

# Teljes bőr elektronbesugárzás dozimetriája

Kontra Gábor, Horváth Ákos, Bajcsay András, Németh György  
Országos Onkológiai Intézet, Sugárterápiás Osztály, Budapest

*Cél:* A teljes bőrfelszín elektronbesugárzására (TBEB) olyan módszer bevezetése, amely a viszonylag egyszerű kivitelezhetőségen túl kellő dózishomogenitást és minimális egésztestdózist eredményez. *Anyag és módszer:* Az Országos Onkológiai Intézetben 1986-tól végzünk nagymezős elektronbesugárzást a Neptun 10p lineáris gyorsítóval. A Mevatron KD lineáris gyorsító 1991-ben történt üzembeállításával (a gyorsító technikai adottságainak és a kellő méretű bunkernek köszönhetően) mód nyílt az ún. „módosított stanfordi technika” bevezetésére, amellyel a célkitűzésben megjelölt feltételek jobban teljesíthetők. A 200x75 cm-es mezőt két, egymással 30°-os szöget bezáró mező eredőjeként kapjuk, 465 cm-es fókusz-bőr távolság (FBT) esetén. A kezelést 6 irányból végezzük, 6 MeV energiájú elektronsugárzással. A gyorsító nagy dózisteljesítményű (Hi-E) üzemmódja a nagy FBT ellenére is viszonylag rövid kezelési időt biztosít. A dózisprofil-méréseket levegőben, minifantomban, míg a mélydózis-méréseket víz- és polisztirol fantomban, félvezető detektorral, ill. filmmel végeztük. *Eredmények:* A két, egymással 30°-os szöget bezáró mező eredője 200x70 cm-es (sík) területen belül  $\pm 5\%$ -on belüli dózishomogenitást eredményez. A 6 irányú besugárzás eredőjeként a dózismaximum mélysége 2-5 mm között változik, míg a 80%-os pont mélysége 8 mm-ben van. A teljes test dózisa a bőrdózis 1%-a alatt marad. *Következtetés:* A Mevatron KD lineáris gyorsítóra adaptált módosított stanfordi technika alkalmas teljes bőr elektronbesugárzásra. *Magyar Onkológia* 44:129-133, 2000.

*Objective:* Elaboration of such a simple technique for total skin electron irradiation which ensures good dose homogeneity and minimal x-ray background dose. *Materials and methods:* We started large electron field irradiations with the Neptun 10p linear accelerator in the National Institute of Oncology - Budapest in 1986. After the installation of the Siemens Mevatron KD linear accelerator it was possible to introduce the modified Stanford technique. This technique satisfies better the requirements given in the objective. The required field size of 200x75cm is produced as a result of two fields with 30° angular separation (dual field) at a source skin distance of 465 cm. The patient's body is exposed to six dual electron fields. The electron energy is 6 MeV. Despite the long source skin distance the treatment time is relatively short due to the high dose rate ( $\approx 940$  mu/min) capability of our Mevatron KD. The in air dose profiles were measured in miniphantom with semiconductor detector. Depth dose curves were measured in water and in polystyrene phantom with semiconductor detector and with films. *Results:* The measured dose homogeneity of the 6 MeV energy dual field with 30° angular separation is within  $\pm 5\%$  in a 200x75cm plane field. The depth of dose maximum of the resulting dose distribution of six dual field irradiation is between 2 mm and 5 mm, while the depth of 80% isodose curve is about 8 mm. The total body x-ray background dose is less than 1% of the skin dose. *Conclusion:* The modified Stanford technique adapted to our Mevatron KD linear accelerator is suitable for total skin electron beam therapy. *Kontra G, Horváth Á, Bajcsay A, Németh Gy. Dosimetry of total skin electron irradiation. Hungarian Oncology* 44:129-133, 2000.



Közlésre érkezett: 2000. február 7.  
Elfogadva: 2000. április 18.

Levelezési cím: Dr. Kontra Gábor,  
Országos Onkológiai Intézet Sugárterápiás Osztály, 1122. Budapest, Ráth György u. 7-9.

