

Diplomamunka

Sugárterápiás kezelések szórt sugárterhelésének
vizsgálata Monte Carlo szimulációkkal

Papp Ildikó
Fizikus MSc.

Témavezető: Dr. Czifrus Szabolcs
egyetemi docens
BME Nukleáris Technika Intézet,
Nukleáris Technika Tanszék

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem
Természettudományi Kar
2013. június

Tartalomjegyzék

Tartalomjegyzék

1. Célkitűzések	1
2. Bevezetés	2
3. Dózisszámítási eljárások	4
3.1. (Korrekción) faktorokon alapuló számítások	4
3.2. Monte Carlo módszerek	5
3.3. Modell-alapú számítások	5
3.4. A Monte Carlo modellezés a sugárterápiában	7
4. Saját modellek	9
4.1. A lineáris gyorsító spektrumának vizsgálata	10
4.2. A Monte Carlo modellek érzékenységvizsgálata	15
4.2.1. A PDD szimulációja	16
4.2.2. Az elektrontranszport elhanyagolásának hatásai	19
4.2.3. A voxelméret változtatásának hatásai	20
4.2.4. A flattening filter magasságának hatása	23
4.2.5. A flattening filter és a kompenzátor anyagának hatása	23
4.2.6. A LINAC különböző alkatrészeinek elhanyagolása	24
4.3. Szórás a „testen” belül	25
4.3.1. Saját program a testen belüli szórást vizsgáló szimulációk kiértékelésére	26
4.3.2. Szimuláció monoenergiás fotonnyalábra	27
4.3.3. Különböző fotonenergiák hatásának vizsgálata az Onkológiai Intézetből kapott spektrumokkal	30
4.3.4. Különböző mezőméretek hatásának vizsgálata	31
4.3.5. Inhomogenitások hatásainak vizsgálata	32
4.3.6. Antropomorf fantom	36
4.4. Szórás a teljes rendszerben, szórt terek lecsengése	40
4.4.1. Saját program a teljes rendszeren belüli szórt terek lecsengését vizsgáló szimulációk kiértékelésére	40
4.4.2. Különböző mezőméretek hatásának vizsgálata 6 MeV energia esetében	41
5. Konklúziók, továbblépési lehetőségek	45

Hivatkozások	47
Ábrák jegyzéke	50
Táblázatok jegyzéke	51

Önállósági nyilatkozat

Kijelentem, hogy jelen dolgozatot önállóan, meg nem engedett segédeszközök nélkül készítettem. Olyan szimulációk eredményei szerepelnek benne, amelyeket én végeztem. A szakdolgozatban csak a megadott forrásokat használtam fel. Minden olyan részt, melyet szó szerint, vagy azonos értelemben, de átfogalmazva más forrásból vettem, egyértelműen a forrás megadásával jelöltem.

Budapest, 2013. június 07.

.....
Papp Ildikó .

1. Célkitűzések

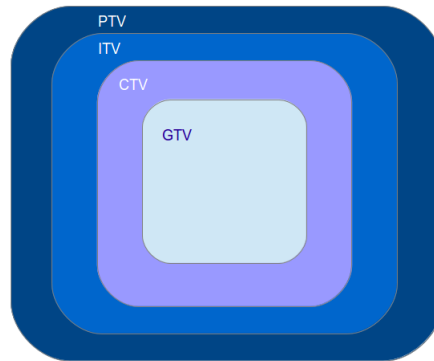
Az utóbbi évtizedek során a tumorterápiában jelentős szerepet kapnak a sugárterápiás modalitások. A sugárterápia célja, hogy minél szelektívebben pusztítsa el a tumoros sejtcsoportokat, miközben az ép szövetek dózisterhelése a lehető legkisebb legyen. Ennek ellenére a teleterápiás kezelések (a betegen kívül elhelyezett sugárforrások) esetében jelentős épszöveti dózissal kell számolni.

Ezzel egy időben rendkívül fontossá válik, hogy a teleterápiás nyalábokra minél pontosabban meg lehessen adni a dózisprofil. Ennek oka, hogy a nyalábot ugyan egyre pontosabban képesek a céltérfogatra állítani, az egészséges szöveteket mindig éri ionizáló sugárzás, amely azok tartós, esetenként irreverzibilis károsodásához vezethet.

Jelen dolgozatban a sugárterápiában használt fotonnyalábok szórt terét vizsgálom különböző paraméterek (például a nyaláb útjába eső objektumok, fotonenergiák, etc.) változtatása mellett. A dolgozat célja, hogy bemutassam a Monte Carlo módszerek alkalmazhatóságát a sugárterápiában, valamint azt, hogy általuk lehetséges olyan analitikus összefüggések meghatározása a fent említett paraméterekre, melyek segítségével korrekciókat adhatunk a szórt terek figyelembevételére.

2. Bevezetés

A terápia során az orvosok az alábbi besugározandó térfogatokat különítik el:



1. ábra. Besugározandó térfogatok

A térfogatok hivatalos definíciói ([1] forrás – 7. fejezet) :

GTV – Gross Target Volume A tumor „kézzel fogható” térfogata.

CTV – Clinical Target Volume Az a térfogat, melyben még találhatóak szórt tumor-sejtek.

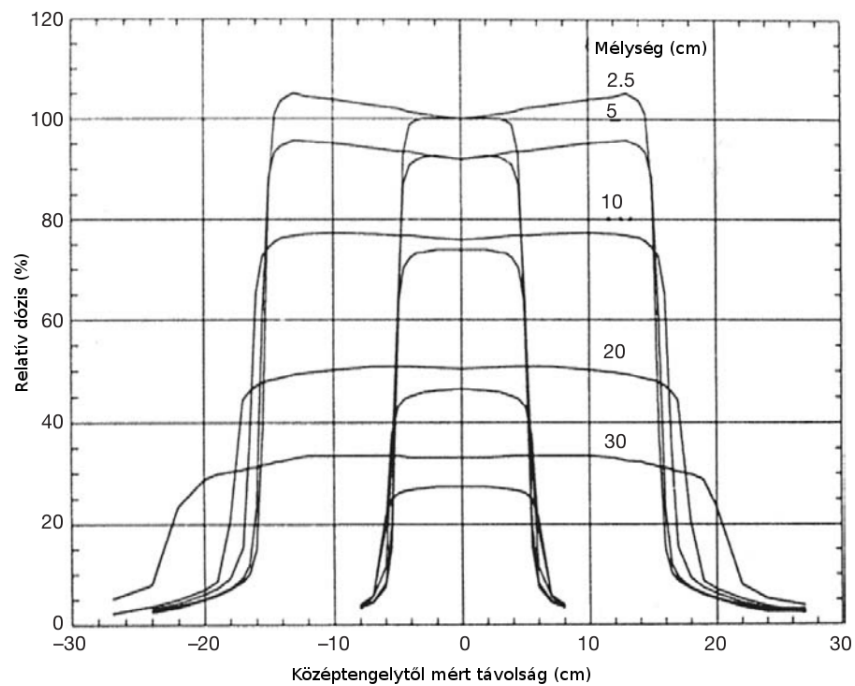
ITV – Internal Target Volume Az ITV-t a CTV és egy plusz margó adja ki. Ez a térfogat már figyelembe veszi a belső szervek mozgásából eredő bizonytalanságot, viszont normál szöveteket is tartalmaz.

PTV – Planning Target Volume A PTV-t az ITV és a biztonsági margó adja. E térfogat már nem csak a belső szervek mozgásából, de a két kezelés közötti betegrögzés illetve a kezelőberendezés pontatlanságából eredő bizonytalanságot is figyelembe veszi.

Ahogy az a fenti definíciókból is kiderül a terápia-tervezés során mindenképpen ér normál szövetet a belépő nyaláb. Természetesen emellett megtalálhatóak még a védendő szervek (OAR – organ-at-risk) is, melyek esetében kritikus, hogy a tervezőrendszerek (TPS – treatment planning system) pontosan számítsák ki a dóziseloszlást. Az alábbi ábra dózisprofilokat mutat¹. Látható, hogy a 10×10 -es referencia mezőméret esetén a középtengelytől 8 cm-re a szórt terek dózisa még az előírt dózis kb. 5%-a. E tény a tervezőrendszerek többsége még figyelembe veszi, de a középtengelytől nagyobb távolságokban

¹Az ábra eredetijének forrása: Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students, E.B. Podgorsak, International Atomic Energy Agency, Bécs, 2005, 195. oldal

a szórt terek modellezése már nem pontos.



2. ábra. Dózisprofil görbék különböző mezőméretek mellett

Ennek ellenére nem mondható, hogy az ezen területeken leadott dózis elhanyagolható, hiszen a kis dózisok hatása nem bizonyított. Emellett pedig egy teljes terápia során a szórt terek dózisa akár az 500 mGy nagyságrendbe is eshet, hiszen tegyük fel, hogy van egy 4 mezőből álló terápia, melyben összesen 60 Gy-t adunk le, mezőnként 15 Gy-t. Ha a fotonaszórás csak 3 %-ot jelent, ez mezőnként 450 mGy, mely, amint a számításaimból is kiderül a céltérfogattól 10-15 cm-re is fennállhat.

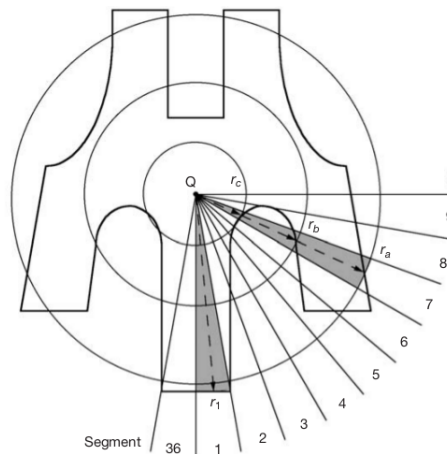
3. Dózisszámítási eljárások

A sugárterápia tervezése során a fizikusok különböző terapiás tervezőrendszerek (TPS – Treatment Planning System) dózisszámításaira támaszkodnak, melyeknek napjaink elvárásainak megfelelően gyorsan és precízen kell az egyes nyalábkonfigurációkban leadott dózis meghatározniuk. Mindehhez a TPS-ek által használt dózisszámítási algoritmusokat az alábbi csoportokba sorolhatjuk [2]–[4]:

3.1. (Korrekción) faktorokon alapuló számítások

A legelterjedtebb dózisszámítási eljárás, melyben a dózis különböző változásait korrekciós faktorok bevezetésével érjük el. Ezen faktorokat legtöbbször mérések adataiból származtatják vagy egyszerű számítási algoritmusok segítségével adják meg. A módszer legnagyobb előnye egyben a legnagyobb hátránya is, hiszen egyszerűsége miatt a bonyolult nyalábkonfigurációk vagy számítási geometriák esetén nem, vagy csak nagyobb megszorításokkal alkalmazhatjuk.

Az egyik legelterjedtebb ilyen számítási algoritmus a Clarkson-féle integrál algoritmus, mely a minket érdeklő pontban (lásd 3 ábra²) a nyalábot egy kör alakú mező szegmenseire bontja. Az ezen szegmensek által leadott dózist az algoritmus külön számítja, majd összegzi[4].



3. ábra. A Clarkson-algoritmus szerinti szegmentálás

A szórt terek számításához az eljárás az alábbiakat tételezi fel[4]:

- A páciens „homogén”.

²Az ábra forrása: [1]

- A nyaláb primer komponense a nyalábra merőleges síkban állandó. Mivel ebben a közelítésben a szórt járulékok csak a dózispont és a mező szélének távolságától függ, a szórás becslése pontatlan, ha a nyaláb dózisprofilja nem lapos.
- A blokkok kontúrja nem lapol át. Ha a geometria mégis ilyen, a szórást a rendszer rosszul számolja – kétszer veszi figyelembe.
- A szóróközeg minden esetben homogén, így ha a szórás a páciens felületén történik, a szórást az algoritmus a hiányzó szövet miatt túlbecsüli.

3.2. Monte Carlo módszerek

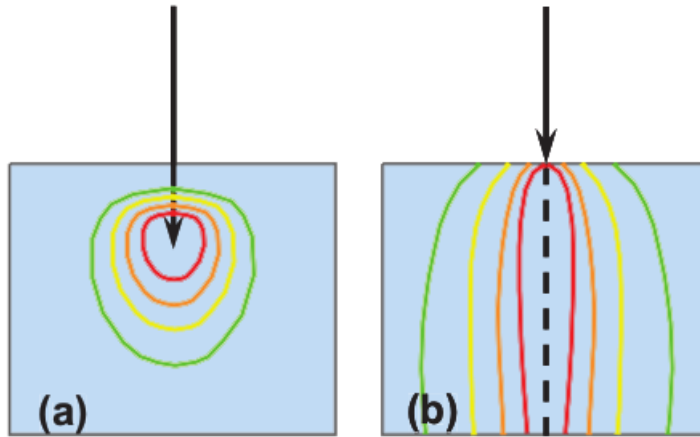
A legáltalánosabban használható eljárás a dózis számítására. A Monte Carlo részecske-transzport módszereket az 1940-es években kezdték el fejleszteni a Los Alamos National Laboratoryban. A módszer lényege, hogy a részecskék (eleinte tipikusan neutron, majd később gamma-foton, illetve elektron) pályáját követi, és a közbenső kölcsönhatásokat statisztikus úton, a hatáskeresztmetszetek figyelembevételével határozza meg, innen következtetve a minket érdeklő fizikai mennyiségekre (továbbiakban tally). Ilyen módon a részecske pályájának minden pontjában el kell döntenünk, hogy az adott pontban a részecske részt vesz-e kölcsönhatásban, és ha igen, akkor a kölcsönhatás során mi történik vele (szóródik, elnyelődik, etc.). Az eljárás során folyamatosan véletlen számokat generálunk, s ezek, illetve a hatáskeresztmetszetek segítségével döntünk a részecske további sorsáról. Statisztikus módszer volta miatt a módszer csak nagyszámú részecske esetén működik jól, hiszen kisszámú részecske esetén a statisztikus szórás nagyon nagy. Ennek csökkentésére különböző szórás-csökkentő eljárásokat alkalmazhatunk [5].

Amint az a dolgozat további részéből is kiderül, a módszer előnye, hogy segítségével igen pontos számításokat végezhetünk mind a direkt, mind a szórt nyaláb által leadott dózist illetően. Ennek ellenére a mindennapi klinikai gyakorlatba jelenleg nem vezethető be nagy számítási és adatigénye miatt [2].

3.3. Modell-alapú számítások

A modell-alapú algoritmusok általában az energia-fluens eloszlást (energy fluence distribution function) konvolválják össze valamilyen energia-leadási kernelfüggvénnyel. [2] A leggyakrabban használt kernelfüggvények a ceruzanyaláb és a pont-kernel függvények. Az ezen függvények által reprezentált izodózis görbéket a 4. ábra szemlélteti³.

³Az ábra eredetijének forrása: Independent Dose Calculations Concepts and Models, Mikael Karlsson, Anders Ahnesjö



4. ábra. Pont-kernel (a) és ceruzanyaláb (b) elrendezések izodózis görbéi

Az eljárás fő hátránya, hogy a számításokhoz szükséges a TERMA (Total Energy Released per unit MA_{ss}) ismerete, ehhez pedig kell $a(z)$:

- elnyelési együttható a páciens „minden pontján”, mely természetesen energiafüggő, tehát szükséges a nyaláb spektrumának ismerete is.
- páciensen belüli pontos sűrűség-eloszlás ismerete.

- *Ceruzanyaláb konvolúciós modell [4]:*

A modellben az energia-leadás alapvetően egy beesési vonal mentén zajlik, nagyobb mezők által létrehozott dóziseloszlást pedig ezen ceruzanyalábok konvolúciójából érhetünk el. A módszer alapvető problémája, hogy elhanyagolja a laterális szórást. Az ebből fakadó hiba korrekció nélkül akár az 5%-ot is elérheti [2]. Emellett a modellnek további hátránya, hogy nem egyenletes felületre való beesés esetén sem becsüli jól a dózisterhelést.

- *Pont-kernel konvolúciós modell (konvolúciós/szuperpozíciós modellek) [4]:*

A módszer lényege, hogy számítás első lépéseként a TERMA-t, második lépésben pedig a pont kerneleket a kapott TERMA-eloszlásnak megfelelően súlyozzuk a pont-kernelfüggvényeket.

A problémát gyakran úgy oldják meg, hogy a TERMA helyett az ütközési és a szórási KERMA-t alkalmazzák[2]. Az algoritmus képes figyelembe venni az egyszeres szóródás következményeit, amellyel elérhető, hogy kellően finom (térbeli és energia) felbontás mellett precíz eredményeket kapjunk a dóziseloszlásra.

A többszörös szórás következményeit azonban az algoritmus heterogén fantomban már nem kezeli megfelelően[2].

Ahogy az a fenti összefoglalóból is kiderül, a legpontosabb számításokat a Monte Carlo módszerek segítségével végezhetjük el, így dolgozatomban én is ezeket választottam.

3.4. A Monte Carlo modellezés a sugárterápiában

Habár, ahogyan azt az előző fejezetben már ismertettem, a Monte Carlo szimulációk nem használhatóak a mindennapos klinikai gyakorlatban, ennek ellenére a kutatásokban és összehasonlító tesztek esetén gyakorta használatos[6] –[14]. Jelen fejezetben ezen tesztek, kutatásokat szeretném ismertetni.

A modellezés különösen sokat segíthet olyan esetekben, amikor a mérés nem vagy csak komoly nehézségek árán kivitelezhető. Minthogy a forrás energiaspektrumának meghatározása is ilyen, valamint ez a feladat saját munkámnak is meghatározó részét teszi ki, így az irodalomkutatást is ezzel kezdtem. A spektrumok ismerete szükséges ahhoz, hogy a leadott dózis számítását korrekt módon végezhessük el. Ennek ellenére, a tervezőrendszerekben használatos illetve az irodalomban fellelhető spektrumok között jelentős eltérés tapasztalható (lásd 4.1. alfejezet).

A lineáris gyorsítók (LINAC) spektrumának analízise széleskörű kutatások tárgya [15]–[19]. A témában alapműnek számít Radhe Mohan és Leon Lidofsky 1985-ben megjelent cikke[18], melyben különböző Varian Clinac típusú lineáris gyorsítókból kilépő fotonok energia- és szögeloszlását vizsgálták. A számítások során a szerzők az EGS nevű kódot használták, melyet eredetileg a Stanford Linear Accelerator Center (SLAC) munkatársai fejlesztettek ki, mára pedig a National Research Council (NRC) gondozásába került. A kód alkalmas a foton- és elektrontranszport számítására az 1 keV és ~ 10 GeV energiatartományon. 1995-ben megjelent az EGS-re épülő BEAMnrc kiegészítő modul is, melyet kifejezetten az orvosi célú lineáris gyorsítók modellezésére hoztak létre. Ezzel az EGS lett az egyik leggyakrabban használatos Monte Carlo kód az orvosi fizikában napjainkban[20], habár több cikk is íródott már, melyekben más Monte Carlo kódokat (pl. MCNP, GEANT, etc.) is használtak[17][19].

