

KILOVOLTOS KÚPSUGARAS CT DÓZISINDEX MEGHATÁROZÁSA A NYALÁBSZÉLESSÉG MÉRÉSÉVEL

Gazdag-Hegyesi Szilvia^{*1,2}, Gáldi Ádám^{1,3}, Major Tibor^{1,4}, Pesznyák Csilla^{1,5}

¹ Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Központ,
1122 Budapest, Ráth György u. 7-9.

² Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Fizikai Tudományok Doktori Iskola,
1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.

³ Semmelweis Egyetem, Doktori Iskola, 1085 Budapest, Üllői út 26.

⁴ Semmelweis Egyetem, Onkológiai Tanszék, 1085 Budapest, Üllői út 26.

⁵ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Nukleáris Technikai Intézet,
1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.

*hegyesi.szilvia@oncol.hu

A kézirat beérkezett: 2025.03.14.

Közlésre elfogadva: 2025.04.01.

Determining the additional dose to the patient during the various imaging procedures required to verify patient position and adapt treatments is an important issue in terms of late side effects and the development of secondary tumours associated with cumulative exposure.

CT dose index (CTDI, [CTDI]=mGy) is a measure of radiation dose output of a CT scanner. Imaging with a wide beam (>40 mm), as in cone beam computer tomography (CBCT), the measured values have to be corrected. The beam width parameter used for the calculation of CTDI is not straightforward based on the display of the linear accelerator's console. Thus, the beam width was validated using different measurement techniques before determining the CTDI values.

IBA Matrixx Resolution and PTW Octavius 1000 SRS ionization chamber detector matrices were used for beam width analysis. We used the Radcal ionisation pencil chamber for the CTDI measurements. Measurements were performed in air and in a PureImaging PMMA CTDI phantom on an Ethos linear accelerator.

The average uncertainty of the field of view (FOV) was $0.3 \text{ mm} \pm 0.02 \text{ mm}$. In the examination of relationship between field size and beam width, the largest deviations occurred at small field sizes. The difference between the measured and the vendor-displayed beam widths was greater than 1 mm below 40 mm FOV. Significant differences were found between the beam width displayed on the linear accelerator's console and the measured ones. In all cases, the measured CTDI parameters were greater than the predicted ones. The smallest relative deviation from the vendor-based data was 2.3% (0.5 mGy) for the pelvis imaging protocol. The largest relative deviation was 12.2% (0.12 mGy) for the breast imaging protocol.

It is advisable to add the determination of the beam width to the current internationally accepted CTDI measurement protocol for CBCT, as it is an essential part of the calculations. Even small differences can have impactful biological effects in studies with high dose rates.

Keywords: Conebeam CT, Dosimetry, CT Dose Index, Radiotherapy

A betegbeállítás verifikálásához és a kezelések adaptálásához szükséges különböző képalkotások során a páciensért sugárterhelés meghatározása fontos kérdés, a késői

mellékhatások, illetve a kumulatív sugárterheléssel összefüggő másodlagos daganatok kialakulása szempontjából.

A CT-dózisindex (CTDI, $[CTDI] = \text{mGy}$) a CT által kibocsátott dózis mérőszáma. Ha nagy ($> 40 \text{ mm}$) szélességű nyalábbal alkotunk képet, mint ahogyan kúpsugaras komputer tomográf (CBCT) esetében, a mért értékeket korrigálni kell. A CTDI meghatározásához szükséges összefüggésekben szereplő nyalábszélesség paraméter a lineáris gyorsító konzoljának kijelzése alapján nem egyértelmű. Így a CTDI értékek meghatározása előtt a nyalábszélességet validáltuk különböző mérési eljárások alkalmazásával.

A nyalábszélesség vizsgálatára IBA Matrixx Resolution és PTW Octavius 1000 SRS ionizációs kamra mátrixokat alkalmaztunk. CTDI méréseink során Radcal ionizációs ceruzakamrát használtunk. Levegőben, ill. PureImaging PMMA CTDI fantomban végeztünk méréseket Ethos lineáris gyorsítón.

A látómező (FOV) átlagos beállítási bizonytalansága $0,3 \text{ mm} \pm 0,02 \text{ mm}$ volt. A mezőméret és a nyalábszélesség kapcsolatának vizsgálata során a legnagyobb eltérések a kis mezőméreteknel jelentkeztek. A mért és a gyártói nyalábszélességek közti eltérés 40 mm -es FOV alatt nagyobb volt, mint 1 mm . A lineáris gyorsító konzolján beállított és a mért nyalábszélesség közt szignifikáns különbségeket találtunk. A mért CTDI paraméterek minden esetben nagyobbak voltak a gyártó által előre jelzettnél. A legkisebb relatív eltérés a gyártó által megadott értéktől $2,3 \%$ ($0,5 \text{ mGy}$) volt, a kismedence képalkotó protokoll esetén. A legnagyobb relatív eltérés $12,2 \%$ ($0,12 \text{ mGy}$) volt, az emlő képalkotó protokoll esetében.

Célszerű lenne a jelenleg nemzetközileg elfogadott CBCT-re vonatkozó CTDI mérési protokoll kiegészítése a nyalábszélesség meghatározásával, hiszen alapvető részét képezi a számításoknak. A nagy sugárterheléssel járó vizsgálatok esetén a kis különbség is jelentős biológiai hatásokkal járhatnak.

