

# COMPUTERTOMOGRÁFIÁS KÉSZÜLÉKEK MINŐSÉGELLENŐRZÉSE A BESUGÁRZÁSTERVEZÉS SZEMPONTJAI ALAPJÁN (Magyarországi helyzetelemzés)

Pesznyák Csilla<sup>1,4</sup>, Weisz Csaba<sup>1</sup>, Király Réka<sup>1</sup>, Kiss Balázs<sup>2</sup>, Zelić Stipan<sup>3</sup>,  
Polgár István<sup>1</sup>, Zaránd Pál<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Fővárosi Onkológiai Központ, Budapest; <sup>2</sup>Vas Megyei Markusovszky Kórház, Onkoradiológia, Szombathely;  
<sup>3</sup>Bács-Kiskun Megyei Önkormányzat Kórháza, Onkoradiológia, Kecskemét; <sup>4</sup>Budapesti Műszaki  
és Gazdaságtudományi Egyetem, Nukleáris Technikai Intézet, Budapest

A jelen közlemény célja, hogy bemutassa, milyen követelményeknek kell, hogy megfeleljen egy számítógépes rétegvizsgáló (CT) készülék, amennyiben nemcsak diagnosztikus célra szeretnék használni, hanem a besugárzástervezés alapjául szolgáló CT-felvételek elkészítéséhez is. A szerzők különböző fantomokkal tesztelték a készülékeket, ellenőrizték a CT-számok pontosságát, a CT-asztalok minőségét és mechanikus paramétereit. A különböző gyártók berendezéseinél mért CT-számok megfelelnek a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség követelményeinek. A CT-készülékek geometriai torzítása elhanyagolható, míg az asztalok mechanikus paramétereinek értékei igen változók. A szerzők véleménye szerint a biztonságos működéshez nélkülözhetetlen a minőségellenőrzési-minőségbiztosítási protokoll kidolgozása. Magyar Onkológia 53: 247–251, 2009

**Kulcsszavak:** CT-szám, CT-fantom, minőségellenőrzés, minőségbiztosítás

*The aim of this publication is to review the requirements necessary for using computed tomography (CT) for radiotherapy treatment planning. The equipments were tested with different CT phantoms. The authors made several measurements for checking the CT number, the quality and the mechanical parameters of CT tables. The CT numbers measured on the equipments of different manufacturers were in quite good agreement with the IAEA requirements. The geometric distortions of CT images are negligible, while the mechanical parameters of CT tables show considerable variety. A quality assurance – quality control protocol is recommended to implement in a safe workflow. Pesznyák C, Weisz C, Király R, Kiss B, Zelić S, Polgár I, Zaránd P. Quality control of computed tomography scanners from the aspect of radiotherapy treatment planning (Hungarian review). Hungarian Oncology 53: 247–251, 2009*

**Keywords:** CT number, CT phantoms, quality assurance, quality control

Közlésre érkezett:  
2009. február 20.

Elfogadva:  
2009. június 25.

Levelezési cím:  
Pesznyák Csilla  
Fővárosi Onkológiai  
Központ  
1145 Budapest  
Uzsoki u. 29.  
Telefon: (06-30) 318-9620  
Fax: (06-1) 251-1478  
E-mail: csilla.pesznyak@  
freemail.hu

## BEVEZETÉS

A 3D besugárzástervezés nélkülözhetetlen eleme a betegről készült CT-képsorozat. A kezelések csak akkor lehetnek eredményesek, ha a besugárzási tervek nemcsak elméletben felelnek meg az elvárásoknak, hanem a gyakorlati alkalmazásban is. A kezelés eredményessége függ a beteg pozicionálásától, a CT-képek minőségétől (4), a tervezőrendszerek számolási pontosságától (3), a célterület és a védendő szervek pontos meghatározásától, a besugárzókészülékek bemérésétől. Felmerül a kérdés, hogy mitől lesz egy CT „terápiás” (1, 2, 7, 10). Ellenőrizni kell a CT-asztal mechanikus paramétereit; a pontos pozicionáláshoz szükség van lézerekészletre és sík asztallapra.

