta több szerző végzett vizsgálatokat annak útmutatásai alapján [25, 26].

Descamps et al. (2012) [25] méréseikkel igazolják, hogy ugyan a CTDI hatásfoka „nem megfelelő”, de *azonos pitch mellett az axiális és helikális vizsgálatok CTDI értékei néhány %-on belül megegyeznek*.

A legszókimondóbb a legfrissebb tanulmány. *Trevisan* et al. (2014) [26] megállapítják, hogy a $\text{CTDI}_{\text{vol}} = \text{CTDI}_w/p$ összefüggést nem mindig könnyű a helikális szkennelések esetére alkalmazni, ha valamely paraméter, pl. a nyalábszélesség axiális módban nem állítható be azonos értékre. Ahol viszont beállítható, ott megállapítható a hagyományos CTDI dozimetria megfelelősége. A három különböző mérési módszerrel meghatározott (valamint a CT-berendezés által kijelzett) CTDI_{vol} értékek – egy értéket leszámítva – mindenütt 9 %-on belül megegyeztek.

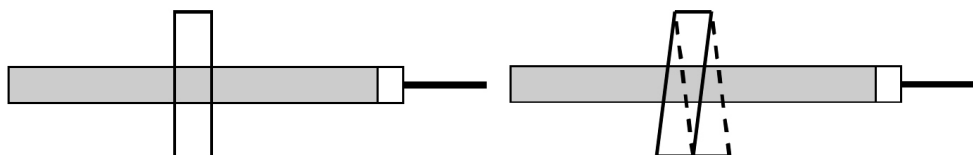
ELMÉLETI MEGFONTOLÁSOK

Mi történik akkor, ha a definíciók ellenére – jobb híján – a meglévő mérőfelszerelésünkkel, azaz a 100 mm-es kamrával és a szabványos fantomokkal a beállítható helikális szkennelések közben mérünk? Bontsuk a kérdést két esetre. Az első esetben egyetlen körülfordulásnál mérjük, axiális esetben a definíciónak megfelelően, helikális esetben ($p=1$) pedig az egyszeres körülfordulást a $z=0$ pont körül centrálva (ami a kamrára való centráltságot is jelenti). A 2a-b ábrapáron egy keskeny (kb. 10 mm-es) nyalábot szemléltetünk (a: axiális, b: helikális), a 3a-b ábrapáron pedig egy széles (kb. 160 mm-es) nyalábot ugyanúgy. Az ábrákról láthatjuk, hogy a mérhető (100 mm-en integrált dózis-hossz szorzat, elosztva az első esetben a nyalábszélességgel, a másodikban 100 mm-rel) dózisértékek közötti különbséget csak a lelógó „dózisprofil-farkak” járulékanak eltérése okozza. A keskeny nyalábnál ez mindenképpen csak kis különbséget okozhat (néhány százaléknnyit). A második esetet a 4a-b ábrapáron egy 12 körülfordulásból álló (a: axiális, b: helikális) szkensorozat szemlélteti, egyenként kb. 10 mm-es nyalábszélességgel, ezzel modellezve valamely beállítható protokollt. Itt ugyanaz

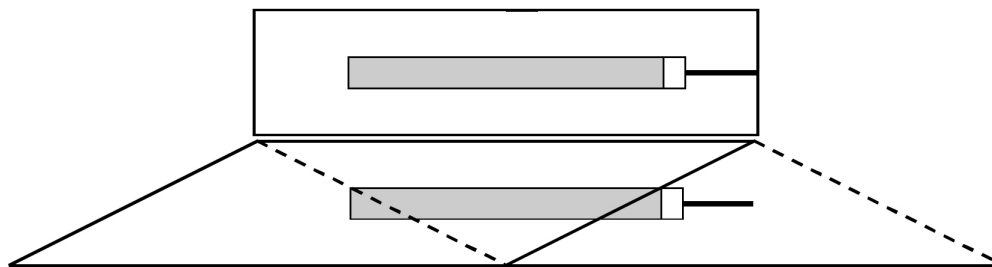
mondható el, mint a 2a-b ábra kapcsán. A névleges és a tényleges nyalábszélesség eltérése (ami kb. 1,5-2,5 mm lehet, ld. pl. [17], 27-30) mintegy körülfordulásonkénti 2 mm körüli félárnyék-átfedést okoz, ez egyszereles lefutásoknál definíció szerint bele van számítva a $CTDI_{100}$ -ba, tehát nem jelent mérési hibát. A többszeletes lefutásoknál viszont a pontosságot jelentősen rontja, n lefutásnál $(n-1) \times h$ értékkel, ahol 20 és 40 mm közötti szeletvastagságokra h értéke mintegy 5-6 % lehet, ez azonban a többszeletes axiális szkennelésre is igaz.