Visszatérve Mohan és társai munkájára, cikkükben leírták, hogy mind az energia- mind a szögeloszlás ismerete elengedhetetlen a leadott dózis számításához. Ennek fényében megvizsgálták a különböző gyorsítófeszültség mellett kapható átlagos fotonenergiát, valamint azt, hogy a gyorsító mely alkatrészei milyen mértékben járulnak hozzá a szóráshoz.

Azt találták, hogy az átlagos energia a névleges energiához képest a gyorsítófeszültség növelésével egyre csökken. Megmutatták továbbá azt is, hogy a spektrumnak a flattening filter hatása miatt jelentős térfüggése lehet, így a későbbi vizsgálatokban nem mindegy, hogy a felhasznált tally-eket hová definiáljuk.

A fotonforrás további vizsgálatát mutatták be Fix és társai 2004-ben[16]. Ők szintén Varian típusú LINAC-okat modelleztek a BEAMnrc segítségével. Megmutatták, hogy míg 6

MV gyorsítófeszültség mellett a fotonok 82 %-a a targetben, 4 %-a a primer kollimátorban míg 13 %-a a flattening filterben keletkezik, addig 18 MV gyorsítófeszültség esetén ezek az értékek rendre 75, 4 illetve 20 %. Munkájukból kitűnt, hogy ezen alkatrészek korrekt modellezése nem elhanyagolható jelentőségű, mivel pontos modellekkel a mért dózisprofilok illetve mélydózisgörbék 1 % pontossággal visszakaphatóak.

A forrás modellezése után nem elhanyagolható az sem, hogy milyen módon közelíthetjük meg a dózisszámítás kérdését. E témában is számos cikk született már[6] –[14], melyek közül a jelen diplomamunka szempontjából az egyik legfontosabb Kry és társainak munkája[12] illetve Atarod és társainak vizsgálatai[21]. Mindkét csoport az ún. out-of-field (a mezőn kívül eső) tartománnyal, tehát a szórt térrel foglalkozik. Míg az első szerzőcsoport a leadott dózist az általam is használt MCNP kóddal határozta meg egy Varian gyorsítófej esetében, addig a második csoport a BEAMnrc kódot alkalmazta sikerrel egy Siemens gyorsítófej esetén. Ezen számítások jól bemutatták ugyan a Monte Carlo számítások jelentőségét illetve használhatóságát a dózisszámítások esetében, de az első esetben a számított dózis hibája jellemzően túl nagy volt (körülbelül 20 %), ennek csökkentését pedig a nagyobb voxelméretek alkalmazásával próbálták megoldani, melynek eredményeként a dózisprofil korrektt térbeli felbontása nem vált lehetségessé, mindazonáltal munkájukban bemutatták, hogy 6 MeV-os nyaláb esetében különbség tapasztalható a KERMA és az elnyelt dózis között, amely viszont a nagy voxelek alkalmazásával kiküszöbölhető.

Ahogy az a fenti összefoglalókból is kiderül, a legpontosabb számításokat a Monte Carlo módszerek segítségével végezhetjük el, így dolgozatomban én is ezeket választottam. Jelen dolgozatban a szórt terek modellezésére a fent is említett MCNPX 2.7 kódot használom.

4. Saját modellek

A modellezés során az alábbi kérdéseket vizsgáltam:

- Milyen a lineáris gyorsító foton spektruma?
- Hogyan alakul a dóziseloszlás csak a „testen” belüli szórás figyelembe véve?
 - Milyen (lenne) a dóziseloszlás hengeres vízfantomban monoenergiás fotonnyaláb esetén illetve a fent kapott spektrummal?
 - Milyen hatása van a szórt dózisterekre a különböző fotonenergiáknak illetve a mezőméreteknek?
 - Milyen hatása van a szórt térre egy csont- illetve egy tüdő - inhomogenitásnak?
 - Dóziseloszlások antropomorf fantomban.
- Hogyan alakul a dóziseloszlás a teljes rendszeren (gyorsító plusz fantom) belüli szórás figyelembe véve?

A szimulációkhoz az MCNPX 2.7 kódot használtam. Az MCNP programcsomagot a los alamos-i laboratórium munkatársai fejlesztették ki, és az alábbiak szerint jellemzik:

„Az MCNP egy általános célú, folytonos energiaspektrumú, általánosított geometriás, időfüggetlen, kapcsolt neutron/foton/elektron Monte Carlo transzport kód.”

A folytonos energiaspektrum valóságban azt jelenti, hogy a neutronok energiája 10^{-11} MeV-től 20 MeV-ig szabadon változhat, míg a foton és elektron energiák 1 keV-től 1000 MeV-ig terjedhetnek. Ez pedig tökéletesen lefedi a terápiás nyalábok energiáit illetve azokat az energia tartományokat is, amelyekre a fotonok szóródhatnak.

Az MCNP segítségével felépíthető geometriákra pedig jellemző, hogy bármilyen anyaggal kitölthetők, illetve gyakorlatilag tetszőleges alakúak lehetnek.

A program ugyan kétféle üzemmóddal rendelkezik (fix forrásos (SDEF) és kritikussági számítás (KCODE)), azonban mivel a jelen munkához kapcsolódóan az utóbbinak nincs jelentősége, így ezzel a továbbiakban nem kívánok foglalkozni.

Az MCNP-hez írt input file kötelezően az alábbi három részből áll[22]:

1. A cellák megadása

A 2. pontban megadott felületek segítségével geometriát felépítő cellák definiálása. Minden cellára meg kell adni a kitöltő anyag sűrűségét és a harmadik blokkban kapott kódját, valamint a cella pontos alakját az úgynevezett kombinatorikus geometriai ábrázolás módszerével.

2. Felületek megadása

A geometriát határoló felületek megadása.

3. Kitöltő anyagok, tally-k megadása

A rendszert felépítő anyagok izotóp-összetételének, a forrás, illetve a tally-k leírásának, és a program számára szükséges egyéb paraméterek megadása.

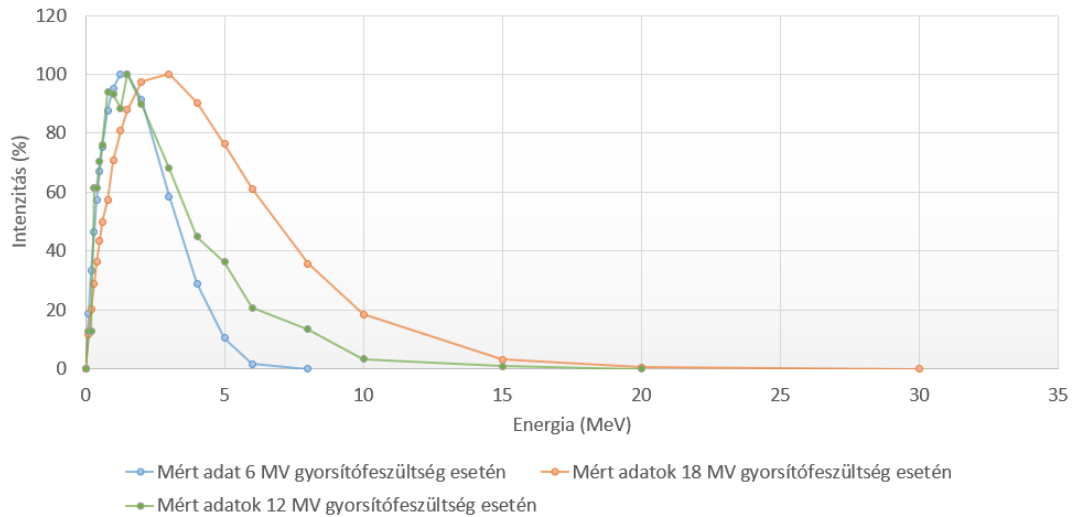
Látható, hogy a programcsomag tökéletesen megfelel céljainknak, mivel benne éppen az általam használt geometriai formák könnyen kezelhetőek, valamint az input file a későbbiekben is könnyen módosíthatóvá válik.

4.1. A lineáris gyorsító spektrumának vizsgálata

A lineáris gyorsítók spektrumát leggyakrabban az elektronok gyorsítófeszültségével jellemzik, mivel a foton spektrum folytonos. Így, amikor 6 MV-os nyalábról beszélünk valójában az elektronok energiája 6 MeV, a kapott fotonok spektrumának maximuma pedig az 1-2 MeV tartományba esik.

Mivel azonban még így is jellemzően nagy energiájú fotonokról van szó, a gyorsító kilépő spektrumának közvetlen mérése nem lehetséges, a tervezőrendszerekben az alábbi eljárásokat alkalmazzák a spektrum meghatározására:

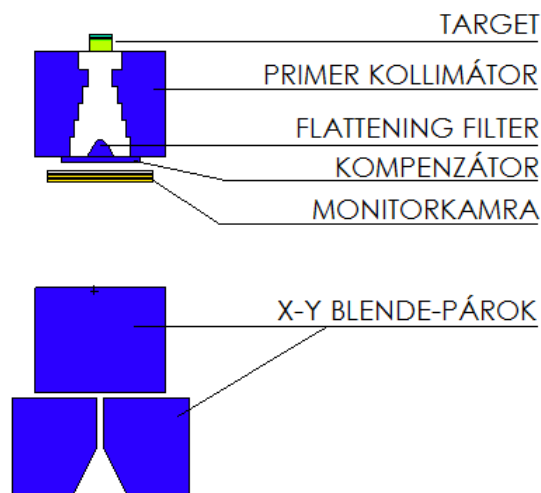
1. A TPS gyárilag tartalmaz egy spektrumot, amelyet elméleti számításokkal határoznak meg.
2. A beüzemeléskor mért százalékos mélydózis görbék illetve dózisprofilok alapján a rendszer addig korrigálja a gyári spektrumot, míg számításai alapján a mért értéket nem kapja.



5. ábra. A TPS által használt spektrum 6, 12 illetve 18 MV gyorsítófeszültség esetén

Egy ilyen eljárás végére kapott spektrumot mutat a 5. ábra egy 6, 12 illetve egy 18 MV-os nyaláb esetén, melyet az Országos Onkológiai Intézet (OOI) bocsátott a rendelkezésemre. Az ábráról is látható, hogy a kapott fotonspektrum maximuma az 1-2 MeV-es tartományba esik.

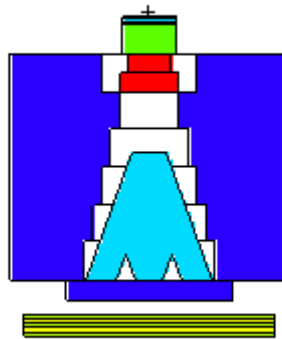
Saját számításaim első lépéseként egy gyorsítómodellt hoztam létre, melyet a 6. ábra szemléltet. A szimulációk megkezdése előtt tanulmányoztam a lineáris gyorsítók spektrumának Monte Carlo számításait leíró irodalmat[15]–[17], melyet a 3.4 fejezetben foglaltam össze. Saját szimulációimban az MCNP segítségével a geometria két síkjában számítottam ki az energiaspektrumot.



6. ábra. Saját gyorsító modell

Az ábrán kék szín jelöli a wolframból készült alkatrészeket, míg a target anyaga meglehetősen összetett. A céltárgy több különböző összetételű rétegből áll, úgymint wolfram, nicoro, rozsdamentes acél, grafit, réz. A monitorkamra anyagát kerámia illetve nitrogén adja meg.

Jelen dolgozatban azt a közelítést alkalmaztam, hogy minden MLC nyitva van. A primer kollimátor alakja az elektron-energiának megfelelően kétféle lehet. A 6 MeV-os szimulációk esetében egy 53 fokos nyílásszögű kúppal közelíthető, míg a 18 MeV-os esetben felépítést a 7. ábra mutatja⁴. Az utóbbi esetben a primer kollimátor kiegészül (az ábrán piros színnel jelzett) alumínium abszorberrel.



7. ábra. A primer kollimátor felépítése 18 MeV-os nyaláb esetén

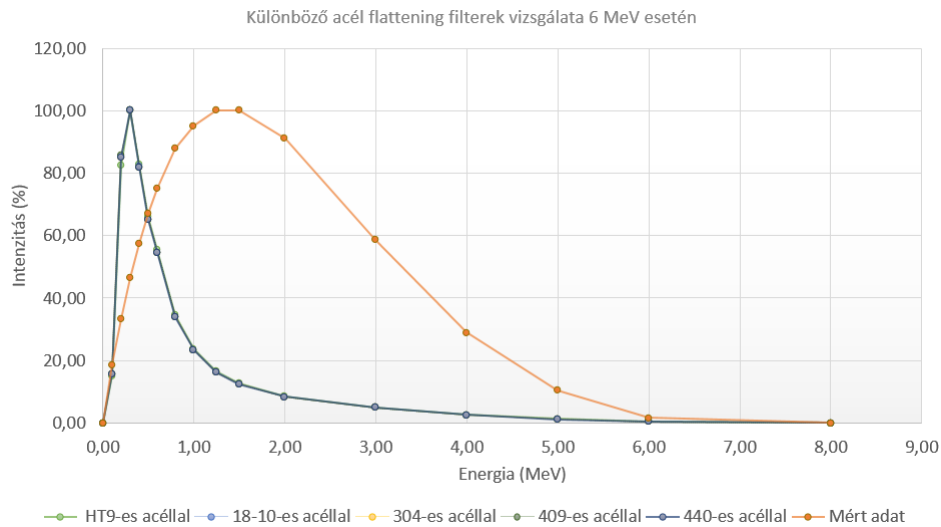
Az egyik sík közvetlenül az elektronok számára szolgáló céltárgy után helyezkedett el (a későbbiekben lásd „Nyers spektrum”), míg a másik a blende-párok után (a későbbiekben lásd „Kilépő spektrum”). Ez előbbi vizsgálatra azért volt szükség, mert az MCNP viszonylag lassan számítja az elektrok transzportját, így a „Szórt terek lecsengése” című fejezetben ábrázolt adatok esetében a target alatti síkban kapott spektrumokkal indítottam el fotonokat a jelen tally síkjából. A spektrum-szimulációk esetében az elindított elektronok száma $3 \cdot 10^8$.

A spektrumok vizsgálatánál kezdetben a gyártótól kapott adatok alapján feltételeztem, hogy a flattening filter és a kompenzátor anyaga rozsdamentes acél.

Több különböző összetételű rozsdamentes acéllal próbálkozva, azonban a 8. ábrán látható kilépő spektrumokat kaptam. Ahogyan az ábráról is látható, ez a spektrum nem adja vissza a mérési eredményeket már 6 MeV-os energia esetében sem, hiszen maximuma

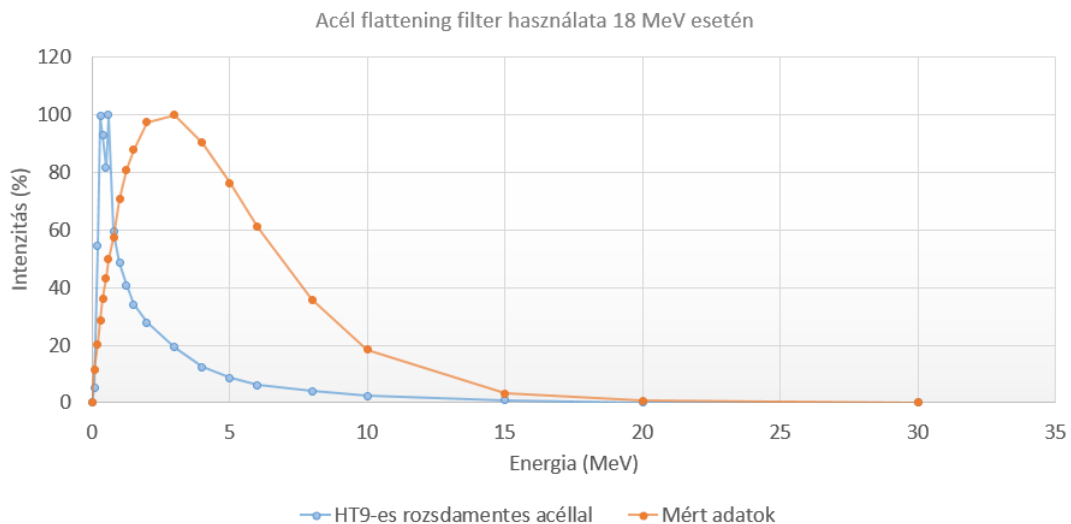
⁴A modellről készült ábrákon az azonos színek azonos anyagi összetételt jeleznek.

a lényeges alacsonyabb energiáknál (kb. 300 keV)van. Ezzel szemben viszont kitűnik, hogy gyakorlatilag mindegy milyen összetételű rozsdamentes acéllal van dolgunk, hiszen a különböző görbék gyakorlatilag együtt futnak.



8. ábra. Acél flattening filterek és kompenzátorok vizsgálata 6 MV gyorsítófeszültség esetén

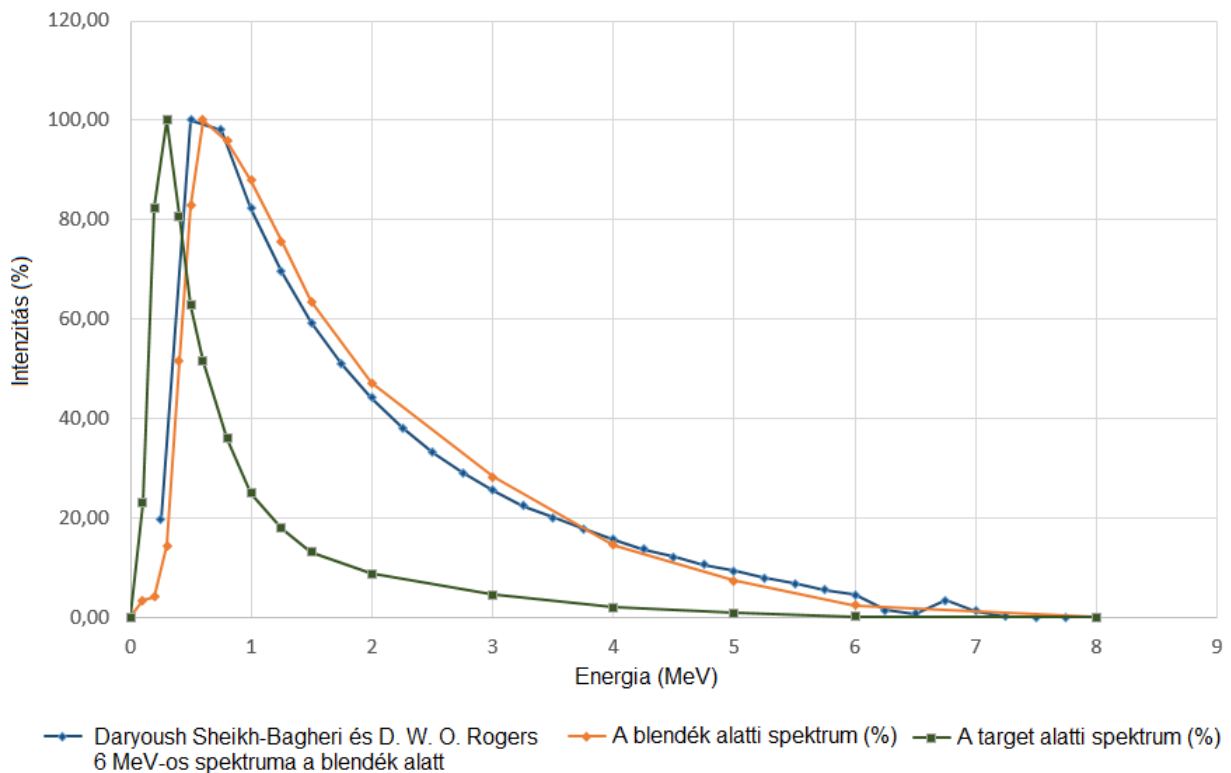
Megvizsgálva ugyanezen paramétert a 18 MeV-os nyalábra hasonló következtetésre juthatunk (lásd 9. ábra).