Kulcsszavak: kúpsugaras CT, dozimetria, CT dózisindex, sugárterápia

BEVEZETÉS

A betegbeállítás ellenőrzésére és a kezelések adaptálásához szükséges különböző képalkotások során a páciensért dózismennyiség meghatározása fontos kérdés, a késői mellékhatások és a sugárzások keltette másodlagos daganatok megjelenése miatt [1]. A képalkotásból származó kumulatív expozícióval összefüggő másodlagos daganatok kialakulása főként a gyerekek, illetve fiatal felnőttek szempontjából releváns kérdés [2]. A képvezérelt sugárterápia alkalmazása jelentősen növeli a kezelések hatásfokát, ugyanakkor növeli a beteg sugárterhelését [3]. A kúpsugaras komputertomográfiás képalkotások (CBCT) sugárterhelése alacsonyabb a hagyományos diagnosztikus vagy terápiás célú CT-vizsgálatokhoz, illetve a terápiás dózisokhoz képest, emiatt sokáig elhanyagolhatónak tekintették. A képalkotó technikafejlődése, és egyre szélesebb körben való elterjedése rendkívül megnövelte a CBCT felvételek számát, így figyelembe kell vennünk ezek sugárterheléseit is. A technika hozzájárult a klinikai és a tervezési céltérfogat közötti kiterjesztések, azaz a céltérfogat méretének csökkentéséhez, ezáltal a védendő szervek sugárterhelésének mérsékléséhez is [4], [5].

A képalkotás során a páciensért dózis függ a készülék specifikációjától, a beteg fizikai méreteitől, a vizsgált terület nagyságától, valamint az alkalmazott képalkotási paraméterektől (csőfeszültség, csőáram) [6]. Különösen fontos a képalkotási protokollok optimalizálása annak érdekében, hogy a lehető legjobb képminőséget érjük el a lehető legkisebb sugárterhelés mellett, figyelembe véve a sugárvédelem alapelveit [7].

Bizonyos lineáris gyorsítók esetén, gyűrűszerű geometriai elrendezésük miatt nincs lehetőség független lézeres pozicionáló rendszer alkalmazására, ezért a napi képalkotás

alapvető szerepet tölt be a betegpozicionálásban. A frakciónként elvégzett kV-os CBCT képalkotás nélkül ezért nem indítható el az adott napi kezelés [8].

A nagy frakciószámmal rendelkező sugárterápiás kezelések esetén a képalkotásokból származó kumulatív dózis már 1 Gy-nyi nagyságrendbe esik [9]. Például konvencionális fejnyak daganatok kezelésekor a teljes nyakat érintő kezelés 25 frakciót, míg a tumorágy kezelése további 10 frakciót jelent, így összesen 35 darab kV-os CBCT készül el a teljes kezelés során [10].

Tanulmányunk célja a kilovolts CBCT képalkotásból származó sugárterhelés verifikálása nemzetközi irodalomban fellelhető mérési protokollok alkalmazásával, illetve ezek kiegészítésével.

ESZKÖZÖK ÉS MÓDSZEREK

Meréseinket az Ethos (Varian, Palo Alto, CA, USA) lineáris gyorsító gyártó által javasolt, régiótól függő képalkotási protokolljaival végeztük el (1. táblázat).

1. táblázat. Ethos kV-os CBCT képalkotási protokolljai

Protokollok	U [kV]	Q [mAs]	Gyártói CTDI [mGy]
Koponya	100	138,9	3,67
Csökkentett dózisu koponya	100	46	1,22
Mellkas	125	300,7	6,01
Emlő	125	49	0,98
Kismedence	125	1074	21,48

CT dózisindex meghatározása

A diagnosztikus képalkotás során fellépő sugárterhelést a CT dózisindex (CTDI) értékkel jellemezhetjük, amely megmutatja, hogy egy hagyományos diagnosztikus CT egyszeri axiális felvételezése során mekkora a test közepén az átlagosan elnyelt dózis:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-50}^{50} D(z) dz.$$

A definícióban $D(z)$ egy z -tengely irányú dózisprofil a tomográfiai síkra merőlegesen, melyet a detektor érzékeny térfogatában, egy egyenes mentén integrálunk. Az $N \times T$ a nyaláb szélességét jellemző szám, mely a képalkotás során aktiválódott detektorpixelek száma (N) és azok névleges szélessége (T).

Mivel a test térfogatának kb. egyharmada kap akkora dózist, amit a középpont és kb. 2/3-ad része annyit, mint a perifériák átlaga, így javasolt a hagyományos CTDI helyett a súlyozott CTDI érték alkalmazása:

$$CTDI_{w,100} = \frac{1}{3} CTDI_{centrum,100} + \frac{2}{3} \overline{CTDI_{periféria,100}},$$

ahol $CTDI_{centrum,100}$ a test közepén, illetve $CTDI_{periféria,100}$ a perifériákon mért $CTDI_{100}$ értékek [11].

CTDI meghatározása CBCT esetén

A hagyományos CT-khez képest, a CBCT-k nyalábjának szélessége jóval nagyobb, akár 250–300 mm is lehet. Az IEC és IAEA szerinti definíciók csak akkor használhatók hibahatáron belül, ha a nyalábszélesség nem haladja meg a 40 mm-t. A 140 mm-es fantomban 100 mm-es ionizációs kamrával végzett mérések határfoka 0 és 40 mm közötti nyalábszélesség esetén lineárisan csökken, 80 mm felett exponenciálisan 0-hoz közelít [12]. Emiatt korrekciós tényezőket kell alkalmazni.

