

TDK DOLGOZAT

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

2012

Tartalomjegyzék

Tartalomjegyzék

1. Bevezetés	2
1.1. Dózisszámítási eljárások	5
2. Saját modellek	8
2.1. A lineáris gyorsító spektruma	9
2.2. Számítások hengeres vízfantomban	13
2.2.1. Saját program a szimulációk kiértékelésére	14
2.2.2. Szimulációs monoenergiás fotonnyalábra	16
2.2.3. Különböző fotonenergiák hatásának vizsgálata az On- kológiai Intézettől kapott spektrumokkal	19
2.2.4. Különböző mezőméreteknek hatásának vizsgálata	22
2.2.5. Inhomogenitások hatásainak vizsgálata	23
2.3. Antropomorf fantom	28
3. Konklúziók, továbblépési lehetőségek	33
Hivatkozások	34
Ábrák jegyzéke	35
Táblázatok jegyzéke	35

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, 2012. november 14.

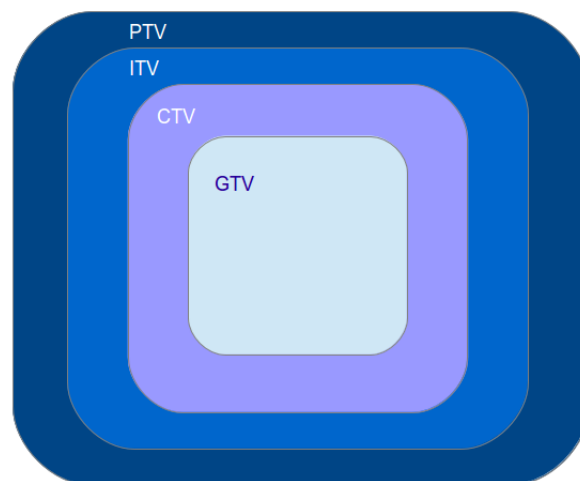
.....
Papp Ildikó .

1. Bevezetés

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 terápia során az orvosok az alábbi besugárzandó térfogatokat különítik el:



1. ábra. Besugározandó térfogatok

A térfogatok hivatalos definíciói ([4] forrás – 7. fejezet) :

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

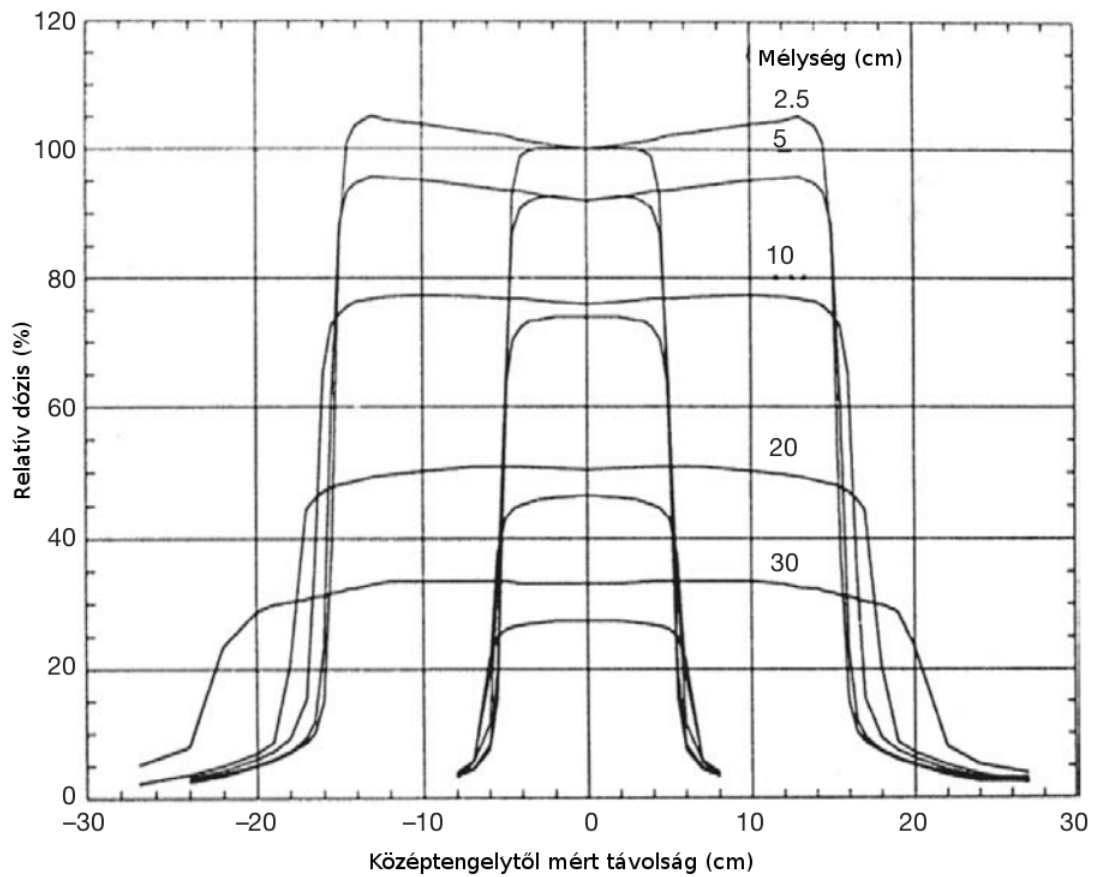
CTV – Clinical Target Volume Az a térfogat, melyben még találhatóak szórt tumorsejtek.

