

Sokleveles kollimátor dozimetriai paramétereinek meghatározása különböző módszerek használatával

TDK DOLGOZAT

Csuha Boglárka

Természettudományi Kar

BME Fizika BSc, III. évfolyam

Témavezető:

Pócza Tamás

Klinikai sugárfizikus

Országos Onkológiai Intézet

Konzulens:

dr. Pesznyák Csilla

Egyetemi docens

Nukleáris Technika Intézet



Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

Kivonat

A dolgozatomban célja a dozimetriai lamella távolság (dosimetric leaf gap, DLG) minél pontosabb meghatározása, illetve a mért értékek összehasonlítása mind a szakirodalomban fellelhető adatokkal, mind a korábbi mérési eredményekkel. A mérések során Millenium 120 soklamellás kollimátorral (multileaf collimator, MLC) felszerelt TrueBeam (Varian, Palo Alto, USA) lineáris gyorsító DLG-jét vizsgáltam. A modern sugárterápiában használt gyorsítóknak fontos eleme az MLC, ugyanis ez teszi lehetővé a különböző mezőalakok kialakítását. Segítségével csökkenthető a védendő szervek dózisterhelése és ezáltal a potenciális mellékhatások valószínűsége és súlyossága. Az MLC felépítéséből adódóan az egyes, egymással szemben lévő lamellák fizikailag sosem záródnak össze teljesen, mivel végeik lekerekítettek. Ennek a kialakításnak a következménye, hogy mindig van bizonyos fokú szivárgó sugárzás a lamellák között. A besugárzástervező rendszerekben a DLG ennek a kialakításnak a jellemző paramétere, amit méréssel lehet energiánként meghatározni.

Az irodalomban többféle módszerrel meghatározott DLG értékeket gyűjtöttem össze, összesen 32 gyorsító 14 DLG értékét. A méréseket az Országos Onkológiai Intézetben CIRS (CIRS Inc. Norfolk, VA, USA) slabfantomban, PTW-TM23332 (PTW Freiburg, Németország) ionizációs kamrával végeztem el, 10 cm mélységben, 100 cm-es forrás-felszín távolság használatával. A mérés során a gyorsító gyártója által megadott extrapolációs protokollt követtem. A DLG értékét meghatároztam elektronikus mezőellenőrző berendezés (electronic portal imaging device, EPID) használatával is. A méréseket két különböző energián, kiegyenlítő szűrővel és kiegyenlítő szűrő nélküli módban is elvégeztem. A lineáris gyorsító dozimetriai modelljében a DLG finomhangolását gamma-analízis eredmények alapján végeztem el.

Eredményeink alapján a különbség a szilárd CIRS fantomban és a vízfantomban végzett mérések között kisebb, mint az irodalomban található értékek különbségei. A DLG finomhangolásával javíthatóak a gamma-analízis eredményei. A különböző módszerekkel mért DLG értékek bármelyike jó kiindulási alapot jelentenek az optimális DLG érték meghatározásához.

Tartalomjegyzék

1. Bevezető	3
1.1. A sugárterápia alapjai	3
1.2. A teleterápia fejlődése	4
1.3. A kollimátor rendszer felépítése	5
1.4. Transzmisszió, DLG	7
1.5. Minőségbiztosítás	8
2. Anyag és módszerek	10
2.1. Irodalomkutatás	10
2.2. Mérés körülményei	10
2.3. Varian extrapolációs protokoll	12
2.4. Tervezőrendszer, tervek	13
2.5. Gamma-analízis	14
3. Eredmények	16
3.1. Irodalomkutatás	16
3.2. Ionizációs kamrával történő mérések eredményei	18
3.3. EPID-el történő mérések eredményei	19
3.4. A gamma-analízis eredményei	21
4. Megbeszélés és konklúzió	24
4.1. Irodalomkutatás	24
4.2. Mérési eredmények	24
4.3. DLG finomhangolása	24
4.4. Jövőbeli tervek	25
Függelék	26
A. Ionizációs kamrával mért eredmények	26
B. EPID-del mért eredmények	27

Irodalomjegyzék

28

1. Bevezető

1.1. A sugárterápia alapjai

A sugárterápia kiemelkedően fontos a daganatos megbetegedések kezelésében: a daganat kiterjedésétől, illetve a betegség előrehaladtától függően lehet alkalmazni akár gyógyító, akár fájdalomcsillapító céllal. A kezelések alapja az, hogy a nem megfelelő repair mechanizmusok miatt a daganatok sugárérzékenysége nagyobb, mint az ép szöveteké. Minden sugárterápiás kezelésnél fontos, hogy a céltérfogat megkapja az előírt dózist, figyelve arra, hogy a védendő szervek és az egyéb ép szövetek dózisa a lehető legalacsonyabb legyen. Ez mind a páciens gyógyulása, mind a későbbi mellékhatások kialakulási valószínűségének minimalizálása miatt fontos. A kezeléseket a forrás elhelyezkedése szerint két fő csoportra lehet osztani: teleterápiára és brachyterápiára. Utóbbi esetben a radioaktív forrást a beteg testébe juttatják, míg teleterápia esetében a sugárforrás a beteg testén kívül helyezkedik el.

Az első teleterápiás kezelésekhöz kezdetben még kobaltágyút használtak, de már megjelentek a lineáris gyorsítók prototípusai is, amikkel a 60-as években kezdtek el rutinszerűen betegeket kezelni. Manapság a modern sugárterápiás központokban főként lineáris gyorsítókat használnak, amik a kobaltágyúnál jóval drágábbak, illetve bonyolultabb üzemeltetést igényelnek. Ennek ellenére mégis előnyös ezek használata: nincs bennük állandó radioaktív sugárforrás, illetve sokkal pontosabb és sokoldalúbb kezelést tesznek lehetővé.

A gyorsítók működési elve hasonló a diagnosztikus röntgen-készülékekéhez: az elektronokat a gyorsítócsőben lévő elektródák gyorsítják. A lineáris gyorsítók esetében a gyorsítás klisztronból vagy magnetronból nyert, azonos frekvenciára hangolt üregrezonátorok segítségével történik. Az elektronnyalábot a kilépő ablak után mágnesekkel lehet különböző irányokba eltéríteni és ezáltal irányítani. A nyalábot ezután szórófóliával térítve lehetőség van elektronnyalábbal való besugárzásra vagy céltárggyal ütköztetve fékezési röntgensugárzás, azaz fotonnyaláb létrehozására.

A két nyaláb esetén az egyik legfontosabb különbség a mélydózis görbéken látható, melyek azt mutatják meg hogy adott mélységekben a dózis hány százalékát kapja meg az ott lévő szövet. Az elektron mélydózis görbéje esetén a maximális dózis leadás viszonylag kis mélységben következik be, ezután pedig szinte azonnal teljesen lecsökken. Emiatt

az elektronnyalábot jellemzően bőrfelszíni tumorok kezelésére használják. Fotonnyaláb esetén a mélydózis görbe sokkal elnyújtottabb, ezáltal jóval nagyobb kezelési mélységeket és változatosabb betegkezelést tesz lehetővé.

A fotonnyaláb energiáját az orvosi fizikában MV-ban fejezzük ki. Ez nem klasszikus energia mértékegység, hanem a gyorsítófeszültséghez kötődik: 1 MV energiájú nyaláb alatt az 1 MV gyorsítófeszültségű elektronok által keltett fotonok energiáját értjük.

1.2. A teleterápia fejlődése

A teleterápia hajnalán a kezeléseket még csak téglalap vagy szimmetrikus négyzet alakú mezőkkel végezték. A mezők formázása egyedileg, mezőnként gyártandó és behelyezendő blokkokkal történt. Ezeket a kezdeti kezeléseket főként fix fókuszbőr távolsággal (source-skin distance, SSD) végezték. A tervezés röntgenkép alapján történt, 2D-ben.

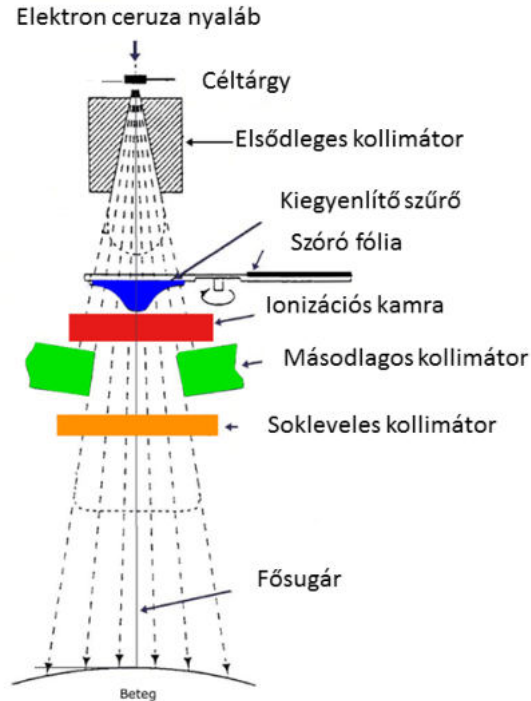
Ehhez képest a konformális teleterápia már pontosabb kezelést tett lehetővé: a konformális teleterápiában a dóziseloszlás optimálisan illeszkedik a 3D céltéfogatra, ezzel minimalizálva az ép szövetek dózisterhelését. A konformális kezeléseknél már a kiegyenlítő szűrőnek és a blokkokat váltó sokleveles kollimátornak (multi leaf collimator, MLC) is szerepe van az optimális dóziseloszlás kialakításában. Itt már elengedhetetlen volt a 3D-s, CT alapú tervezés, illetve a megfelelő számítógépes besugárzástervező rendszer (treatment planning system, TPS) alkalmazása.