9. ábra. Acél flattening filterek és kompenzátorok vizsgálata 18 MV gyorsítófeszültség esetén

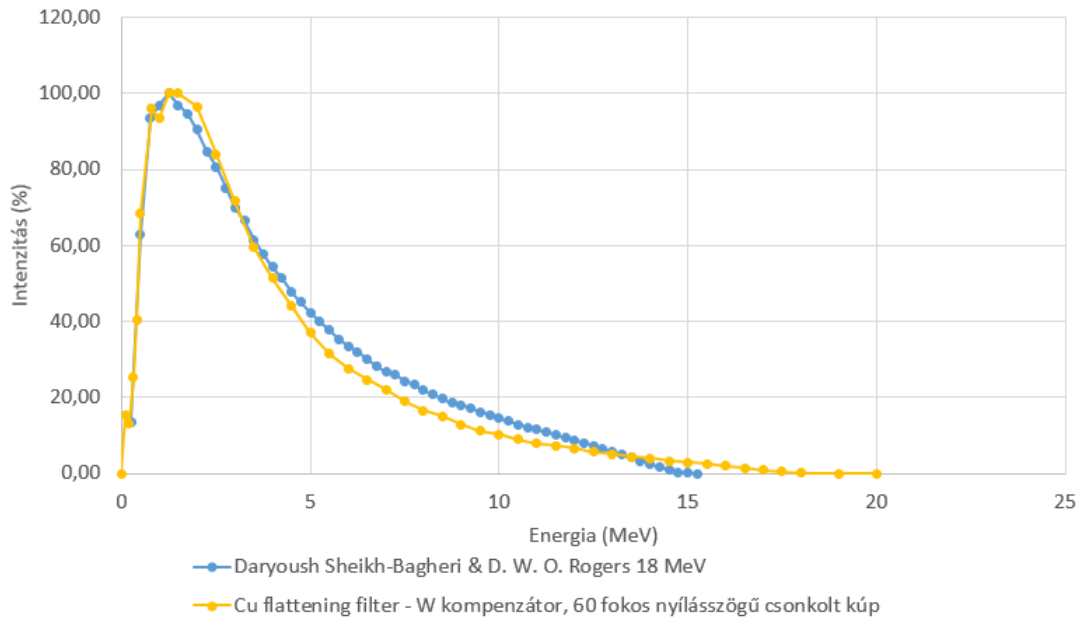
Látszik, hogy a szimulált spektrumok eltolódtak a lágyabb tartomány irányába. Az eltérés oka valószínűleg az lehet, hogy a valóságban a gyorsítófej nem ugyanúgy néz ki, mint

a modellben, de sajnos a gyorsítók pontos geometriáját a gyártók üzleti titokként kezelik. Mivel a mérések alapján „keményebb” spektrumot várunk, így megvizsgáltam, hogy mi történik, ha a nyaláb útjába eső kompenzátor illetve flattening filter anyaga wolfram. Ahogyan az az alábbi ábrából is kiderül az anyagi összetétel ilyen változtatásával jó összhangot kaphattunk az irodalmi[15] és a szimulált adatok között 6 MV-os gyorsítófeszültség esetén, tehát a továbbiakban feltételeztem, hogy ebben az esetben az említett alkatrészek anyaga wolfram. Ezzel a feltételezéssel élve a 10. ábrán látható spektrumokat kaptam.



10. ábra. Kilépő spektrum 6 MV gyorsítófeszültség esetén

A 18 MeV-os spektrum esetében azonban ugyanez a lépés nem hozott eredményt. További vizsgálatok során bebizonyosodott, hogy ekkor a flattening filter anyaga ebben az esetben nagy valószínűséggel réz, míg a kompenzátoré wolfram. Az így kapott spektrumot illetve az irodalmi spektrumot a 11. ábra szemlélteti[15].



11. ábra. Kilépő spektrum 18 MV gyorsítófeszültség esetén

Ahogy az az alábbi ábrából is leolvasható a különböző alkatrészek (flattening filter illetve kompenzátor) anyagi összetételnek fent említett módon való változtatásával jó összhangot kaphattunk az irodalmi[15] és a szimulált adatok között, tehát a továbbiakban feltételeztem, hogy az említett alkatrészek anyaga rendre réz illetve wolfram.

4.2. A Monte Carlo modellek érzékenységvizsgálata

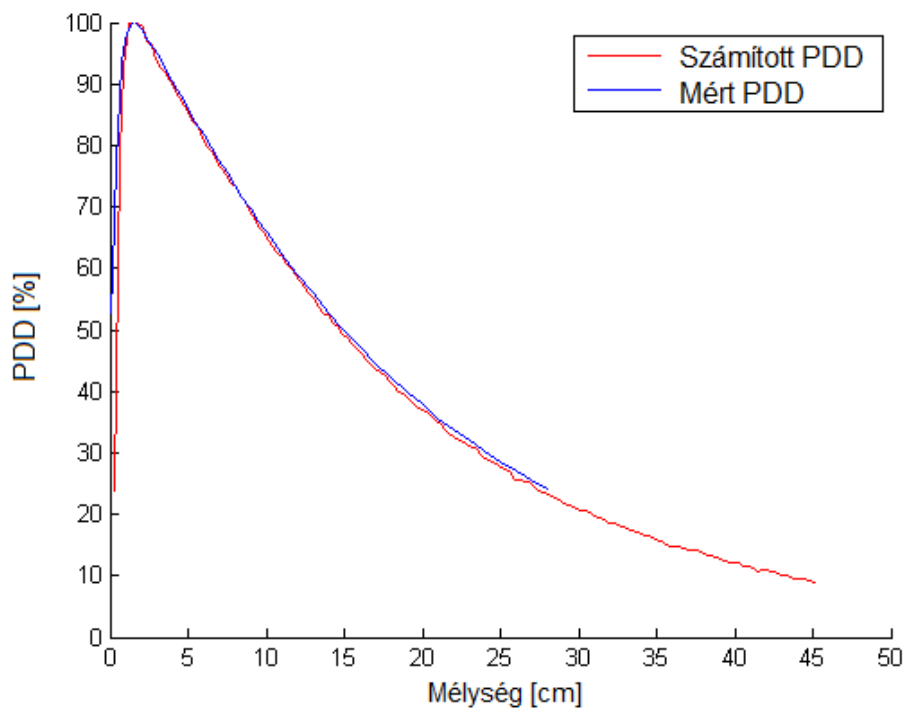
Ahogy arra már az előző fejezetekben is kitértem a Monte Carlo módszerek segítségével a kialakult dóziseloszlás igen pontosan modellezhető[4][13], ezért is választottam ezeket diplomamunkámhoz. Az eljárást gyakorta használják különböző modellek pontosságának meghatározására valamint egyéb összehasonlító tesztekre[7]–[14].

Jelen fejezetben megvizsgálom az általam felépített modell érzékenységét különböző bemeneti paraméterekre a szimulált százalékos mélydózisgörbe vizsgálatán keresztül. Az érzékenységvizsgálat során az alábbi paraméterek vizsgálatával foglalkozom:

- elektron transzport hatásai;
- geometriai paraméterek, mint a flattening filter magasságának és anyagának hatásai;
- különböző szerkezeti elemek (monitorkamra, flattening filter és kompenzátor) elhagyásának jelentősége;
- a térbeli felbontás hatásának vizsgálata.

A vizsgálat során kapott PDD-eket minden esetben az Országos Onkológián végzett mérések eredményeivel hasonlítom össze. A méréseket a Siemens Artiste lineáris gyorsítón végezték 6 MeV energiás fotonnyalábbal. A mérés során 8×8 cm-es mezőméretet állítottak be a blendék segítségével, míg az MLC-t teljesen hátrahúzták. A méréshez PTW MP3 vízfantomot illetve PTW Semiflex 31010 ionizációs kamrát (a kamratérfogat: $0,125 \text{ cm}^3$) használtak. A vízfantom a besugárzás során 100 cm SSD (source-to-skin distance – forrás-bőr távolság) távolságban helyezkedett el.

A kapott illetve a számított adatokat a 12. ábra szemlélteti. A mérések szerint a dózismaximum helye 16 mm mélységben található, míg a felszíni dózis a maximális dózis 50,24 %-a⁵. A számított adatok átlagos eltérése a mérésektől 1,11%-nak, míg a maximális eltérés 2,16%-nak adódott⁶. A maximális eltérés helye 1 cm mélységben volt.



12. ábra. Mérésekből és számításokból adódó PDD

4.2.1. A PDD szimulációja

A PDD számításához a jelen fejezetben a 6. ábrán látható elrendezést használtam, melyben a targetre 6 illetve 18 MeV-os, monoenergiás, 10^8 db elektronból álló elektronnyalábot irányítottam a target feletti irányból, 0,112 cm távolságból. Az elektronok pontforrásból indultak és a számítások felgyorsítására az irányorsolásukat úgy torzítottam, hogy az

⁵A mért adatokat az Országos Onkológiai Intézet bocsátotta a rendelkezésemre.

⁶A két görbe közötti eltéréseket az első 6 mm-től számítottam, mivel a mérések első 3 pontja nem tekinthető megbízhatónak.

elektronok target irányába induljanak 1 fokos nyílásszögben. A szimulációk első lépéseként a kiszámítottam a közvetlenül a target alatt kialakuló fotonspektrumot egy 1 cm sugarú körlapon, melyet a 10. illetve a 11. ábra szemléltetnek. A későbbiekben ezen kör-lap középpontjából indítottam fotonokat a flattening filter irányába.

Számításaimat az Országos Onkológiai Intézettől kapott mért mélydózisgörbékkel hasonlítottam össze. A PDD szimulációját a 6 MV-os gyorsítófeszültség esetén az alábbi beállításokkal végeztem el:

- A flattening filter anyaga és a kompenzátor anyaga wolfram.
- A mezőméret 8×8 cm, melyet a blendék segítségével állítottam be.
- A vízfantom 100 cm SSD távolságban helyezkedett el.

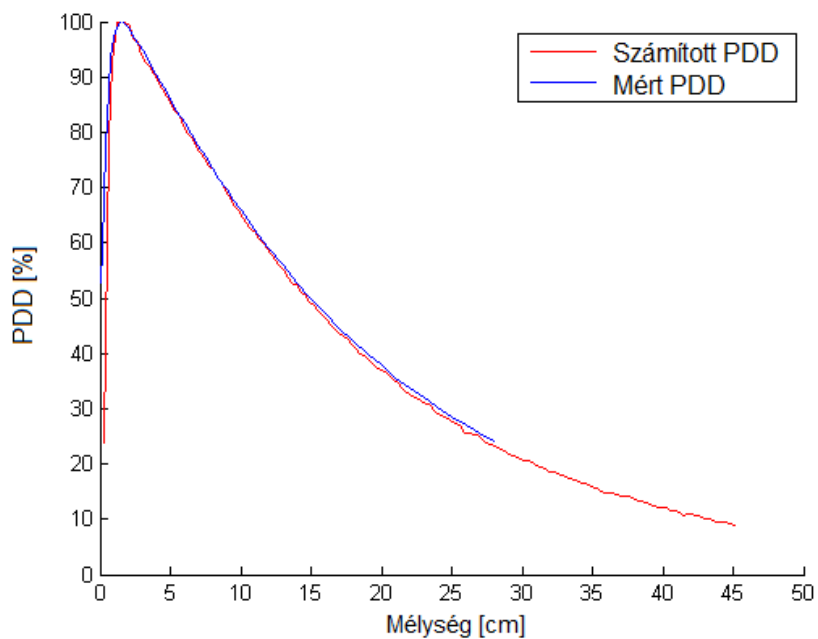
A PDD szimulációját a 18 MV-os gyorsítófeszültség esetén is elvégeztem. Ekkor az alábbi beállításokat alkalmaztam:

- A flattening filter anyaga réz, míg a kompenzátor anyaga wolfram.
- A mezőméret 10×10 cm, melyet a blendék segítségével állítottam be.
- A vízfantom 100 cm SSD távolságban helyezkedett el.

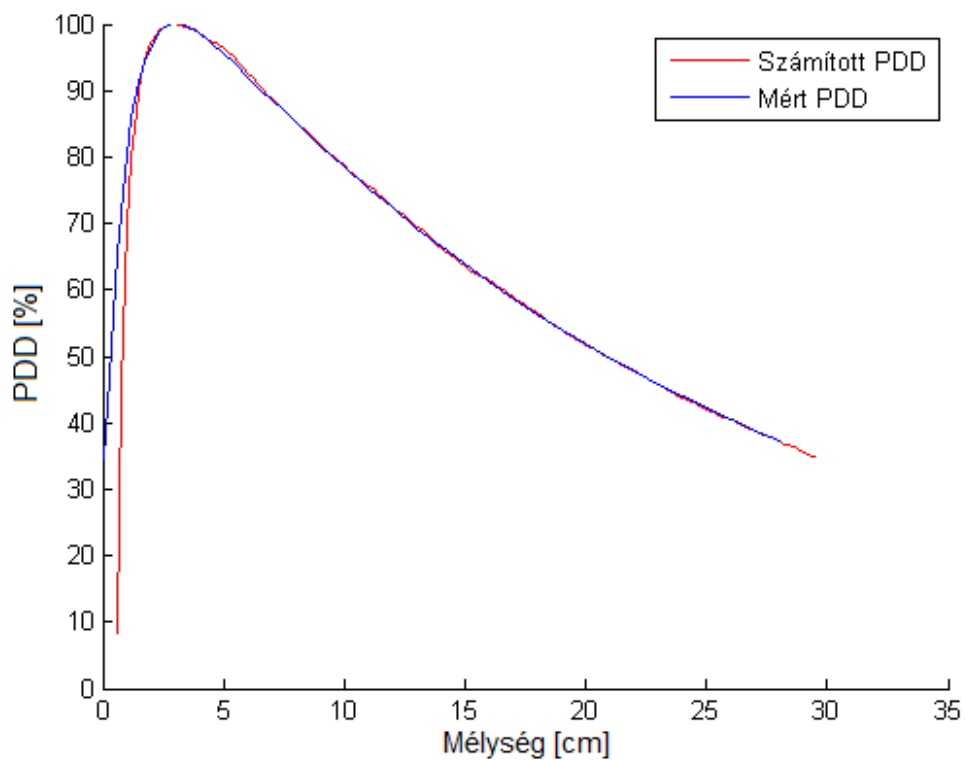
A méréseket egy Siemens Artiste lineáris gyorsítón PTW MP3 típusú vízfantomban PTW Semiflex 31010 0,125 cm^3 -s ionizációs kamrával végezték. A fantomot 100 cm SSD távolságban helyezték el a mérések során és egy 8×8 illetve egy 10×10 cm-es mezőt alakítottak ki a blendék segítségével, miközben az MLC-t teljesen kihúzták. A gyorsítófeszültség rendre 6 MV illetve 18 MV volt. A mérések szerint a dózismaximum 16 illetve 30 mm mélyen alakul ki, a felszíni dózis pedig a maximális dózis 50,24 % illetve 35,97 %-a 6 MV illetve 18 MV esetén.

A mért és a szimulált PDD-eket a 13. és a 14. ábra szemléltetik⁷.

⁷A görbéket az ábrázoláshoz úgy normáltam, hogy a maximális pontjuk legyen 100%.



13. ábra. Mért és számított PDD-k 6 MeV esetén



14. ábra. Mért és számított PDD-k 18 MeV esetén

Az ábrákon is látható, hogy a számítások jó egyezést mutatnak a mérésekkel. A maximális eltérés a mért és a számított görbék között 2,16% volt 1 cm mélységben, míg az

átlagos eltérés 1,11%-nak adódott a 6 MeV-os esetben.⁸

A 18 MeV-os esetben a maximális eltérés a mért és a számított görbék között 6,74% volt 0,9 cm mélységben, míg az átlagos eltérés 0,51% volt. Bár a maximális eltérés meglehetősen nagy, de a számítások elfogadhatóak, mivel ilyen nagyságrendű eltérés mindössze kettő pontban állt fenn.

A későbbiekben az érzékenységvizsgálat során ismertetett a szimulációk gyorsítására a target alatti vizsgálati síkból indítottam az itt kapott spektrummal fotonnyalábokat, melyek minden esetben 10^8 db fotonból álltak. A PDD vizsgálatához 100 cm SSD távolságban egy $50 \times 50 \times 50$ cm-es víztartályt, valamint a modellezett blendék segítségével 8×8 cm-es mezőméretet állítottam be. A későbbiekben ismertetett szimulációk mindegyikéről elmondható, hogy a szórás egyetlen pontban sem haladta meg az 1%-ot.

4.2.2. Az elektrontranszport elhanyagolásának hatásai

Mivel a szimulációkban az elektrontranszport számítása meglehetősen lassú így előfordul, hogy a LINAC bizonyos elemeiben elhanyagolják.

Jelen vizsgálat tárgya ezen közelítés hatásainak vizsgálata. A számításokban 0,5 MeV-es energialevágást alkalmaztam az elektronokra nézve és az elektrontranszportot csak bizonyos alkatrészekben kapcsoltam be. A PDD-t 2,5 cm sugarú, 2 mm magasságú hengeres voxelekben számítottam ki. A kapott eredményeket az 1. táblázat szemlélteti. A táblázatban feltüntettem a maximális dózis mélységének a mért értéktől való százalékos eltérését is, melyet az alábbi összefüggés alapján számítottam ki:

$$D = \frac{(z_{max}^{sim} - z_{max}^{mert})}{z_{max}^{mert}} \cdot 100 [\%], \quad (1)$$

ahol z_{max}^{sim} a maximális dózis mélysége a szimulációban, z_{max}^{mert} a maximális dózis mélysége a mérésben, D pedig az eltérés.