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 betegrögzítés 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 2. ábra százalékos mélydózis-görbéket (– PDD: percentage depth dose) 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 a szórt terek modellezése már nem pontos.

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



2. ábra. Százalékos mélydózis görbék különböző mezőméretek mellett

Ennek ellenére nem mondható, hogy az ezen területeken leadott dózis elhanyagolható, hiszen egyrészt a kis dózisok hatása nem bizonyított, másrészt pedig egy teljes terápia során a szórt terek dózisa akár a 100 mGy nagyságrendbe is eshet.

1.1. Dózisszámítási eljárások

Napjainkban alapvetően az alábbi dózisszámítási eljárásokat alkalmazhatjuk [1]:

- **(Korrektíós) faktorokon alapuló számítások:**

A legelterjedtebb dózisszámítási eljárás, melyben a dózis különböző változásait korrektíós 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.

- **Monte Carlo módszerek:**

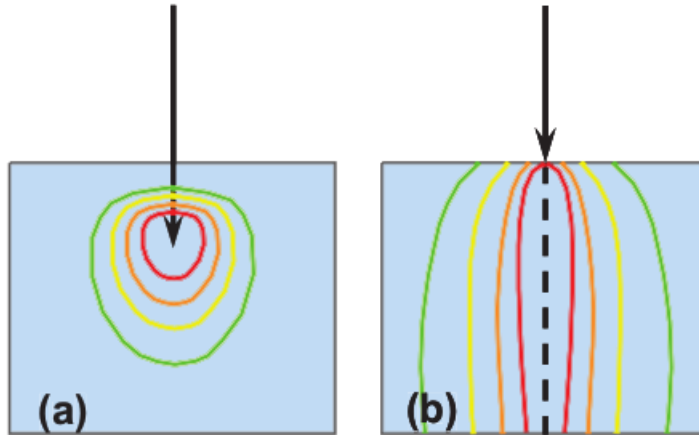
A legáltalánosabban használható eljárás a dózis számítására. A Monte Carlo részecsketranszport módszereket az 1940-es években kezdték el fejleszteni a Los Alamos National Laboratoryban. A módszer lényege, hogy a részecskék (eleinte tipikusan neutron, majd később gamma-foton, illetve elektron) pályáját követi, és a közbeni kölcsönhatásokat statisztikus úton, a hatáskeresztmetszetek figyelembevételével határozza meg, innen következőként 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 szóráscsökkentő eljárásokat alkalmazhatunk. [2]

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. [1]

- **Modell-alapú számítások:**

A modell-alapú algoritmusok általában az energia-fluens eloszlást (energy fluence distribution function) konvolválják össze valamilyen energialeadási kernelfüggvénnyel. [1] A leggyakrabban használt kernelfüggvé-

nyek a ceruzanyaláb és a pont-kernel függvények. Az ezen függvények által reprezentált izodózis görbéket a 3. ábra szemlélteti².