GYAKORLATI EREDMÉNYEK

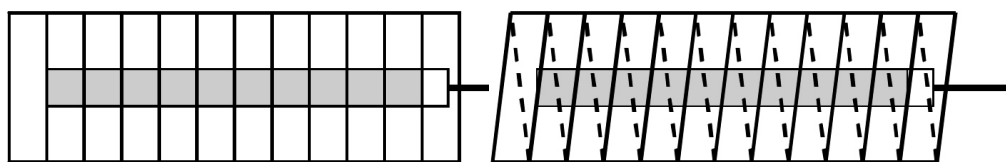
A gyártók által megadott információk szerint a gyártó cégek a CTDI-kijelzések kalibrációját a definíció szerint, tehát egyszereles axiális körülfordulás mellett történő mérésekkel végzik, amit helikális protokollok kijelzései esetén korrigálnak a p -re és a lelógó farkakra. Így a fentiek szerint helikális protokollok mellett végzett CTDI-mérések eredményeinek összevetése a kijelzett értékekkel igazolhatja elképzelésünket a mérés értékéről.



2. ábra. 10 mm-es nyalábszélesség, egyszeres körülfordulás. a) axiális, b) helikális ($p=1$).



3. ábra. 160 mm-es nyalábszélesség, egyszeres körülfordulás. a) axiális, b) helikális ($p=1$).



4. ábra. 10 mm-es nyalábszélesség, 12-szeres körülfordulás. a) axiális, b) helikális ($p=1$).

Az 1. táblázatban felsorolunk néhány ide vágó, 2011-13 közötti saját eredményt, valamennyi helikális protokoll mellett kijelzett, illetve mért érték. Szerepelnek közöttük „low-dose” CT-k is (Séra, Porubszky et al. (2014) [27]). A méréshez szabványos CT-dozimetria test-, illetve fejfantomot és Wellhöfer gyártmányú, DCT-10 típusú – levegőben elnyelt dózisa kalibrált – CT-ionkamrát használtunk, RTI Barracuda elektrométerrel.

1. táblázat. Helikális protokollok mellett mért és kijelzett CTDI értékek

Gyártó /típus	Fantom (Fej / Test)	CTDI _{vol} kijelz. (mGy)	CTDI _{vol} mért (mGy)	Gyártó /típus	Fantom (Fej / Test)	CTDI _{vol} kijelz. (mGy)	CTDI _{vol} 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 ÉS KÖVETKEZTETÉSEK

Az 1. táblázat alapján láthatjuk, hogy ha eltekintünk az egyes berendezések szisztematikusan tekinthető hibájától, a legrosszabb esetben is 18 %-on belüli egyezést kapunk, de az esetek többségében 9 %-on belülit vagy még annál is jobbat a helikális protokollok lefolyása alatt mért és a kijelzett (előreprogramozott) CTDI értékek között. Ez azt mutatja, hogy –megfelelő hibabecsléssel – a módszer alkalmazható a CT-berendezések kijelzett CTDI értékeinek ellenőrzésére helikális üzemmódban is.

Az áttekintett tárgykörrel megállapíthattuk, hogy a CT-alkalmazás kezdeti korszakában kialakított CTDI-metrika a technika fejlődésével korrekciókra szorult. Egyidejűleg több nemzetközi és nemzeti szervezet is foglalkozik a kérdéssel (*IEC, AAPM, IAEA, ICRU* stb.), eltérő hangsúlyokkal. A vélemények egy része (*Brenner, Boone, Dixon, AAPM*) szerint a CTDI-módszert más mérési eljárással kell felváltani, amely pontosabb és egyetemesebb, azaz minden nyalábszélességre és szkennelési módra alkalmazható. Mások (*IEC, IAEA, Kalender, Trevisan*) a CTDI – némi igazítással történő – további alkalmazhatósága mellett érvelnek.

Figyelembe véve a dolgozatunkban ismertetetteket, valamint a CTDI dóziszfantomok és 100 mm hosszúságú ionkamrák széleskörű elterjedtségét, bizonyosra vehetjük, hogy – az egyéb módszerek megjelenése és terjedése mellett – a CTDI mint a CT-berendezések sugárzás-kibocsátásának jellemzője és vele a ceruzakamra még legalább 10-15 évig nem fog nyugdíjba menni.