Az ezredfordulón elterjedő intenzitásmodulált sugárterápiában (intensity modulated radiation therapy, IMRT) az intenzitásmoduláció egy energiafluens (Ψ) segítségével valósul meg. Az energiafluenst a sugárzás dR energiájának és annak a dA területnek a hányadosával definiáljuk, amin keresztül halad. A kezelés során az intenzitásmodulációt az MLC-kkel lehet megvalósítani.

Az IMRT besugárzási technikánál a kollimátor, illetve a gyorsító forgásra képes gyorsítófejének (gantry) mozgása szerint a következő technikákat különböztethetjük meg:

- statikus (step and shoot): sugárzás közben se az MLC, se a gantry nem mozog
- dinamikus (sliding window): az MLC mozog besugárzás közben, de a gantry nem
- intenzitásmodulált forgó besugárzás (volumetric modulated arc therapy, VMAT): az MLC és a fej is mozog sugárzás közben

1.3. A kollimátor rendszer felépítése



1. ábra. A gyorsítófejben található kollimátor rendszer főbb elemei [1]

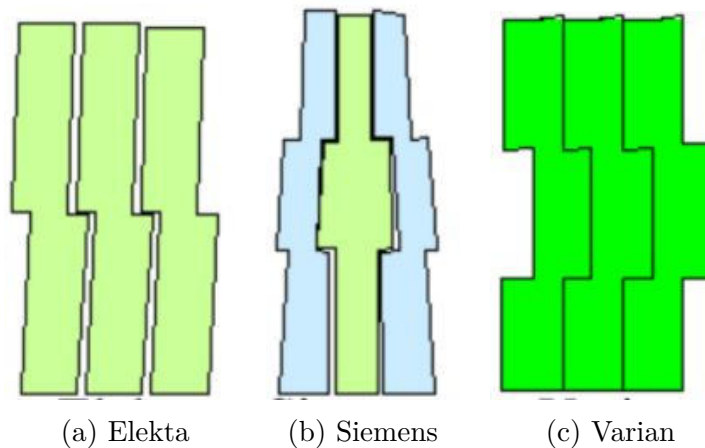
A lineáris gyorsítókhoz tartozó kollimátor rendszer a gyorsítófejben helyezkedik el. Ez a többszintű, összetett rendszer gondoskodik a megfelelő mezők kialakításáról, illetve a nyaláb megfelelő formázásáról. Felépítése az 1. ábrán látható.

Legfelül található az elsődleges kollimátor, amin keresztülhaladva a nyaláb először a kiegyenlítő szűrőn (flattening filter, FF) halad át. A kiegyenlítő szűrő feladata, hogy a pontforrásból induló nyaláb intenzitását kiegyenlítse, ezzel kialakítva adott mélységekben a homogén dóziseloszlást. A modern gyorsítókban van szűrő nélküli üzemmód is (flattening filter free, FFF). A gyorsítófejbe beépített ionizációs kamra feladata, hogy a nyaláb intenzitását, homogenitását és a pontos dóziskiszolgálást ellenőrizze.

Ezután az egymásra merőlegesen elhelyezkedő két másodlagos kollimátor páron (jawk) halad át a nyaláb. Ezek formálják téglalap alakúra a mezőt: az egyik a mező szélességét, a másik pedig a hosszát állítja be.

A kollimátor rendszer alján helyezkedik az MLC, aminek jelentős szerepe van az intenzitásmodulált sugárterápiában. Az MLC úgynevezett lamellákból áll, melyek két oldalon egymás mellé rendezve, párosával egymással szemben helyezkednek el. Minden lamellát külön motor hajt, ezzel lehetővé téve a kezelés során a folyamatos és pontos mozgást. Az MLC lemezek vastagsága általában $0,25 - 1$ cm között változik, illetve egy MLC általában 60-120 lamellából áll a gyártótól függően.

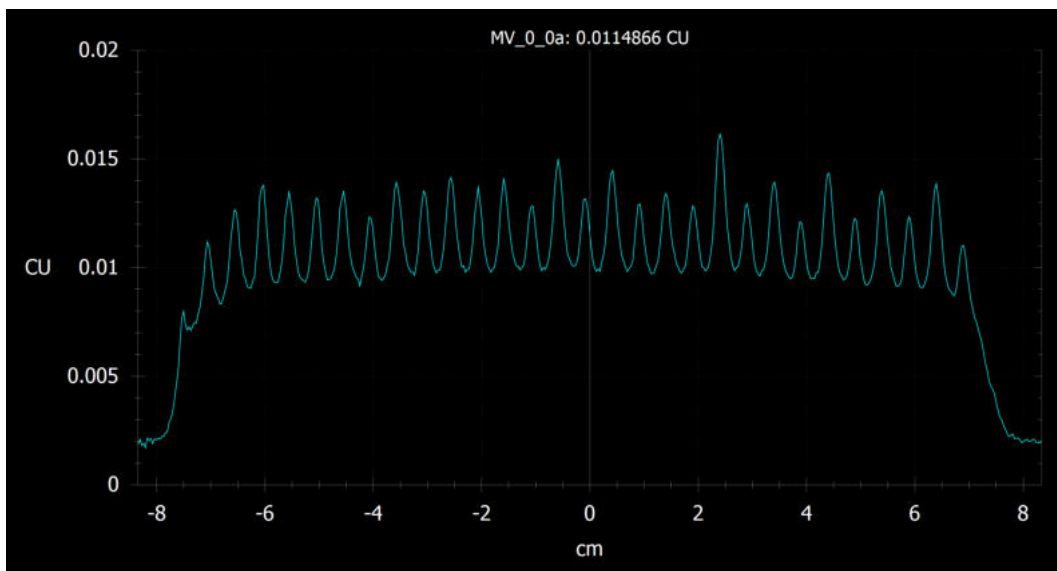
A lamellák nagyon fontos tulajdonsága, hogy végeik lekerekítettek. Emiatt fizikailag sosem lehet őket teljesen összezárni, mindig tapasztalható lesz valamekkora szivárgás, mind az egymással szemben, mind az egymás mellett állók esetében. A forgalomban jelenleg több fajta MLC létezik, az elsődleges különbség köztük a lamellák száma, mérete, illetve egymáshoz való illeszkedése.



2. ábra. A lamellák összekapcsolódása a különböző gyártók sokleveles kollimátorainál (multileaf collimator, MLC) [19]

1.4. Transzmisszió, DLG

A besugárzástervező rendszerek megjelenésével egyre jelentősebbé vált az MLC különböző paramétereinek definiálása, illetve vizsgálata. A fent említett transzmisszió a tervezőrendszerben külön paraméterként jelenik meg. Összeségében beszélhetünk transzmisszióról az egymás mellett elhelyezkedő lamellák között (intraleaf transmission) és az egymással szembenállók között (interleaf transmission). A lamellák közti transzmisszió függ az MLC középpontjától mért távolságtól, a lamellákra merőlegesen változik a 3. ábrán látható módon.



3. ábra. A transzmisszió változása a lamellákra merőlegesen

A dozimetriai lamella távolság (dosimetric leaf gap, DLG) az MLC lekerekített kialakításának jellemző paramétere. Többféleképpen is definiálható, melyből a következőkben néhányat sorolnánk fel. Az egyik lehetőség, hogy a geometriai és a dozimetriai mezőméret különbségével definiáljuk. Előbbi a sugárzás mezőmérete, amit a gyorsítóhoz tartozó kolimátor rendszer határoz meg, míg a dozimetriai mezőméret a dózisprofil 50 %-ánál van definiálva. Egy másik megfogalmazás szerint a DLG azt mutatja meg, hogy mennyivel kéne, a fizikailag megvalósíthatónál jobban összetolni (tehát egymásra tolni) a szemközti lamellákat, hogy egyáltalán ne legyen köztük szivárgás.

A DLG és a transzmisszió pontos ismerete azért fontos, mivel a besugárzástervező rendszerekben külön paraméterként jelennek meg, manuálisan állíthatóak energiánként.

A DLG érték a dózis számításoknál mérvadó, mivel a DLG hatással van a dózis pontos leadására. Az értékét változtatva és konkrét tervekre vizsgálva lehetőség van ezzel kapcsolatban tapasztalatot szerezni és javítani a kezelések pontosságán.

1.5. Minőségbiztosítás

A pontos dóziskiszolgálásnak nagyon fontos eleme a minőségbiztosítás (quality assurance, QA). A gyorsítók megfelelő működését a gyakorlatban folyamatosan ellenőrizni, illetve ha szükséges kalibrálni kell. A mérések elvégzésére lehet alkalmazni abszolút vagy relatív dozimetriát. A minőségbiztosítást olyan szempontból elkülöníthetjük, hogy gépre vonatkozóan nézzük (machine specific QA) vagy betegre (patient specific QA) vonatkozóan beszélünk róla.