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

– *Ceruzanyaláb konvolúciós modell [9]:*

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 [1]. Emellett a modellnek további hátránya, hogy nem egyenletes felületre való beesés esetén sem becsüli jól a dózisterhelést.

– *Pont-kernel konvolúciós modell (konvolúciós/szuperpozíciós modellek) [9]:*

A módszer lényege, hogy számítás első lépéseként a terma-t (total energy released per unit mass), második lépésben pedig a pont kernel-eket a kapott terma-eloszlásnak megfelelően súlyozzuk a pont-kernelfüggvényeket. Nyilvánvaló, hogy az algoritmus alkalmazásához elengedhetetlen a nyaláb energia spektruma, melynek finomabb felbontása esetén a számítási idő jelentősen megnő.

A problémát gyakran úgy oldják meg, hogy a terma helyett az

²Az ábra eredetijének forrása: Independent Dose Calculations Concepts and Models, Mikael Karlsson, Anders Ahnesjö

ütközési és a szórási kermát alkalmazzák[1]. 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[1].

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

2. Saját modellek

A modellezés során az alábbi kérdéseket vizsgáltam:

- Milyen a lineáris gyorsító foton spektruma?
- 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.

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[5]:

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.

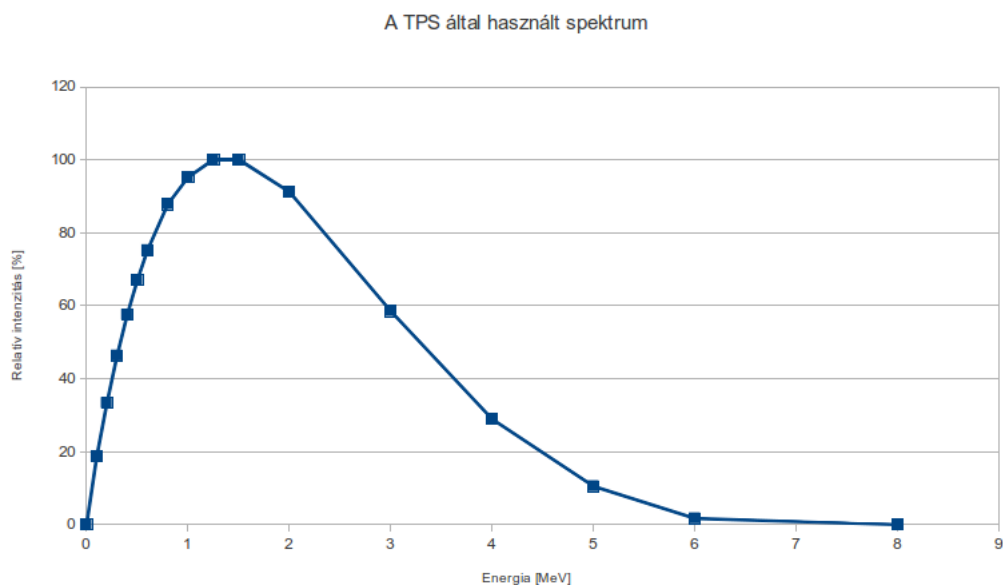
Látható, hogy a programcsomag tökéletesen megfelel céljainknak, mivel benne éppen az általam használt geometriai formák könnyen kezelhetőek, valamint az input file a későbbiekben is könnyen módosíthatóvá válik.

2.1. A lineáris gyorsító spektruma

A lineáris gyorsítók spektrumát leggyakrabban az elektronok gyorsítófeszültségével jellemzik, mivel a foton spektrum folytonos. Így, amikor 6 MeV-os nyalábról beszélünk valójában az elektronok energiája 6 MeV, a kapott fotonok többségéé pedig lényegesen kisebb.