## Bevezetés

A teljes bőr elektronbesugárzást (TBEB) ma is az egyik legmegfelelőbb kezelési módszernek tartják bizonyos bőrelváltozások (mycosis fungoides, Sezary-szindróma, generalizálódott Kaposi szarkóma és más cutan lymphomák) kezelésére. A kezelés céljától, az elváltozás jellegétől és a beteg által esetleg már korábban kapott kezeléstől függően egy frakció dózisa 1,8-2 Gy között, míg az összdózis rendszerint 20-40 Gy között van (2).

Teljes bőr elektronbesugárzást először Trump és mtsai alkalmaztak mintegy 47 évvel ezelőtt (7). Az azóta eltelt időszak alatt igen nagyszámú és egymástól igen eltérő kezelési technikát alkalmaztak, ill. javasoltak. Ma minden módszer esetén a kezelést lineáris gyorsítóból nyerhető, 3-9 MeV közötti energiájú elektronnyalábbal végzik.

Nagymezős elektronbesugárzást hazánkban először az Országos Onkológiai Intézet Neptun 10p lineáris gyorsítójával végeztünk 1986-ban (5). Az akkori technikai lehetőségek (elsősorban a bunker kis mérete és a nagyobb dózisteljesítmény hiánya) miatt a kezelést csak AP-PA irányból tudtuk végezni, amely nem biztosította a teljes bőrfel-szín megfelelő lefedését. Az 1991-ben üzembe helyezett (Siemens) Mevatron KD lineáris gyorsító mód nyílt egy lényegesen korszerűbb, jobb terápiás eredményt ígérő kezelési technika bevezetésére, ugyanis ezen gyorsító bunkere lényegesen nagyobb és így lehetővé teszi akár 465 cm-es fókusz-bőr távolság (FBT) beállítását is. Ugyanakkor ezzel a gyorsítóval lehetőség van nagy dózisteljesítményű ( $\approx 940$  monitor egység/perc) elektronnyaláb előállítására is („Hi-E üzemmód”), amivel elkerülhető, hogy a nagy FBT miatt a kezelési idő túlzottan megnövekedjen.

Jelen közleményünkben ezen kezelési technika bevezetéséhez elvégzett dozimetriai mérésekről számolunk be. Az első beteget 1993 szeptemberében kezeltük ezzel a technikával.

## Eszköz és módszer

### *A kezelési technika és annak kiválasztása*

Teljes bőr elektronbesugárzáshoz az American Association of Physicists in Medicine (AAPM) ajánlása alapján minimálisan 160x60 cm-es mező szükséges. Ezen területen belül hosszirányban legalább  $\pm 8\%$ -os, keresztirányban  $\pm 4\%$ -os dózishomogenitást kell biztosítani (1). Nyilvánvaló, hogy a beteg beállítása kényelmesebb és kevésbé kritikus, ha ennél nagyobb, 200x70 cm-es mezővel dolgozunk. Éppen ezért mi ezen utóbbi mezőméret előállítására törekedtünk.

A megfelelő mezőméreten túl biztosítani kell még, hogy a beteg teljes bőrfelületét besugarazzuk. Ez több irányú besugárzással, vagy a beteg forgatásával érhető el.

A megfelelő méretű mező előállítása történhet mezőillesztéssel, szóró fólia alkalmazásával és a beteg, illetve a gyorsító besugárzás alatti mozgatásával.

A fenti két feltétel teljesítése tehát különböző módszerekkel történhet, ennek megfelelően az iro-

dalomban igen nagyszámú kezelési technikával találkozunk.

A kezelési technika megválasztásánál (az egyszerű kivitelezhetőségen túl) az alábbi klinikai szempontokat tartottuk szem előtt:

- A kezelési idő a lehető legrövidebb legyen, hiszen a bevezetésben említett betegségek leggyakrabban idős betegeket érintenek, akiket a (Hi-E üzemmód ellenére is) 25-35 percre elnyúló, kényelmetlen testhelyzetben végzett kezelés igen megviselhet.
- A testfelszínt minél homogénebben sugarazzuk be, igyekezzünk minimalizálni az elkerülhetetlenül előforduló aluldozírozott területek nagyságát.
- Minimális legyen az elektronnyalábban jelenlévő fékezési sugárzásból eredő teljestest-dózis. Ez azért fontos szempont, mert TBEB-nél az elektronnyalábban jelenlévő fékezési sugárzás aránya lényegesen nagyobb lehet, mint amit a konvencionális elektronterápiánál megszoktunk.

