

Kiegyenlítő szűrő nélküli mezők Farmer-kamrával történő kalibrációjánál alkalmazandó csúcshatás-korrekció mérése

Kontra Gábor, Major Tibor, Polgár Csaba

Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Központ, Budapest

Lineáris gyorsítók fotonnyalábjaiknak kalibrálására jelenleg is a Farmer-típusú ionizációs kamra a leggyakrabban alkalmazott, legmegbízhatóbbnak tartott detektor. A sugárterápiában egyre inkább tért hódít a kiegyenlítő szűrő nélküli (FFF – Flattening Filter Free) fotonmezők alkalmazása. Az FFF mezők dózisprofilja közepén csúccsal rendelkezik, ezért az ilyen mezők Farmer-kamrával történő kalibrációjánál számításba kell venni, hogy a 2,3 cm hosszú mérőtérfogattal rendelkező kamra hossz tengelye mentén a dózis inhomogén, ezért a dózisprofil csúcsán a Farmer-kamra a valósánál kisebbnek méri a dózist. Célkitűzésünk olyan csúcshatás-korrekciós faktor (K_{cs}) mérésel történő meghatározása, amellyel a Farmer-kamra jelét korrigálva az FFF mezők csúcsán Farmer-kamrával is pontosan mérhető a dózis. A méréseket TrueBeam (Varian) lineáris gyorsító 6 MV-os és 10 MV-os kiegyenlítő szűrő nélküli (6XFFF és 10XFFF), illetve kiegyenlítő szűrővel rendelkező (6X és 10X) fotonnyalábjával végeztük vízekvivalens fantomban, 10×10 cm-es mező középpontjában, 10 cm mélységben, 100 cm-es forrás-felszín távolságnál. Az első méréssorozatban a 6X és 6XFFF mezőket PTW TM30012-es típusú Farmer-kamrával mértük. A kétfeszültséges módszerrel meghatároztuk a kamra rekombinációs korrekciós faktorát (K_r) külön a 6X és 6XFFF mezőkhöz. A 100 MU leadása mellett mért, K_r -rel korrigált kamrajelekből az IAEA TRS-398 dozimetria protokollja alapján meghatároztuk a 6XFFF és 6X mezőkkel leadott dózisok arányát ($R_{6, Farmer}$). Közvetlenül ezután a fenti mérést megismételtük PTW TM31010 típusú semiflex kamrával, és ezzel is meghatároztuk a 6XFFF és 6X mezőkkel mért dózisok arányát ($R_{6, Semiflex}$). A Semiflex kamra mérőtérfogata csak 6,5 mm hosszú. Dózisprofilméréseink alapján e kamra hossz tengelye mentén a dózis még FFF mezők esetén is homogénnek tekinthető, így csúcshatás-korrekcióval nem kell számolni. Ebből következően $R_{6, Semiflex}$ nagyobb lesz, mint $R_{6, Farmer}$ hányadosuk pedig éppen a Farmer-kamra 6XFFF mezőhöz tartozó K_{cs}^{6XFFF} csúcshatás-korrekciós faktorával lesz egyenlő. A fenti méréseket 10 MV-on megismételve meghatároztuk a Farmer-kamra 10XFFF mezőhöz tartozó csúcshatás-korrekciós faktorát is (K_{cs}^{10XFFF}). A Farmer-kamra csúcshatás-korrekciós faktorára 6XFFF nyalábbal 1,0025, míg 10XFFF nyalábbal 1,009 adódott. A magasabb energián jelentkező nagyobb korrekciós faktor annak tulajdonítható, hogy nagyobb energián az FFF mezők dózisprofilján a mező közepén a csúcs nagyobb. Az általunk bemutatott módszerrel meghatározható egy olyan korrekciós faktor, amellyel a kiegyenlítő szűrő nélküli fotonmezők közepén, a dózisprofil csúcsán nagyobb méretű ionizációs kamrákkal is pontosan mérhető a dózis. Ezen korrekciós faktor mérését más energiákra, más típusú gyorsítókra és ionizációs kamrákra a pontosabb dóziskalibráció érdekében külön el kell végezni. Magyar Onkológia 59:119-123, 2015