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

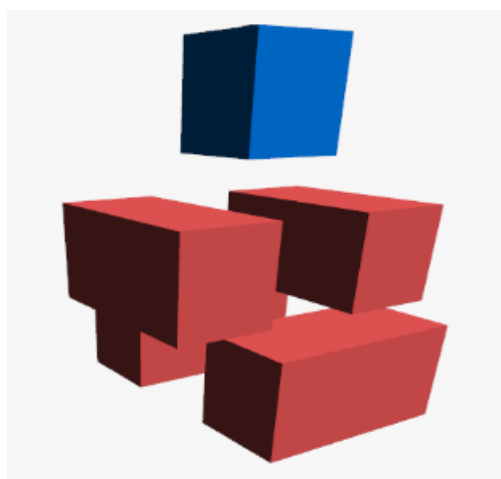
1. A TPS gyárilag tartalmaz egy spektrumot, melynek adatai elméleti számítások alapján adódnak.
2. A beüzemeléskor mért PDD-k alapján a rendszer addig korrigálja a gyári spektrumot, míg számításai alapján a mért PDD-eket nem kapja.



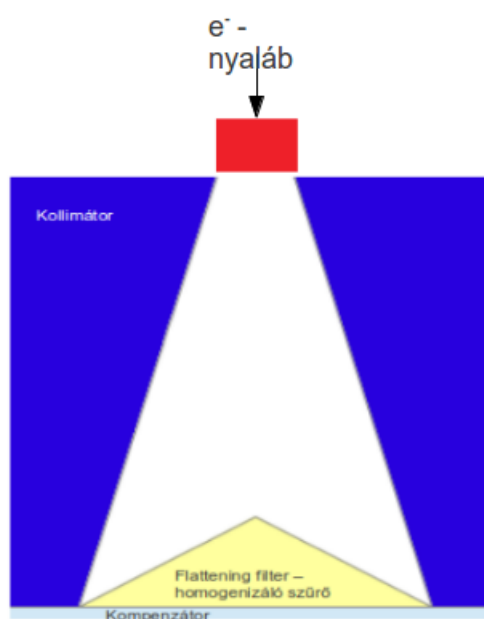
4. ábra. A TPS által használt spektrum 6 MV gyorsítófeszültség esetén

Egy ilyen eljárás végére kapott spektrumot mutat a 4. ábra egy 6 MV-os nyaláb esetén, melyet az Országos Onkológiai Intézet (OOI) bocsátott a rendelkezésemre. Az ábráról is látható, hogy a kapott fotonok nagy része 1-2 MeV energiájú.

Saját számításaim első lépéseként egy gyorsító modellt hoztam létre, melyet az 5. ábra szemléltet.



5. ábra. Saját gyorsító modell



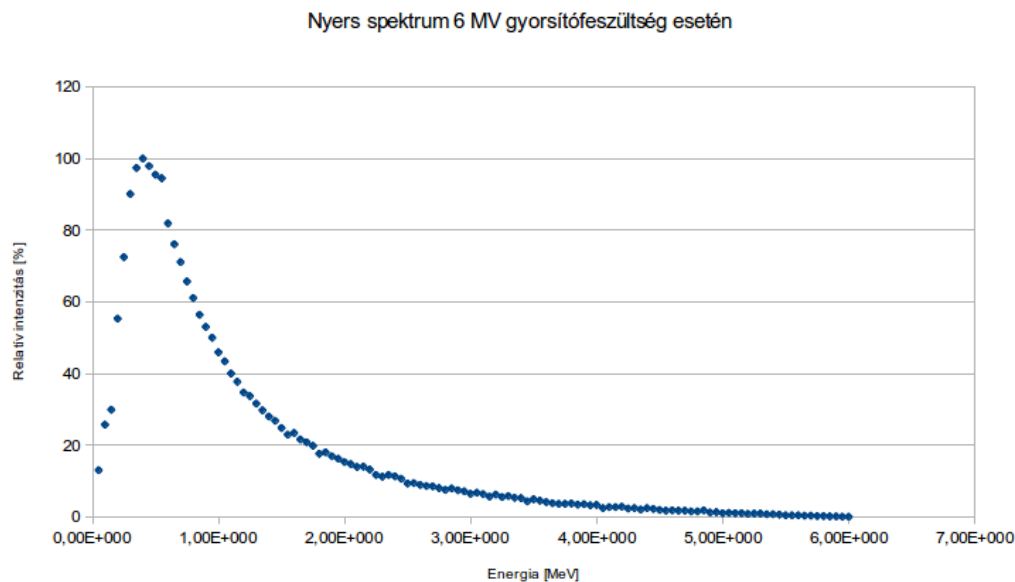
6. ábra. Primer kollimátor belső szerkezetének függőleges metszete