A nagy nyalábszélességgel rendelkező, azaz CBCT készülékek dózisindexének meghatározásához ajánlott referencia nyalábszélesség 40 mm [13]. Első lépésben meghatároztuk a $CTDI_{100,ref}$ értékeket. A méréseket a CTDI fantomon belül végeztük el a 10 mm-es referencia nyalábszélességgel.

$$CTDI_{100,ref} = \frac{1}{(N \cdot T)_{ref}} \int_{-50}^{50} D(z) dz .$$

A súlyozott $CTDI_{100,ref}$ értékeket a különböző furatokban mért adatokból kaptuk:

$$CTDI_{w,100,ref} = \frac{1}{3} CTDI_{centrum,ref} + \frac{2}{3} CTDI_{periféria,ref} .$$

Referencia nyalábszélességgel levegőben (FA= free air) mértük a $CTDI_{FA,ref}$ paraméter meghatározásához szükséges dózist:

$$CTDI_{FA,ref} = \frac{1}{(N \cdot T)_{ref}} \int_{-50}^{50} D(z) dz .$$

Végül pedig a teljes képalkotó nyaláb szélességet a kamra léptetésével pásztáztuk végig levegőben:

$$CTDI_{FA,N \cdot T} = \frac{1}{N \cdot T} \sum_{i=1}^n \left(\int_{-50}^{50} D(z) dz \right)_i .$$

Az előzőekben definiált paraméterek felhasználásával határozhatjuk meg a 40 mm-nél szélesebb képalkotó nyalábok esetén definiálható CTDI értékét [13]:

$$CTDI_{100,(N \cdot T) > 40} = CTDI_{w,100,ref} \cdot \frac{CTDI_{FA,N \cdot T}}{CTDI_{FA,ref}} .$$

Nyalábszélesség vizsgálata

A definíciók alapján látható, hogy a nyalábszélesség ($N \times T$) kardinális kérdés. A Varian rendszerek esetén a képalkotás során a lineáris gyorsító konzol panelén meghatározhatjuk a mezőméretet, melynek beállítása nem egyértelmű. Definiálhatjuk a látómező nagyságát (FOV),

ami összefügg a Range paraméterrel. A standard képalkotó protokollok esetében a FOV paraméter 10 és 280 mm közötti értékeket vehet fel, a hozzá tartozó Range tartomány mindig kisebb, 9 és 245 mm közötti. Egy harmadik opció is rendelkezésre áll, mely szintén a nyalábszélességet jellemzi. Ha a gyártó által előrejelzett DLP értéket elosztjuk az adott felvételi paraméterekhez tartozó CTDI értékkel, az szintén a szkennelt régió hosszát határozza meg. Első körben arra a kérdésre kerestünk választ, hogy mely paraméter határozza meg a nyalábszélességet, hiszen a nyalábszélesség nagy mértékben befolyásolja a CTDI értékeket.

Továbbá a szoftver által megadott két Range paramétert vizsgáltuk, melyek egy-egy adott FOV-értékhez tartoznak, azaz meghatároztuk a látómező szélességének beállítási bizonytalanságát és vizsgáltuk a nyalábszélesség mezőmérettől való függését.

Nyalábszélesség vizsgálat mérési elrendezése

A mérések során ionizációs kamra detektormátrixokat használtunk, amelyeket a CBCT képalkotáskor párhuzamosan helyeztünk el a lineáris gyorsító asztalán, a forgástengely izocentrumában. Mivel a szummációs vetületi kép transzverzális hossza megegyezik a nyalábszélességgel, a mérések a detektormátrixokkal végzett méréseket a CBCT forgásának követése nélkül végeztük.

Az IBA Matrixx Resolution (IBA Dosimetry GmbH, Gewerbegebiet Frauenholz, Schwarzenbruck, Németország) ionizációs kamra detektormátrixot használtuk, amelynek térbeli felbontása 6,5 mm, aktív felülete 253 mm × 253 mm. A méréseket az IBA myQA szoftverrel értékeltük ki.

Az eredmények validálásához, ill. a felbontás növeléséhez egy másik független dozimetriai rendszert is használtunk. A PTW Octavius 1000 SRS (PTW-Freiburg, Freiburg im Breisgau, Németország) ionizációs kamra detektorrendszert alkalmaztuk 2,5 mm felbontással és 50 mm × 50 mm aktív felülettel. A mérések kiértékeléséhez a PTW Mephysto használtuk.