Kulcsszavak: dozimetria, FFF mezők, Farmer-kamra, csúcshatás-korrekció

Farmer-type ionization chambers are considered the most reliable detectors and for this reason they are most frequently used for the calibration of photon beams of medical linear accelerators. Flattening filter free (FFF) photon beams of linear accelerators have recently started to be used in radiotherapy. The dose profile of FFF beams is peaked in the center of the field and the dose

Levelezési cím: Dr. Kontra Gábor, Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Központ,
1122 Budapest, Ráth György u. 7–9. Tel.: 36-1-224-8600, e-mail: kontra@oncol.hu

Közlésre érkezett: 2015. február 25. • Elfogadva: 2015. március 26.

distribution will be inhomogeneous along the axis of the 2.3 cm long measuring volume of the Farmer chamber. The peaked radiation field will result in volume averaging effects in the large Farmer chamber, therefore this chamber will underestimate the true central axis dose. Our objective was to determine the value of the peak correction factor (K_p) of Farmer-type chamber with measurements to avoid the underestimation of the central axis dose during the calibration of FFF radiation fields. Measurements were made with 6 MV and 10 MV flattened (6X and 10X) and FFF beams (6XFFF and 10XFFF) of a Varian TrueBeam medical linear accelerator in a solid water phantom at 10 cm depth. The source surface distance (SSD) was 100 cm, the field size was 10×10 cm and the dose rate was always 400 MU/min during the measurements. We delivered 100 MU in each measurement and the absorbed dose to water was calculated according to the IAEA TRS-398 dosimetry protocol. The measured signals of the ionization chambers were always corrected for the ion recombination loss. The ion recombination correction factors (K_i) were determined with the two-voltage method separately for the used ion chambers and for flattened and unflattened beams. First, we measured the dose to water with PTW TM30012 Farmer chamber in 6XFFF and 6X beams, then calculated the ratio of doses of 6XFFF and 6X beams ($R_{6, \text{Farmer}}$). Immediately after this we repeated the above measurements with PTW TM31010 Semiflex chamber and determined the ratio of doses of 6XFFF and 6X beams again ($R_{6, \text{Semiflex}}$). The length of the sensitive volume of the Semiflex chamber is only 6.5 mm. According to our dose profile measurements the peak correction factor of this chamber equals to unity for both photon energies. As a consequence $R_{6, \text{Semiflex}}$ is larger than $R_{6, \text{Farmer}}$ and $K_p^{6XFFF} = R_{6, \text{Semiflex}} / R_{6, \text{Farmer}}$ where K_p^{6XFFF} is the peak correction factor of the Farmer chamber in 6XFFF beam. The advantage of this method is that we have to calculate ratio of doses, so it is not necessary to know the calibration factors of the chambers. Repeating the above measurements with 10X and 10XFFF beams we determined the peak correction factor of Farmer chamber for 10XFFF beam, too (K_p^{10XFFF}). According to our measurements $K_p^{6XFFF} = 1.0025$ and $K_p^{10XFFF} = 1.009$. The bigger peak correction factor for 10XFFF beam is in accordance with the fact that the peak of dose profile is steeper for higher photon energy. The above described method for the determination of K_p can be used for other photon energies and other large volume ionization chambers.

Kontra G, Major T, Polgár C. Measurement of peak correction factor of Farmer chamber for calibration of flattening filter free (FFF) clinical photon beams. Hungarian Oncology 59:119–123, 2015