Az ábrán kék szín jelöli a primer kollimátort, illetve piros az x és az y irányú blende-párokat. Előbbi anyaga wolfram, az alatta elhelyezkedő kompenzátoré (lásd 6. ábra) pedig HT9 rozsdamentes acél. A blende-párok

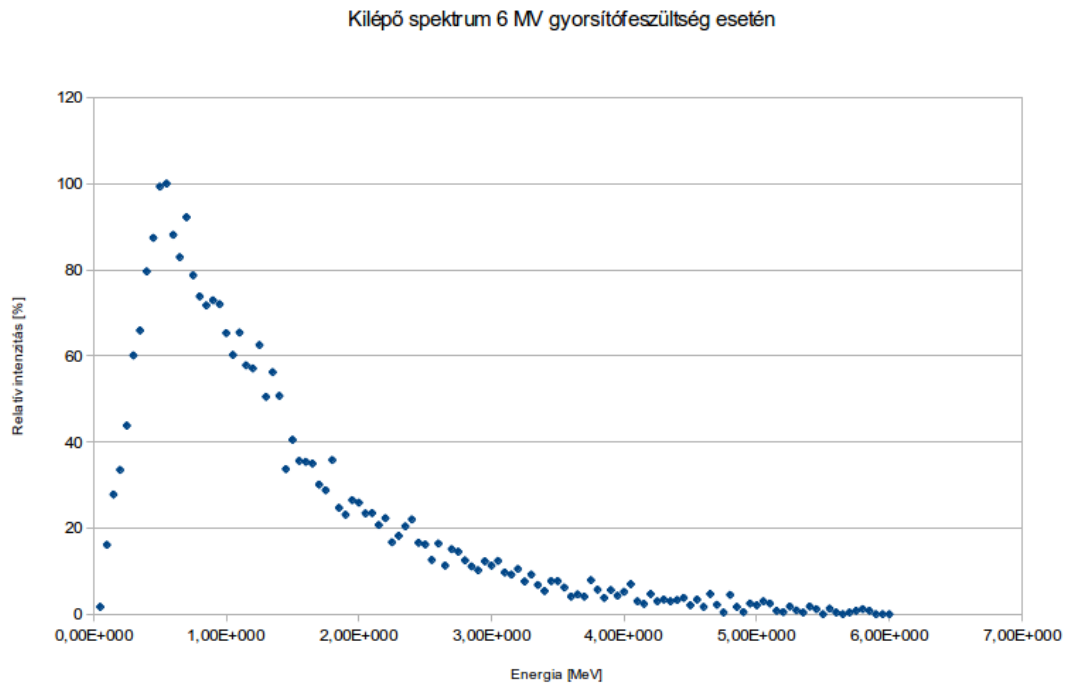
szintén wolframból készültek. Jelen dolgozatban azt a közelítést alkalmaztam, hogy minden MLC nyitva van.

A primer kollimátort, mivel ebben van az egyetlen olyan alkatrész (ahomogenizáló szűrő), amely a direkt nyaláb útjába esik, középsíkjában elvágva a 6. ábra szemlélteti. A modellben a flattening filtert egy kúppal közelítettem, melynek nyílásszöge 60° .

Az MCNP segítségével a geometria két síkjában számítottam ki a az energiaspektrumot. Az egyik sík közvetlenül az elektronok számára szolgáló wolfram céltárgy (pirossal jelölve a 6. ábrán) után helyezkedett el (lásd „Nyers spektrum”), míg a másik a blende-párok után (lásd „Kilépő spektrum”). A két spektrum összevetéséből tehát láthatóvá válik a flattening filter illetve a kompenzátor hatása a szórt terekre. A kapott spektrumokat az alábbi ábrák (7 - 8. ábra) szemléltetik. A spektrum-szimulációk esetében az elindított elektronok száma 10^5 .