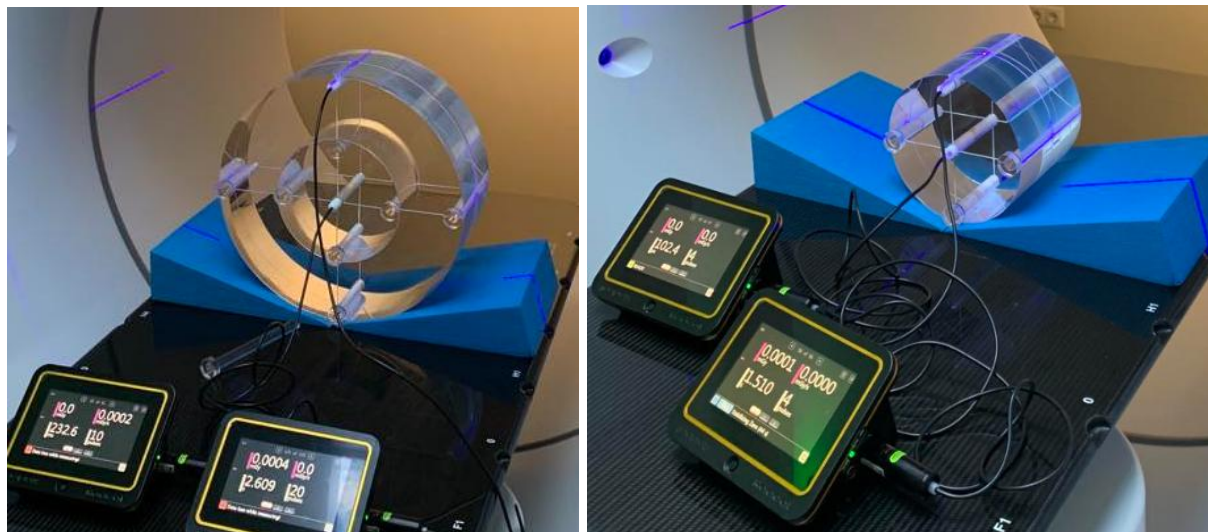
A kis nyalábszélességeket a mindkét műszer segítségével, míg a 100 mm-es FOV-ot meghaladó nyalábszélességeket csak az IBA ionizációs kamra detektormátrixszal mértük.

Méréseink felbontásának növelése érdekében filmdozimetriai mérésekkel is kísérleteztünk, azonban a kV-os CBCT energiatartománya ezt megnehezítette. Nehezen alkalmazhatók a lineáris gyorsítókra tervezett filmdozimetriai eszközök, hiszen azoknál kisebb, viszont a hagyományos röntgenfelvételezéshez képest nagyobb energiatartományú sugárzások lépnek fel. Több mérési elrendezést alkalmaztunk Fuji Medical X-ray Film Super RX-N 30 × 40 cm² hagyományos röntgenfilm felhasználásával. Méréseket végeztünk erősítőfóliával ellátott, ill. anélküli kazettával, és kazetta nélkül a filmet fekete borítékba helyezve, szilárdvíz fantomban és szabad levegőben egyaránt. A lineáris gyorsító terveinek verifikációjára optimalizált Gafchromic EBT3 filmeket is kipróbáltuk. A filmeket szilárdvíz fantomba ágyazva CBCT-felvételeket készítettünk. A képalkotás során a legnagyobb CTDI értékű protokollt használtuk, egy adott elrendezés mellett, többszöri ismétléssel.

CTDI mérési elrendezése

CTDI méréseinket 100 mm-es érzékeny térfogattal rendelkező Radcal 10X6-3CT ceruzakamrával (Radcal, Monrovia, CA, USA) végeztük el. A kamra adott egyenes menti dózisprofil integrált dózisértékét határozza meg, így Radcal Accu-Gold Touch detektorunkról az 10 mm-re vetített mGy×cm dimenziójú értéket olvastunk le.

Az adatgyűjtést levegőben, illetve a PureImaging CTDI fantomában (Pure Imaging Phantoms, Spring Court, Farnham Royal, UK) végeztük el (1. ábra). A fantom anyaga PMMA (poli(metil-metakrilát)), mely 2 részből tevődik össze. Magja egy 160 mm átmérőjű, 145 mm hosszú tömb, ez egy felnőtt ember koponya vagy fejnyaki régió reprezentációja. Ezt veszi körbe gyűrűszerűen a fantom másik része, mely így összesen 320 mm-es átmérőjű és az emberi törzset helyettesíti. A fantom középső része 5, a külső gyűrűs része további 4 darab furattal rendelkezik (egy a középpontban, a továbbiak a fantom peremétől 10 mm-re), melyekbe mérés során az ionizációs kamra illeszthető.



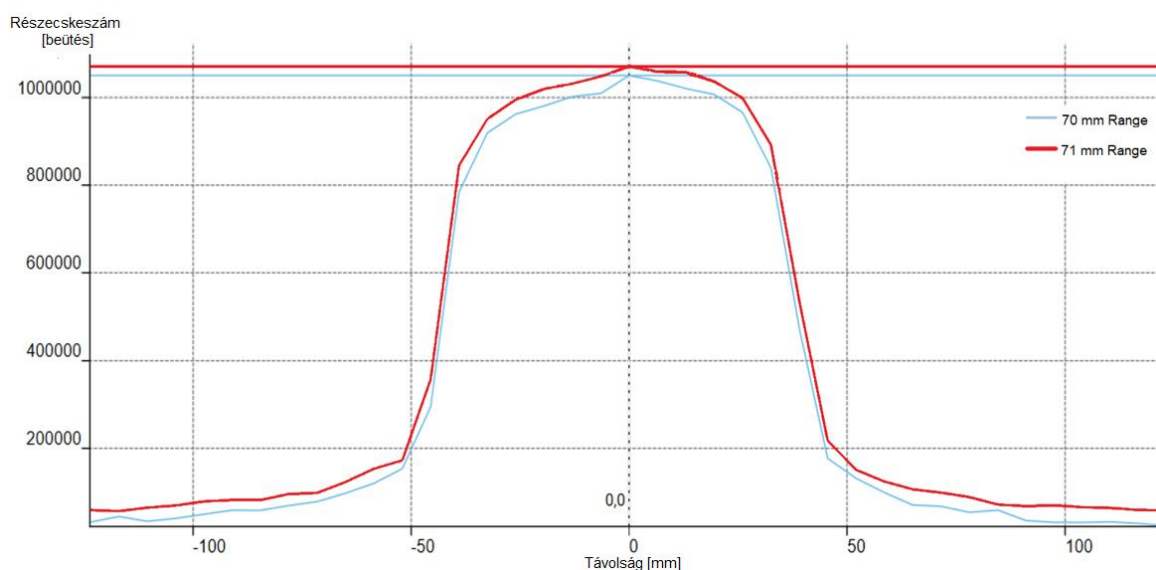
1. ábra. CTDI mérési elrendezés, PMMA test (bal), ill. koponya-fejnyak (jobb) fantom használatával