IRODALOM

- [1] *W. A. Kalender*: Computed tomography. Publicis MCD Verlag, Munich 2000 – 3rd ed. Publicis Publishing, Nuremberg 2011
- [2] *H. D. Nagel (ed)*: Radiation exposure in computed tomography. 4th ed. CTB publications, Hamburg 2002
- [3] *C. H. McCollough et al.*: CT Dose Index and patient dose: They are not the same thing. *Radiology* **259**/2, 311-316 (2011)

- [4] *T. B. Shope, R. M. Gagne, G. C. Johnson*: A method for describing the doses delivered by transmission X-ray computed tomography. *Med Phys* **8**/4, 488-95 (1981)
- [5] *W. Leitz, B. Axelsson, G. Szendrő*: Computed tomography dose assessment – a practical approach. *Rad Prot Dosim* **57**/1-4, 377-80 (1995)
- [6] *IEC*: International Electrotechnical Commission: Medical electrical equipment – Part 2-44 Ed 2: Particular requirements for basic safety of X-ray equipment for computed tomography. IEC, Geneva 1999
- [7] *ICRU*: International Commission on Radiation Units and Measurements: Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging. ICRU Rep 74. *J ICRU* **5**/2 (2005), 29-30, 44-48
- [8] *IAEA*: International Atomic Energy Agency: Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Technical Report Series No. 457. IAEA, Vienna 2007, 25-28
- [9] *M. Lewis*: Principles of CT dosimetry. ImPACT course 2007 <http://www.impactscan.org/slides/course07/lect5/frame.htm>
- [10] *L. W. Goldman*: Principles of CT: Radiation dose and image quality. *J Nucl Med Technol* **35**/4, 213-25 (2007)
- [11] *AAPM*: American Association of Physicists in Medicine: The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. AAPM Rep 96, AAPM, 2008
- [12] *EC*: European Commission. Criteria for acceptability of medical radiological equipment used in diagnostic radiology, nuclear medicine and radiotherapy. Radiation Protection 162 (RP 162). EC, Luxembourg 2012, 42-44
- [13] *IAEA*: International Atomic Energy Agency: Quality assurance program for computed tomography: Diagnostic and therapy applications. HHS 19. IAEA, Vienna 2012, 19-26, 73
- [14] *IEC*: International Electrotechnical Commission.: Medical electrical equipment – Part 2-44 Ed 3: Particular requirements for basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography. IEC, Geneva 2009
- [15] *J. M. Boone*: The trouble with CTDI₁₀₀. *Med Phys* **34**/4, 1364-71 (2007)
- [16] *IEC*: International Electrotechnical Commission: Medical electrical equipment – Part 2-44 Ed 3: Particular requirements for basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography. Amendment 1. IEC, Geneva 2011
- [17] *IAEA*: International Atomic Energy Agency: Status of computed tomography dosimetry for wide cone beam scanners. Human Health Reports No. 5. IAEA, Vienna 2011
- [18] *R. L. Dixon*: Restructuring CT dosimetry – A realistic strategy for the future. Requiem for the pencil chamber. *Med Phys* **33**/10, 3973-76 (2006)
- [19] *M. F. McNitt-Gray et al.*: Radiation dose in spiral CT: The relative effects of collimation pitch. *Med Phys* **26**/3, 409-14 (1999)
- [20] *D. J. Brenner*: Is it time to retire the CTDI for CT quality assurance and dose optimization? *Med Phys* **32**/10, 3225-26 (2005)
- [21] *AAPM*: American Association of Physicists in Medicine: Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography. AAPM Rep. 111, AAPM, 2010
- [22] *R. L. Dixon*: A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI. *Med Phys* **30**/6, 1272-80 (2003)
- [23] *R. L. Dixon, M. T. Munley, E. Bayram*: An improved analytical model for CT dose simulation with a new look at the theory of CT dose. *Med Phys* **32**/12, 3712-28 (2005)
- [24] *R. L. Dixon, J. M. Boone*: Cone beam CT dosimetry: A unified and self-consistent approach including all scan modalities – with or without phantom motion. *Med Phys* **37**/6, 2703-18 (2010)

- [25] *C. Descamps et al.*: Measurements of the dose delivered during CT exams using AAPM Task Group Report No. 111. *J Appl Clin Med Phys* **13**/6, 293-302 (2012)
- [26] *D. Trevisan, D. Ravanelli, A. Valentini*: Measurements of computed tomography dose index for clinical scans. *Rad Prot Dosim* **158**/4, 389-98 (2014)
- [27] *T. Sera, T. Porubszky, M. Papos, R. Elek, Z. Besenyi, K. Gion, A. Bartha, S. Pellet, L. Pavics*: Validation of CT doses of SPECT/CT and PET/CT hybrid devices :lessons learned. *Nucl Med Commun* **35**/5, 534-538 (2014)

A pályamű a Somos Alapítvány támogatásával készült