A CT-alapú tervezésnél fontos a CT-számok pontos meghatározása, mivel a 3D tervezőrendszerek inhom-

genitás-korrekcijához szükség van a különböző szövetek elektronsűrűségének ismeretére. A Hounsfield-érték, vagy CT-szám meghatározása:  $H = -1000(1 - \mu/\mu_w)$ , ahol  $\mu$  az anyag lineáris gyengítési együtthatója,  $\mu_w$  a víz lineáris gyengítési együtthatója. A CT-szám pontosságát ismert (elektron)sűrűségű fantombetétek CT-számának meghatározásával kell ellenőrizni. A Nemzetközi Atomenergia Ügynökség  $\pm 20$  Hounsfield-egység eltérést tart elfogadhatónak (8). A terápiás CT-képek 120 kV vagy 130 kV csőfeszültségű röntgenenergián készülnek. A tervezőrendszerek különbözőképpen veszik figyelembe a CT-számokat, egyes rendszereknél meg kell adni a CT-szám – relatív elektronsűrűség kalibrációs görbét, más rendszerek képlet alapján számolnak (9, 14).

## MÓDSZEREK

Gondos szervezést követően, másfél év alatt ellenőriztünk 13 CT-készüléket, 3 CT-szimulátort és 2 PET/CT-készüléket, az egyes sugárterápiás és röntgendiagnosztikai intézetek munkatársainak közreműködésével. Méréseink során alkalmunk volt ellenőrizni különböző gyártók, mint a Siemens, a GE és a Hitachi CT-készülékeit, CT-szimulátorait és PET/CT-berendezéseit.

A teleterápiás besugárzástervezéshez használt CT-készülékek esetében ellenőrizni kell a CT-asztal mechanikus paramétereit:

- A CT-asztal lehajlási szögének mérése digitális szögmérővel: a CT-asztal végére helyezük a digitális szögmérőt és leolvassuk a kijelzett értéket, majd felfektetünk egy átlagos testalkatú embert, és terhelés alatt is leolvassuk a kijelzést; a kettő különbsége adja meg az asztal lehajlását.
- A CT-asztal vízszintes mozgásának ellenőrzése lézertűvel: lézertűt helyezünk az asztalra, de egy közönséges lézerforrás is megfelel, a CT-készülék mögötti falon megjelöljük a lézertűt, és figyeljük a változást az asztal mozgása alatt. Ha a pont nem mozdul el sem jobbra, sem balra, akkor az asztalunk jól van pozicionálva.

A terápiás tervezésnél nélkülözhetetlen a megfelelően tárolt sík, indexelt asztallap megléte. Az sem elhanyagolható, hogy hogyan fektetik fel az asztalra a beteget: hason, háton, lábbal vagy fejjel előre? Körkérdéseink alkalmával kiderült, hogy sok helyen ez sem

egységes, ami nagy gondot okoz a későbbi tervezésnél. A tervezőrendszerektől függ, hogy ezeket az információkat hogyan lehet implementálni a különböző programokban. Akár az oldaltévesztés veszélye is fenyeget, ha ez nincs megfelelően meghatározva. Ahhoz, hogy a betegek fektetését reprodukálni tudjuk, szakszerűen alkalmazott betegrögzítésre és lézertűre van szükség. A CT-szimulátoroknál a (mozgatható) lézertű eleve adottak, míg a diagnosztikus CT-nél biztosítani kell ezeket a feltételeket.

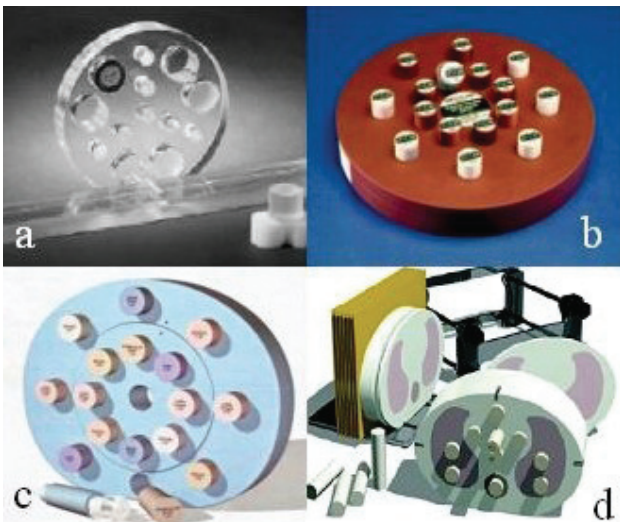
A CT-számok mérését négy különböző CT-fantommal végeztük (1. ábra):

- MINI CT QC FANTOM, 76-430 modell, Inovision Company,
- RMI 467 CT-elektronsűrűség-fantom, Gamex,
- CIRS CT-elektronsűrűség-referenciafantom – 062 modell,
- CIRS IMRT Thoraxfantom 74-007 modell.