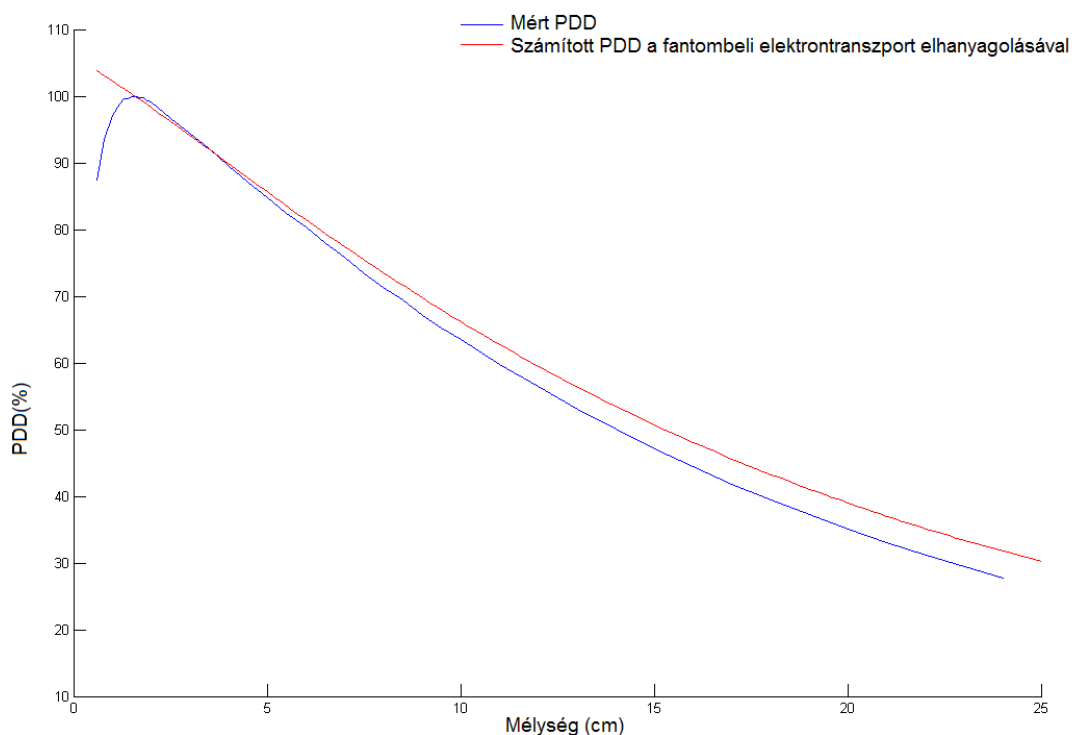
A kapott adatok azt mutatják, hogy a blendékből kilépő másodlagos elektronok hatása nem elhanyagolható. Ez bizonyítja, hogy a nyaláb buildup zónájának felépítésében nem csak a páciensből, de a másodlagos kollimátor rendszerből kilépő másodlagos töltött részecskék is részt vesznek.

Az elektrontranszport elhanyagolása a PDD szimulációja során végzetes hibához vezethet, ahogyan az a 15. ábrán is látszik. A nyaláb buildup zónája teljesen eltűnik, mivel a fantom felszíni zónájában nem alakulhat ki a másodlagos részecske egyensúly.

⁸A különbségek meghatározásánál az első 3 mérési pontot elhanyagoltuk, mivel a mérések ezekben a pontokban nem voltak megbízhatóak.

Alkatrészek bekapcsolt elektrontranszporttal	A maximális dózis mélysége [mm]	D [%]
target	0	-100
target és fantom	12	-25
target, blendék, fantom	12	-25
target, primer kollimátor, blendék, fantom	16	0
target, primer kollimátor, monitorkamra, blendék, fantom	16	0

1. táblázat. A maximális dózis helyfüggése az elektrontranszporttól

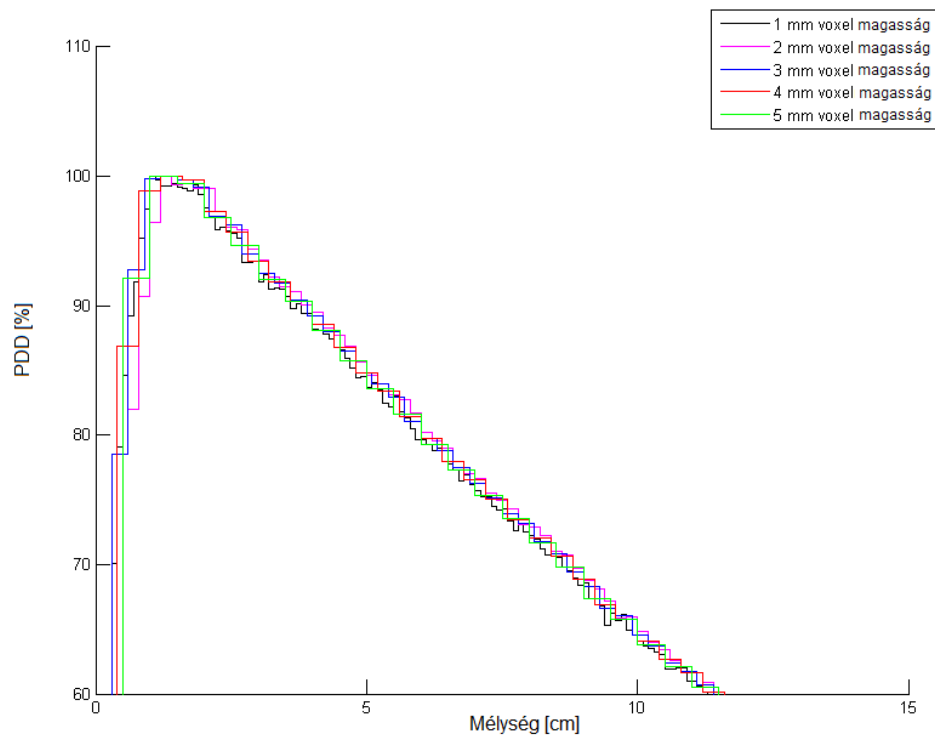


15. ábra. A fantombeli elektrontranszport elhanyagolásával kapott és a mért PDD-k összehasonlítása

4.2.3. A voxelméret változtatásának hatásai

A Monte Carlo szimulációk kritikus pontja, hogy eredményeinket kis statisztikus bizonytalansággal kapjuk meg. Ennek érdekében előfordulhat, hogy a voxel méretét megnövelik[12]. Ebben az alfejezetben megvizsgálom, hogy a maximális dózis helye hogyan változik a voxel méretével. A számításokhoz 2,5 cm sugarú 1, 2, 3, 4 illetve 5 mm magasságú hengeres

voxeleket használtam. A kapott PDD-eket a 16. ábrán láthatóak.



16. ábra. A voxelek méretének változtatásával nyert PDD-k

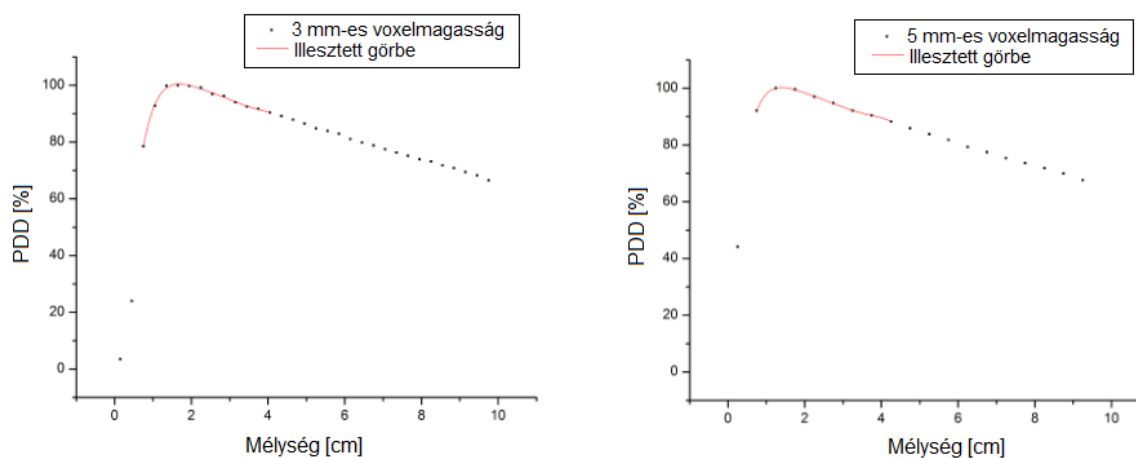
Az eredmények értékeléséhez hasonlóan az előző esethez a kapott mélydózisgörbék maximumának helyét a mért értékkel hasonlítottam össze az (1) egyenlet alapján. A kapott értékeket a 2. táblázat foglalja össze. A táblázatban megkülönböztettem „A” illetve „B” esetet. Az „A” esetben a kapott dózisértéket az intervallum/voxel végéhez rendeltem hozzá (pl. tegyük fel, hogy a voxel 14 mm mélységben kezdődik és a voxel magassága 2 mm, ebben az esetben a kapott értéket 16 mm-hez rendeltem), míg a „B” esetben a kapott értéket az intervallum közepéhez rendeltem hozzá.

Voxel magasság [mm]	A maximális dózis mélysége [mm] „A” eset	D [%] „A” eset	A maximális dózis mélysége [mm] „B” eset	D [%] „B” eset
1	16	0	16,5	-3,125
2	16	0	15	-6,25
3	15	-6,25*	13,5	15,62
4	16	0	14	-22,5
5	15	-6,25*	12,5	-21,88

2. táblázat. A maximális dózis mélységének függése a voxelmérettől

Látható, hogy a 3 és az 5 mm magasságú voxelek esetében a hiba 6,25 %, mely 1 mm-nek felel meg. Ez csak annyit jelent, hogy a rendszer térbeli felbontása nem elegendő a helyes eredmény kiszámításához.

A probléma megoldásaként kapott görbék első 4 cm fölötti szakaszára a 3 illetve 5 mm-es esetben hatodfokú polinomot illesztettem. Az eredeti és az illesztett görbéket a 17. ábra szemlélteti.



17. ábra. Az eredeti és az illesztett görbék az 3 és 5 mm voxelmagasságok esetében az „A” esetben

Az illesztést természetesen mind az „A”, mind pedig a „B” esetben elvégeztem. Az illesztett görbék maximumai rendre 16,1 mm és 17,2 mm voltak az „A” esetben és 13,8 mm illetve 15,9 mm „B” esetben a 3 illetve 5 mm-es voxelmagasságokra. Látható, hogy az illesztett maximumok már lényegesen közelebb esnek a mért értékekhez.

4.2.4. A flattening filter magasságának hatása

Mivel a primer kollimátor pontos felépítése általában üzleti titoknak minősül és gyakran nehéz hozzájutni, ezért sok esetben valamilyen közelítő modellt alkalmaznak. Jelen modellben a flattening filtert egy wolfram kúp adja, melynek nyílásszöge 53° . Ebben az esetben azt vizsgáltam, hogy milyen változásokat okoz a PDD-ben a kúp magasságának változtatása, miközben a nyílásszög állandó maradt. Ehhez 2 mm magas, 2,5 cm sugarú hengeres voxeleket használtam. A kapott eredményeket a 3 táblázat mutatja.

A flattening filter magasságának változása [mm]	A maximális dózis mélysége [mm]	D [%]
-4	14	-12,5
-3	14	-12,5
-2	16	0
-1	16	0
0	16	0
1	16	0
2	16	0
3	18	12,5
4	18	12,5

3. táblázat. A maximális dózis mélységének függése a flattening filter magasságától

A kapott adatok azt mutatják, hogy 1-2 mm-es pontatlanság a modellezésben még nem okoz különösebb pontatlanságot, 2 mm-es voxelek használata esetén, ennek ellenére nagyobb pontatlanságokat nem vihetünk a modellekbe.

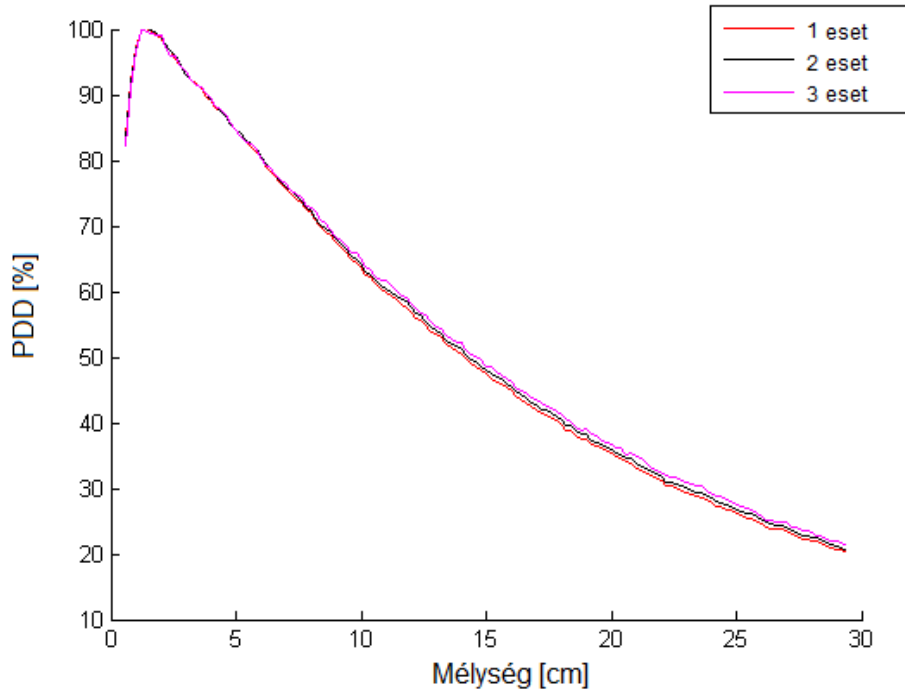
4.2.5. A flattening filter és a kompenzátor anyagának hatása

Ahogy a direkt nyaláb keresztülhalad a flattening filteren és a kompenzátoron a spektruma megváltozik a 10. ábrán látható módon. Természetesen ezen változás mértéke függ a flattening filter és a kompenzátor anyagától. Jelen fejezetben a PDD-t a következő esetekben vizsgáltam:

1. eset: A flattening filter 18/10-es rozsdamentes acélból készült;
2. eset: a flattening filter nicoroból (35% Au, 62% Cu and 3% Ni) készült;
3. eset: a kompenzátor ólomból készült.

A kapott eredményeket a 18. ábra mutatja. Az első két esetben a maximális dózis 16 mm mélységben alakult ki, míg a harmadik esetben 14 mm-nél. Ennek a magyarázata valószínűleg abban rejlik, hogy az első két esetben a wolframot ugyan egy olyan anyagra

cseréltem ki, melynek főbb alkotórészei kisebb rendszámúak és illetve elektronsűrűségűek, míg a harmadik esetben ugyan az ólom nagyobb rendszámú, de jobb abszorpciós képességekkel bíró anyag, mely elnyeli a benne keletkezett másodlagos töltött részecskéket.

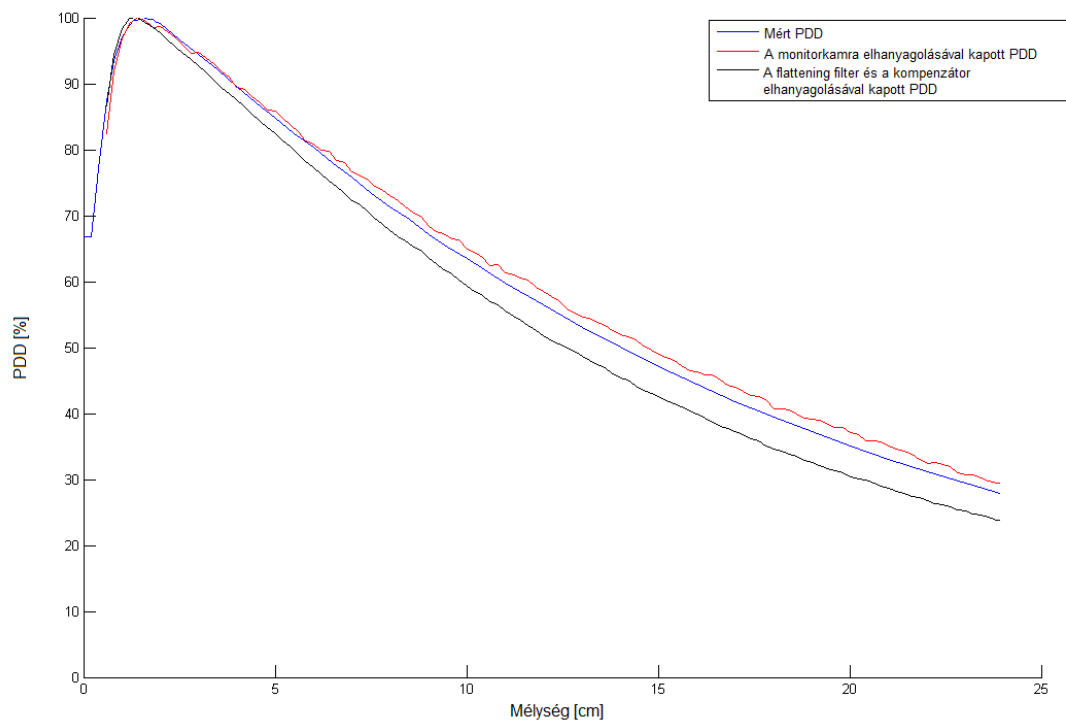


18. ábra. A különböző flattening filter illetve kompenzátor anyagok hatásai a PDD-re

4.2.6. A LINAC különböző alkatrészeinek elhanyagolása

A szimulációk során a LINAC egyes alkatrészeinek modellezését időnként elhanyagolják. Jelen fejezetben a monitorkamra illetve a flattening filter-kompenzátor elhanyagolását vizsgáltam.

A kapott eredményeket a 19. ábra szemlélteti.

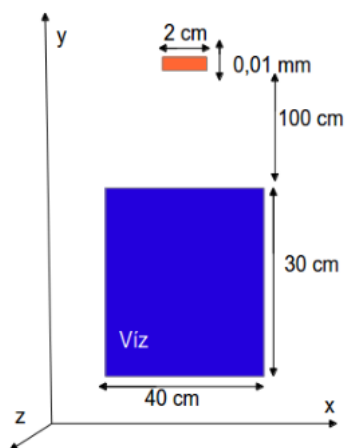


19. ábra. Különböző anyagösszetételek hatásai a PDD-re

Ahogy az az ábrán is látszik, a monitorkamra elhanyagolása a görbe maximumát 14 mm mélységbe tolja, míg a flattening filter elhanyagolása ennél is nagyobb hibát eredményez; a maximális dózis 13 mm mélyen alakul ki.