EREDMÉNYEK

Méréseink alapján belátható, hogy a szoftveres mezőparaméterek közül a FOV paraméter az, ami definiálja a kialakuló nyalábszélességet. Így a továbbiakban azt kezeljük úgy, mint a beállítás alapján várt nyalábszélesség. A gyártó által predesztinált DLP és CTDI értékek hányadosa a FOV-hoz közeli értéket ad. A Range paraméter csak a rekonstrukciót követően kialakuló kép szélességét határozza meg.

Nyalábszélesség vizsgálata

A mezőméret beállításánál eltéréseket találtunk a kollimátorok nyitási irányához köthetően. Egy adott FOV-hoz két különböző, 1 mm-nyi eltéréssel rendelkező „Range” érték is tartozik. Így egy adott FOV beállításánál attól függően, hogy csökkentettük vagy növeltük-e a látómező méretét, eltérő értékeket mértünk. A maximális eltérés $0,55 \pm 0,02$ mm volt a 80 mm-es FOV esetén. 10 és 200 mm közti FOV tartományt vizsgáltuk és $0,3 \pm 0,02$ mm átlagos eltérést találtunk (2. ábra).



2. ábra. A nyalábprofilok összehasonlítása 80 mm-es FOV-nál 70 mm-es (kék) és 71 mm-es (piros) Range paraméterek esetén

Nyalábszélesség mezőmérettől való függése

Két különböző ionizációs kamra detektor mátrixszal megvizsgáltuk, hogy a nyalábszélesség hogyan függ a mezőmérettől (2. táblázat). Minden mérésünk során azonosan Thorax képalkotási protokollt alkalmaztunk. A PTW doziméter maximális aktív felülete 50 mm × 50 mm, a detektor széleken jelentkező bizonytalanságok elkerülése miatt maximum 80 mm-es mezőméret esetén végeztünk méréseket.

2. táblázat. A nyalábszélesség függése a mezőmérettől

FOV [mm]	Mért_IBA [mm]	Mért_PTW [mm]	Eltérés_IBA-FOV [mm]	Eltérés_PTW-FOV [mm]
10	14,2 ± 0,15	12,6 ± 0,46	4,17 ± 0,15	2,60 ± 0,46
20	21,4 ± 0,12	21,4 ± 0,21	1,43 ± 0,12	1,43 ± 0,21
40	41,1 ± 0,20	40,7 ± 0,20	1,10 ± 0,20	0,80 ± 0,20
60	60,4 ± 0,06	60,5 ± 0,26	0,43 ± 0,06	0,47 ± 0,26
80	80,7 ± 0,12	80,7 ± 0,21	0,73 ± 0,12	0,70 ± 0,21
100	100,9 ± 0,15		0,87 ± 0,15	
110	110,2 ± 0,14		0,20 ± 0,14	
120	119,3 ± 0,17		-0,70 ± 0,17	
160	159,6 ± 0,35		-0,43 ± 0,35	
200	198,4 ± 0,15		-0,57 ± 0,15	