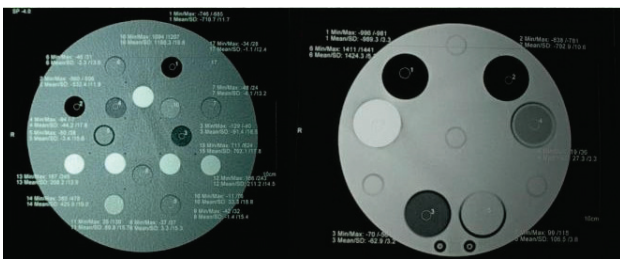
A mérések alkalmával egyszerre értékelhettük a CT-k kalibrálását és az egyes fantomok minőségét (6, 12, 13). A fantomban különböző ismert elektronsűrűségű hengerek helyezhetők el (1. táblázat), a róluk készült CT-képeket (2. ábra) elemeztük a tervezőrendszerrel. A mérésakor mind a négy fantom esetében ugyanazt a módszert kell alkalmazni. A fantomokat pontosan kell a kezelőasztalon pozicionálni, az egyes használati utasítások alapján. Ezt követően el kell készíteni a képsorozatot ugyanazon paraméterek beállításával, mint amit a terápiás CT-képsorozatok készítésénél használnak. Ezek a paraméterek a különböző típusú készülékek

1. táblázat. Az egyes CT-fantomok által tartalmazott anyagok és relatív elektronsűrűségük bemutatása

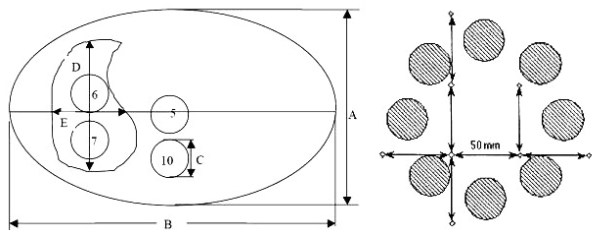
RMI 467 fantom		CIRS Thorax IMRT fantom		MINI CT QC fantom		CIRS CT fantom	
Anyag	Relatív elektronsűrűség	Anyag	Relatív elektronsűrűség	Anyag	Relatív elektronsűrűség	Anyag	Relatív elektronsűrűség
LN-300 Lung	0,283	Air	0,000	Air	0,001	Lung (inhale)	0,190
LN-450 Lung	0,458	Lung	0,207	Lung	0,237	Lung (exhale)	0,489
AP6 Adipose	0,930	Adipose	0,949	Polyethylene	0,946	Adipose	0,949
BR-12 Breast	0,958	Water	1,000	Water	1,000	Breast	0,976
Water insert	1,000	Water equiv	1,003	Bone-equivalent	1,787	Water	1,000
CT Solid water	0,985	Muscle	1,042	Teflon	1,817	Muscle	1,043
BRN-SR2 Brain	1,047	Bone	1,506			Liver	1,052
LV1 Liver	1,077					Trabecular bone	1,117
IB Inner bone	1,105					Dense bone 800mg/cc	1,502
B200 Bone mineral	1,111					Dense bone 1000mg/cc	1,570
CB2-30% CaCO <sub>3</sub>	1,275					Dense bone 1250mg/cc	1,712
CB2-50% CaCO <sub>3</sub>	1,470					Dense bone 1500mg/cc	1,859
SB3 Cortical bone	1,693					Dense bone 1750mg/cc	2,005



1. ábra. A CT-fantomok: a) MINI CT QC FANTOM (Inovision Company), b) RMI 467 CT-elektronsűrűség-fantom (Gamex), c) CIRS CT-elektronsűrűség-fantom, d) CIRS Thorax IMRT fantom