Keywords: dosimetry, FFF beams, Farmer chamber, peak correction

BEVEZETÉS

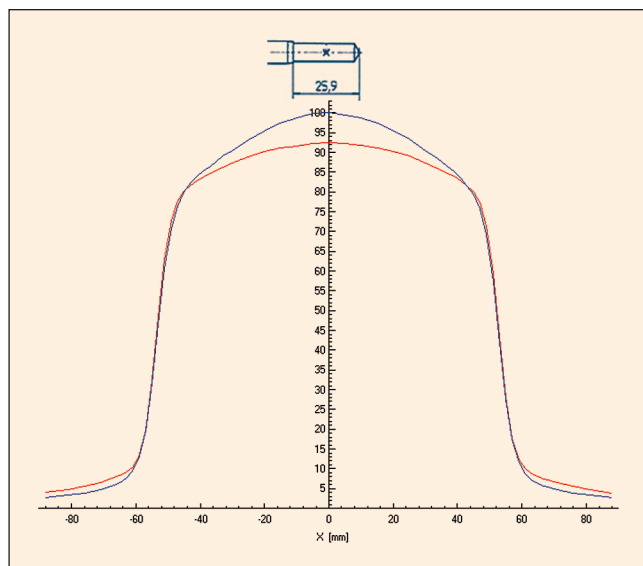
A sugárterápiában az utóbbi másfél évtizedben egyre inkább tért hódít az IMRT (intenzitásmodulált radioterápia) technika alkalmazása, mert ezzel az ép szövetek védelme bonyolultabb céltérfogatok esetén jobban biztosítható, mint a hagyományos konformális besugárzásnál (1). IMRT technikánál már nincs jelentősége a kiegyenlítő szűrő alkalmazásának, ezért az újabb lineáris gyorsítókat úgy építik, hogy azokon a szűrővel rendelkező mezők mellett már kiegyenlítő szűrő nélküli (FFF – flattening filter free) fotonmezők is rendelkezésre álljanak. A kiegyenlítő szűrő elhagyásával a dózisteljesítmény a mező közepén energiától függően akár 2-4-szeresre is növelhető, amely kisebb célterületek hipofrakcionált kezelésénél a rövidebb kezelési idők miatt különösen előnyös (2, 3). Az FFF mezők kalibrálása azonban méréstechnikai problémát is felvet. Lineáris gyorsítók fotonnyalábainak kalibrálására jelenleg is a Farmer-típusú ionizációs kamra a leggyakrabban alkalmazott, legmegbízhatóbbnak tartott detektor. Az FFF mezők dózisprofilja a kiegyenlítő szűrő elhagyása miatt közepén csúccsal rendelkezik, ezért

az ilyen mezők Farmer-kamrával történő kalibrációjánál számításba kell venni, hogy a 23 mm hosszú mérőtérfo-gattal rendelkező kamra hossz tengelye mentén a dózis inhomogén, a kamra végei felé csökken (1. ábra). A kamra a mérőtérfogatóján belül átlagol, ezért a dózisprofil csúcsán a Farmer-kamra a valóságnál kisebbnek méri a dózist. Ezt a csúcshatásvesztést egy megfelelő korrekciós faktoral tudjuk figyelembe venni. Célkitűzésünk e csúcshatáskorrekciós faktor (K_{cs}) méréssel történő meghatározása. A Farmer-kamra jelét ezzel korrigálva az FFF mezők csúcsán Farmer-kamrával is pontosan mérhető a dózis. Az általunk bemutatott mérési módszerrel további kamratípusokra és fotonenergiákra is meghatározható ilyen korrekciós faktor.

ESZKÖZ ÉS MÓDSZER

A méréseket az Országos Onkológiai Intézetben 2014-ben üzembe helyezett TrueBeam (Varian, Palo Alto, USA) lineáris gyorsítón végeztük. A dózisprofil és a mélydózist PTW MP3 vízfantomban PTW 31010 Semiflex ionizációs kamrával mértük 100 cm forrás-felszín távolságnál (FFT).

1. ábra. A 6XFFF (piros) és 10XFFF (kék) fotonmezők 10 cm mélyen mért dózisprofilja 10×10 cm-es mező esetén, a Farmer-kamra méretarányos rajzával. Az ábra a kamra külső méretét mutatja, az érzékeny térfogat csak 23 mm hosszú. (Vízszintes tengely: mezőközéptől mért távolság, függőleges tengely: relatív dózis)



A sugármínőséget jellemző $TPR_{20,10}$ (tissue-phantom ratio) értéket a 20 és 10 cm mélyen mért mélydózisok hányadosából számoltuk a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség TRS-398 dozimetriai protokollja alapján (4).