4.3. Szórás a „testen” belül

A diplomamunka során a feladatokat két részre bontottam. Az első esetben kizárólag a „testen” – fantomon belüli kizárólag szórással foglalkoztam, míg a második esetben a teljes rendszerben (tehát a gyorsító alkatrészein illetve a fantomon belüli) szórást modelleztem. Jelen fejezetben azt az esetet vizsgálom, ahol a fotonnyaláb a 20. ábrán narancs színnel jelzett vákuumbeli forrásból indulm a kék színnel jelzett vízfantom felé.

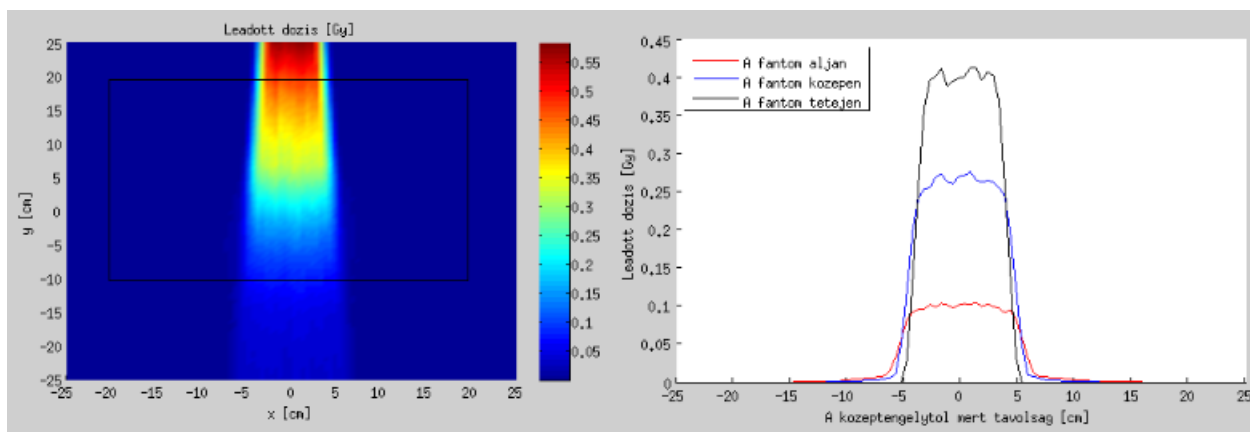


20. ábra. Szimulációs geometria

Fontos kiemelni, hogy a kilépő fotonok irányeloszlása nem izotróp, hanem a $(0, -1, 0)$ irányba mutató vektor körüli $2,5$ fokos szögben lépnek ki a forrásból. A szimulációk során minden esetben 10^6 db fotont indítottam el, a voxelméret pedig $0,175 \text{ cm}^3$ volt.

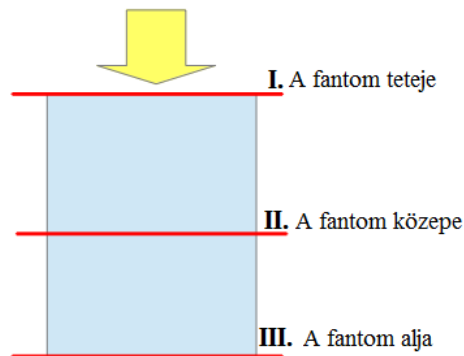
4.3.1. Saját program a testen belüli szórás vizsgáló szimulációk kiértékelésére

A szimulációk elvégzése után sajnos azt tapasztaltam, hogy az sem az MCNP beépített rajzolóprogramja, sem pedig MCNP-hez készült MCNP Visual Editor nem képes úgy ábrázolni a kialakult dóziseloszlást, hogy a színskála mellé számértékeket is rendeljen és a modellezett geometria is feltüntetésre kerüljön. Emiatt egy saját program létrehozásával kezdtem a munkát. A programban ugyan nem jelenik meg maga a geometria, de a hozzátartozó x-y skála igen, így a modellezett geometria ismeretében már könnyen felismerhető a szórás hatása. A program felhasználói felületét a 21. ábra szemlélteti.



21. ábra. Saját programom felhasználói felülete

Az algoritmus előbb beolvassa az MCNP által generált mctal file-t, majd egy általam választott z síkban ábrázolja a dóziseloszlást, illetve a jobb oldali felületen a fantom három különböző síkjában (lásd 22. ábra) megmutatja a dózisprofil.



22. ábra. A hengerfantom vizsgálati síkjai

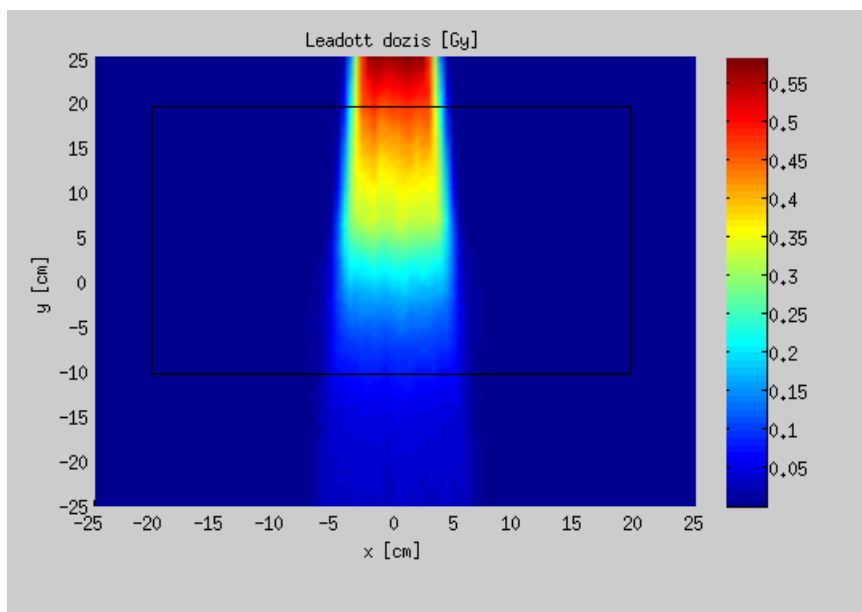
A kiértékelés során szórt térnek tekintetem a dózisprofil azon tartományát, melyben a leadott dózis az adott sík pontjaiban maximálisan mérhető (számított) leadott dózis 1%-a és 5%-a közé esett.

4.3.2. Szimuláció monoenergiás fotonnyalábra

Számításaimat monoenergiás fotonnyalábra is elvégeztem, mely nyilván nem felel meg a valóságnak, viszont a szimulációk korai szakaszában nem rendelkeztem a gyorsítófej geometriájával.

Ennek ellenére fontosnak tartom az ilyen irányú vizsgálatokat is, hiszen ezeket összehasonlítva a folytonos spektrummal rendelkező nyalábokkal végzett vizsgálatokkal modellezhető a nyalábminőség hatása a szórt dózisterekre.

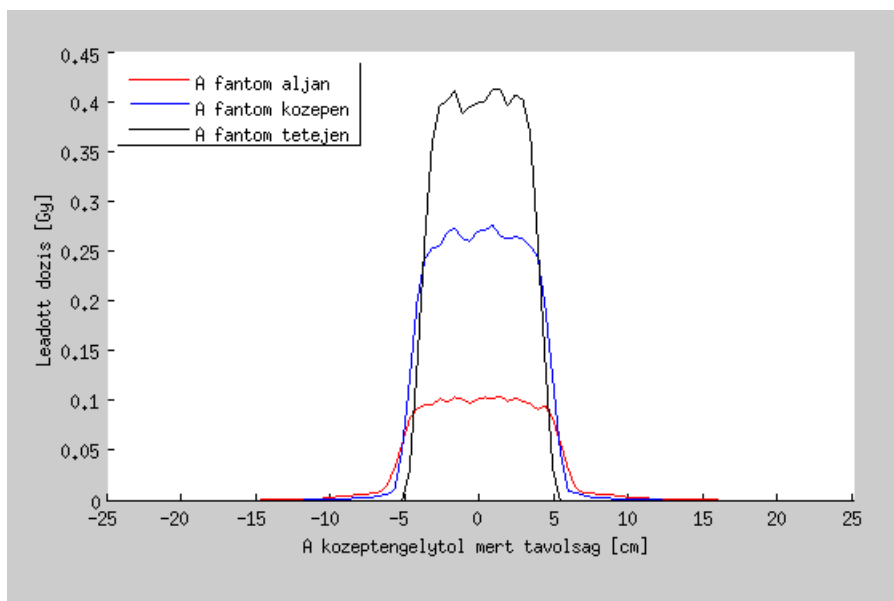
A monoenergiás (6 MeV) esetben az alábbi dóziseloszlást kaptam (23. ábra):



23. ábra. Dóziseloszlás 6 MV gyorsítófeszültség esetén

Az ábrán feketével a hengeres vízfantom látható. Látható, hogy a fantom tetején az I. síkban (lásd 22. ábra) a szórt tér csupán a teljes keresztmetszet 1,67 %-át teszi ki, addig a fantom alján lévő III. síkban ez az érték már 6,17 %.

A kapott dózisprofilokat a 24. ábra mutatja. Ahogyan az az ábráról is látszik, a Monte Carlo szimulációk esetében a dózisprofil „szórós”. Ezt a hatást kétféleképpen lehet eliminálni a grafikonokról; egyrészt illeszthetünk függvényt a kapott (egyébként diszkrét pontthalmazra) ilyen módon mintegy „kiátlagolva”, simítva az eredményeinket, másrészt pedig több foton elindításával jobb lesz az eredmények statisztikája is. Sajnos ebben az esetben a futási idő is jelentősen megnő, mintegy ötszörösére a fent bemutatott szimuláció futási idejéhez képest. Jelen dolgozatban a kapott dózisprofilokat 3 pontos mozgóátlaglással simítottam ki.



24. ábra. Dózisprofilok

A továbbiakban az egyes vizsgálatokhoz tartozó eredményeket táblázatos formában adom meg.

	Szórt nyaláb területe a teljes fantom keresztmetszetéhez képest (%)
I. sík	$1,67 \pm 0,12$
II. sík	$2,29 \pm 0,12$
III. sík	$6,17 \pm 0,12$

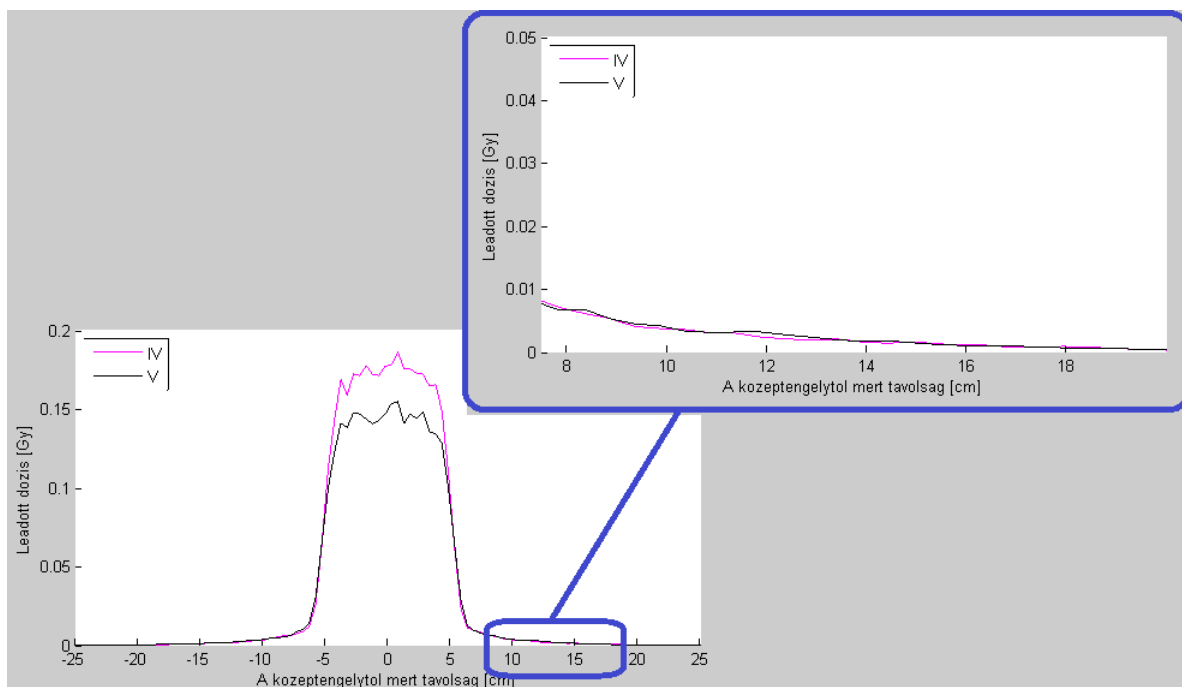
4. táblázat. A monoenergiás nyalábhoz tartozó táblázat

A táblázat adatait olvasva szembeűnő, hogy egy 30 cm hosszú vízfantomban (mely méret előfordulhat például egy laterális irányból besugárzott ember esetében) csak a vízben való szóródás miatt a keresztmetszet igen nagy hányada kapja meg a direkt nyaláb által leadott dózis 1-5 %-át. Ezt mindenképpen figyelembe kell vennünk, hiszen a TPS-ek csak elnagyolt modellekkel rendelkeznek a szórásról. Abban az esetben például, ha csak a direkt nyaláb 1 %-át kapja szórás révén egy normál szövet, az egy 4 (egyforma súlyú) mezőből álló 50 Gy-es terápia során 125 mGy-t jelent egy mezőből.

A 24. ábra egyes részeit felnagyítva (lásd 25. ábra) láthatóvá válik, hogy a szórt tér a középtengelytől körülbelül 9 cm-re éri el maximumát a fantom középsíkjában, majd pedig az csak 18 cm környékén esik 1 % alá. Ebben a távolságban a TPS-ek a szórt tereket sajnos már rosszul becsülik. A fenti példa esetében ha a nyaláb a mellkasi régióba laterális irányból lép be, ez a terület már elérheti a gerincvelőt.

Szórt nyaláb területe a teljes fantom keresztmetszetéhez képest (%)				
	6 MV-os nyaláb	12 MV-os nyaláb	18 MV-os nyaláb	6 MV-os <i>monoenergiás</i> nyaláb
I. sík	n.a.	n.a.	n.a.	$1,67 \pm 0,12$
II. sík	$2,87 \pm 0,12$	$2,3 \pm 0,12$	$1,59 \pm 0,12$	$2,29 \pm 0,12$
III. sík	$17,36 \pm 0,12$	$12,49 \pm 0,12$	$11,61 \pm 0,12$	$6,17 \pm 0,12$

5. táblázat. Különböző fotonenergiák hatásai



25. ábra. A dózisprofil lecsengő részének nagyítása

4.3.3. Különböző fotonenergiák hatásának vizsgálata az Onkológiai Intézettől kapott spektrumokkal

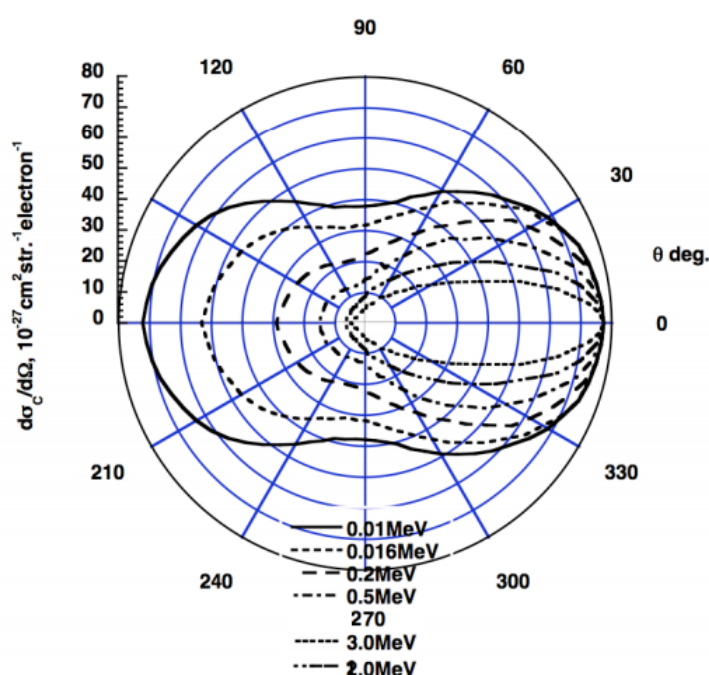
A monoenergiás nyalábbal végzett vizsgálatok után megvizsgáltam azt az esetet is, amikor az elindított fotonnyaláb energiaspektruma megegyezett a 5. ábrán látható spektrumokkal, melyeket az OOI bocsátott a rendelkezésemre. Ez azért volt fontos, mert ebben az esetben a későbbiekben lehetőség nyílhat a TPS által számolt dóziseloszlás összehasonlítására a Monte Carlo szimulációk eredményeivel.

A kapott eredményeket az alábbi táblázat tartalmazza⁹.

⁹Mivel a belépéskor a laterális lecsengés még nagyon gyors, így egyes esetekben az adatok meghatározásához az alkalmazott térbeli felbontás nem volt elég, ezeket az eseteket a táblázatban „n.a.”-val jelöltem.

Látható, hogy a MeV-es energiatartományon nagy a különbség a folytonos spektrummal rendelkező nyaláb és monoenergiás társa között azonos mezőméret esetében. Ennek oka, hogy ahogyan a spektrum szimulációjánál is látszott, a 6 MV-os gyorsítófeszültség esetén a spektrum maximuma 1,2, míg a 18 MV-os esetben 3 MeV körül van. Ezzel szemben a monoenergiás eset csak 6 MeV-os energiával elindított fotonokat tartalmaz.

Az adatokat tanulmányozva úgy tűnhet, mintha az energia növelésével csökkenne a szórás hatáskeresztmetszete. Ez persze nem igaz, csupán az irányeloszlása változik meg a Klein-Nishina formulának megfelelően (lásd 26. ábra¹⁰). Az ábra jól mutatja, hogy a szabad elektronon történő fotonszórás annál inkább anizotróp és az előreszórás felé tolódik el, minél nagyobb a szórási folyamatba belépő foton energiája.



26. ábra. A Compton-szórás irányeloszlása az energia függvényében

4.3.4. Különböző mezőméretek hatásának vizsgálata

Míg az eddigi vizsgálatok során a forrás a 20. ábrán is látható 2 cm átmérőjű 0,01 mm vastagságú henger volt, addig a dolgozat jelen pontjában a forrás- (és vele a mező-) méret változásának hatásait vizsgáltam. Előbb 3, majd 4 cm átmérőjű forrást állítottam be. A szimulációhoz az 5. ábrán látható 6 MeV-os spektrumnak megfelelő energia-eloszlású

¹⁰Az ábra forrása: http://web.mit.edu/mookerji/www/webpage_files/8.13/compton-pres.pdf, A hozzáférés ideje: 2012.10.26.

fotonokat indítottam el. A kapott eredményeket az alábbi táblázat tartalmazza.