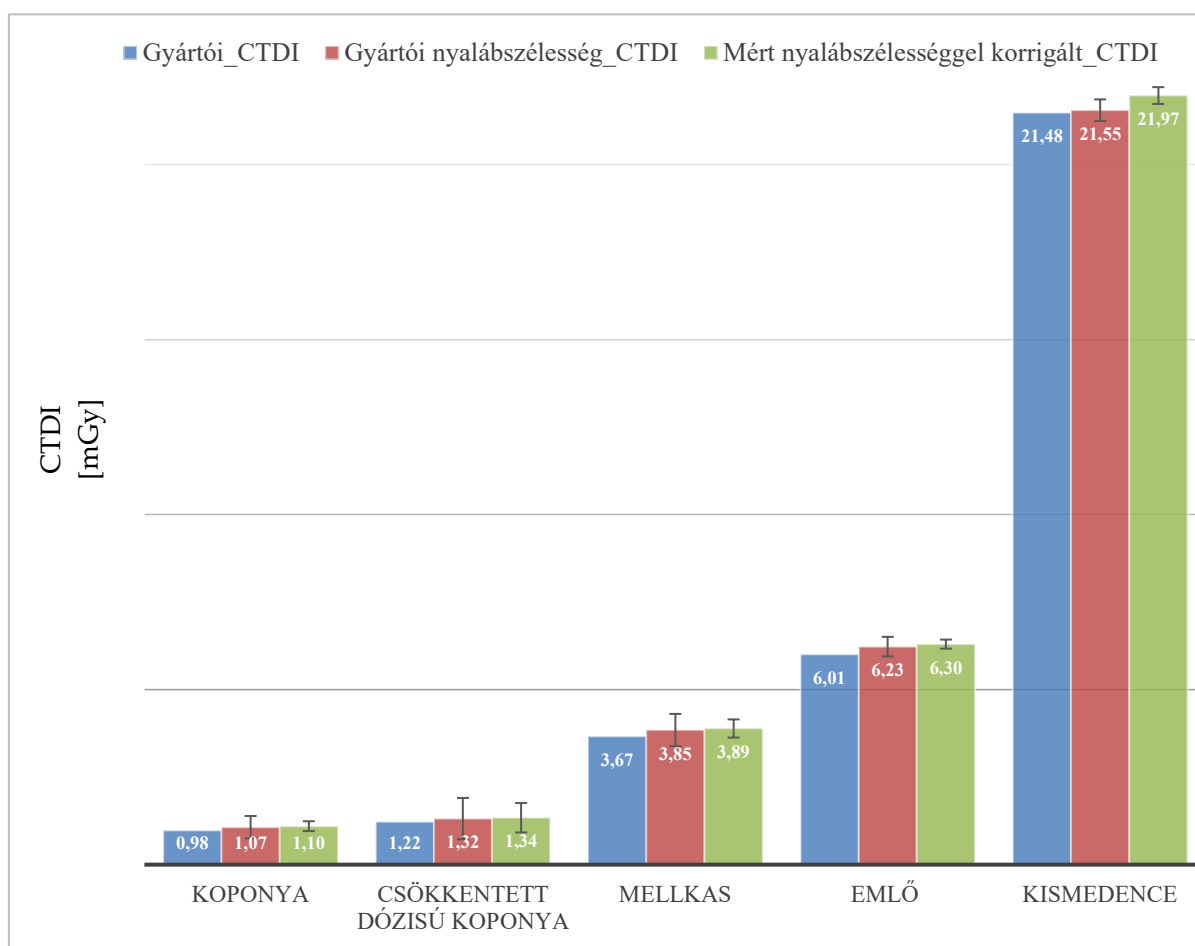
A különböző ionizációs kamra detektormátrixokkal a műszerek mérési pontosságát figyelembe véve azonos eredményekre jutottunk. A legnagyobb eltérés kis mezőméretek esetén

jelentkezett. Méréseink alapján látható az is, hogy 110 mm-es FOV esetén a mért nyalábszélesség még nagyobb, mint a várt paraméter. Azonban 120 mm-es FOV esetén ez megfordul és nagyobb mezőméretek esetén kisebb nyalábszélességeket mértünk a mezőméret alapján vártnál. A Wilcoxon előjeles rang teszt szignifikáns különbséget mutat a gyártó által megadott FOV paraméterek és a mért nyalábszélességek között, $p < 0,05$ értékkel.

CTDI értékek vizsgálata

A CTDI értékek méréséhez, illetve kiszámításához a CBCT-re vonatkozó, nagy nyalábszélességgel korrigált módszert alkalmaztuk. A referencia nyalábszélességet 10 mm-nek, a képalkotó nyaláb szélességét 200 mm-nek választottunk, ami összhangban van a CBCT-k CTDI meghatározására vonatkozó ajánlásokkal [12], [13].

A nyalábszélesség vizsgálatát követően kiszámítottuk a CTDI értékeket a mért paraméterekkel korrigálva, majd az így kapott CTDI értékeket összevetettük a várt FOV értékekkel meghatározott eredményeinkkel, illetve a gyártói adatokkal (3. ábra).



3. ábra. A gyártó által előre jelzett CTDI érték (kék), a mért CTDI érték a várt FOV értékekkel számolva (piros) és a nyalábszélességre vonatkozó mérésekkel számított CTDI értékek (zöld) összevetése

A legkisebb relatív eltérés a gyártó által megadott értéktől 2,3 % (0,5 mGy) volt, a kismedence képalkotó protokoll esetén. A legnagyobb relatív eltérést az emlő képalkotási

protokoll esetén találtuk 12,2 %-os (0,12 mGy) eltéréssel. A detektált értékek minden képalkotó protokoll esetében magasabbak voltak, a gyártó által előre jelzett értékeknél. A nyalábszélességre vonatkozó eredményeinkkel végzett korrekció tovább növelte a különbséget a gyártó által várt értékekhez képest.

ÖSSZEGZÉS

A filmdozimetriai eszközöket gyakran alkalmazzák a mezőméret ellenőrzésére [14]. A. Gonzalez-Lopez és munkatársai a nagy térbeli felbontás eléréséhez ún. radiochromic filmeket használtak a kis mezőkről szóló tanulmányukban [15]. S. Jurkovic és munkatársai a szórt, kis energiájú fotonok dozimetriáját vizsgálták radiográfiás filmmel [16]. Vizsgálataink során néhány esetben a röntgenfilm túlexponálódott, és egy plató alakult ki, ami lehetetlenné tette a profil félértékszélességének meghatározását. Más esetekben a szórt sugárzás miatti kiszélesedés vált kezelhetetlenné. E. Prentou és munkatársai EBT3 radiochromic filmet használtak kV-os röntgensugárzással végzett sugárterápiás vizsgálatban [17]. Esetünkben a CBCT expozíciója nem okozott polimerizációt az EBT3-ban, még akkor sem, ha a legnagyobb névleges paraméterekkel rendelkező képalkotó protokollal alkottunk képet többször, ugyanazon mérési elrendezésben. Az EBT3 filmet azért használtuk vizsgálatunkhoz, mert a gyártó utasításainak megfelelően a besugárzási dózisok széles tartományában képes érzékelni, 0,1 cGy-től 10 Gy-ig és energiafüggetlen. A rendelkezésre álló eszközökkel nem találtunk megfelelő mérési elrendezést a nyalábszélesség meghatározására filmdozimetriai módszerrel.