7. ábra. Nyers spektrum 6 MV gyorsítófeszültség esetén

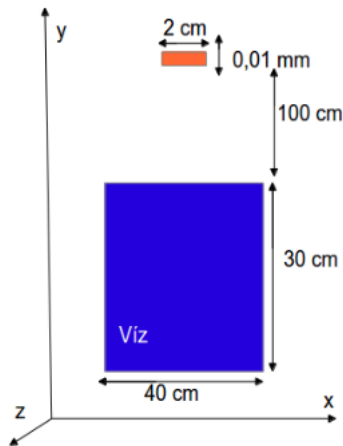


8. ábra. Kilépő spektrum 6 MV gyorsítófeszültség esetén

Látszik, hogy a szimulált spektrumok jellegükben visszaadják az Országos Onkológiai Intézettől kapott spektrumot, viszont enyhén 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. Emellett a két spektrumot összevetve látható, hogy jelen modellben a nyaláb útjába eső kompenzátoroknak illetve flattening filternek nincs jelentős hatása. Ez nyilvánvalóan azért van így, mert a modellezésnél a kilépő nyaláb térfüggését nem vizsgáltam.

2.2. Számítások hengeres vízfantomban

Szimulációt a fent említett MCNP programkód segítségével az alábbi geometriában (9. ábra) futtattam le:

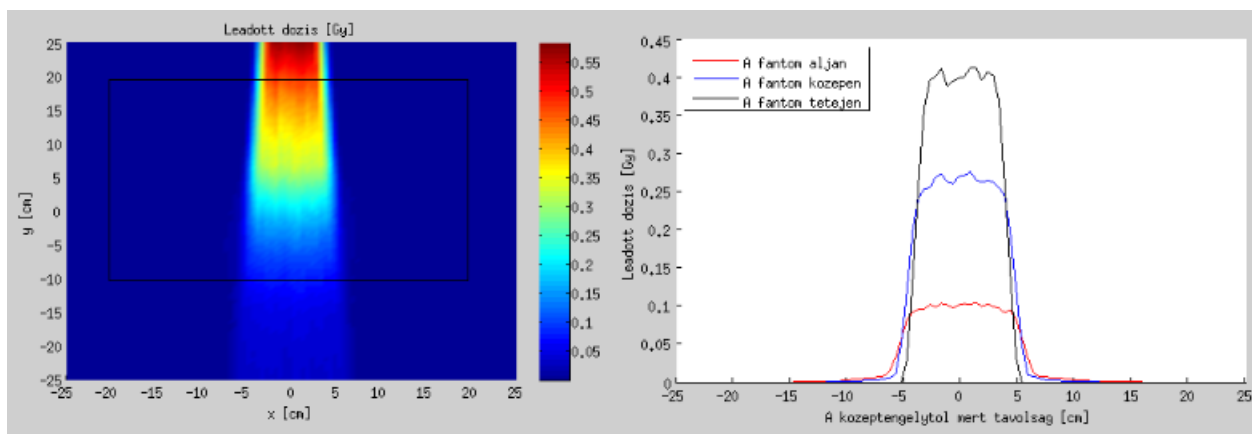


9. ábra. Szimulációs geometria

Az ábrán narancs színnel megjelenő felület csupán „virtuális”, ez az a forrás, ahonnan a fotonokat elindítja az algoritmus. 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.

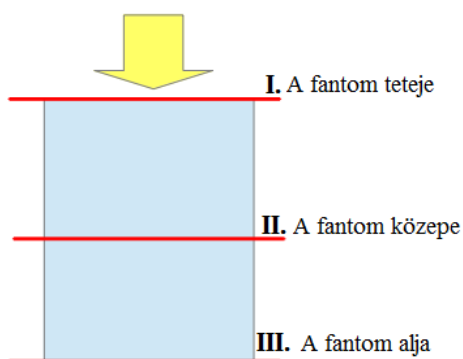
2.2.1. Saját program a szimulációk kiértékelésére

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 programot a 10. ábra szemlélteti.



10. ábra. Saját programom

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 11. ábra) megmutatja a dózisprofil.