A gyorsítók minőségbiztosítását abszolút dozimetriai mérésekkel általában vízfantomban végzik, 10 cm-es mélységben, 100 cm-es SSD mellett, ioizációs kamrával mérve. Ezeknél a méréseknél nagyon fontos a korrekció: elsődlegesen a hőmérsékletre és a nyomásra kell korrigálni, de ezenkívül vannak rekombinációs és polarizációs kalibrációs faktorok is. A fotonnyaláb, illetve a ionizációs kamra adatai is korrekcióval hangolhatók össze:

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0}$$

Az összefüggésben M_Q a doziméterről leolvasott érték, N_{D,w,Q_0} a kalibrációs faktor a megfelelő referencia mélységben, k_{Q,Q_0} pedig a sugárminőség különbözőségére korrigál. Ezeknél a méréseknél mindig az a cél, hogy megvizsgáljuk a gyorsító által leadott, illetve az általunk mért dózist, és ha szükséges korrigáljunk. Abszolút dozimetriai méréseket csak ionizációs kamrával végzünk.

Ha betegeket vizsgálunk, akkor a legfontosabb szempont annak a megfigyelése illetve vizsgálata, hogy adott tervnél megfelelően működik-e a gyorsító. Ezt elektronikus mezőellenőrző rendszerrel (electronic portal imaging device, EPID) tudjuk vizsgálni. Az EPID a gyorsítóhoz tartozik, fizikailag a gyorsító egy nyitható részébe van beszerelve. Az amorf szilíciumból készült detektor funkciója a mező ellenőrzése, akár kezelés közben is. Előnye, hogy nagyon jó felbontásában tud eredményeket adni, hátránya, hogy nem teljesen

gépfüggetlen. Az eredmények gamma-analízissel értékelhetők ki. Az EPID-del történő mérés klasszikus értelemben nem abszolút mérés.

2. Anyag és módszerek

2.1. Irodalomkutatás

Annak érdekében, hogy minél több adatra tegyek szert, igyekeztem minél több, a szakirodalomban fellelhető cikk adatait feldolgozni. Összesen 18 cikkből gyűjtöttem ki információkat: a használt gyorsító(k) és MLC-(k) típusát. Összegyűjtöttem, hogy az egyes esetekben milyen energiákon és mivel mérték. A mért DLG és transzmisszió értékeket energiánként kigyűjtöttem és táblázatba foglaltam. Ezenkívül felhasználtam az Országos Onkológiai Intézetben korábban végzett DLG mérések adatait is.

2.2. Mérés körülményei

A méréseket az Országos Onkológia Intézetben (OOI) végeztem el, TrueBeam (Varian, Palo Alto, USA) lineáris gyorsítón, melyben a beépített kollimátor Millenium 120 MLC volt. A Millenium 120 összesen 120 lamellából áll, melyből a közepén elhelyezkedő 20 pár lamella 0,5 cm, míg az ettől két oldalra elhelyezkedő 20-20 pár 1 cm széles.



(a) A méréshez használt Varian TrueBeam gyorsító az Országos Onkológiai Intézetben



(b) Varian Millennium 120 MLC (felülnézeti kép) [8]

4. ábra. A mérés során használt lineáris gyorsító, illetve sokleveles kollimátor (multi leaf collimator, MLC)

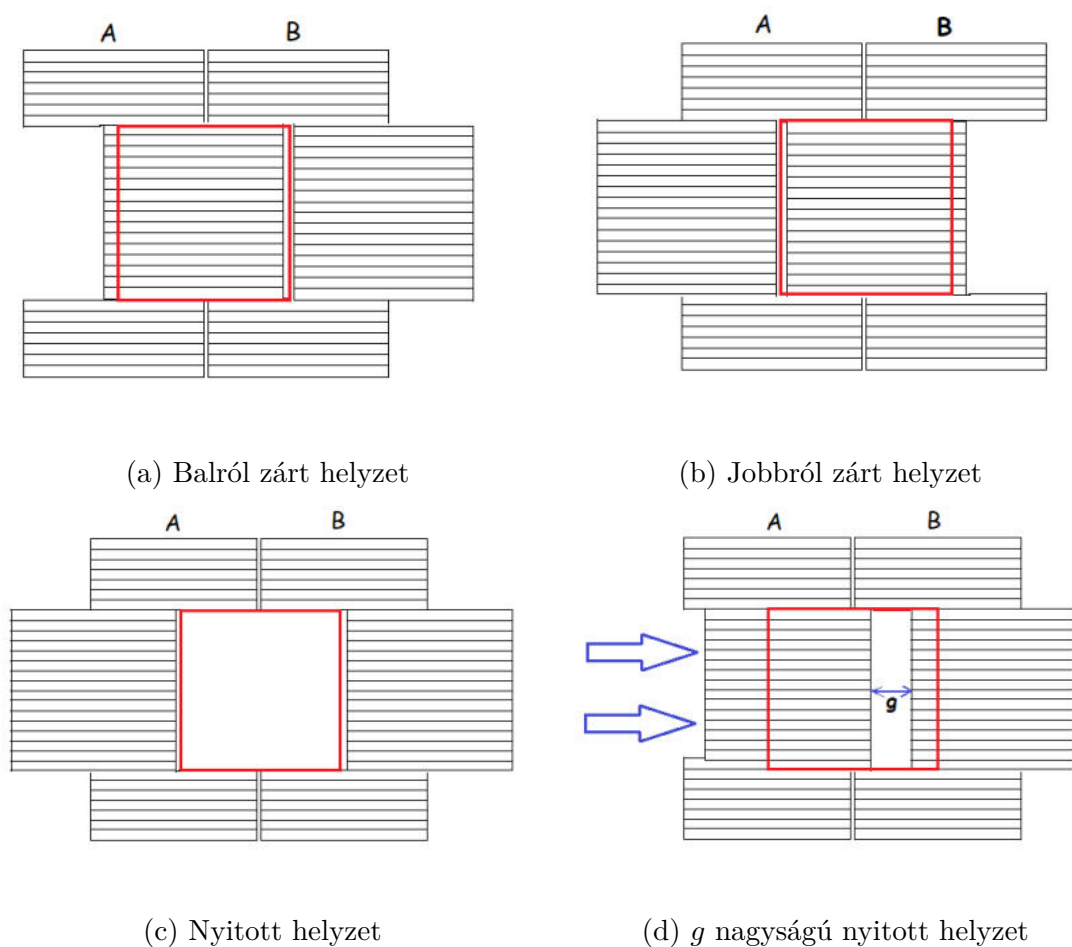
A mérésekhez 15×15 cm-es mezőt használtam. Két különböző módon mértem: ionizációs kamrával és EPID-del, 6 MV, 6 MV FFF, 10 MV és 10 MV FFF energiákon.

Az ionizációs kamrás méréseket PTW-TM23332 (PTW Freiburg, Németország) ionizációs kamrával CIRS (CIRS Inc. Norfolk, VA, USA) slabfantomban, 100 cm-es forrás-felszín távolsággal, 10 cm mélységben végeztem el. A CIRS fantom vízekvivalens, így használható vízfantom modellezésére. A mérést ionizációs kamrával 6 MV energián két különböző alkalommal is megismételtem, míg a többi energián csak egy mérést hajtottam végre. Egy-egy mérésnél, a mért értékek szórásától függően 3-5-ször mértem egymás után. A ionizációs kamra által mért értékek leolvasásához PTW UNIDOS^{webline} elektrométert használtam, integrált áram módban, medium mérési érzékenységgel. Ezzel töltést mértem, az eredményeket nC egységben jelenítette meg, ezen értékeket jegyeztem fel. A ionizációs kamrával történő mérések és azok kiértékelése során a gyártó által kiadott mérési, illetve extrapolációs protokollt követtem.

A ionizációs kamra mellett EPID-del is mértem, ahol az eredményeket DICOM fájlban kaptam meg, ezekből később a tervezőrendszer segítségével számszerűsítettem az eredményeket, amiket a fentebb már említett extrapolációs protokoll segítségével értékeltem ki.

2.3. Varian extrapolációs protokoll

A méréseknél a Varian által összeállított extrapolációs protokollra, valamint az ehhez tartozó tervekre hagytam. A mérésekhez rendelkezésre álltak megfelelő DICOM fájlok is. A protokoll alapján 3 különböző típusú mérést végzünk: megnézzük a lamellák teljesen nyílt, zárt, illetve olyan állapotukat amikor különböző g távolságra vannak kinyitva.



5. ábra. A sokleveles kollimátor (multileaf collimator, MLC) különböző helyzetei a mérések során

Ha a lamellák teljesen nyitott állapotban vannak, akkor ezek mozgatása nélkül megmérjük nyílt mező esetén az R_{open} értéket. Ezután a szivárgást abban az esetben, ha a lamellák teljesen összezárnak. Itt először az egyik, majd a másik oldali (az egyszerűség kedvéért ezeket A-val és B-vel jelöljük) lamellákkal takarjuk a mezőt, megmérjük a

szivárgást. A kapott két értékből számolható az átlagos transzmisszió:

$$R_T = \frac{R_{T,A} + R_{T,B}}{2}$$

Ezután a lamellákat különböző g távolságokra kinyitjuk és ebben az állapotukban, ezeket egyenletesen mozgatva mérjük végig a mezőt. A használt g távolságok ionizációs kamra esetén 2, 4, 6, 10, 14, 16, 20 mm-esek voltak, míg EPID esetében 2, 3, 4, 5, 7, 10, 15 és 20 mm-esre módosultak. Minden méréshez feljegyeztük az R_g szivárgást. Több mérés esetén R_g -t a mért értékek átlagából lehet megkapni.

A g távolság és R_T transzmisszióból számolható egy másik paraméter a következőképpen:

$$R_{gT} = R_T \cdot \left(1 - \frac{g[\text{mm}]}{120[\text{mm}]} \right)$$

Ebből a következő képlettel kapható korrigált érték: $R'_g = R_g - R_{gT}$.