Az ionizációs kamrás detektormátrixok különböző betegspecifikus és lineáris gyorsítóval végzett minőségbiztosítási vizsgálatok elvégzésére alkalmasak. A detektormátrixok fő előnye a filmdozimetriával szemben a valós idejű nyomon követés és az ismételt felhasználhatóság. T. A. Ritter és munkatársai olyan tanulmányt tettek közzé, melyben 2D detektormátrixot használnak lineáris gyorsítók üzembe helyezéséhez és ellenőrzéséhez szükséges mérések végrehajtásához [18]. Tanulmányunkban a kis nyalábszélességeket PTW Octavius 1000 SRS-sel, míg a 80 mm FOV-t meghaladó nyalábszélességeket IBA Matrixx Resolution ionizációs kamrás detektor matrixszal detektáltuk. Az azonos mezőméreteknel mért nyalábszélesség paramétereket összehasonlítva a két rendszer azonos eredményeket adott.

Az irodalomban fellelhető források egyike sem ismerteti a gyártó mérési eljárását a lineáris gyorsítók üzembe helyezése során. Mindössze azt tudjuk, hogy a lineáris gyorsítók által becsült CTDI értékek egyenesen arányosak a csőárammal.

A CBCT-re vonatkozó korrekciók elvégzésével és a nyalábszélességre vonatkozó eredményeink felhasználásával is minden esetben az ajánlásokban szereplő ± 20 %-os gyártói adatoktól való eltérésen belül maradt [13]. A kis sugárterheléssel járó képalkotási protokollok CTDI mérésekor tapasztaltuk a legnagyobb eltérést, 12,2 %-kal nagyobb a csökkentett dózisu koponya, illetve 11,8 %-kal az emlő képalkotási protokoll esetén. A gyártói adatoktól való eltérések mindegyike 1 mGy alatti nagyságrendbe esnek, azonban figyelembe kell vennünk, hogy ezek az eredmények egyetlen CBCT felvételre vonatkoznak. A páciens sugárterhelésének meghatározáshoz, ezeket az értékeket fel kell szorozni a teljes kezelés során elkészített CBCT-k számával [19], [20]. A nagy sugárterheléssel járó vizsgálatok esetén a kis különbségek is jelentős hatásokkal járhatnak, nem beszélve a kis energiájú sugárzás magas LET értékéből adódó, nagyobb relatív biológiai hatásról [21].

Minden mérési elrendezés és képalkotási protokoll esetén nagyobb abszolút CTDI értékeket mértünk a gyártó által becsült várható értékeknél. Az eredmény azonos más kutatók megállapításaival [22]. Ugyanakkor fontos megjegyezni, hogy mérési eredményeink mindössze

alsó becslései a képalkotás során fellépő valós abszolút sugárterhelésnek, hiszen a detektálási hatásfok messze elmarad a 100%-tól, tehát a lineáris gyorsító által becsült paraméterekből származtatható értékek valószínűleg még távolabb állnak a teljes sugárterheléstől [12]. Fontos hangsúlyozni, hogy a CTDI és a páciens tényleges dózisa között nincs közvetlen megfeleltetés, hanem egy lineáris korreláció figyelhető meg az effektív dózissal és egyéb metrikákkal (pl. DLP), amelyek az LNT (Linear No-Threshold) modellen alapulnak. A CTDI célja nem más, mint egy standardizált mérési módszer, amely a páciens testében kialakuló dóziseloszlás jellemzésére szolgál, de nem tekinthető a páciens sugárterhelésének tényleges mérőszámaként. Az egyéni sugárterhelés pontos meghatározásához további számításokra és páciensspecifikus tényezők figyelembevételére van szükség [23].

A jelenleg nemzetközileg elfogadott, CBCT-re vonatkozó CTDI mérési protokolloknak nem képezi részét a nyalábszélesség meghatározása. Mérési eredményeink alapján a nyalábszélesség jelentősen befolyásolja a CTDI értékét, hiszen alapvető részét képezi a számításoknak. Célszerű lenne a mérési protokoll kiegészítése a nyalábszélesség meghatározásával.