2. ábra. A fantomokról készült CT-képek, egyben a jegyzőkönyv részét is képezik, fel lehet tüntetni rajtuk a CT-számok értékét a standard deviációval



3. ábra. A CT geometriai torzításának ellenőrzése: a bal oldali ábrán a CIRS IMRT Thorax fantommal, és a jobb oldali ábrán az RMI467 elektronsűrűség-CT-fantommal. Az ábrán feltüntetett távolságokat kell lemérni a torzítás meghatározásához

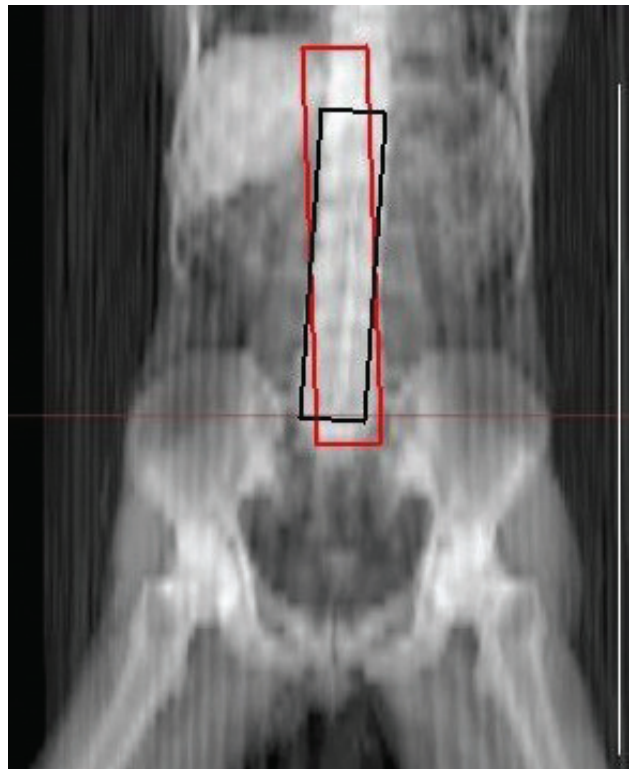
esetében változhatnak, ezért kell alkalmazkodni a helyi körülményekhez. A képsorozatokról a CT szoftvere segítségével le lehet olvasni az egyes hengerek CT-számát, elektronsűrűségét, amit össze kell hasonlítani az egyes fantomok műbizonylatán feltüntetett értékekkel. A CT szoftvere a standard deviációt is kijelzi. A méréseinknél 1,5 cm átmérőjű körök felületén mért CT-számok átlagát jegyeztük le, a hozzájuk tartozó standard deviációval, mivel a fantomok anyaga nem teljesen homogén. Ahol a szoftver nem alkalmas egy felület CT-számának meghatározására, ott legalább tíz különböző pontban mért számadat átlagértékét kell meghatározni.

A fantomok alkalmasak a CT geometriai torzításának ellenőrzésére is. A képek torzításának meghatározásához a CT szoftverének távolságmérésre alkalmas eszköztárát kell használni. A fantomok használati utasításában meghatározott pontok közötti távolságok lemérésével meghatározható a CT-készülék torzítása; az ellenőrzésre használt két fantom esetében a 3. ábrán látható távolságokat mértük meg.

A mérési hibát az IAEA TRS 430 protokollja alapján a következő képlettel számoltuk ki:  $Hiba (\%) = 100(D_{várt} - D_{mért})/D_{mért}$  ahol  $D_{várt}$  a használati utasításban megadott érték,  $D_{mért}$  a mért távolságok átlaga.