A Farmer-kamra K_{cs} csúcshatás-korrekciós faktorának meghatározásához a gyorsító 6 MV-os, kiegyenlítő szűrő nélküli (6XFFF) és kiegyenlítő szűrővel rendelkező (6X) fotonnyalábjaival mértünk CIRS gyártmányú homogén szilárdvízfantomban, a sugármezők kalibrálásánál szokásos mérési összeállításban, azaz 10×10 cm-es mezőnél, 10 cm mélységben, 100 cm-es FFT-nél. A detektort minden esetben a sugármező középpontjába helyeztük. A dózisteljesítmény minden mérésnél 400 MU/min (monitor unit) volt.

Az első méréssorozatban a 6X és 6XFFF mezőknél PTW gyártmányú TM30012-es típusú Farmer ionizációs kamrával mértünk, a kamrát PTW Unidos dózismérőhöz csatlakoztattuk. Bár a dózisteljesítmény végig állandó volt, az egy impulzuson belüli dózis igen eltérő szűrővel és szűrő nélküli mezőknél. A kamra rekombinációs vesztesége az impulzuson belüli dózistól függ (5), ezért a kétfeszültségű módszerrel meghatároztuk a kamra 400 V-os gyűjtőfeszültségéhez tartozó rekombinációs korrekciós faktort (K_r) külön a 6X és 6XFFF mezőkhöz. A K_r -t a 400 V-nál és 100 V-nál mért töltések arányából a TRS 398 dozimetriai protokoll alapján számoltuk (4).

A TRS-398 alapján 6X fotonmező esetén 100 MU leadása esetén a vízben elnyelt dózis Farmer-kamrával történő mérésnél az alábbi képlettel számolható:

$$D_{w,Farm}^{6X} = Q_{Farm}^{6X} \cdot N_{Dw,Farm} \cdot K_{Q,Farm}^{6X},$$

ahol $D_{w,Farm}^{6X}$ a Farmer-kamrával mért vízben elnyelt dózis 6X fotonnyaláb esetén; Q_{Farm}^{6X} a Farmer-kamrával 100 MU leadása mellett mért, hőmérsékletre, légnyomásra és rekombinációs veszteségre korrigált töltés 6X sugárzás esetén; $N_{Dw,Farm}$ a Farmer-kamra vízben elnyelt dózisra vonatkozó, Co-60 nyalábban meghatározott kalibrációs faktora; $K_{Q,Farm}^{6X}$ a Farmer-kamra 6X sugármínőséghez tartozó korrekciós faktora, értéke a 6X sugárzás TPR-je alapján a TRS-398 protokollból meghatározható.

A fentiek alapján kiegyenlítő szűrő nélküli 6XFFF mezőben Farmer-kamrával történő mérés esetén a vízben elnyelt dózis:

$$D_{w,Farm}^{6XFFF} = Q_{Farm}^{6XFFF} \cdot N_{Dw,Farm} \cdot K_{Q,Farm}^{6XFFF} \cdot K_{cs}^{6XFFF},$$

ahol a fenti képletben szereplő szimbólumok jelentése ugyanaz, mint az első képletben, de itt értelemszerűen a 6XFFF mezőhöz tartozó értékeket jelentik. Az egyetlen különbség, hogy itt alkalmaznunk kell a Farmer-kamra csúcshatás-korrekciós faktort (K_{cs}^{6XFFF}), éppen azt, amelyet meg akarunk határozni.

A második méréssorozatban megismételtük a fenti méréseket, de a Farmer-kamránál lényegesen rövidebb PTW TM31010 típusú Semiflex kamrával. Ennél a kamránál is meghatároztuk a 6XFFF és 6X mezőkkel mért rekombinációs veszteségeket és korrigáltuk a kamrával mért töltéseket. A Semiflex kamra mérőtérfogata csak 6,5 mm hosszú, ezért hossz tengelye mentén a dózis még FFF mezők esetén is homogénnek tekinthető (1. táblázat), így csúcshatás-korrekcióval nem kell számolni. Ebből következően 6X és 6XFFF mezőben Semiflex (Sfl) kamrával történő mérés esetén 100 MU leadása után a vízben elnyelt dózis TRS-398 alapján:

$$D_{w,Sfl}^{6X} = Q_{Sfl}^{6X} \cdot N_{Dw,Sfl} \cdot K_{Q,Sfl}^{6X}$$

$$D_{w,Sfl}^{6XFFF} = Q_{Sfl}^{6XFFF} \cdot N_{Dw,Sfl} \cdot K_{Q,Sfl}^{6XFFF}$$

1. táblázat. Dózisesés 6XFFF és 10XFFF fotonmezőknél Farmer- és Semiflex kamrák hossz tengelye mentén, a mérőtérfogat végein, ha a kamra közepét a sugármező közepére állítjuk. FFT=100 cm, mélység 10 cm, mezőméret 10×10 cm

	Százalékos dózisesés a kamra végein	
	6XFFF	10XFFF
PTW 30012 Farmer	0,75%	1,5%
PTW 31010 Semiflex	0,1%	0,1%

Természetesen a 6XFFF és 6X mezőkben mért dózisok arányának kamratípustól függetlenül azonosnak kell lennie, azaz:

$$D_{w,Farm}^{6XFFF} / D_{w,Farm}^{6X} = D_{w,Sfl}^{6XFFF} / D_{w,Sfl}^{6X}$$

Ebből következően a Farmer-kamra K_{cs} csúcshatás-korrekciós faktorára az alábbi képlet adódik:

$$K_{cs}^{6XFFF} = (Q_{Sfl}^{6XFFF} / Q_{Sfl}^{6X}) \cdot (Q_{Farm}^{6X} / Q_{Farm}^{6XFFF}) \cdot (K_{Q,Sfl}^{6XFFF} / K_{Q,Sfl}^{6X}) \cdot (K_{Q,Farm}^{6X} / K_{Q,Farm}^{6XFFF})$$

A 10XFFF fotonmezőnél a profil csúcs nagyobb és élesebb, mint 6XFFF mezőnél (1. ábra), így várhatóan a Farmer-kamra csúcshatás-korrekciós faktora is nagyobb lesz, ezért K_{cs} meghatározását a fenti módszerrel elvégeztük 10XFFF mezőre is.

EREDMÉNYEK

A 6XFFF és 10XFFF sugárzás vízben, 10 cm mélyen mért dózisprofilja az 1. ábrán látható. Az ábrán feltüntetjük a Farmer-kamra méretarányos rajzát is, a kamra külső méretével (25,9 mm). A kamra érzékeny térfogata ennél 3 mm-rel rövidebb.

A mért dózisprofilok alapján meghatároztuk, hogy a méréseink során alkalmazott Farmer és Semiflex ionizációs kamrák hossz tengelye mentén, a mérőtér fogat végein mekkora a dózisesés, ha a kamra közepét a sugármező közepére állítjuk (1. táblázat). Farmer-kamránál a mezőközéptől 11,5 mm-re, Semiflex kamránál 3,2 mm-re olvastuk le a dózisesés nagyságát. Az 1. táblázatból látható, hogy a 10XFFF mező élesebb profilcsúcsának köszönhetően a dózisesés a Farmer-kamra szélein jelentősebb, mint 6XFFF-nél. A rövidebb Semiflex kamra esetén mindkét energián elhanyagolható a dózisesés mértéke, így csúcshatás-korrekcióval nem kell számolni.

A 2. táblázat első sorában 6X, 6XFFF, 10X és 10XFFF fotonnyalábok 20 és 10 cm mélyen mért mélydózisainak hányadosából a TRS-398 dozimetriai protokoll alapján

2. táblázat. A 6X, 6XFFF, 10X és 10FFF fotonnyalábok $TPR_{20,10}$ értékei, valamint a méréseknél alkalmazott kamrák K_r rekombinációs korrekciós és K_Q faktorai e sugárminőségek esetén

	6X	6XFFF	10X	10XFFF
$TPR_{20,10}$	0,666	0,627	0,737	0,703
$K_{Q,Farmer30012}$	0,9949	0,9983	0,9865	0,9915
$K_{Q,Semiflex}$	0,9918	0,9963	0,9807	0,9873
$K_{r,Farmer30012}$	1,002	1,006	1,003	1,009
$K_{r,Semiflex}$	1,002	1,005	1,003	1,007