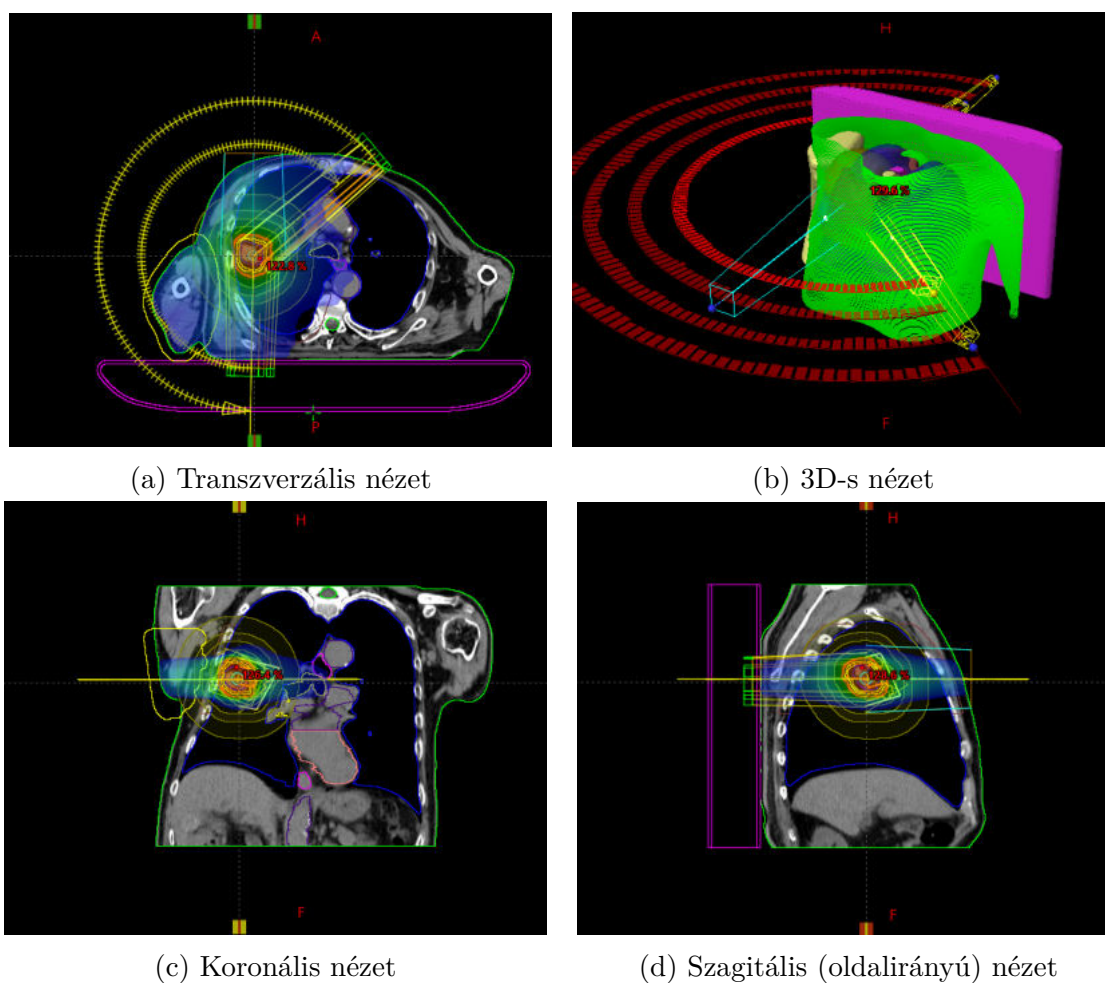
A DLG innen meghatározható, ha g -t ábrázolom R'_g függvényében. A pontokra egyenes illeszthető, aminek egyenletét $a \cdot R'_g + b$ alakban felírva és az illesztést elvégezve a kapott b paraméter abszolútértéke lesz a DLG.

A transzmisszió is megkapható, ha a nyílt, illetve a zárt mezőnél tapasztalt eredmények hányadosaként, azaz $\frac{R_T}{R_{open}}$ lesz a transzmisszió.

2.4. Tervezőrendszer, tervek

A Varian Eclipse 16.1 tervezőrendszere állt rendelkezésünkre. Nem a klinikai gyakorlatban alkalmazott tervezőrendszert használtam, hanem egy tesztverziót, amin csak az előre feltöltött betegek adatai voltak elérhetők. A rendszernek ezenkívül minden funkciója megegyezett a valós rendszerével: lehetőség volt tervek készítésére, illetve a DLG és transzmisszió értékek változtatására és portáldozimetria módban gamma-analízisre is.

A betegek korábban elkészített terveivel dolgoztam, összesen 3 tervet elemeztem. Mindannyian 6 MV FFF energiás, tüdő sztereotaxiás sugárterápiát (stereotactic body radiotherapy, SBRT) kaptak. A forgóbesugárzás miatt betegenként 4 adat (4 ív) állt rendelkezésre.



6. ábra. A vizsgált tervek egyike

A kiértékelést a tervezőrendszerben Portal Dosimetry nevű munkafelületen végeztem el. Ennek kiértékelése során a predikciós eloszlás kiszámításához AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) algoritmust használtam.

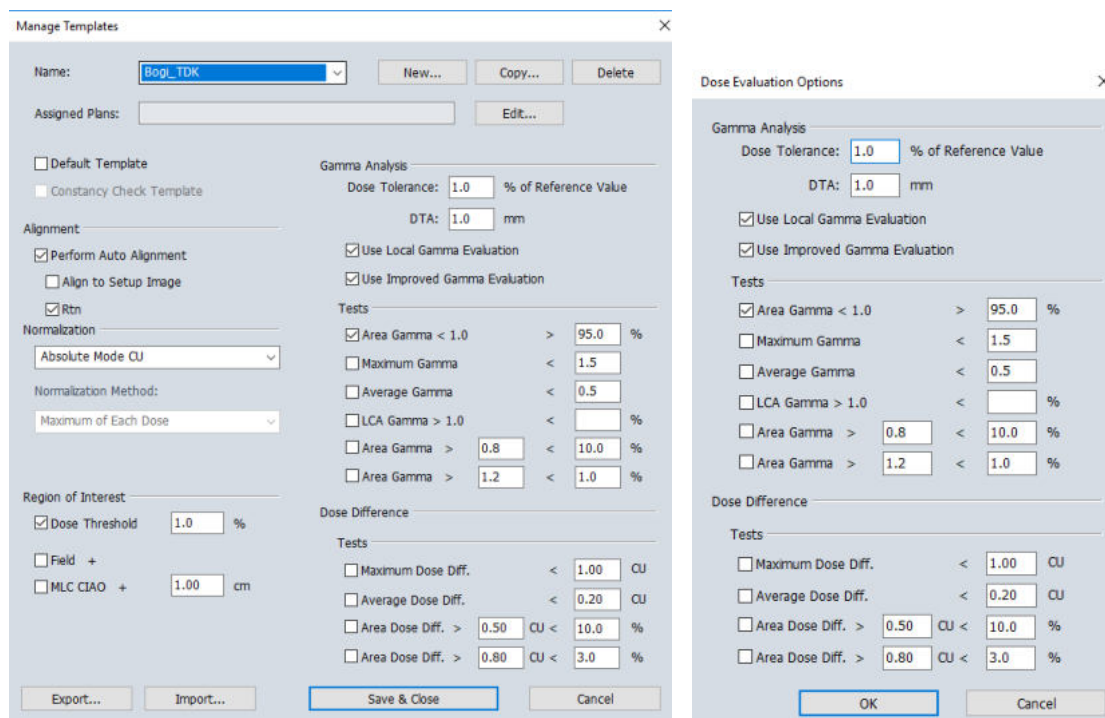
2.5. Gamma-analízis

A gamma-analízis egy olyan módszer amivel a tervek dozimetriailag ellenőrizhetők. Segítségével a tervezett és mért dóziseloszlás pixelenként összehasonlítható. Két jellemző paramétere van: az egyik a megengedett dóziskülönbség, a másik a megengedett távolságkülönbség, ezeket jelöljük Δ_d -al és Δ_t -vel. A dózis toleranciaszintjét százalékban, a távolságét pedig mm-ben szokás megadni. Az analízist a gamma-függvény segítségével lehet elvégezni, aminek értéke egy $\vec{r}_{teszt}$ pontban egy az $\vec{r}_{ref}$ szerinti minimum értékeként

definiálható. A gamma-függvény:

$$\gamma(r_{teszt}) = \sqrt{\left(\frac{r_{teszt} - r_{ref}}{\Delta_t}\right)^2 + \left(\frac{d_{teszt}(r_{teszt}) - d_{ref}(r_{ref})}{\Delta_d}\right)^2}$$

ahol $d_{teszt}(r_{teszt})$ a tervezett dózis eloszlása $d_{ref}(r_{ref})$ pedig a mért dóziseloszlás.



7. ábra. A gamma-analízishez használt beállítások

Egy adott pixelt akkor fogadunk el, ha esetében a gamma-függvény értéke kisebb, mint 1. A gyakorlatban legfeljebb 3 %, 3 mm értékeket használnak. Annak érdekében, hogy pontosabb képet kapjunk, a kiértékelés során ennél szigorúbb értékeket (1 % és 1 mm) állítottam be. A használt beállítások a 7. ábrán láthatóak.