A fenti szempontokat a módosított stanfordi technika (6) teljesíti leginkább, ennek megfelelően ezt adaptáltuk a Mevatron KD lineáris gyorsítóra (4). A kezelést hat irányból, 6 MeV energiájú elektronsugárzással végezzük, 465 cm fókusz-bőr távolság mellett. Az elektronapplikátort eltávolítjuk, helyére egy 25,5x25,5 cm-es apertúrával rendelkező 6 mm vastag alumínium keretet helyezünk és a kollimátort 35x35 cm-re nyitjuk ki. A megfelelő méretű mezőt két, egymással 30°-os szöget bezáró (duál) mező eredőjeként állítjuk elő, így a teljes bőrfelület egy dózisfrakcióval történő lefedéséhez 6x2 mezőt kell felvennünk. Minden egyes irány esetén a beteg eltérő testhelyzetben áll, hogy az egyes testrészek árnyékolása miatti aluldozírozott bőrfelület minimális legyen. Az egyes testhelyzetek részesebb leírása korábbi közleményünkben megtalálható (4).

## Mérőeszközök

A dózisprofil-görbékét levegőben, 7x7x7 cm-es polisztirol minifantomban Therados félvezető detektorral mértük. A mélydózis-görbékét Therados vízfantomban félvezető detektorral, továbbá hengeres és sík polisztirol fantomban filmmel és félvezető detektorral mértük.

A sugármező kalibrálását, valamint az elektronmezőben jelenlévő fékezési sugárzás arányának meghatározását Ionex 2500/3 dózismérőhöz csatlakoztatott NE 2571-es Farmer kamrával, ill. Markus kamrával végeztük. Mivel több detektorral és több fantommal mértünk különböző körülmények között, a mérések pontos körülményeit az eredmények ismertetésével együtt adjuk meg.

## Eredmények és megbeszélés

### *A dózisprofilok és mélydózisok vizsgálata*

A dózisprofilok mérése előtt, a dózismaximum mélységének ismeretéhez tudnunk kellett, ho-

gyan módosul a 6 MeV-es elektronsugárzás mélydózisgörbéje, ha a forrás-bőr távolságot 100 cm-ről 465 cm-re növeljük. Éppen ezért először ezt vizsgáltuk.

A 6 MeV energiájú elektronsugárzás 100 és 465 cm-es forrás-felszín távolságnál mért mélydózisgörbéjének összehasonlítása az 1. ábrán látható. A méréseket vízben, Therados félvezető detektorral végeztük. A 100 cm-es (normál) forrás-felszín távolság esetén a mérést a 15x15 cm-es standard elektronapplikátorral végeztük. A 465 cm-es forrás-felszín távolság esetén elektronapplikátor nélkül, a főkollimátorokat 35x35 cm-re kinyitva mértünk. Látható, hogy a 465 cm-nél mért mélydózisgörbe 3-4 mm-rel a felszín felé tolódott, azaz az átlagenergia a szög levegőrétegen való áthaladás következtében mintegy 1 MeV-rel csökkent. Ugyanakkor a felszíni dózis gyakorlatilag változatlan maradt.

Ahhoz, hogy a teljes bőr elektronbesugárzást álló testhelyzetben végezhesük, 190-200 cm magas, 70 cm széles mezőre van szükség. Ilyen magas mező két mezőből tehető össze: az egyik mező fősugarát a vízszintes alá kell dönteni  $\alpha/2$  szöggel, míg a másikat a vízszintes fölé kell emelni  $\alpha/2$  szöggel úgy, hogy a dózisprofilok az 50%-os pontoknál illeszkedjenek. A két mező közötti a szög meghatározásához először levegőben, minifantomban mértük a 6 MeV-es elektronsugárzás dózisprofilját 465 cm-es névleges forrás-felszín távolságnál. A detektor mélységét az 1. ábra alapján 10 mm-re állítottuk. A gyorsító (gantry) 90°-os szögben állt, azaz a sugárnyaláb tengelye vízszintes volt. A 2. ábra a vízszintes és függőleges irány menti dózisprofilokat mutatja. Az  $\alpha$  szög nagysága a függőleges irányú profil alapján határozható meg. A profil 50%-os pontjának a fősugártól mért távolsága és a 365 cm-es izocentrum-felszín távolság alapján  $\alpha$ -ra 30° adódott.