3. táblázat. 6XFFF és 10XFFF sugárminőségeknél alkalmazandó K_{cs}^{6XFFF} és K_{cs}^{10XFFF} csúcshatás-korrekciós faktorok Farmer-típusú kamra esetén. A szórás 6XFFF mező esetén 0,0003, míg 10XFFF esetén 0,0005 volt

	K_{cs}^{6XFFF}	K_{cs}^{10XFFF}
TM 30012 Farmer	1,0025	1,009

számolt $TPR_{20,10}$ értékeit adtuk meg. Ez a táblázat tartalmazza még a kétfeszültségű módszerrel mért rekombinációs korrekciós faktorokat (K_r), valamint a számításoknál használt K_Q faktorokat a méréseknél alkalmazott kamrák és sugárminőségek esetén. Az FFF mezőkkel nagyobb K_r értékeket mértünk, mint a kiegyenlítő szűrővel rendelkező mezőknél, mert az impulzuson belüli dózis FFF mezőknél nagyobb.

A 3. táblázatban a 6XFFF és 10XFFF sugárminőségekre kapott K_{cs}^{6XFFF} és K_{cs}^{10XFFF} csúcshatás-korrekciós faktorokat adtuk meg Farmer-kamra esetén. A Farmer-kamra csúcshatás-korrekciós faktora nagyobbra adódott 10XFFF mezővel, mint 6XFFF mezővel. A magasabb energián jelentkező nagyobb korrekciós faktor annak tulajdonítható, hogy nagyobb energián az FFF mezők dózisprofilján a mező közepe a csúcs meredekebb.

MEGBESZÉLÉS

Amennyiben FFF fotonmezők kalibrációját a jól bevált, ugyanakkor viszonylag nagy méretű Farmer-típusú kamrával akarjuk végezni, figyelembe kell venni, hogy a dóziseszlás már a kamra mérőtér fogatán belül sem homogén, ezért ez a kamra a mező közepén, a dózisprofil csúcsán kevesebbnek méri a dózist. Ezt egy úgynevezett csúcshatás-korrekciós faktoral tudjuk figyelembe venni. E korrekció szükségességét más szerzők is felvetették. Kry és mtsai (6) számítás és mérés nélkül 6 és 10 MV-on egyaránt 0,2%-ra becsülték ennek értékét. Kawachi és mtsai (7) CyberKnife 6 MV-os, 6 cm átmérőjű FFF mezőjére, 2,4 cm hosszú ionizációs kamránál 1,5%-os korrekciós értéket számoltak, ezért az 1 cm-nél rövidebb kamrával való mérést javasolták a CyberKnife kalibrációjakor. Az AAPM TG-51 protokolljának 2014-ben publikált kiegészítése már felveti egy P_{rp} (radial beam profile) korrekció alkalmazását e csúcshatás figyelembevételére (8). Meghatározására a mért dózisprofil alapján történő egyszerű számítási módszert javasol. Ennek alkalmazása azonban a Farmer-kamra esetén nehezebb, illetve pontatlanabb, mert mint az 1. ábrán látható, a kamra érzékeny térfogata egyik végén hegyes, így átmérője nem állandó.

Mi e faktor méréssel történő meghatározását tűztük ki célul. A mérés elve, hogy a szűrő nélküli és szűrővel rendelkező mezők dózisének arányát meghatározzuk Farmer-