3. Eredmények

3.1. Irodalomkutatás

A vizsgált 18 cikkben összesen 9 különböző típusú gyorsító szerepelt. A méréseket több különböző módszerrel végezték: jellemzően ionizációs kamrával, de volt ahol EPID-del vagy filmmel mérték. Összesen 7 különböző energián mérték: 4 MV, 6 MV, 6 MV FFF, 10 MV, 10 MV FFF, 15 MV, 18 MV.

		DLG (mm)			
Forrás	Mérés módja	6 MV	6MV FFF	10 MV	10 MV FFF
[4]	ionizációs kamra	0,94	0,75	1,1	0,95
[4]	film	1,36	1,26	1,45	1,54
[5]	ionizációs kamra	2,1	1,5	2,4	2,2
[5]	detektor mátrix	2,3	1,65	2,5	2,3
[15]	ionizációs kamra	1,16	0,99	1,32	1,21
[17]	ionizációs kamra	0,95	0,8	1,1	1,01
[18]	ionizációs kamra	1,33	1,16	1,57	1,44
		Transzmisszió (%)			
Forrás	Mérés módja	6 MV	6MV FFF	10 MV	10 MV FFF
[4]	ionizációs kamra	1,74	1,39	2,05	1,7
[5]	ionizációs kamra	2,45	1,84	2,85	2,05
[5]	detektor mátrix	1,56	1,34	1,84	1,64
[15]	ionizációs kamra	1,5	1,27	1,72	1,54
[17]	ionizációs kamra	1,52	1,29	1,56	1,73
[18]	ionizációs kamra	1,58	1,36	1,79	1,63

1. táblázat. Az nemzetközi irodalomban található MLC paraméterek

A DLG, illetve transzmisszió értékeket csak azokból a cikkekből gyűjtöttem ki, ahol a méréshez rendelkezésre álló eszközökhöz hasonlóan Varian TrueBeam gyorsítóval és Millennium 120 MLC-vel mérték, illetve nem használtak semmilyen korrekciót. Ilyen cikkből összesen 5 darab volt, az ezekben található értékek összesen 25 különböző gyorsító adatait tartalmazzák. Ennek oka az, hogy voltak olyan cikkek, ahol a paramétereket több gyorsító paramétereinek mérésével és átlagolásával határozták meg.

A cikkekből kigyűjtött eredmények a 1. táblázatban láthatóak. A táblázatban azt is feltüntettem, hogy az egyes esetekben mivel mérték.

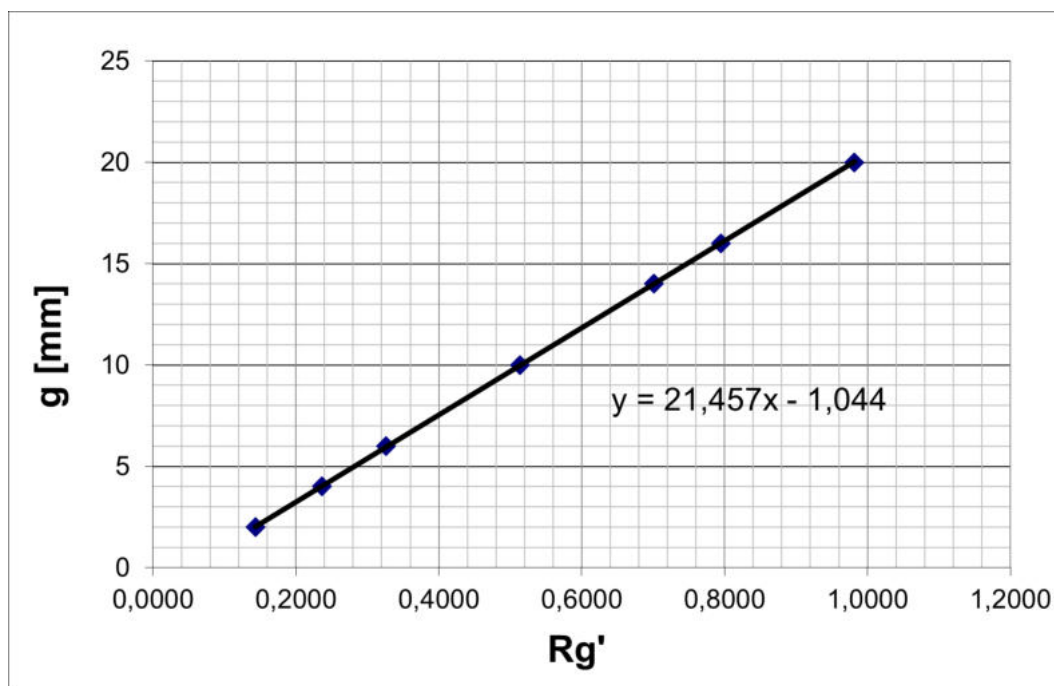
Az OOI-ben rendelkezésre álló korábbi mérési adatok közül a 2. táblázatba, az előzőhöz hasonlóan azokat gyűjtöttem ki, amiket 6 MV, 6 MV FFF, 10 MV vagy 10 MV FFF energián mértek. Ezen mérések mindegyike ionizációs kamrával történt, vízfantomban.

Gyorsító	DLG (mm)				Transzmisszió (%)			
	6 MV	6MV FFF	10 MV	10 MV FFF	6 MV	6MV FFF	10 MV	10 MV FFF
gyorsító 1	1,03	0,677	0,994	0,833	1,46	1,22	1,67	1,46
gyorsító 2	1,05	0,823	1,173	1,102	1,35	1,18	1,53	1,32
gyorsító 3	1,071	0,954	1,208	1,139	1,39	1,24	1,68	1,51
gyorsító 4	1,05	0,913	1,213	1,115	1,4	1,18	1,64	1,46
gyorsító 5	1,13	0,932	1,281	1,096	1,27	1,03	1,49	1,29
gyorsító 6	1,186	1,013	1,321	—	1,44	1,18	1,67	—
gyorsító 7	0,815	0,588	1,001	—	1,87	0,96	1,43	—

2. táblázat. A korábban mért dozimetria lamella távolság (dosimetric leaf gap, DLG) és transzmisszió értékek

3.2. Ionizációs kamrával történő mérések eredményei

Az ionizációs kamrával mért adatokból a DLG-t és a transzmissziót az extrapolációs protokoll szerint határoztam meg. A 6 MV FFF energián elvégzett illesztés látható a 8. ábrán, a DLG-t mm-ben kapjuk meg.



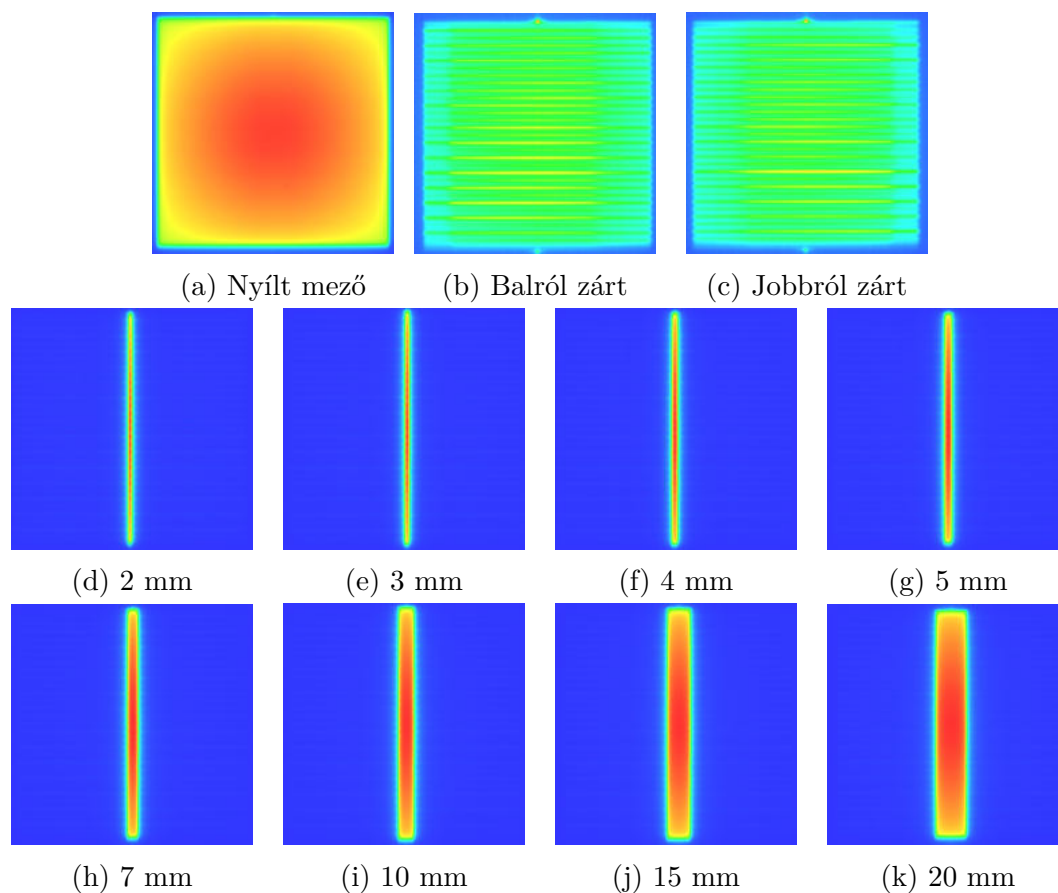
8. ábra. Az extrapolációs protokoll alapján elvégzett illesztés 6 MV FFF energián

Az illesztést a fentihez hasonlóan minden energiára elvégeztem, az eredmények a 3. táblázatban vannak összefoglalva. Itt az elkülönített adatsor tartalmazza a korábbi időpontban 6 MV energián mért értékeket.