A vízszintes irány menti profilról leolvasható, hogy 90%-os mezőméret definíció mellett a mező szélessége 75 cm, vagyis kellően széles mező áll rendelkezésre. (Az AAPM által megkívánt legalább  $\pm 4\%$ -os dózishomogenitás már 65 cm-es mezőszélességen belül teljesül.) A profilon látható kismértékű aszimmetriát valószínűleg a visszahúzott sugárfogó (beam stopper) okozza.

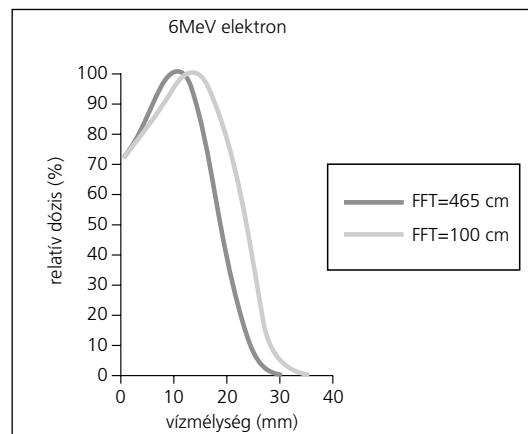
A következő lépésben ellenőriztük a (számunkra végeredményben érdekes) egymással  $\alpha = 30^\circ$ -os szöget bezáró duál mező eredő dózisprofilját 10 mm mélységben. Ezen mérés eredményét a 3. ábra mutatja. Látható, hogy a dózishomogenitás 200 cm-es mezőhosszon vizsgálva  $\pm 5\%$ -on belüli, azaz lényegesen jobb, mint amit az AAPM ajánlása megkövetel.

A teljes bőr elektronbesugárzást elsősorban nem 10 mm mélyen, hanem a felszíni és a felszín közeli elváltozások kezelésére alkalmazzuk, ezért ellenőriztük az egymással 30°-os szöget bezáró duál mezők eredő dózisprofilját 0,3 mm mélységben is (4. ábra). (A félvezető detektorral ennél kisebb mélységben nem lehetett mérni.) Látható, hogy a dózishomogenitás a felszínen is  $\pm 5\%$ -on belüli. A 3. és 4. ábra összehasonlításakor a 4. ábrán, a padló közelében kismértékű dóziszemelkedés látható, amely valószínűleg a padlóról szóródott

elektronoknak tulajdonítható. A 10 mm mélyen mért profilon ez azért nem látszik, mert a szórt elektronok energiája kisebb és így kisebb hányaduk jut le 10 mm mélyre.

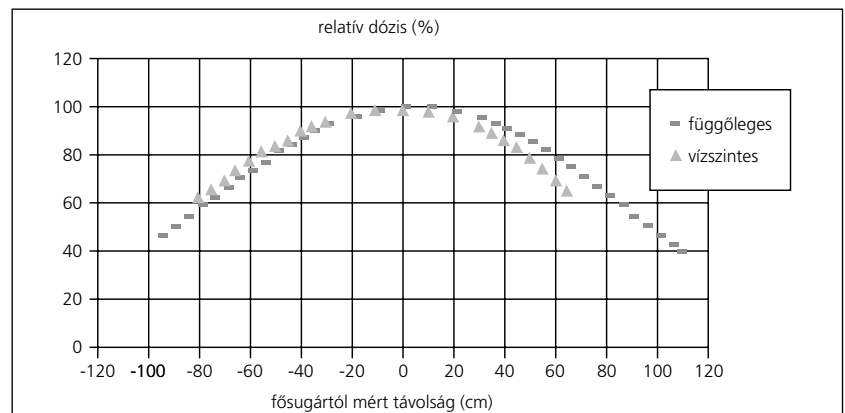
A hat irányú duál mezős besugárzás eredőjeként kialakuló mélydózisgörbét 30 cm átmérőjű 5-5 cm vastag kör alakú polisztirol fantomlapok közé szorított filmmel mértük teljes bőr elektron besugárzási körülmények között. Besugárzás során a filmet vízszintesen (azaz a duál mezők fősugarainak szögfelezőjével párhuzamosan), a padlótól 130 cm magasra helyeztük. Az egyes besugárzási irányok az 5. ábrán látható módon egymással 60°-os szöget zártak be. Ebben a mérési elrendezésben az első 2-3 mm mélységben a film bizonytalan mérési eredményt ad, ezért 0-5 mm mélységben elvégeztük a mérést úgy is, hogy a fantomra filmet, majd arra különböző vastagságú szövetekvivalens bólusz lapot hajtottunk.