## EREDMÉNYEK

A nem megfelelő asztallapra fektetett beteg csontvázának és belső szerveinek egymáshoz viszonyított helyzete megváltozik, veszélyeztetve a célterület ellátását, valamint a rizikószervek védelmét. Amennyiben nincs felszerelve lézerekészlet, nem valószínű, hogy sikerül a beteget egyenesen fektetni, a ferde fektetést viszont nem lehet reprodukálni, így a célterület kicsúszhat a besugárzási mezőből, amint az a 4. ábrán látható. Tervezskor biztosítjuk a rizikószervek (pl. szemlencse, gerincvelő) megfelelő védelmét, de ha a gyorsító, a szimulátor illetve a CT-asztalunk lehajlási szögei különböznek, akkor lehet, hogy a védendő szervek benne lesznek a besugárzási mezőben, és a számoltnál nagyobb dózist kapnak. A 2. táblázatban láthatók a különböző készülékeknél mért lehajlási szögek. A készülék típus-



4. ábra. A beteg ferde fektetése nem reprodukálható, a célterület kicsúszhat a besugárzási mezőből



sának és gyártójának nincs jelentősége, a számadatok csak az üzemeltető intézet igényességét tükrözik. A CT-asztalok lehajlásának diagnosztikai vizsgálatok esetében nincs jelentősége, ezért a szerviz csak külön kérésre kalibrálja. A táblázatból is jól látható, hogy a CT-szimulátorok esetében az asztalok kalibrálása sokkal pontosabb. A CT-asztal vízszintes mozgásának ellenőrzését időhiány miatt csak négy intézetben végeztük el, egy helyen találtunk eltérést.

2. táblázat. A különböző CT-berendezéseknél mért lehajlási szögek és a hozzájuk tartozó távolságok mm-ben kifejezve

No.	CT típusa	Lehajlás szöge (o)	Lehajlás (mm)
1	Siemens CT	0,40	8
2	GE PET/CT	0,25	5
3	Siemens PET/CT	0,20	4
4	Siemens CT	0,13	3
5	Siemens CT-szimulátor	0,10	2
6	Siemens CT	0,10	2
7	Siemens CT-szimulátor	0,00	0

3. táblázat. A CIRS IMRT Thorax fantommal mért eredmények

CT-készülék	A (cm)	B (cm)	C (cm)	D (cm)	E (cm)
1	19,9	29,9	4,0	12,9	7,1
2	19,8	29,8	4,1	13,1	7,0
3	19,9	29,8	4,0	12,9	7,1
4	19,9	30,1	4,1	12,9	7,1
5	20,1	29,9	4,1	12,8	6,9
Várt érték	20,00	30,00	4,00	13,00	7,00
Átlagérték	19,92	29,90	4,06	12,92	7,04
Hiba (%)	0,40	0,33	0,15	0,62	0,57

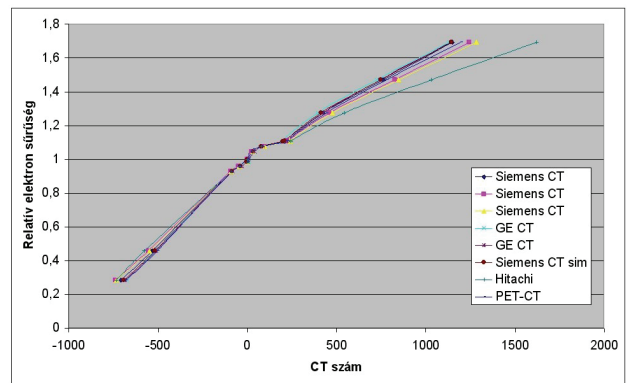
A távolságok jelölései a 3. ábrának felelnek meg, a hibát a Mód-szerekből megadott képlet alapján számoltuk ki.

4. táblázat. Az RMI 467 CT-fantommal mért eredmények

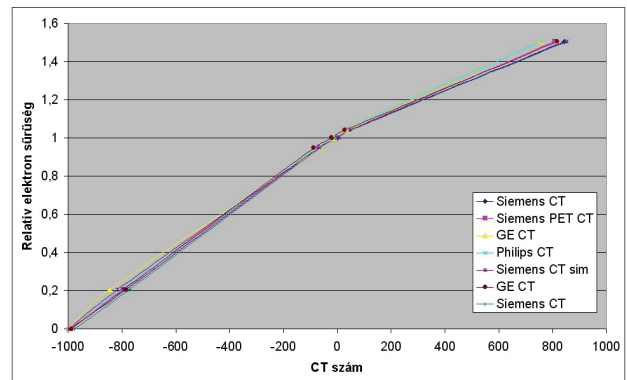
CT-készülék	X (cm)	Y (cm)	Z (cm)
1	5,0	4,9	7,0
2	4,9	4,9	7,1
3	4,8	5,0	6,9
4	5,1	5,1	7,1
5	5,0	5,0	7,1
Várt érték	5,00	5,00	7,00
Átlagérték	4,96	4,98	7,04
Hiba (%)	0,81	0,40	0,57

A távolságok jelölései a 3. ábrának felelnek meg, a hibát a Mód-szerekből megadott képlet alapján számoltuk ki.