Energia	DLG (mm)	Transzmisszió (%)
6 MV	1,2069	1,4494
6 MV	1,3261	1,4251
6 MV FFF	1,0440	1,2158
10 MV	1,3365	1,6709
10 MV FFF	0,1225	1,4972

3. táblázat. Az ionizációs kamrával mért DLG és transzmisszió értékek

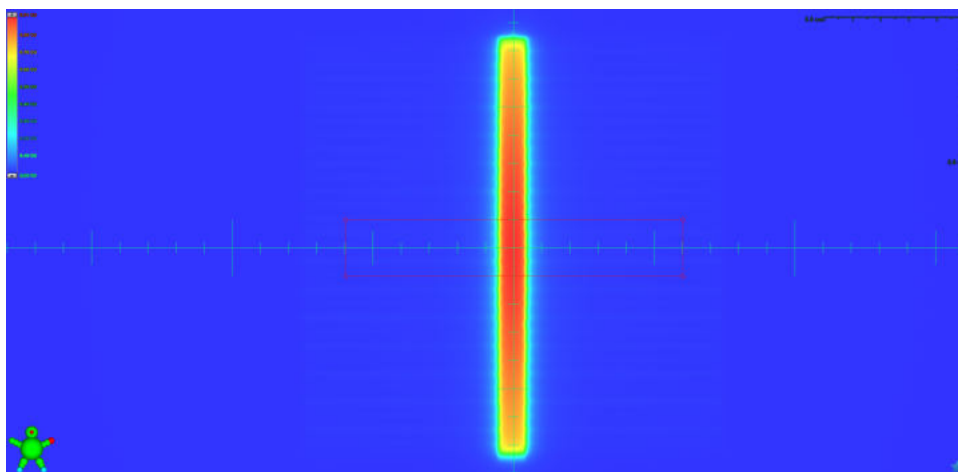
3.3. EPID-el történő mérések eredményei



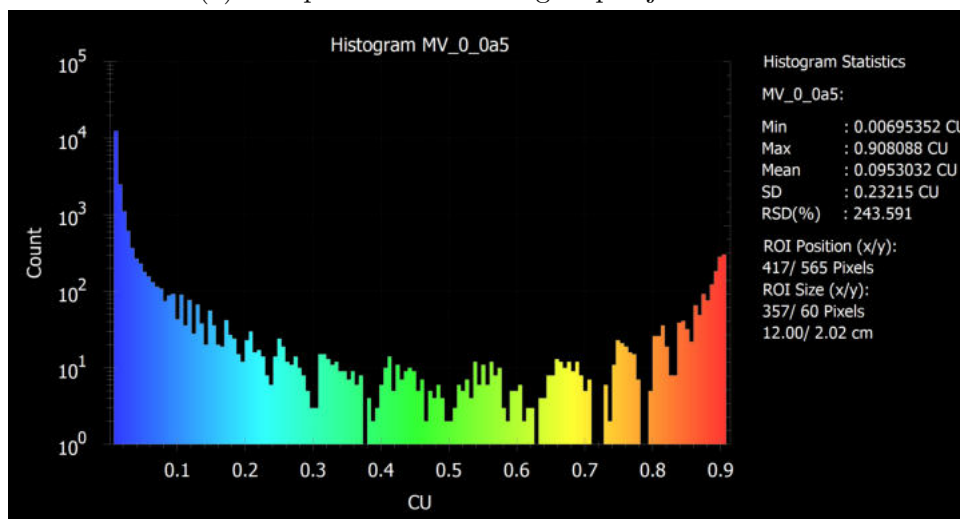
9. ábra. Az elektronikus mezőellenőrző rendszerrel (electronic portal imaging device, EPID) mérési eredményeiről készült képek

Az EPID-del történő mérés során a 9. ábrán látható képeket kaptam. Ezen képekből a tervezőrendszer segítségével lehetett számszerűsíteni a mért eredményeket. Az izocenterben egy 2×12 cm-es téglalapot kijelölve, a kijelölt területről megjeleníthető egy hisztogram, erről olvastam le az átlagdózist.

A leolvasást minden mért energián, minden adatra elvégeztem. Ezekre a ionizációs kamrás mérésekhez hasonlóan, egyenest illesztettem, így adódott a DLG. A transzmisszió meghatározása is az előző módszer analógiájára történt. Összeségében a kapott eredmények a 4. táblázatban láthatóak.



(a) A képen 2×12 cm-es téglalapot jelöltem ki



(b) A megjelenő hisztogram adatai közül leolvasható az átlag (Mean)

10. ábra. A mérések kiértékelése

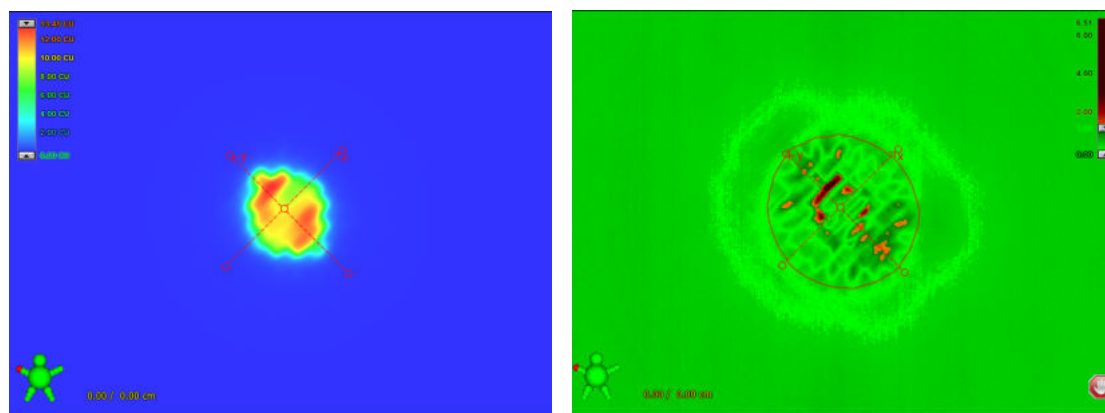
Energia	DLG (mm)	Transzmisszió (%)
6 MV	1,0325	1,1976
6 MV FFF	0,6372	0,7513
10 MV	1,2851	1,6337
10 MV FFF	1,0832	1,2694

4. táblázat. Az EPID-del mért dozimetriai lamella távolság (dosimetric leaf gap, DLG) és transzmisszió értékek

3.4. A gamma-analízis eredményei

A vizsgált 3 beteg esetén betegenként mind a 4 ívre elvégeztem a gamma-analízist. Kezdetben a gyorsítóban jelenleg megadott DLG és transzmisszió értékkel elemeztem (1,0633 mm és 1,2200 %), majd ezeket az értékeket többször megváltoztattam: a nemzetközi szakirodalom, illetve a saját mérési eredményeim alapján. Ezután, figyelve a gamma-analízis eredményeit az egyes tervek esetén, újabb értékeket állítottam be és elemeztem az eredményeket. Az új értékek megadásánál elsősorban a DLG-re koncentráltam, transzmissziónak a gép eredeti paraméteréhez hasonló adatokat adtam meg, az eredmények az 5. táblázatban láthatók.

Az eredmények az analízis során grafikusan is megjeleníthetők voltak: a képernyőn látható volt a mért és a prediktált dózis, illetve a gamma-analízis eredménye. A 11b ábrán pirossal látszódnak azok a pixelek, amik nem felelnek meg a gamma-függvény értékére vonatkozó követelménynek. Ezenkívül meg lehetett jeleníteni az eredményekhez tartozó dózisprofilokat és hisztogramot.