kamrával, majd egy olyan kisméretű kamrával is, amelynél a csúcshatás-korrekciónak elhanyagolható. Amennyiben a Farmer-kamránál nem lenne csúcshatásvesztés, a két kamrával mért dózisarány egyenlő kellene, hogy legyen. A két dózisarány hányadosa épp a keresett csúcshatás-korrekciónak adja meg. Kisméretű kamrának a PTW Semiflex kamrát választottuk. Az 1. táblázat adatai igazolják azt a feltételezésünket, hogy a Semiflex kamra elég kis méretű ahhoz, hogy csúcshatás-korrekciónak nem kell számolni. Mérési módszerünk előnye, hogy K_{cs} meghatározásához dózisarányokat kell számolnunk, ezért egyik kamra kalibrációs faktorát sem kell ismerni. Tekintve, hogy kis effektus méréséről van szó, minden kamrára és sugárminőségre külön kell mérni és figyelembe kell venni a kamrák rekombinációs veszteségét. Kry és mtsai (6) Farmer-típusú kamrák rekombinációs veszteségére 6XFFF és 10XFFF mezők esetén nálunk nagyobb értéket mértek. Az eltérés oka vélhetően az, hogy ők csak 300 V-os kamrafeszültséget alkalmaztak. Kézenfekvő lenne Semiflex kamránál sokkal kisebb méretű félvezető dióda vagy PTW microDiamond detektor alkalmazása. Ez utóbbi detektor viselkedését Ciancaglioni és mtsai (9) kimerítően vizsgálták, nem közöltek viszont adatot a detektor jelének az impulzuson belüli dózissal való linearitásáról. Bár a dózisteljesítmény méréseink alatt végig állandó volt, az egy impulzuson belüli dózis igen eltérő szűrővel és szűrő nélküli mezőknél. Ilyen adat félvezető detektor esetén sem áll rendelkezésünkre, ezenkívül a félvezető detektornak még az energiafüggése is nagyobb. Ilyen kis effektus vizsgálatánál a detektor jelének linearitása alapvető, ezért tekintettünk el alkalmazásuktól méréseink során.

A Farmer-kamra csúcshatás-korrekciónak faktorára 6XFFF mezővel 1,0025, míg 10XFFF mezővel 1,009 adódott. A magasabb energián mért nagyobb korrekciós faktor annak tulajdonítható, hogy nagyobb energián az FFF mezők dózisprofilján a csúcs hegyesebb és a fősugártól távolodva a dózisesés nagyobb.

KÖVETKEZTETÉSEK

Az általunk bemutatott módszerrel meghatározható egy olyan korrekciós faktor, amellyel a kiegyenlítő szűrő nélküli fotonmezők közepén, a dózisprofil csúcsán nagyobb méretű ionizációs kamrákkal is pontosan mérhető a dózis. Méréseink alapján Farmer-kamrára TrueBeam gyorsítóból nyerhető 6XFFF fotonmező esetén ez a korrekció csak 0,25%, 10XFFF mezőnél viszont már 0,9%. Az általunk bemutatott korrekciós faktor mérését más energiákra, más típusú gyorsítókra és ionizációs kamrákra a pontosabb dóziskalibráció érdekében külön el kell végezni.

IRODALOM

1. Major T, Ágoston P, Polgár Cs. Új lehetőségek a sugárterápiában I.: Intenzitásmódulált és képvézérelt sugárkezelés. *Onkológia* 2:156–160, 2012
2. Georg D, Knoos T, McClean B. Current status and future perspective of flattening filter free photon beams. *Med Phys* 38:1280–1293, 2011
3. Vassiliev ON, Kry SF, Chang JY, et al. Stereotactic radiotherapy for lung cancer using a flattening filter free clinac. *J Appl Clin Med Phys* 10:14–21, 2009
4. International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA TRS-398. Vienna, Austria: IAEA, 2000
5. Boag JW, Currant J. Current collection and ionic recombination in small cylindrical ionization chambers exposed to pulsed radiation. *Br J Radiol* 53:471–478, 1980
6. Kry SF, Poople R, Molineu A, et al. Ion recombination correction factors (Pion) for Varian TrueBeam high-dose rate therapy beams. *J Appl Clin Med Phys* 13:318–325, 2012
7. Kawachi T, Saitoh H, Inoue M, et al. Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam. *Med Phys* 35: 4591–4598, 2008
8. McEwen M, DeWerd L, Ibbott G, et al. Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams. *Med Phys* 4:5011–5019, 2014
9. Ciancaglioni I, Marinelli M, Milani E, et al. Dosimetric characterization of a synthetic single crystal diamond detector in clinical radiation therapy small photon beams. *Med Phys* 39:4493–4501, 2012