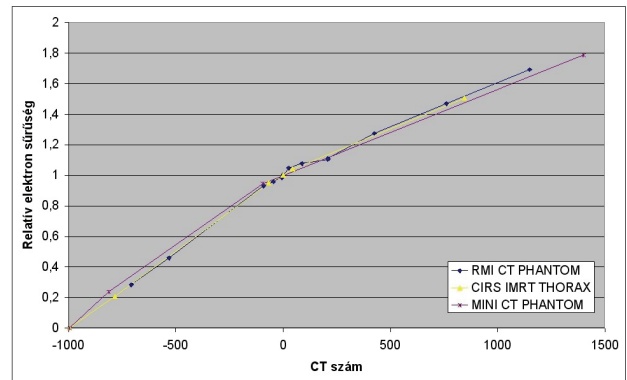
A CT-készülékeknél jelentős torzítást nem észleltünk, a CIRS IMRT Thorax és az RMI 467 CT-fantommal kapott mérési eredmények a 3. és a 4. táblázatban láthatók. A MINI CT QC FANTOM nem alkalmas torzítás mérésére,



5. ábra. Az RMI 467 elektronsűrűség-CT-fantommal kapott eredmények



6. ábra. A CIRS Thorax fantommal kapott eredmények



7. ábra. Az RMI 467 elektronsűrűség-CT-fantom, a CIRS Thorax és a MINI CT QC fantommal kapott eredmények összehasonlítása

míg a CIRS elektronsűrűség-referenciafantommal nem mértünk torzítást. A CT-számok mérésének eredményét grafikusán ábrázoltuk. Az 5. ábrán láthatók az RMI 467 elektronsűrűség-CT-fantommal kapott eredmények, míg a CIRS Thorax fantommal kapott eredmények a 6. ábrán találhatók. Ugyanazokat a CT-képeket értékelni kell a CT szoftverével és a tervezőrendszer programjával is. Van olyan tervezőrendszerek, amelyeknél az egyes CT-készülékeknek megfelelő kalibrációs görbéket lehet létrehozni, és a tervezőrendszer ezekkel az értékekkel számol.

Három különböző fantomot teszteltünk ugyanazon a CT-berendezésen, grafikusán a 7. ábrán mutatjuk be az eredményeket. Látható, hogy amíg az RMI 467 elektronsűrűség-CT-fantom és a CIRS Thorax fantom közeli értékeket ad, addig a MINI CT QC FANTOM igen csak eltér a várt értékektől.

## MEGBESZÉLÉS

Az eredmények alapján, a hibák megszüntetése érdekében rendszeresen ellenőrizzük a CT lézereit, szereltestünk fel szagittális lézert. A CT-asszisztensek, mielőtt elkezdik a vizsgálatot, ellenőrizzék a topogramon, hogy a beteg egyenesen fekszik-e. A ferde fektetést nem lehet a következő 25 alkalommal megismételni, ezért készítsünk a CT kezelőszemélyzete számára besugárzástervezési protokollt (11). A protokollnak tartalmaznia kell a képek készítéséhez megfelelő csőfeszültséget (ajánlott a 120 kV–130 kV, de mindig egyforma, és ezen készüljön a CT-szám kalibrációjához szükséges felvétel is), a beteg fektetésének meghatározását, használati utasítást a betegrögzítéshez, a szeletek közötti távolság meghatározását az anatómiai régiók függvényében (sugárvédelmi okokból, ill. a tervezőrendszerek specifikációinak figyelembevételével), valamint QA/QC ellenőrzésekhez szükséges eszközöket, időráfordítást. A CT-kalibráció negyedévenként ajánlott, de a kalibrációt a képkalkáló rendszerben történt bármi változás esetén (pl. röntgensőcsere, detektorcsere) is el kell végezni. A CT-számok megengedettnél nagyobb eltérése az irodalmi hivatkozások alapján 1%-os tervezési hibát okozhat.