(a) A prediktált dózis megjelenítése

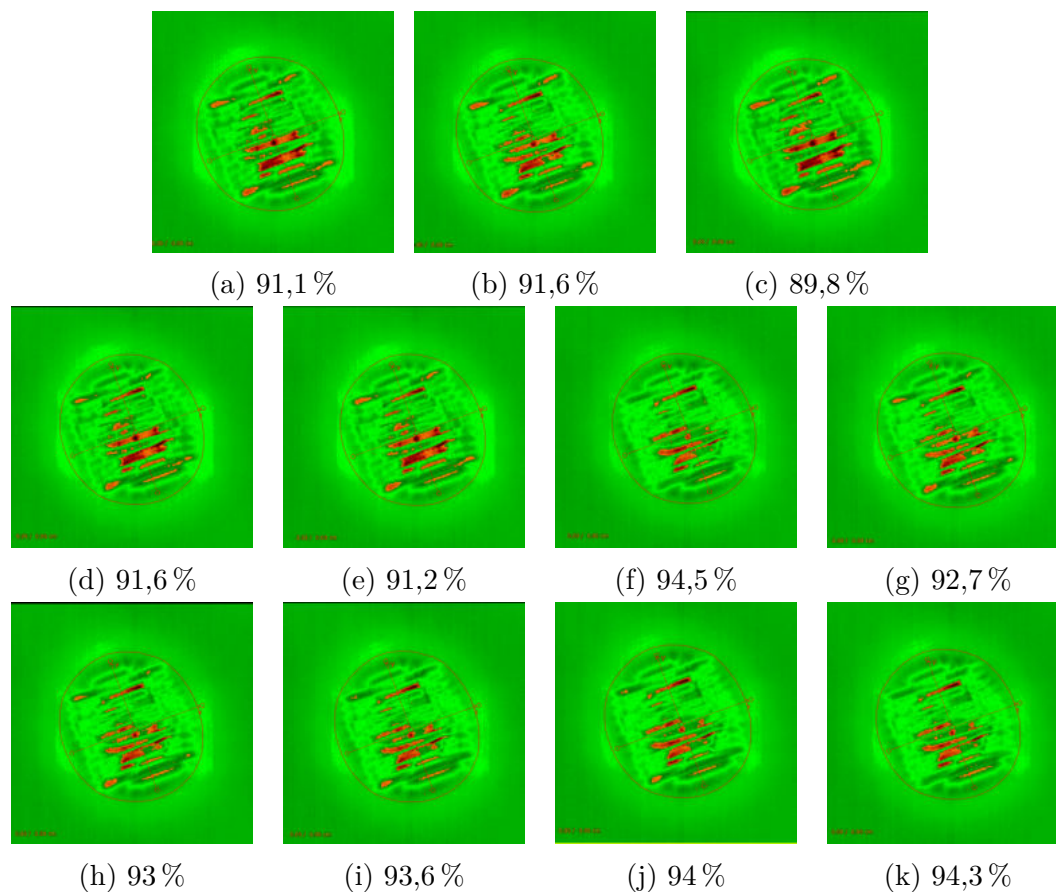
(b) A gamma értékek megjelenítése

11. ábra. A gamma-analízis eredményeinek grafikus megjelenítése

	DLG (mm)	Transzmisszió (%)	CCW (%)	CCW1 (%)	CW (%)	CW1 (%)
1	1,0630	1,2200	93,3	96,0	93,5	91,1
	0,7500	1,3900	93,1	96,6	94,0	91,6
	1,1600	1,3600	90,5	93,8	91,5	89,8
	1,0800	1,1173	94,4	96,6	94,2	91,6
	1,0440	1,2158	93,5	96,2	93,7	91,2
	0,6372	0,7513	97,1	98,9	95,7	94,5
	0,7500	1,2000	95,1	97,2	95,1	92,7
	0,7000	1,2000	95,2	98,1	95,1	93,0
	0,7000	1,1000	96,2	98,4	95,4	93,6
	0,6000	1,1000	96,2	98,4	95,3	94,0
	0,7303	0,7513	97,3	99,1	96,0	94,3
2	1,0630	1,2200	93,0	92,7	93,9	97,7
	0,7500	1,3900	94,3	93,0	94,6	97,5
	1,1600	1,3600	91,6	91,1	92,3	97,1
	1,0800	1,1173	93,2	93,1	94,3	97,8
	1,0440	1,2158	93,1	92,9	94,0	97,7
	0,6372	0,7513	94,9	93,5	95,4	96,8
	0,7500	1,2000	94,6	93,3	95,3	97,5
	0,7000	1,2000	94,8	93,2	95,4	97,3
	0,7000	1,1000	94,9	93,6	95,5	97,3
	0,6000	1,1000	94,9	93,4	95,4	96,8
	0,7303	0,7513	95,0	93,6	95,5	97,2
3	1,0630	1,2200	97,4	95,7	90,3	84,4
	0,7500	1,3900	97,5	97,2	93,1	86,9
	1,1600	1,3600	96,3	93,9	88,6	82,2
	1,0800	1,1173	97,6	95,9	90,6	84,7
	1,0440	1,2158	97,5	95,8	90,7	84,7
	0,6372	0,7513	97,4	98,0	94,5	88,7
	0,7500	1,2000	97,9	97,5	93,4	87,4
	0,7000	1,2000	97,8	97,5	93,6	87,8
	0,7000	1,1000	97,9	97,6	93,7	88,0
	0,6000	1,1000	97,5	97,3	94,2	88,9
	0,7303	0,7513	97,9	98,3	94,1	88,1

5. táblázat. A gamma-analízis eredményei különböző transzmisszió és dozimetriai lamella távolságok (dosimetric leaf gap, DLG) mellett mind a 4 ívre

Ha a gamma analízis eredményeit egymás mellett jelenítjük meg minden vizsgált esetre, akkor a pontosság változása szemmel látható. (12. ábra)



12. ábra. A gamma analízis eredményei az első beteg esetén a CW1-es ívre

4. Megbeszélés és konklúzió

4.1. Irodalomkutatás

A nemzetközi szakirodalom alapján megállapítható, hogy a DLG mérésére és meghatározására nagyon sokféle lehetőség van. Sem a mérés, sem az adatok feldolgozását illetően nincs egységes módszertan, nagyon gyakori különböző korrekciók használata is, emiatt az eredmények is eltérnek egymástól.

4.2. Mérési eredmények

A mérések során megismerkedtem és megértettem egy olyan módszert, amivel meg lehet határozni a gyorsító MLC paramétereit.

Az ionizációs kamrával végzett mérések eredményei összhangban vannak a korábbi eredményekkel, illetve az irodalomban fellelhető értékekkel. A korábbi eredményekkel való hasonlóság jól mutatja, hogy a CIRS szilárdvízfantom, illetve a hagyományos vízfantomokkal való mérések valóban ekvivalensnek tekinthetők.

Megfigyelhető, hogy a 6 MV energiával, két különböző időpontban mért adatok is eltérnek, 6 MV energián. Az eltérés a DLG esetén 0,12 mm, míg a transzmisszió esetén 0,024 %, ami nem nevezhető jelentősnek.

Az EPID-del mért értékek az ionizációs kamrával mért értékekhez képest eltérnek, ez főleg a transzmissziónál szembetűnő. Ugyanakkor ezek az eredmények is elfogadhatók, viszont további vizsgálatokat igényelne a pontosabb elemzésük.

4.3. DLG finomhangolása

A gamma-analízis eredményei a saját ionizációs kamrával, illetve EPID-del mért DLG és transzmissziós adatpárok esetén javultak az eredeti értékekhez képest.

Amikor a transzmisszió értékét fixáltam és csak ehhez próbáltam állítani a DLG-t, akkor tapasztalható volt, hogy adott transzmisszió mellett csökkentve a DLG-t, jobb eredményt kaptam, viszont ez a tendencia egy idő után megállt.

A legjobb és a legrosszabb gamma-analízis eredményének különbsége a harmadik beteg esetében volt a legjelentősebb, 6,7 %. Mind a 12 adatot tekintve a különbségek átlaga

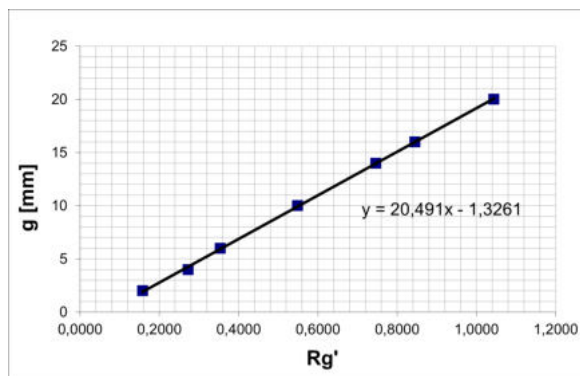
4,075 %. Mindebből látható, hogy érdemes foglalkozni a DLG pontos mérésével, hiszen a megadott MLC paraméterek jelentősen befolyásolhatják a kezelés pontosságát.

4.4. Jövőbeli tervek

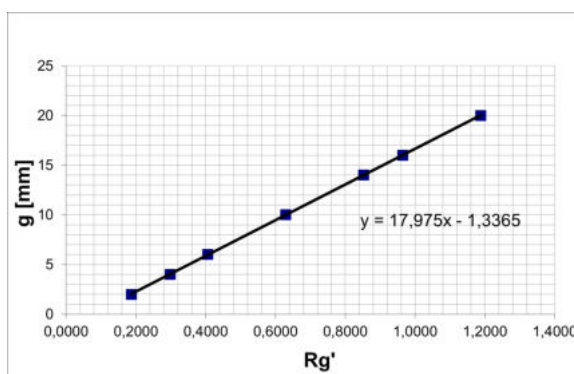
Jelen dolgozatban a 6 MV FFF energiára végeztem el a mért adatok részletes analízisét. A jövőben szeretném ugyanezt a többi energiára is megismételni, és minden adatot együttesen értékelni. Ezenkívül a méréseket más, független detektorokkal is el kellene végezni.