Szórt nyaláb területe a teljes fantom keresztmetszetéhez képest (%)		
	3 cm átmérőjű forrás	4 cm átmérőjű forrás
I. sík	n.a.	$0,26 \pm 0,12$
II. sík	$1,47 \pm 0,12$	$2,69 \pm 0,12$
III. sík	$5,64 \pm 0,12$	$6,2 \pm 0,12$

6. táblázat. Különböző mezőméretek hatásai

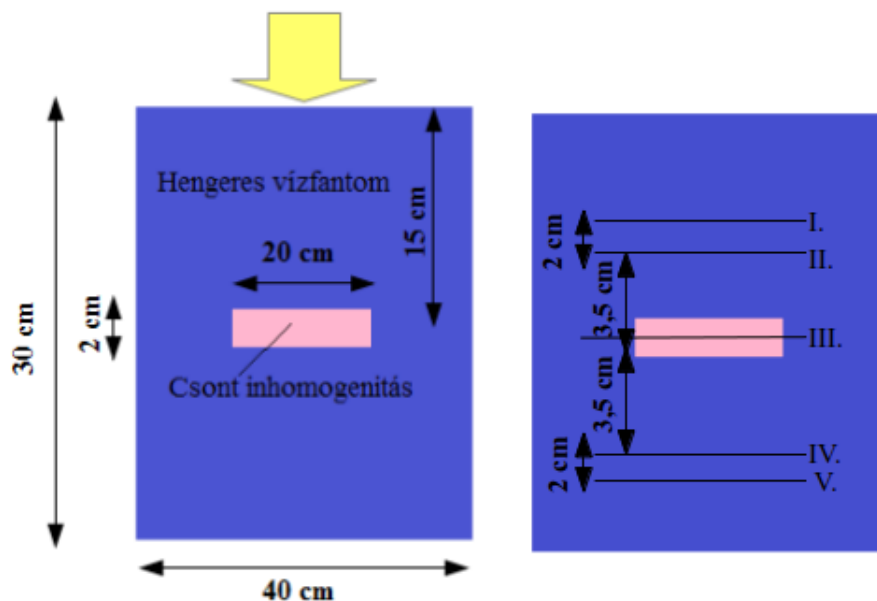
A táblázat értékei a várakozásnak megfelelően azt mutatják, hogy nagyobb mezők esetében a szórt tér is növekszik.

4.3.5. Inhomogenitások hatásainak vizsgálata

Ebben az esetben a szórt tereket nem a szokásos 3 síkban vizsgáltam, hanem az inhomogenitások környezetében. A vizsgált geometriák illetve a vizsgálati síkok a megfelelő fejezeteknél találhatóak meg. A geometriák esetében jelen dolgozatban nem cél a pontos fizikai modell létrehozása, a szimulációkban az anyagi összetételben történő változás hatásait elemzem. A csont inhomogenitás esetében egy hengert helyeztem a vízfantom középsíkjába, míg a tüdő esetén egy gömböt. A szimulációkhoz az 5. ábrán látható 6 MeV-es spektrumnak megfelelő energia-eloszlású fotonokat indítottam el.

Csont-inhomogenitás. A csont inhomogenitás vizsgálatakor a 27. ábrán látható szimulációs geometriát alkalmaztam. Ebben az esetben a csont anyagi összetételét a MIRD-fantom anyagi összetétele alapján adtam meg[23].

Nyilvánvaló, hogy ebben a geometriában nem lenne értelme a fenti vizsgálati síkokat alkalmazni, így ebben az esetben a 27. ábrán látható síkokat alkalmaztam.



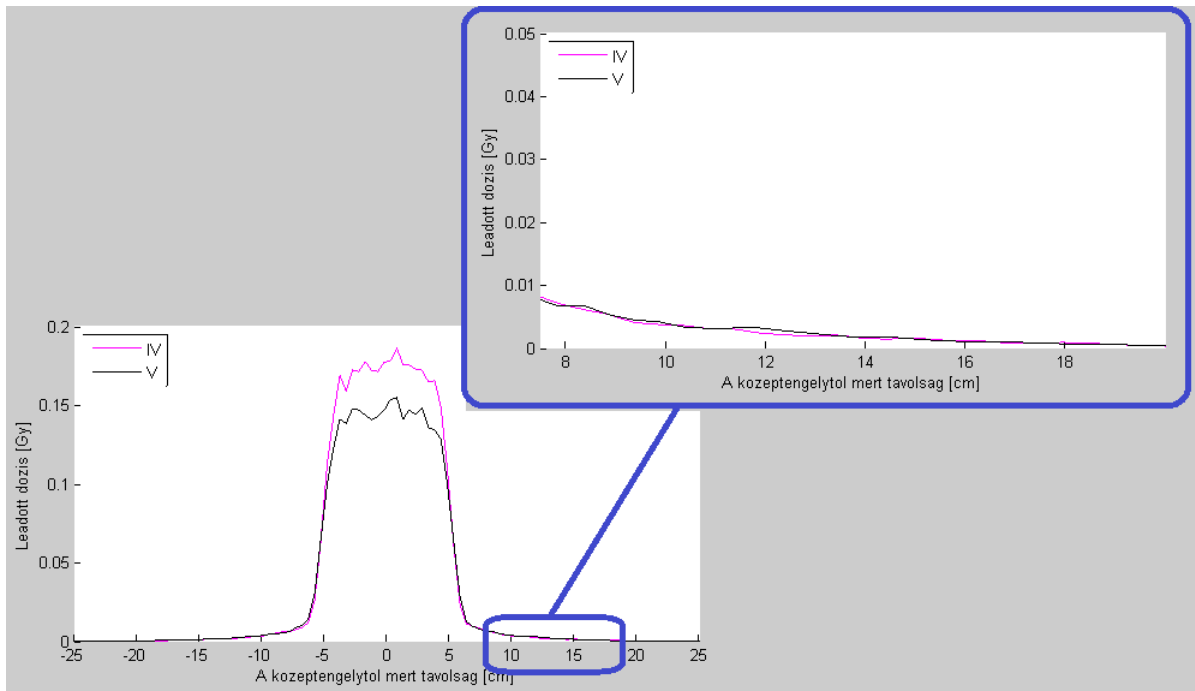
27. ábra. Csont-inhomogenitás vizsgálata során alkalmazott geometria

Az I-II, illetve a IV-V síkok egymástól 2 cm-re, míg a III. síktól rendre 3,5 illetve 5,5 cm-re helyezkednek el függőleges irányban. A III. sík a fantom (és az inhomogenitás) középső síkjában található.

	Szórt nyaláb területe a teljes fantom keresztmetszetéhez képest (%)
I. sík	n.a.
II. sík	n.a.
III. sík	$3,1 \pm 0,12$
IV. sík	$10,8 \pm 0,12$
V. sík	$12,5 \pm 0,12$

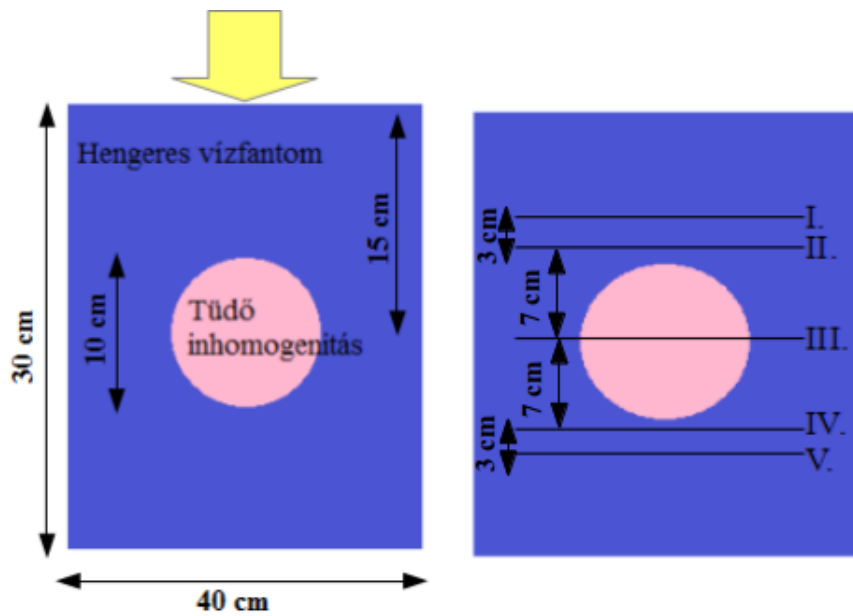
7. táblázat. A csont-inhomogenitás vizsgálathoz tartozó eredmények

Az eredményeket a IV-V. síkon belül 28. ábra szemlélteti. Egyértelműen látszik, hogy a csontok a középtengelytől nagy (12-14 cm-es) távolságban is jelentős szórt teret hoznak létre. Mivel ezek a távolságok összevethetőek az emberi testen belüli méretekkel, így ezt a hatást nem szabad elhanyagolni a besugárzás-tervezés során, ha nyaláb útjába csont is esik.



28. ábra. Dózisprofilok a csont-inhomogenitás esetében

Tüdő-inhomogenitás. A tüdő-inhomogenitás vizsgálatát a 29. ábrán látható modell alapján végeztem el. A modellben a tüdőt egy 10 cm átmérőjű gömb helyettesíti, melynek anyagi összetételét a csont-inhomogenitás vizsgálatához hasonlóan a MIRD-fantomból vettem [23].



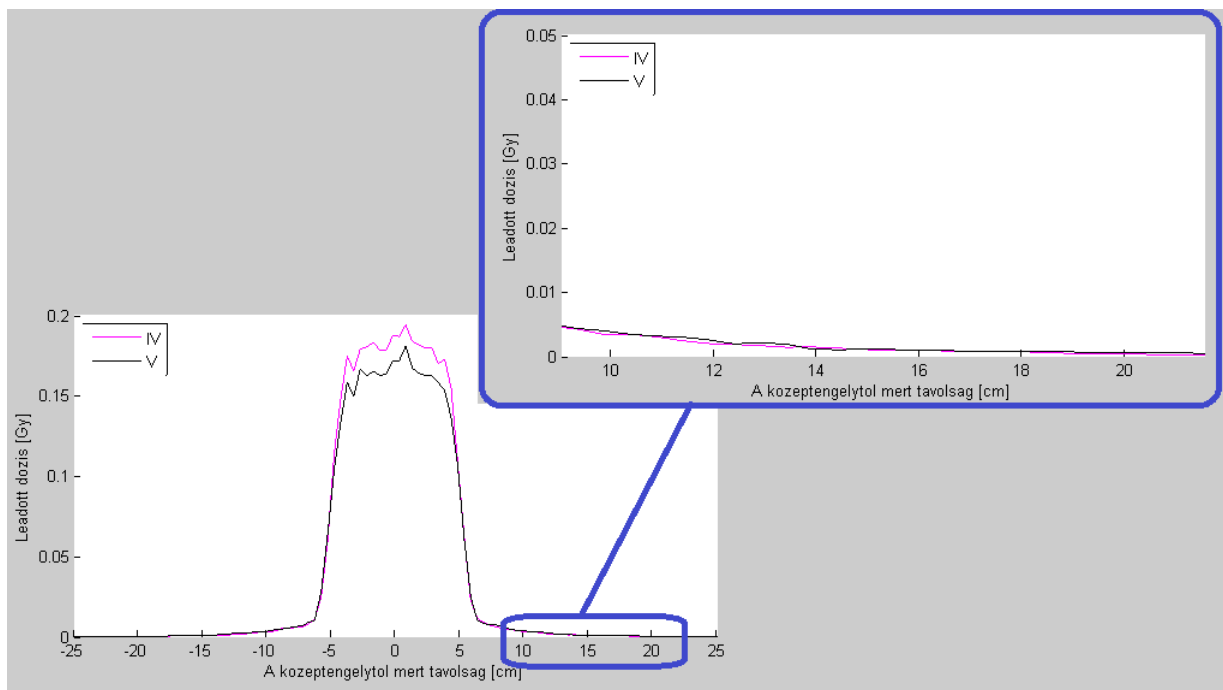
29. ábra. Tüdő-inhomogenitás vizsgálata során alkalmazott geometria és vizsgálati síkok

Ebben az esetben a III. sík a fantom (és az inhomogenitás) felezősíkja, míg a II-I-es illetve a IV-V-ös síkok ettől rendre 7 illetve 10 cm-re helyezkednek el.

	Szórt nyaláb területe a teljes fantom keresztmetszetéhez képest (%)
I. sík	n.a.
II. sík	n.a.
III. sík	$3,1 \pm 0,12$
IV. sík	$9,2 \pm 0,12$
V. sík	$10,8 \pm 0,12$

8. táblázat. A tüdő-inhomogenitás vizsgálatához tartozó eredmények

A táblázat adataiból kiderül, hogy az inhomogenitás ebben az esetben is növeli a szórt tér területét, bár nem olyan mértékben, mint amikor az inhomogenitás sűrűsége nagyobb volt, mint a környezeté. A IV-V. síkban kapott dózisprofilokat a 30. ábra szemléleti.



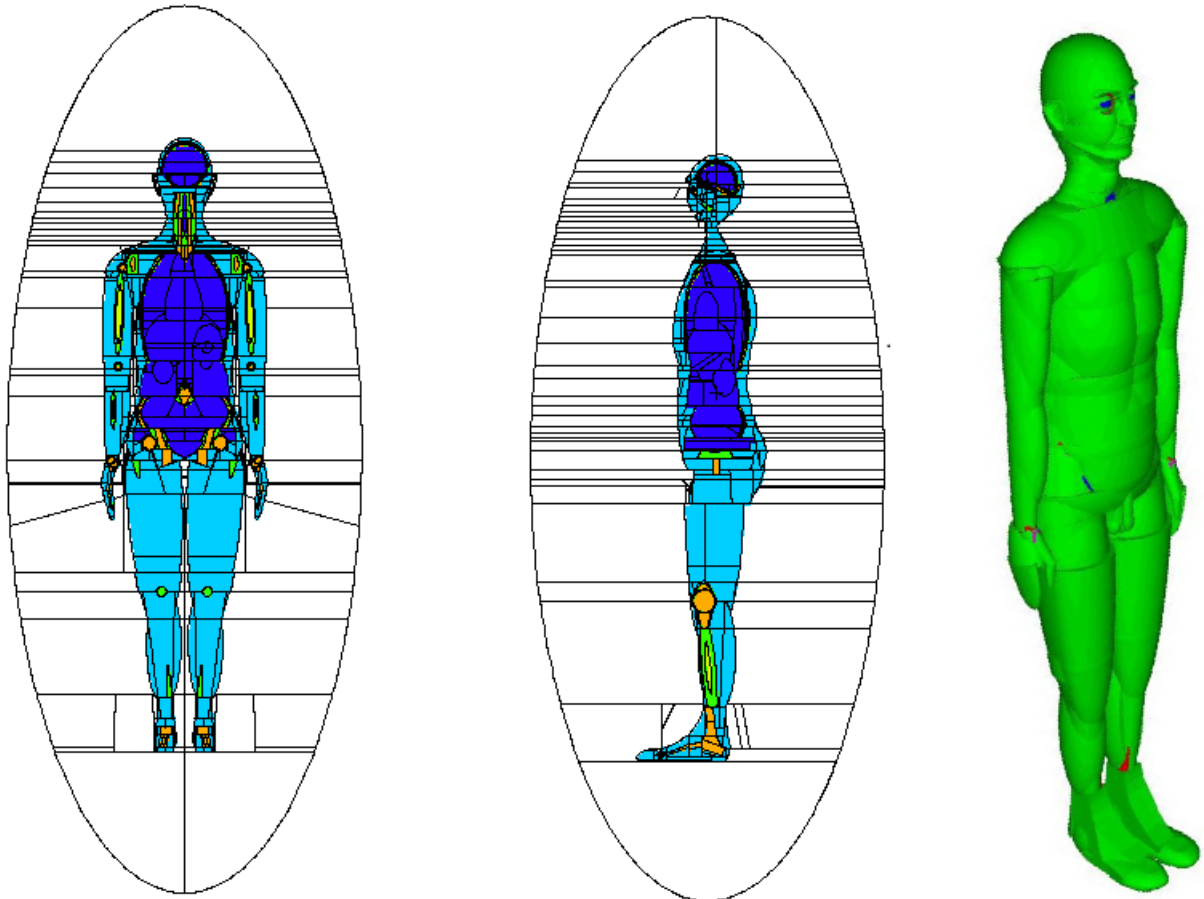
30. ábra. Dózisprofilok a tüdő-inhomogenitás esetében

A vizsgálatokból kiderül, hogy az inhomogén területek közbeiktatása jelentős mértékben növeli a szórt terek területét. Ez azt is jelenti, hogy a direkt nyaláb középtengelyétől nagyobb távolságokban is nő a leadott dózis. Tekintve, hogy az ember nem mondható homogén közegnek, az inhomogenitáson való szórás folyamat a terápia során is növeli

az épszövetek dózisát, olyan, a direkt nyaláb középtengelyétől nagyobb távolságokban is, ahol a TPS-ek már nem becsülik jól a szórás és vele a leadott dózis nagyságát. Ez különösen problémás lehet például a kismedencei illetve a gyomor tumorok esetében, ahol ilyen módon az ionizáló sugárzásra különösen érzékeny gerincvelő dózisszámítása nem pontos.

4.3.6. Antropomorf fantom

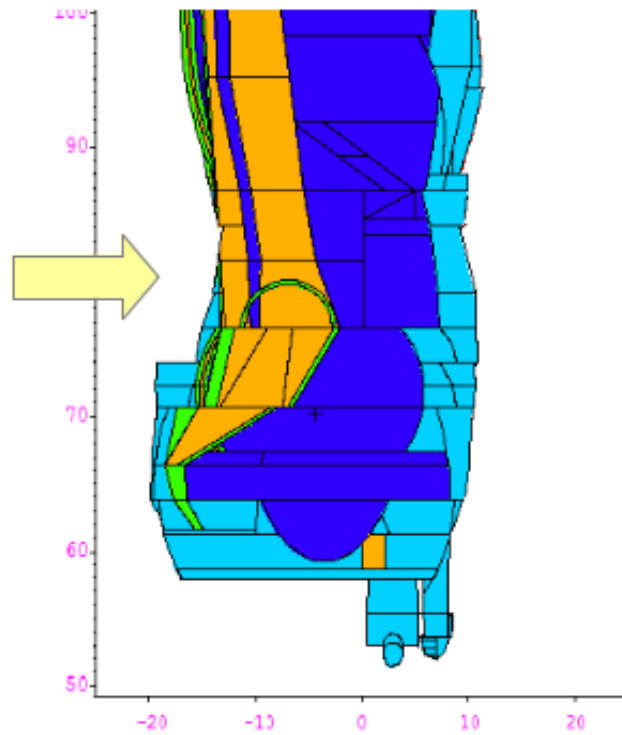
Antropomorf fantomra is végeztem számításokat. Ezek elsődleges célja a Monte Carlo módszerek, valamint a szórt tereknek a fenti módon való meghatározhatóságának bemutatása. A vizsgálatokhoz a NASA által fejlesztett CAM-fantomot (computational anatomical male phantom) használtam, melyben mintegy 1100 egyedi felszínt és 2450 testrégiót definiáltak, így ez a legrészletesebb alaptestekből felépített fantom [24][25]. A fantomot a 31. ábra szemlélteti.