A hat irányból elvégzett duál mezős besugárzás eredőjeként kialakuló mélydózisgörbét az 5. ábra mutatja az első duál mező fősugarainak szögfelezője mentén (az ábrán A-O irány), illetve azzal 30°-os szöget bezáró irányban (B-O irány). Mindkét görbét az A-O irány menti maximumra normáltuk. Az összehasonlítás kedvéért az ábrán megadtuk az 1. mezővel történő besugárzás vízben mért mélydózisgörbéjét is (FBT = 465 cm). Látható, hogy a 6 irányú besugárzás eredménye-

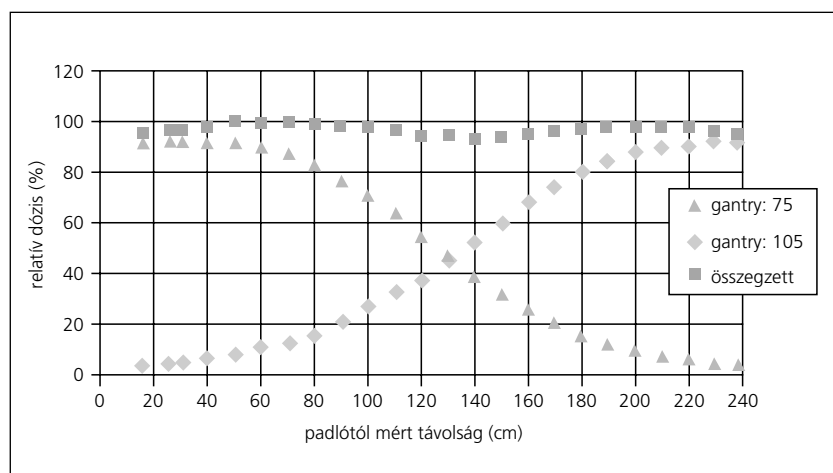


1. ábra. 100 és 465 cm-es forrás-felszín távolságnál mért mélydózisgörbék.

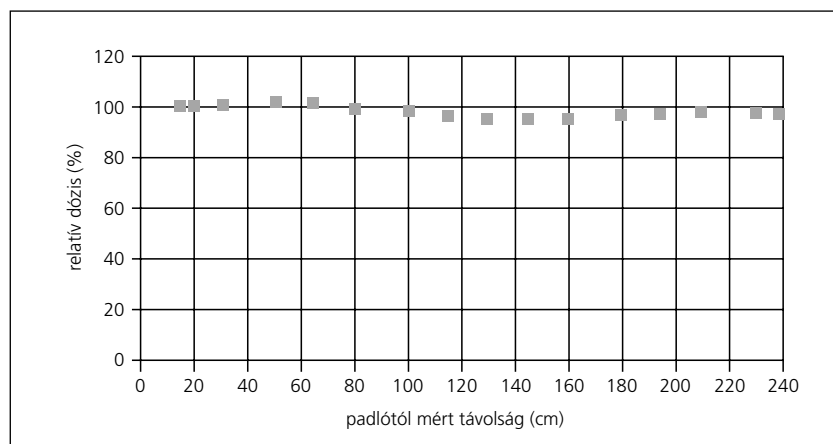
2. ábra. Vízszintes sugárnyalábbal levegőben, függőleges és vízszintes tengely mentén mért dózisprofilok. A „negatív” távolságok a fősugártól balra, illetve a fősugár alatti távolságokat jelentik. A névleges forrás-felszín távolság: 465 cm. Energia: 6 MeV



