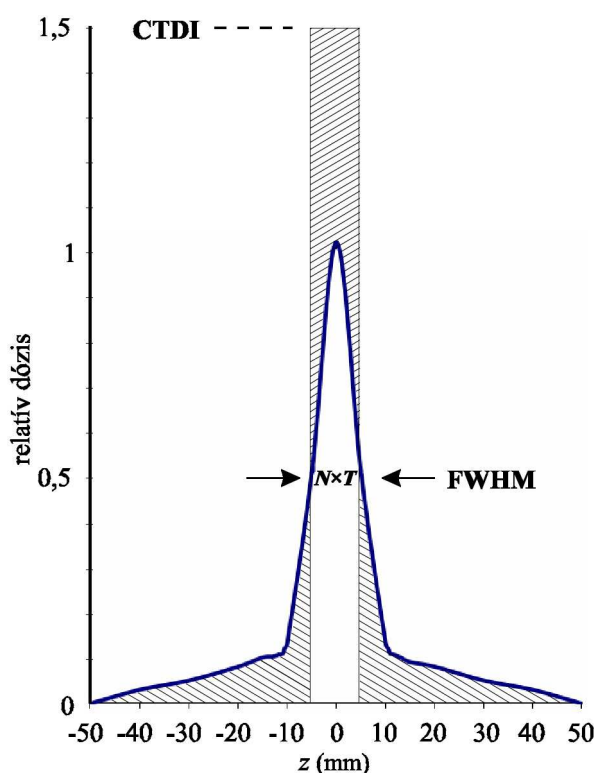


CT-dozimetriai alapok

Porubszky Tamás

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 szkennelés 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)* 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) nevezték el, megegyezik az MSAD-vel, ugyanakkor azonos azzal a dózisértékkel is, amely akkor jönne létre, ha az elnyelt dózisprofil nem terülne szét, azaz teljesen egy olyan téglalapban koncentrálna, amelynek szélessége megegyezik a névleges nyalábszélességgel (1. ábra). *Leitz et al. (1995)* javaslatára szabványosították a vonalmenti integrálás határértékeit ± 50 mm-ben (*IEC 1999*), ami akkoriban elegendőnek mutatkozott ($CTDI_{100}$):



1. ábra Dózisprofil (a CTDI értelmezéséhez).

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.

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

Így a méréshez egy 100 mm hosszú aktív térfogattal rendelkező, ún. ceruzakamra szükséges. A PMMA-fantom méretét

fejfantom esetén 160 mm, testfantom esetén 320 mm átmérőjű és mindkét esetben legalább 140 mm hosszúságú hengerként szabványosították (*IEC 1999*). A gyakorlatban használatos fantomok szinte egyöntetűen 150 mm hosszúságúak (*Nagel 2002, 59*). Ezekbe a hengerekbe középen, 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.

Axiális szkensorozat esetén is, ha a szeletek között átlapolás vagy hézag van, a $CTDI_w$ -t a $p=I/(N \times T)$ ún. pitch faktorról (ahol I a körülfordulásonkénti asztal-elmozdulás) elosztva adódik a tényleges dózist jellemző ún. térfogati (más szóhasználat: 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. 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 összeadódó) 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 hossza cm-ben. Így a DLP mértékegysége mGy $\times$ cm.

A CT-dozimetria alapfogalmak további részleteit illetően az irodalomra utalunk (IEC 1999, Kalender 2000, Nagel 2002, ICRU 2005, IAEA 2007, Lewis 2007, Goldman 2007, AAPM 2008).

Hivatkozások

- AAPM: American Association of Physicists in Medicine: The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. AAPM Rep 96, AAPM, 2008
- L. W. Goldman: Principles of CT: Radiation dose and image quality. *J Nucl Med Technol* 35/4, 213-25 (2007)
- IAEA: International Atomic Energy Agency: Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Technical Report Series No. 457. IAEA, Vienna 2007, 25-28
- 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
- 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
- W. A. Kalender: Computed tomography. Publicis MCD Verlag, Munich 2000 – 3rd ed. Publicis Publishing, Nuremberg 2011
- W. Leitz, B. Axelsson, G. Szendrő: Computed tomography dose assessment – a practical approach. *Rad Prot Dosim* 57/1-4, 377-80 (1995)
- M. Lewis: Principles of CT dosimetry. ImPACT course 2007
<http://www.impactscan.org/slides/course07/lect5/frame.htm>
- H. D. Nagel (ed): Radiation exposure in computed tomography. 4th ed. CTB publications, Hamburg 2002
- 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)