31. ábra. CAM fantom

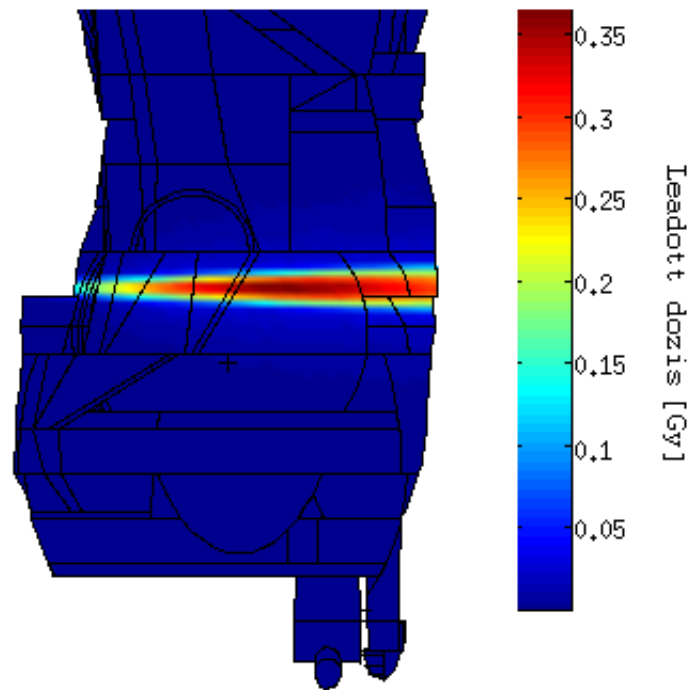
A szimulációk során a fantomra PA irányból egy 18 MeV-es monoenergiás nyalábot irányítottam az 32. ábrának megfelelő helyzetből. Mivel a nyaláb monoenergiás, a dózismaximum kb. 7 cm mélyen alakul ki a fantomban, ahogyan az a 33. ábrán is látszik.

Az antropomorf fantomra végzett számítások esetében 10^6 db fotont indítottam el. A dóziseloszlások ismertetése előtt mindenképpen meg kell adni a koordinátatengelyek helyzetét, mely a 32. ábrán látható. A forrás 1 m távolságban, 80 cm magasságban helyezkedett el a fantom előtt¹¹. A kapott dóziseloszlást a 33., 34. ábrák szemléltetik.

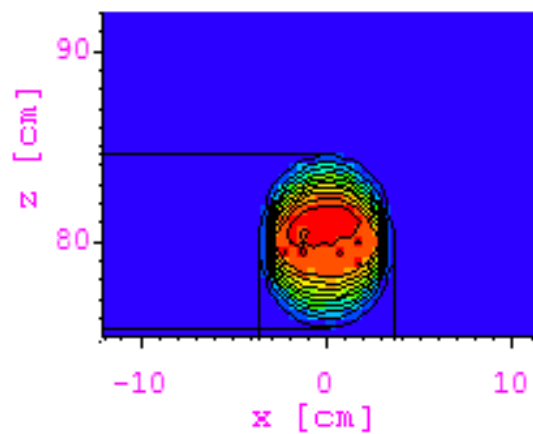


32. ábra. A CAM fantom koordinátarendszere (x,z)

¹¹A fantom teljes magassága 170 cm.

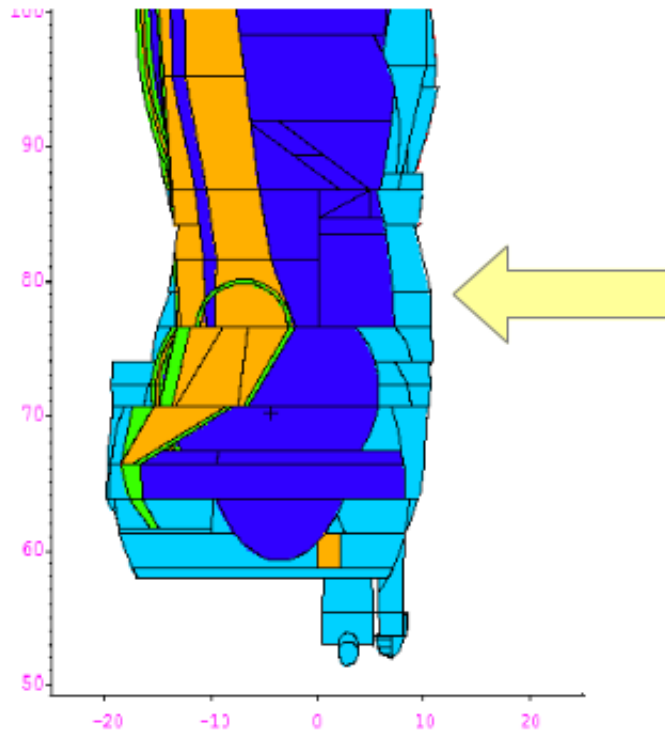


33. ábra. A CAM fantom esetén kapott dóziseloszlás szagittális metszeten PA irányú nyaláb esetén

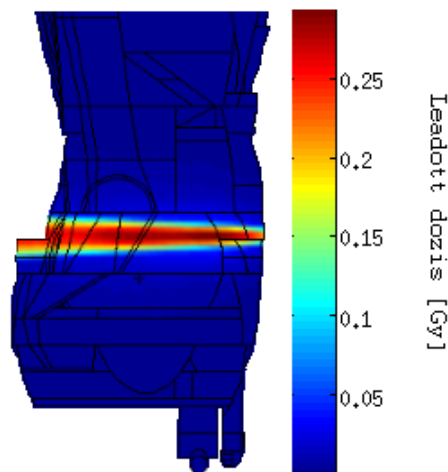


34. ábra. Dóziseloszlás a fantom középsíkjában AP metszeten

A későbbiekben a fantomra AP irányból is irányítottam egy nyalábot a 35. ábrának megfelelően. Ebben az esetben az elindított fotonok száma 4×10^6 db volt. A kapott dóziseloszlást a 36. ábra szemlélteti.



35. ábra. AP irányú nyaláb belépése



36. ábra. A CAM fantom esetén kapott dóziseloszlás szagittális metszeten AP irányú nyaláb esetén

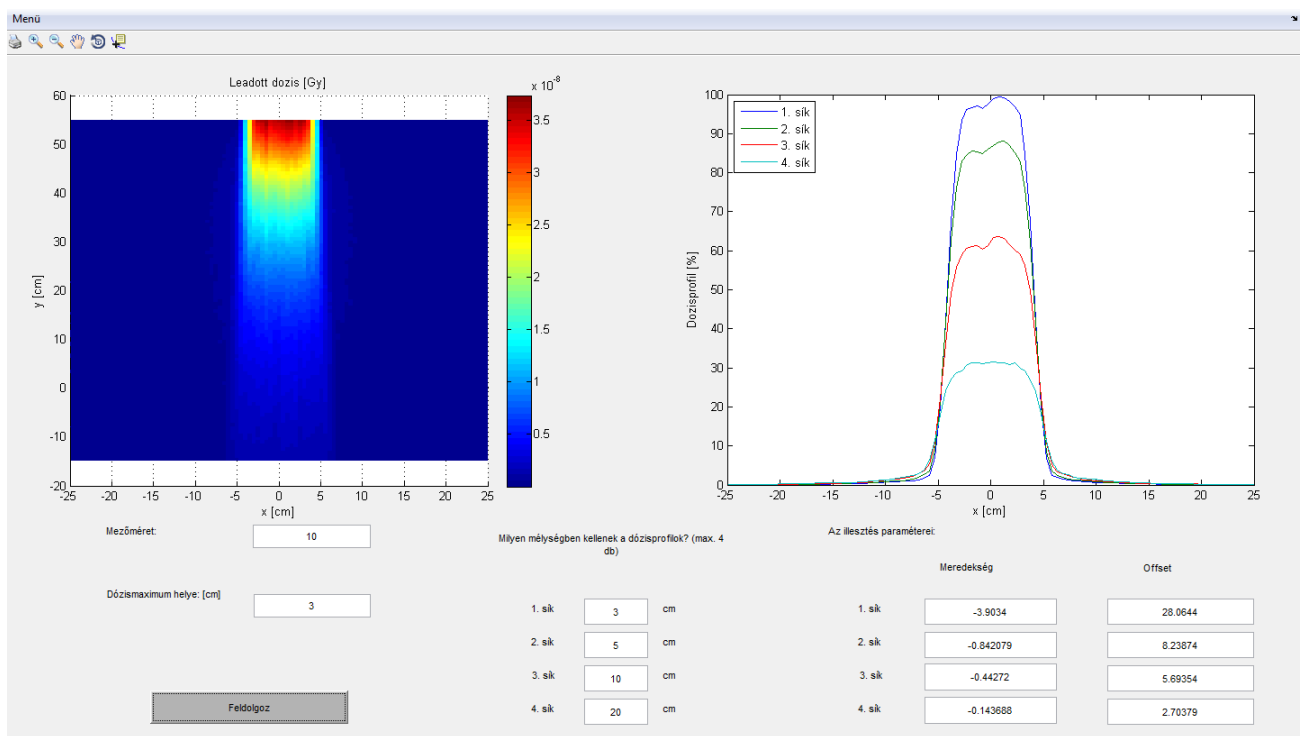
Ezen ábrák esetében jelenleg csupán kvalitatív elemzést lehet végezni, mivel a bonyolult geometria miatt az általam írt program még nem tudja kezelni a kapott eredmények ábrázolását.

Ahogy az várható, a nyaláb erős szóródást szenved a belépéskor illetve a keresztcsonttal való találkozás esetében (lásd 33. ábra). Ez utóbbi jelentősen „felnagyítja” a nyaláb z irányú kiterjedését, ami a 34. ábrán látható¹². Ez mindenképpen olyan tényező, amit figyelembe kell venni a besugárzástervezés során.

4.4. Szórás a teljes rendszerben, szórt terek lecsengése

4.4.1. Saját program a teljes rendszeren belüli szórt terek lecsengését vizsgáló szimulációk kiértékelésére

A szórt terek lecsengésének vizsgálatához - a korábban bemutatottakhoz hasonlóan - itt is szükség volt egy saját program létrehozására, melynek felhasználói felületét a 37. ábra szemlélteti.



37. ábra. Saját programom a teljes rendszeren belüli szórt terek lecsengésének vizsgálatára

Az algoritmus előbb beolvassa az MCNP által generált output file-t, majd egy általam választott z síkban ábrázolja a dóziseloszlást. A jobb oldali felületen több olyan síkot adhatunk meg a fantomon belül, melyekben a dózisprofil előbbiekben definiált szórt tartományára egyeneseket illeszt¹³. Az illesztett egyenesek paramétereit a dózisprofilok

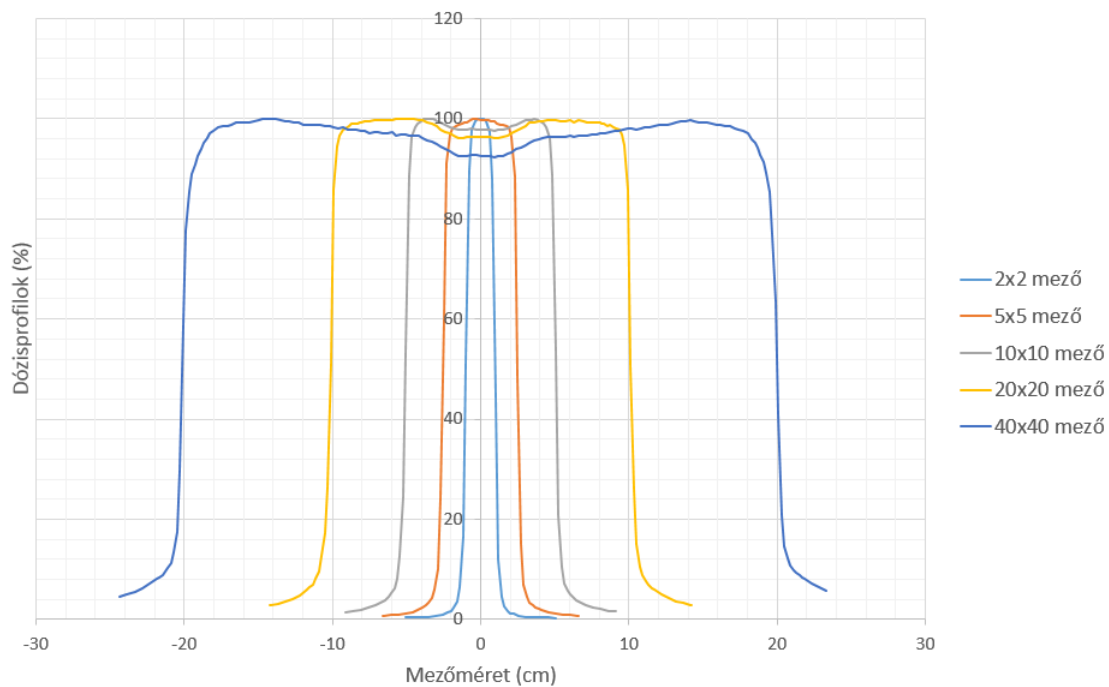
¹²A nyaláb ezen a ponton körülbelül 9 cm széles a z, míg 7 cm széles az x irányban.

¹³Mivel jelen esetben a leadott mezők szimmetrikusak, így a program az egyenesillesztést a dózisprofilnak mind a jobb-, mind a baloldali lezálló ágára elvégzi, majd ezek átlagait jeleníti meg.

grafikus megjelenítése alatt adja vissza a program. Emellett lehetőség van az adatok Excel formátumba történő exportjára illetve nyomtatására is.

4.4.2. Különböző mezőméretek hatásának vizsgálata 6 MeV energia esetében

Mivel a teljes rendszerben való szórás egyik legfőbb komponensét az elsődleges illetve másodlagos kollimátor-rendszerről való szórás határozza meg[1], így a jelen fejezetben a különböző mezőméretek hatásait vizsgálom meg a Siemens Artiste-nál is használatos 6 MV-os nyalábok esetében. Az MLC-eket ebben az esetben is elhanyagoltam, hiszen az Országos Onkológiai Intézetben végzett mérések során is teljesen kihúzott állapotban voltak. A dózismaximum síkjában mért profilokat 6 MV gyorsítófeszültség esetén a 38. ábra szemlélteti.



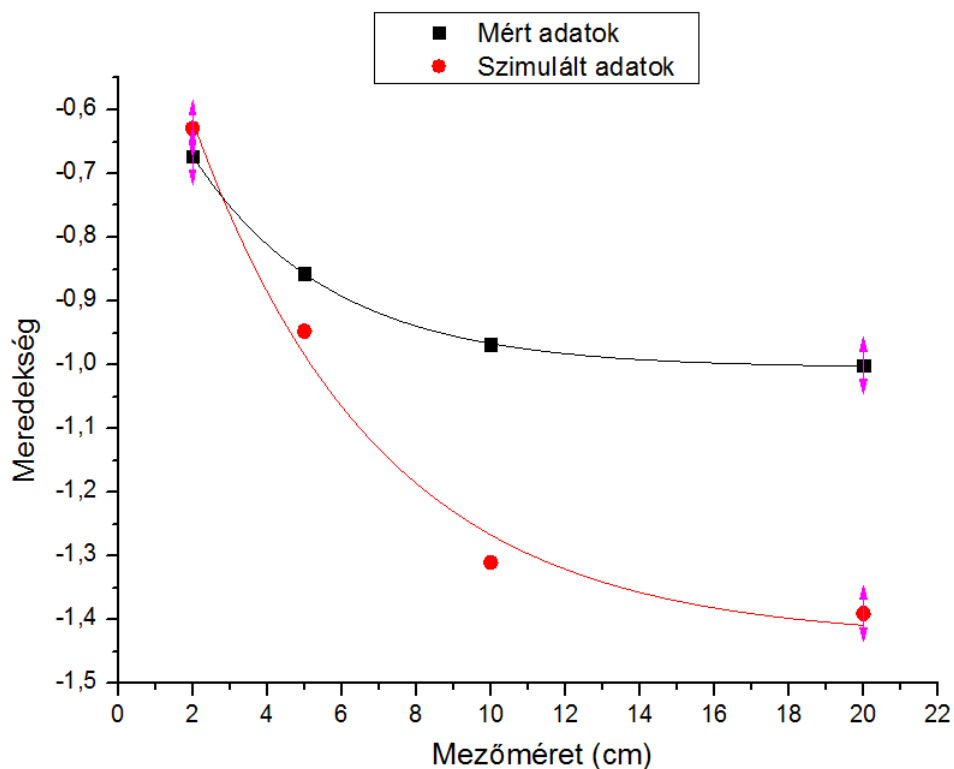
38. ábra. Mért dózisprofilok különböző mezőméretek esetében 6 MV gyorsítófeszültség esetén

A szimulációkhoz a blendék segítségével állítottam be a mezőméretet, majd meghatároztam dózisprofilokat $0,175 \text{ cm}^3$ -es kocka alakú voxelekben.

A számítások felgyorsítására ebben az esetben is - az érzékenységvizsgálathoz hasonlóan - fotonokat indítok a target alól, az előzetesen ott meghatározott spektrummal. Minden szimuláció esetén $2 \cdot 10^9$ foton indítottam el, majd a blendék segítségével 2, 5, 10 illetve 20 cm oldalhosszúságú négyzetes mezőket állítottam be, az elektrontranszportot pedig ebben az esetben elhanyagoltam. A későbbiekben a dózismaximum síkjában kapható dózisprofil

határoztam meg 2,5 mm oldalhosszúságú kocka alakú voxelekben¹⁴.