Függelék

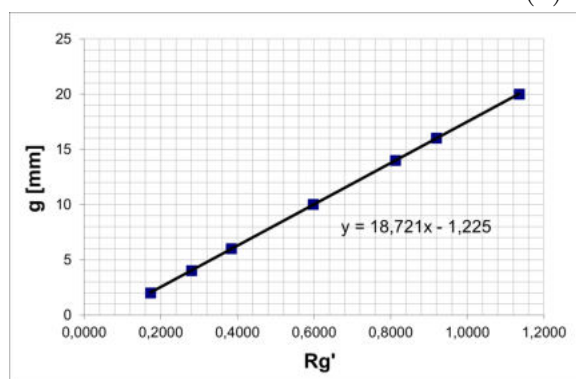
A. Ionizációs kamrával mért eredmények



(a) 6 MV



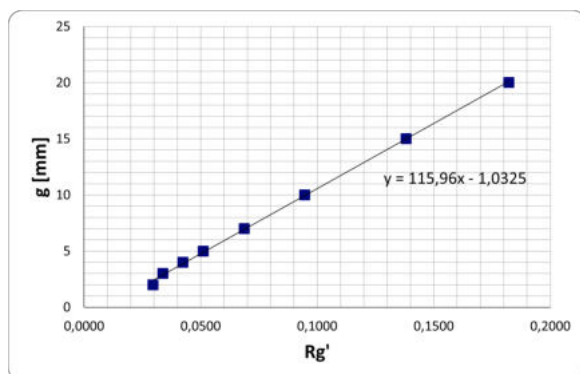
(b) 10 MV



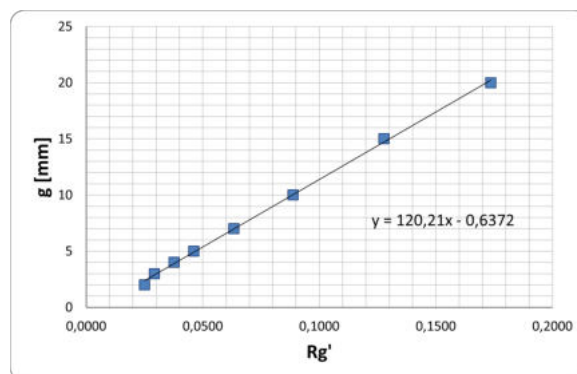
(c) 10 MV FFF

13. ábra. Az ionizációs kamrás mérésekhez tartozó illesztések

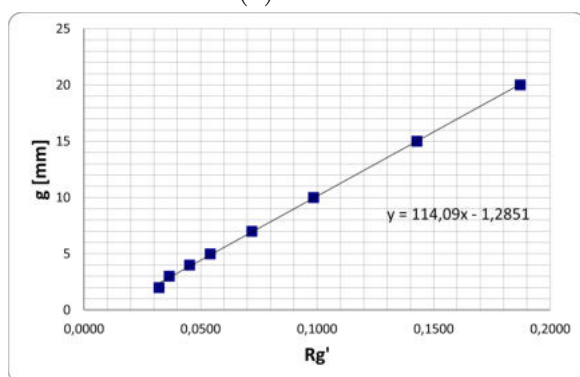
B. EPID-del mért eredmények



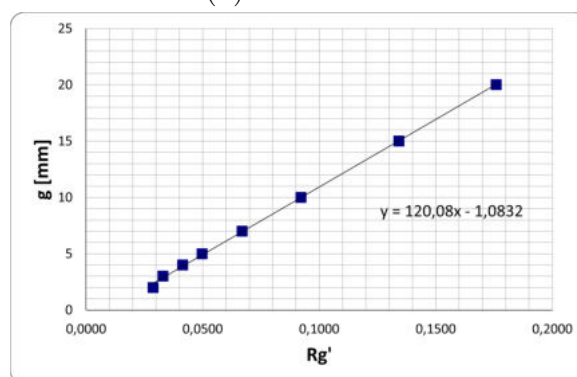
(a) 6 MV



(b) 6 MV FFF



(c) 10 MV



(d) 10 MV FFF

14. ábra. Az EPID-es mérésekhez tartozó illesztések

Irodalomjegyzék

- [1] Pesznyák Csilla, Sáfrány Géza: Sugárbiológia, Typotex, Budapest, 2016 ISBN 978 963 279 952 0
- [2] Mei, X., Nygren, I. and Villarreal-Barajas, J.E. (2011), On the use of the MLC dosimetric leaf gap as a quality control tool for accurate dynamic IMRT delivery. *Med. Phys.*, 38: 2246-2255. <https://doi.org/10.1118/1.3567148>
- [3] Jinkoo Kim, James S. Han, An Ting Hsia, Shidong Li, Zhigang Xu, Samuel Ryu, Relationship between dosimetric leaf gap and dose calculation errors for high definition multi-leaf collimators in radiotherapy, *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, Volume 5, 2018, Pages 31-36, ISSN 2405-6316, <https://doi.org/10.1016/j.phro.2018.01.003>.
- [4] Lin, CY., Shiau, AC., Ji, JH. et al. A simple method for determining dosimetric leaf gap with cross-field dose width for rounded leaf-end multileaf collimator systems. *Radiat Oncol* 13, 222 (2018). <https://doi.org/10.1186/s13014-018-1164-1>
- [5] Ravindra Shende, Ganesh Patel, Validation of Dosimetric Leaf Gap (DLG) prior to its implementation in Treatment Planning System (TPS): TrueBeam™ millennium 120 leaf MLC, *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, Volume 22, Issue 6, 2017, Pages 485-494, ISSN 1507-1367, <https://doi.org/10.1016/j.rpor.2017.09.001>. (<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1507136717300792>)
- [6] Kumaraswamy, L.K., Schmitt, J.D., Bailey, D.W., Xu, Z.Z. and Podgorsak, M.B. (2014), Spatial variation of dosimetric leaf gap and its impact on dose delivery. *Med. Phys.*, 41: 111711. <https://doi.org/10.1118/1.4897572>
- [7] Szpala, S., Cao, F. and Kohli, K. (2014), On using the dosimetric leaf gap to model the rounded leaf ends in VMAT/RapidArc plans. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 15: 67-84. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v15i2.4484>
- [8] Jeraj, M. & Robar, Vlado. (2004). Multileaf collimator in radiotherapy. *Radiology and Oncology*. 38. 235-240+248.

- [9] Lim, T.Y., Dragojević, I., Hoffman, D., Flores-Martinez, E. and Kim, G.-Y. (2019), Characterization of the HalcyonTM multileaf collimator system. *J Appl Clin Med Phys*, 20: 106-114. <https://doi.org/10.1002/acm2.12568>
- [10] James M. Galvin, Alfred R. Smith, Brian Lally, Characterization of a multileaf collimator system, *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, Volume 25, Issue 2, 1993, Pages 181-192, ISSN 0360-3016, [https://doi.org/10.1016/0360-3016\(93\)90339-W](https://doi.org/10.1016/0360-3016(93)90339-W).
- [11] Kielar, K.N., Mok, E., Hsu, A., Wang, L. and Luxton, G. (2012), Verification of dosimetric accuracy on the TrueBeam STx: Rounded leaf effect of the high definition MLC. *Med. Phys.*, 39: 6360-6371. <https://doi.org/10.1118/1.4752444>
- [12] Lee, J.-W., Choi, K.-S., Hong, S., Kim, Y.-L., Chung, J.-B., Lee, D.-H., Choe, B.-Y., Jang, H.-S. and Suh, T.-S. (2007), Effects of static dosimetric leaf gap on MLC-based small-beam dose distribution for intensity-modulated radiosurgery. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 8: 54-64. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v8i4.2397>
- [13] 1. Kim MM, Bollinger D, Kennedy C, et al. Dosimetric Characterization of the Dual Layer MLC System for an O-Ring Linear Accelerator. *Technology in Cancer Research & Treatment*. January 2019. doi:10.1177/1533033819883641
- [14] Yao, W. and Farr, J.B. (2015), Determining the optimal dosimetric leaf gap setting for rounded leaf-end multileaf collimator systems by simple test fields. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 16: 65-77. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v16i4.5321>
- [15] Masaru Isono, Yuichi Akino, Hirokazu Mizuno, Yoshihiro Tanaka, Norihisa Masai, Toshihiro Yamamoto, Inter-unit variability of multi-leaf collimator parameters for IMRT and VMAT treatment planning: a multi-institutional survey, *Journal of Radiation Research*, Volume 61, Issue 2, March 2020, Pages 307–313, <https://doi.org/10.1093/jrr/rrz082>
- [16] Chang, Kyung & Ji, Yunseo & Kim, Sung & Jeong, Chiyoun & Cho, Byungchul & Park, Jin-hong & Yoon, Sang & Ahn, Seung & Lee, Sang-wook. (2016). *Clinical*

- Implications of High Definition Multileaf Collimator (HDMLC) Dosimetric Leaf Gap (DLG) Variations. Progress in Medical Physics. 27. 111. 10.14316/pmp.2016.27.3.111.
- [17] Wen N, Zhao B, Kim J, Chin-Snyder K, Bellon M, Glide-Hurst C, Barton K, Chen D, Chetty IJ. IMRT and RapidArc commissioning of a TrueBeam linear accelerator using TG-119 protocol cases. J Appl Clin Med Phys. 2014 Sep 8;15(5):4843. doi: 10.1120/jacmp.v15i5.4843. PMID: 25207569; PMCID: PMC5711094.
- [18] Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: A multi-institutional study C. Glide-Hurst, M. Bellon, R. Foster, C. Altunbas, M. Speiser, M. Altman, D. Westerly, N. Wen, B. Zhao, M. Miften, I. J. Chetty, and T. Solberg Citation: Medical Physics 40, 031719 (2013); doi: 10.1118/1.4790563
- [19] A dosimetric comparison of various multileaf collimators M Saiful Huq¹, Indra J Das², Todd Steinberg³ and James M Galvin¹
- Published 7 June 2002 • Published under licence by IOP Publishing Ltd Physics in Medicine & Biology, Volume 47, Number 12 Citation M Saiful Huq et al 2002 Phys. Med. Biol. 47 N159
- [20] LoSasso T, Chui CS, Ling CC. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. Med Phys. 1998 Oct;25(10):1919-27. doi: 10.1118/1.598381. PMID: 9800699.