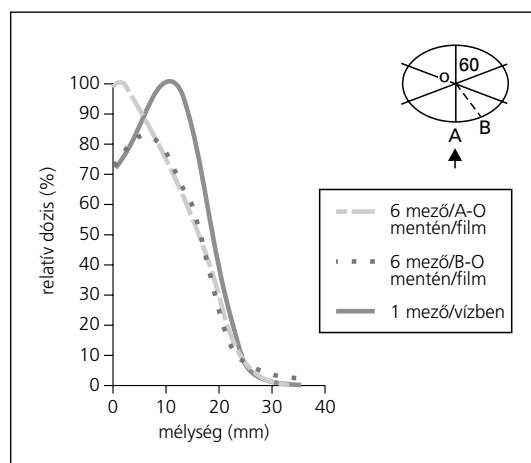
3 ábra. A gantry 75°-os és 105°-os állásánál mért dózisprofil, valamint ezen két mező összegzésével előálló duál mező dózisprofilja 10 mm mélységben, 465 cm FFT mellett, 6 MeV-es elektron-sugárzás esetén.



4 ábra. A 3. ábrán megadott duál mező dózisprofilja 0,3 mm mélységben, 465 cm FFT mellett, 6 MeV-es elektronsugárzás esetén.



5 ábra. Hat irányból elvégzett duál mezős besugárzás eredményeként kialakuló mélydózisgörbe az első duál mező fősugarainak szögfelezője mentén (az ábrán A-O irány), illetve azzal 30°-os szöget bezáró vízszintes egyenes mentén (B-O irány). A mérés 30 cm átmérőjű kör alakú polisztirol fantomban történt.



ként a mélydózisgörbék maximumai a felszín közelébe húzódnak ki. A B-O irány menti dózismaximum mintegy 18%-kal kisebb, mint az A-O irány menti maximum, ami annak tulajdonítható, hogy a B-O irány egyetlen besugárzási iránynyal sem párhuzamos. A 80%-os relatív dózis mélysége mindkét irány esetén 8 mm-ben van. Az A-O menti mélydózisgörbében 17 mm mélységben (azaz az 55%-os pont közelében) törés van. 17 mm-nél nagyobb mélységben a dózises meredeksége nagyobb, ami arra utal, hogy az elektronok hatótávolsága kb. 17 mm-rel egyenlő,

amikor az A-O irány 60°-os szöget zár be a duál mezők fősugarai által meghatározott síkkal.

### A dózis meghatározása

Teljes bőr elektronbesugárzás során a betegnek leadott dózis megadásához az AAPM definíciója alapján egy 30 cm átmérőjű, teljes bőr elektronbesugárzási körülmények között, 6 duál mezővel besugárzott polisztirol fantom felszínén mért átlagdózsist kell alapul venni (1). Ennek meghatározásához elvégeztük egy duál mező kalibrációját, majd meghatároztuk az ún. „Dózisösszegződési Faktort” (DÖF). Ez utóbbi a 6 duál mezővel, illetve az egy duál mezővel történő besugárzás során mért dózisok hányadosával egyenlő.

Egy duál mező kalibrációjához polisztirol fantomban Farmer és Markus kamrával 10 mm mélységben TBEB körülmények mellett mértük az 1 monitor egységhez tartozó dózsist. Az elektronsugárzás által a besugárzott detektor kábelben generált töltés eliminálásához pozitív és negatív kamrafeszültségnél mértük a  $Q_+$  ill.  $Q_-$  töltést és a valódi ionizációs töltést ( $Q$ ) Wickman és Holmström szerint a  $Q = |Q_+ - Q_-|/2$  képlettel határoztuk meg (8). A dózsist az így meghatározott  $Q$  alapján számoltuk. A két kamrával mért dózis 1,4%-on belül egyezett.