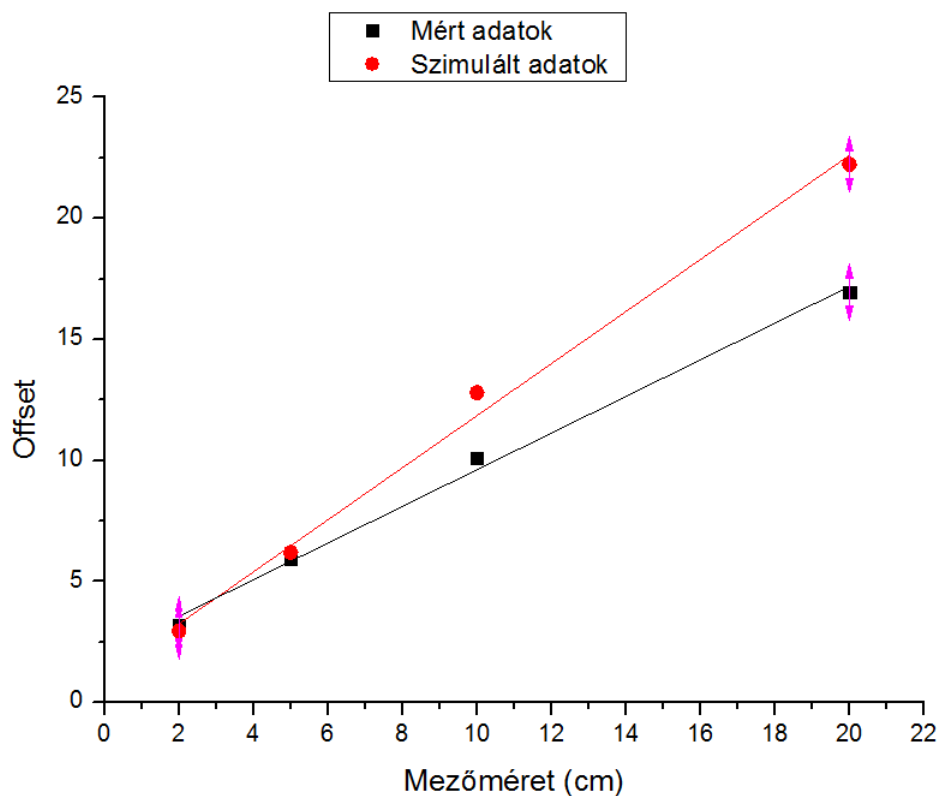
A korábban megadott definíciónak megfelelően a szórt terek lecsengésének meghatározásához a dózisprofil azon tartományát veszem alapul, melynek az adott síkban mérhető maximum 5 és 1 %-s közé esik. Ezen tartományra mindkét oldalon egyenest illeszttek, s ezen egyenes paramétereit (meredekség, offset) vizsgálom¹⁵. A paramétereket a mért adatokra is meghatároztam, habár ebben az esetben a görbéknek csak az 5 % alatti tartományára illesztettem, az 1 %-os határt pedig elhagytam. Az ekkor kapott adatokat, valamint a mért dózisprofilokra illesztett görbék paramétereit a 39. illetve a 40. ábrák szemléltetik.



39. ábra. Az illesztett egyenesek meredekségének mezőméret függése a mért és a szimulált adatok esetében

¹⁴Ahogy az az érzékenységvizsgálatnál már kiderült, az elektrontranszport elhanyagolásával a dózismaximum a szimulációk során a felszín közelében alakul ki, így a dózisprofilokat a mérések esetén kapott 1,6 cm dózismaximumban vettem fel.

¹⁵Az egyenesillesztést a görbe „mindkét oldalára” elvégzem, meredekségként illetve offsetként a két illesztett egyenes meredekségeinek illetve offsetjeinek átlagát fogadom el.



40. ábra. Az illesztett egyenesek offset értékének mezőméret függése a mért és a szimulált adatok esetében

Látható, hogy a 6 MV-os esetben a meredekségek csökkenő trendet mutatnak, míg az egyenesek offset értékei folyamatosan nőnek. A kapott pontokra a meredekségek esetében $y = y_0 + A \cdot e^{R_0 x}$, míg az offset értékek esetében $y = a + bx$ egyenletű görbét illesztettem, melyek paramétereit az alábbi táblázatok (9., 10. táblázat) foglalják össze.

	y_0	A	R_0
Szimulált adatokra illesztett görbe	-1,43094 $\pm 0,07653$	1,21472 $\pm 0,15003$	-0,20018 $\pm 0,05751$
Mért adatokra illesztett görbe	-1,00473 $\pm 0,00201$	0,5712 $\pm 0,00686$	-0,27097 $\pm 0,0057$

9. táblázat. Illesztési paraméterek szimulált és mért dózisprofilok meredekségére

	<i>a</i>	<i>b</i>
Szimulált adatokra illesztett görbe	1,10115 $\pm 0,64913$	1,107542 $\pm 0,05645$
Mért adatokra illesztett görbe	2,04924 $\pm 0,38728$	0,7572 $\pm 0,03368$

10. táblázat. Illesztési paraméterek szimulált és mért dózisprofilok offset értékére

Az offsetek növekedésének és a meredekségek csökkenésének oka valószínűleg abban rejlik, hogy mivel a mezőméretet a görbék két 50 %-os pontjának távolságaként definiáljuk[1], meghatározó, hogy a nyaláb mennyire szélesedik ki a fantomban megtett útja során. A nagyobb mezőméretek esetén (ahogyan az ábrán is látszik) a félárnyék régiója szélesebb, valamint ahogyan az már a 4.3.4. fejezetben is láthatóvá vált a szórás jelentősége a mezőméret növelésével megnő, így a lecsengések meredeksége kisebb lesz.

Látható, hogy a bár a mért és a szimulált adatok hasonló trendet, követnek, rendre exponenciális és lineáris jelleget mutatnak, a görbék lefutása azonban más a szimulált adatsor esetében. Ennek legvalószínűbb oka az elektrontranszport elhanyagolása lehet, melynek figyelembevétele azonban olyannyira lelassította volna a számításokat, hogy a szimulációk nem lettek volna jelen diplomamunka keretein belül elvégezhetőek.

5. Konklúziók, továbblépési lehetőségek

Diplomamunkámban a sugárterápiás kezelések során a fotonszórás következtében fellépő dózisterhelést vizsgáltam Monte Carlo szimulációkkal. Megvizsgáltam a fotonszórás hatását mind a páciensen/fantomon belül, mind pedig a lineáris gyorsítók alkatrészein való szórás figyelembevételével, valamint érzékenységvizsgálatot végeztem a szimulációkra.

A Monte Carlo modellek különböző paramétereinek hatását is megvizsgáltam, mely vizsgálatból publikáció is született[26]. Az érzékenységvizsgálat során megmutattam olyan paraméterek hatását a kialakult PDD-re, mint az elektron transzport, a voxelméret illetve különböző geometriai paraméterek (a flattening filter magassága illetve anyaga) valamint a különböző alkatrészek elhanyagolása.

A szimulált és a mért PDD-k jó egyezést mutatnak, a számított adatok átlagos eltérése a mérésektől 1,11%-nak, míg a maximális eltérés 2,16%-nak adódott 6 MV esetében, a 18 MV-os esetben pedig a maximális eltérés a mért és a számított görbék között 6,74% volt 0,9 cm mélységben, míg az átlagos eltérés 0,51% volt.

Az eredményekből láthatóvá vált, hogy az elektrontranszport nem elhanyagolható egyetlen alkatrészben sem, hiszen a flattening filterből illetve a blendékből kilépő másodlagos töltött részecskék hatása a nyaláb buildup régióját illetően meghatározó jelentőségű.

Emellett ugyancsak elmondható, hogy a pontos anyagi összetétel ismerete illetve a modellben való alkalmazása is elengedhetetlen.

Kimutatható továbbá, hogy ahogyan az várható, a szimulációkban alkalmazott voxelméret változása nem jár szignifikáns hatással a PDD-re nézve, bár meg kell jegyezni, hogy mindenképp figyelniük kell arra, hogy olyan felbontást alkalmazzunk, mely képes a minket érdeklő jelenség pontos leírására. Amennyiben ez nem lehetséges, úgy a görbeillesztés adhat megoldást.

A páciensen belüli szórás vizsgálatát célzó számítások során megvizsgáltam az elindított fotonok energia-eloszlásának, a mezőméretnek, valamint az inhomogenitásoknak hatásait a szórásra.

A vizsgálatokból egyértelműen kiderült, hogy a szórt terek jelentős méreteket ölthetnek, különösen akkor, ha a nyaláb valamilyen inhomogenitással találkozik. Szükséges tehát további vizsgálatokat folytatni, melyek több inhomogenitást tartalmaznak az emberi szervezet különböző szöveteinek megfelelően, hiszen a különböző légyszövetek összetétele más és más.

A szimuláció során nehézségeket okozhat, hogy a különféle légyszövetek pontos anyagi összetételét figyelembe tudjuk venni, de erre a jövőben mindenképpen szükség van, hiszen a különböző közegethatárokon történő szórás miatt jelentős távolságokban is komoly leadott dózis alakulhat ki. Ezzel az irodalom nem sokat foglalkozik, annak ellenére, hogy a betegek lehet, hogy a primer daganatból meggyógyulnak a sugárkezelés miatt, de hosszabb

távon a sztochasztikus hatások valószínűsége jelentősen megnő[12].

Jelen dolgozatban még nem foglalkoztam azzal, a sugárterápiában mindennapos esettel, amikor több különböző irányú nyalábot is alkalmazunk. A számítások azt mutatják, hogy a nyalábok átlapolása miatt helyenként nagyon jelentős, akár Gy nagyságrendű dózist is kaphatnak az egészséges szövetek szórás miatt[9].

A jövőben az antropomorf fantomon végzett vizsgálatok pontos kiértékeléséhez szükség lesz egy szoftver létrehozására is, valamint a továbbiakban fontos megvizsgálni a különböző mezőmódosító eszközök hatását is, illetve méréseket végezni a kapott eredmények igazolására.

A szoftver elkészülte után szükség lesz több szövettípuson való szórás hatásának vizsgálatára is, hiszen az emberi testen belüli geometria viszonyok és a légyszövetek anyagi összetételének árnyalatnyi különbségei együtt már más típusú szórt tereket eredményezhetnek, mint a vízfantom esetében.

Diplomamunkámban külön vizsgáltam azt az esetet, amelyben lineáris gyorsító alkatrészeiből adódó szórás is jelen van. Ebben az esetben 6 MV gyorsítófeszültség mellett megvizsgáltam mind a mért, mind pedig a szimulált görbék lecsengését. A kapott adatok azt mutatják, hogy a lecsengő tartományra illesztett egyenesek paramétereiből analitikus függvényeket képezhetünk, melyet figyelembevétele hasznos lehet a dózisszámítási algoritmusok kidolgozása során.

A diplomamunka elkészítése során betekintést kaptam a Monte Carlo modellezésbe, valamint a sugárterápiás lineáris gyorsítók spektrumának illetve a nyalábok által víz- illetve antropomorf fantomban kialakított dózistér vizsgálatába. A továbbiakban előrelépést jelenthet a dózisprofilok vizsgálata az elektrontranszport korrekt modellezésével illetve dóziseloszlások kvantitatív vizsgálata antropomorf fantomban.

Hivatkozások

- [1] E.B. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students*, International Atomic Energy Agency, Bécs, 2005
- [2] Mikael Karlsson, Anders Ahnesjö, Dietmar Georg, Tufve Nyholm, Jörgen Olofsson, *Independent Dose Calculations Concepts and Models* ESTRO, Brüsszel, 2010, ISBN 90-804532-9
- [3] A. Ahnesjö and M. M. Aspradakis, *Dose calculations for external photon beams in radiotherapy*, *Physics in Medicine and Biology* 44 R99–R155., 1999
- [4] Animesh, *Advantages of multiple algorithm support in treatment planning system for external beam dose calculations* *Journal of Cancer Research and Therapeutics* 2005;1:12-20 , DOI: 10.4103/0973-1482.16085, PMID: 17998620
- [5] *MCNP4C programdokumentáció 4. rész, 1. fejezet*
- [6] Alireza Farajollahi, Asghar Mesbahi, *Monte Carlo dose calculations for a 6-MV photon beam in a thorax phantom* *Radiation Medicine* 24:269–276, DOI 10.1007/s11604-005-1493-5, 2006
- [7] Boyer, *Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system*, *Medical Physics* 26, 2133-2143., 1999.
- [8] Keall et al., *Monte Carlo dose calculations for dynamic IMRT treatments*, *Physics in Medicine and Biology* 46, 929-941., 2001.
- [9] X. Wang et al., *Dosimetric verification of intensity-modulated fields*, *Medical Physics* 23, 317-327., 1996
- [10] C. M. Ma et al., *Monte Carlo verification of IMRT dose distributions from a commercial treatment planning optimization system*, *Physics in Medicine and Biology* 45 (9), 2483-2495., 2000 URL <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/45/9/303>
- [11] J. Ghassoun, N.Senhou, *The evaluation of neutron and gamma ray dose equivalent distributions in patients and the effectiveness of shield materials for high energy photons radiotherapy facilities*, *Applied Radiation and Isotopes* 70, 2012, 620-624
- [12] Kry et al., *A Monte Carlo model for calculating out-of-field dose from a Varian 6 MV beam*, *Medical Physics* Vol. 33, No. 11, November 2006, DOI: 10.1118/1.2360013
- [13] N. Reynaert et al., *Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams*, *Radiation Physics and Chemistry* 76 643–686, 2007

- [14] Mark S. Wyatt, Laurence F. Miller, *A comparison of Monte Carlo and model-based dose calculations in radiotherapy using MCNP4V*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 562 1013–1016, 2006
- [15] Daryoush Sheikh-Bagheri and D. W. O. Rogers, *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code*, Medical Physics 29 .3., March 2002, DOI: 10.1118/1.1445413
- [16] Michael K. Fix, Paul J. Keall, Kathryn Dawson, and Jeffrey V. Siebers, *Monte Carlo source model for photon beam radiotherapy: photon source*, Medical Physics, Vol. 31, No. 11, November 2004, DOI: 10.1118/1.1803431
- [17] Asghar Mesbahi, Michael Fix, Mahmoud Allahverdi, Ellen Grein, Hossein Garaati, *Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements characteristics*, Applied Radiation and Isotopes 62 (2005) 469–477
- [18] Radhe Mohan, Chen Chui, Leon Lidofsky, *Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators*, Medical Physics Vol. 12, No. 5., June 1985, pp. 592-597.
- [19] H.R. Vega-Carrillo et al., *Neutron and photon spectra in LINACs*, Applied Radiation and Isotopes 71, 2012, 75-80
- [20] Iwan Kawrakow, *The EGSnrc Monte Carlo system*, International Workshop on Monte Carlo codes, 2007, Előadás-diák, http://resource.npl.co.uk/docs/science_technology/ionising\%20radiation/clubs_groups/monte_carlo/2007/workshop/kawrakow_egsnrc_slides.pdf, A hozzáférés ideje: 2013.06.07.
- [21] M. Atarod, P. Shokrani, A. Azarnoosh *Out-of-field beam characteristics of a 6MV photon beam: Results of a Monte Carlo study*, Applied Radiation and Isotopes 72 182–194, 2013
- [22] Kovács Noémi, *Gamma-kamera képjellemzőinek függése a kollimátor-rendszer paramétereitől* (TDK dolgozat, 2009)
- [23] *Computational Medical Physics Working Group honlap* [http : //cmpwg.ans.org/phantoms.html](http://cmpwg.ans.org/phantoms.html), A hozzáférés ideje: 2012. 10.24.
- [24] Xie George Xu, Keith F. Eckerman, *Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry*, United States of America, 2010, ISBN 978-1-4200-5979-3, Series in medical physics and biomedical engineering

- [25] Papp Ildikó, *Humán fantomok alkalmazása a nukleáris medicinában*, Bsc. Szakdolgozat, 2011
- [26] Papp Ildikó, Czifrus Szabolcs *Monte Carlo sensitivity tests for the PDD behaviour in a radiation therapy model*, Preprint submitted to Applied Radiation and Isotopes

Ábrák jegyzéke

1.	Besugározandó térfogatok	2
2.	Dózisprofil görbék különböző mezőméretek mellett	3
3.	A Clarkson-algoritmus szerinti szegmentálás	4
4.	Pont-kernel (a) és ceruzanyaláb (b) elrendezések izodózis görbéi	6
5.	A TPS által használt spektrum 6, 12 illetve 18 MV gyorsítófeszültség esetén	11
6.	Saját gyorsító modell	11
7.	A primer kollimátor felépítése 18 MeV-os nyaláb esetén	12
8.	Acél flattening filterek és kompenzátorok vizsgálata 6 MV gyorsítófeszültség esetén	13
9.	Acél flattening filterek és kompenzátorok vizsgálata 18 MV gyorsítófeszültség esetén	13
10.	Kilépő spektrum 6 MV gyorsítófeszültség esetén	14
11.	Kilépő spektrum 18 MV gyorsítófeszültség esetén	15
12.	Mérésekből és számításokból adódó PDD	16
13.	Mért és számított PDD-k 6 MeV esetén	18
14.	Mért és számított PDD-k 18 MeV esetén	18
15.	A fantombeli elektrontranszport elhanyagolásával kapott és a mért PDD-k összehasonlítása	20
16.	A voxelek méretének változtatásával nyert PDD-k	21
17.	Az eredeti és az illesztett görbék az 3 és 5 mm voxelmagasságok esetében az „A” esetben	22
18.	A különböző flattening filter illetve kompenzátor anyagok hatásai a PDD-re	24
19.	Különböző anyagösszetételek hatásai a PDD-re	25
20.	Szimulációs geometria	26
21.	Saját programom felhasználói felülete	26
22.	A hengerfantom vizsgálati síkjai	27
23.	Dózisoszlás 6 MV gyorsítófeszültség esetén	28
24.	Dózisprofilok	29
25.	A dózisprofil lecsengő részének nagyítása	30
26.	A Compton-szórás irányeloszlása az energia függvényében	31
27.	Csont-inhomogenitás vizsgálata során alkalmazott geometria	33
28.	Dózisprofilok a csont-inhomogenitás esetében	34
29.	Tüdő-inhomogenitás vizsgálata során alkalmazott geometria és vizsgálati síkok	34
30.	Dózisprofilok a tüdő-inhomogenitás esetében	35

31.	CAM fantom	36
32.	A CAM fantom koordináta-rendszere (x,z)	37
33.	A CAM fantom esetén kapott dóziseloszlás szagittális metszeten PA irányú nyaláb esetén	38
34.	Dóziseloszlás a fantom középsíkjában AP metszeten	38
35.	AP irányú nyaláb belépése	39
36.	A CAM fantom esetén kapott dóziseloszlás szagittális metszeten AP irányú nyaláb esetén	39
37.	Saját programom a teljes rendszeren belüli szórt terek lecsengésének vizsgálatára	40
38.	Mért dózisprofilok különböző mezőméretek esetében 6 MV gyorsítófeszültség esetén	41
39.	Az illesztett egyenesek meredekségének mezőméret függése a mért és a szimulált adatok esetében	42
40.	Az illesztett egyenesek offset értékének mezőméret függése a mért és a szimulált adatok esetében	43

Táblázatok jegyzéke

1.	A maximális dózis helyfüggése az elektrontranszporttól	20
2.	A maximális dózis mélységének függése a voxelmérettől	22
3.	A maximális dózis mélységének függése a flattening filter magasságától	23
4.	A monoenergiás nyalábhoz tartozó táblázat	29
5.	Különböző fotonenergiák hatásai	30
6.	Különböző mezőméretek hatásai	32
7.	A csont-inhomogenitás vizsgálatához tartozó eredmények	33
8.	A tüdő-inhomogenitás vizsgálatához tartozó eredmények	35
9.	Illesztési paraméterek szimulált és mért dózisprofilok meredekségére	43
10.	Illesztési paraméterek szimulált és mért dózisprofilok offset értékére	44