Nagyon fontos, hogy fektetési hiba miatt ne kelljen megismételni a betegek vizsgálatát, mivel jelentős a sugárterhelés. Figyelembe véve, hogy a népesség éves effektív dózisterhelése természetes forrásokból (háttérsugárzás) 2,4 mSv/év, akkor a CT-vizsgálatok sugárdózisa – ami mellkas-CT esetében 7,8 mSv, a hasi CT esetében 7,6 mSv – igen jelentős dózisterhelést jelent ismétlés nélkül is (5).

Összehasonlítva az egyes fantomokat, a CT minőségbiztosítására alkalmas az RMI 467 CT-fantom, valamint a CIRS CT-elektronsűrűség-fantom. Mindkettő több különböző inhomogenitású hengert tartalmaz, és a torzítás ellenőrzése is lehetséges.

A CIRS IMRT Thorax fantom nemcsak a CT-készülékek, hanem a besugárzó készülékek minőségellenőrzésére is kiválóan alkalmas. Megvásárlásakor több különböző inhomogenitású hengert kell rendelni a gyártótól, mert amit mi teszteltünk, abban a csontszövetre és a tüdőre is csak egy-egy henger volt, ami nem felel meg a valóságnak.

## KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A szerzők halás köszönetüket fejezik ki Dr. Dienes Annának, Dr. Pintye Évának, Dr. Groska Erikának, Barla Ferencnek, Dr. Pálvölgyi Jenőnek, Heim Andrásnak, Dr. Kazai Lajosnak, Geszti Imrénének, Mózes Árpádnak, Dr. Fekete Gábornak, Dr. Szil Elemérnek, Dr. Fekesházy Attilának, Glavák Csabának, Antal Gergelynek, Kovács Péternek és Kovács Attila Barnának az önzetlen segítségükért.

## IRODALOM

1. American Association of Physicists in Medicine Report 53. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 25:1773–1829, 1998
2. Canadian Association of Provincial Cancer Agencies. Standards for Quality Control at Canadian Radiation Treatment Centers, CT-Simulators, 2007
3. Chu JCH, Ni B, Kriz R, Amod Saxena V. Applications of simulator computed tomography number for photon dose calculations during radiotherapy treatment planning. *Radiother Oncol* 55:65–73, 2000
4. Duliskovich T, Vittay P. A CT minőségellenőrzése. *Rad Közlemények* 31:124–134, 1996
5. Farkas Gy. A kockázat szerepe az ionizáló sugárzások orvosi alkalmazása során. *Rad Közlemények* 33:7–16, 1997
6. Gershkevitsh E, Schmidt R, Velez G, et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study. *Radiother Oncol* 89:338–346, 2008
7. Guan H, Yin FF, Kim JH. Accuracy of inhomogeneity correction in photon radiotherapy from CT scans with different settings. *Phys Med Biol* 47:223–231, 2002
8. International Atomic Energy Agency TECDOC 1583. Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam techniques. Vienna, IAEA 2008
9. Kanematsu N, Matsufuji N, Kohno R, et al. A CT calibration method based on the polybinary tissue model for radiotherapy treatment planning. *Phys Med Biol* 48:1053–1064, 2003
10. Khan F. *The Physics of Radiation Therapy*, 2<sup>nd</sup> ed. Eds. Williams & Wilkins, 1994
11. Mutic S, Polha JR, Buther EK, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-thomography simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. *Med Phys* 30:2762–2792, 2003
12. Pesznyák Cs, Polgár I, Weisz Cs. A CT kalibráció szerepe a sugárterápiában. IX. Hungarian Medical Physics Conference & Workshop, 2002
13. Skrzynski W, Tolwinski J, Bulski W. Evaluation of physical parameters of a CT unit in radiation treatment planning. *Polish J Med Phys Eng* 8:231–238, 2002
14. Van Dyk J. Advances in modern radiation therapy. In: *The Modern Technology of Radiation Oncology*, vol. 1. Ed: Van Dyk J., Madison Medical Physics Publishing 2005, pp. 13–15