A DÖF meghatározásához 6 duál mezővel TBEB körülmények mellett besugárztunk egy 30 cm átmérőjű polisztirol fantom felületére terített filmet. Ezután ugyanilyen körülmények mellett, de egy duál mezővel egy másik filmet is besugárztunk, azzal a különbséggel, hogy a fantomra terített filmre 10 mm vastag szövetekvivalens bőlszt is terítettünk. A két filmmel mért dózis aránya a DÖF-et adja meg. Méréseink szerint a DÖF-re 2,66 adódott.

### A fékezési sugárzás arányának mérése

Az elektronnalábbban jelenlévő fékezési sugárzás arányának ( $X/e^-$ ) meghatározásához Farmer kamrával 30x30x30 cm-es polisztirol fantomban mértük a dózsist 1,1 cm és 15 cm mélyen, 465 cm-es forrásfelszín távolságnál. A valódi ionizációs töltést ( $Q$ ) itt is a pozitív és negatív kamrafeszültségnél mért  $Q_+$  ill.  $Q_-$  töltésekből számoltuk a  $Q = |Q_+ - Q_-|/2$  képlettel. A fékezési sugárzás arányát a 15 cm és az 1,1 cm mélyen mért dózisok hányadosa adja. Egy duál mező esetén  $X/e^- = 0,3$  % adódott. Ez alapján 6 duál mező esetén 30 cm átmérőjű polisztirol fantom középpontjában  $X/e^- = 0,68$ %. Az AAPM ajánlása szerint  $X/e^-$ -nek 1% alatt kell lennie (4). Méréseink szerint nálunk ez a feltétel teljesül.

### Következtetés

Az irodalomban fellelhető igen nagyszámú TBEB kezelési technika áttanulmányozása után a módosított stanfordi technika adaptálása mellett döntöttünk.

A Mevatron KD lineáris gyorsító 6 MeV-es elektronnalábjával 465 cm-es forrás-felszín távolságnál, egymással 30°-os szöget bezáró duál

mező eredőjeként olyan 200x75 cm-es mező áll elő, amelyen belül a dózishomogenitás  $\pm 5\%$ .

Holt és Perry szerint a célterület mélysége teljes bőr elektronbesugárzás esetén rendszerint 0-8 mm között változik (3). Az 5. ábra mélydózis-görbéi alapján látható, hogy az általunk alkalmazott kezelési technika esetén a 80%-os relatív mélydózis mélysége 8 mm, ami azt jelenti, hogy a 80%-os izodózis-görbével a teljes bőr elektronbesugárzás indikációját alkotó elváltozások legtöbbször lefedhető.

Az elektronnyalábban jelenlévő fékezési sugárzásból eredő teljestestdózis méréseink szerint kevesebb mint 1%-a a bőrfelszín dózisének, azaz alatta marad az AAPM ajánlásában megadott 1%-os felső határnak (1).

A fentiek alapján elmondható, hogy az intézetünkben működő Mevatron KD lineáris gyorsítóra adaptált módosított stanfordi technika alkalmas teljes bőr elektronbesugárzásra.

## Irodalom

1. AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Report 23. Total skin electron therapy technique and dosimetry. New York, AAPM/American Institute of Physics, 1988
2. Breneman JC. Electron-Beam Therapy. In: Modern Dermatologic Radiation Therapy, Springer-Verlag New York, Heidelberg, London, 1991, pp147-153
3. Holt JG, Perry DJ. Some physical consideration in whole skin electron beam therapy. Med Physics 9:769-776, 1982
4. Horváth Á, Kontra G, Pazonyi B. Speciális teleterápiás módszerek lineáris gyorsítón. Magyar Onkológia 39:19-24, 1995
5. Horváth Á, Kontra G, Petrányi J, Zaoura M. A nagy-mezős elektron-besugárzás indikációs köre, kivitelezése és eredményei. Magyar Radiológia 63:236-242, 1989
6. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy. Williams & Wilkins, Baltimore, USA, 1994, pp.405-413
7. Trump JG, Wright KA, Evans WW, et al. High energy electrons for the treatment of extensive superficial malignant lesions. Am J Roentgenol 69:623-629, 1953
8. Wickman G, Holmström T. Polarity effect in plane-parallel ionization chambers using air or a dielectric liquid as ionization medium. Med Physics 19:637-640, 1992