IRODALOMJEGYZÉK

- [1] C. B. Dracham, A. Shankar, and R. Madan, “Radiation induced secondary malignancies: A review article,” *Radiat. Oncol. J.*, vol. 36, no. 2, pp. 85–94, 2018, doi: 10.3857/roj.2018.00290.
- [2] Y. Dzierma *et al.*, “Imaging dose and secondary cancer risk in image-guided radiotherapy of pediatric patients,” *Radiat. Oncol.*, vol. 13, no. 1, pp. 1–14, 2018, doi: 10.1186/s13014-018-1109-8.
- [3] P. Alaei and E. Spezi, “Imaging dose from cone beam computed tomography in radiation therapy,” *Phys. Medica*, vol. 31, no. 7, pp. 647–658, Nov. 2015, doi: 10.1016/J.EJMP.2015.06.003.
- [4] J. Liang *et al.*, “The effect of image-guided radiation therapy on the margin between the clinical target volume and planning target volume in lung cancer,” *J. Med. Radiat. Sci.*, vol. 61, no. 1, pp. 30–37, 2014, doi: 10.1002/jmrs.42.
- [5] H. Q. Dang *et al.*, “The institutional experience of the implementing 4DCT in NSCLC radiotherapy planning,” *Reports Pract. Oncol. Radiother.*, vol. 28, no. 4, pp. 445–453, 2023, doi: 10.5603/RPOR.a2023.0056.
- [6] E. Vañó *et al.*, *Annals of the ICRP*, vol. 44, no. 1. 2015.
- [7] B. Casar, M. D. C. Lopes, A. Drljević, E. Gershkevitch, and C. Pesznyak, “Medical physics in Europe following recommendations of the International Atomic Energy Agency,” *Radiol. Oncol.*, vol. 50, no. 1, 2016, doi: 10.1515/raon-2016-0004.
- [8] P. K. Pathak *et al.*, “Commissioning And Quality Assurance Of Halcyontm 2.0 Linear Accelerator,” *Reports Pract. Oncol. Radiother.*, vol. 26, no. 3, pp. 433–444, 2021, doi: 10.5603/RPOR.a2021.0065.
- [9] K. Son, J. S. Kim, H. Lee, and S. Cho, “Imaging dose of human organs from KV-CBCT in image-guided radiation therapy,” *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 175, no. 2, pp. 194–200, 2017, doi: 10.1093/rpd/ncw285.
- [10] J. Overgaard, “Dahanca,” *Radiother. Oncol.*, vol. 82, p. S1, 2007, doi: 10.1016/s0167-8140(07)80002-8.

- [11] International Standard, IEC 60601-2-44:2009, Medical electrical equipment-Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography, 2009.
- [12] J. M. Boone, “The trouble with CTDI100,” *Med. Phys.*, vol. 34, no. 4, pp. 1364–1371, 2007, doi: 10.1118/1.2713240.
- [13] IAEA Human Health Series No. 5, Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners. ISBN 978-92-0-120610-7. 2011.
- [14] K. P. Botwin, P. Ceraulo, and C. P. Shah, “Radiation Safety for the Physician,” *Pain Proced. Clin. Pract.*, pp. 31–36, Jan. 2011, doi: 10.1016/B978-1-4160-3779-8.10005-3.
- [15] A. Gonzalez-Lopez, J.-A. Vera-Sanchez, and J.-D. Lago-Martin, “Small fields measurements with radiochromic films,” *J. Med. Phys.*, vol. 40, no. 2, pp. 61–67, 2015, doi: 10.4103/0971-6203.158667.
- [16] S. Jurkovic *et al.*, “Dosimetric verification of compensated beams using radiographic film,” *Radiol. Oncol.*, vol. 45, no. 4, pp. 310–314, 2011, doi: 10.2478/v10019-011-0020-9.
- [17] E. Prentou, P. Papagiannis, E. Pantelis, E. Zoros, and P. Karaikos, “[OA153] EBT3 radiochromic film dosimetry in kV X-ray radiation therapy,” *Phys. Medica*, vol. 52, pp. 58–59, Aug. 2018, doi: 10.1016/J.EJMP.2018.06.225.
- [18] T. A. Ritter, I. Gallagher, and P. L. Roberson, “Using a 2D detector array for meaningful and efficient linear accelerator beam property validations,” *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 15, no. 6, pp. 46–58, 2014, doi: 10.1120/JACMP.V15I6.4749.
- [19] D. R. Fisher, F. H. Fahey, and H. Phys Author manuscript, “APPROPRIATE USE OF EFFECTIVE DOSE IN RADIATION PROTECTION AND RISK ASSESSMENT HHS Public Access Author manuscript,” *Heal. Phys*, vol. 113, no. 2, pp. 102–109, 2017, doi: 10.1097/HP.0000000000000674.
- [20] L. Collins, “Comments on the 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection - ICRP publication 60 (1991),” *South African Med. J.*, vol. 81, no. 11, pp. 583–586, 1992.
- [21] Á. Gáldi *et al.*, “Combined biological effects of CBCT and therapeutic X-ray dose on chromosomal aberrations of lymphocytes,” *Radiat. Oncol.*, vol. 19, no. 1, pp. 1–12, 2024, doi: 10.1186/s13014-024-02504-8.
- [22] Y. Huang *et al.*, “Pediatric cone beam CT on Varian Halcyon and TrueBeam radiotherapy systems: Radiation dose and positioning accuracy evaluations,” *J. Radiol. Prot.*, vol. 39, no. 3, pp. 739–748, 2019, doi: 10.1088/1361-6498/ab1e74.
- [23] C. H. McCollough, S. Leng, L. Yu, D. D. Cody, J. M. Boone, and M. F. McNitt-Gray, “CT dose index and patient dose : They are not the same thing,” *Radiology*, vol. 259, no. 2, pp. 311–316, 2011, doi: 10.1148/radiol.11101800.

Készült a SOMOS Alapítvány támogatásával.