11. ábra. A hengerfantom vizsgálati síkjai

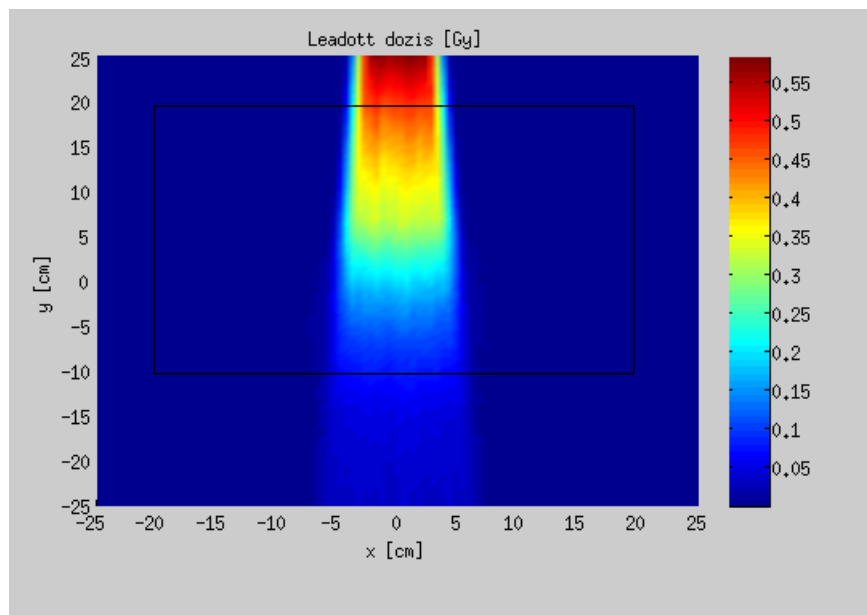
A kiértékelés során szórt térnek tekintettem a dózisprofil azon tartományát, melyben a leadott dózis az adott sík pontjaiban maximálisan mérhető (számított) leadott dózis 1%-a és 5%-a közé esett.

2.2.2. Szimulációs 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 (12. ábra):

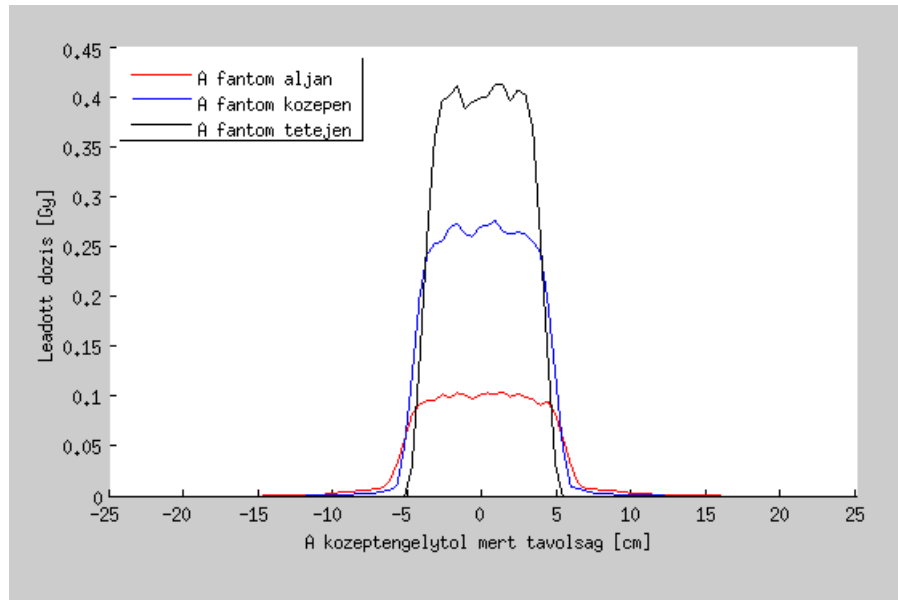


12. ábra. Dóziseloszlás 6 MV gyorsítófeszültség esetén

Az ábrán feketével a hengeres vízfantom látható. Mivel a nyaláb eredetileg egy kvázi-pontforrásból indult, így azt tapasztalhatjuk, hogy míg a fantom tetején az I. síkban (lásd 11. 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 %1.

A kapott dózisprofilokat a 13. ábra mutatja. Ahogyan az az ábráról is látszik, a Monte Carlo szimulációk esetében a dózisprofil „szőrös”. 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.



13. ábra. Dózisprofilok

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

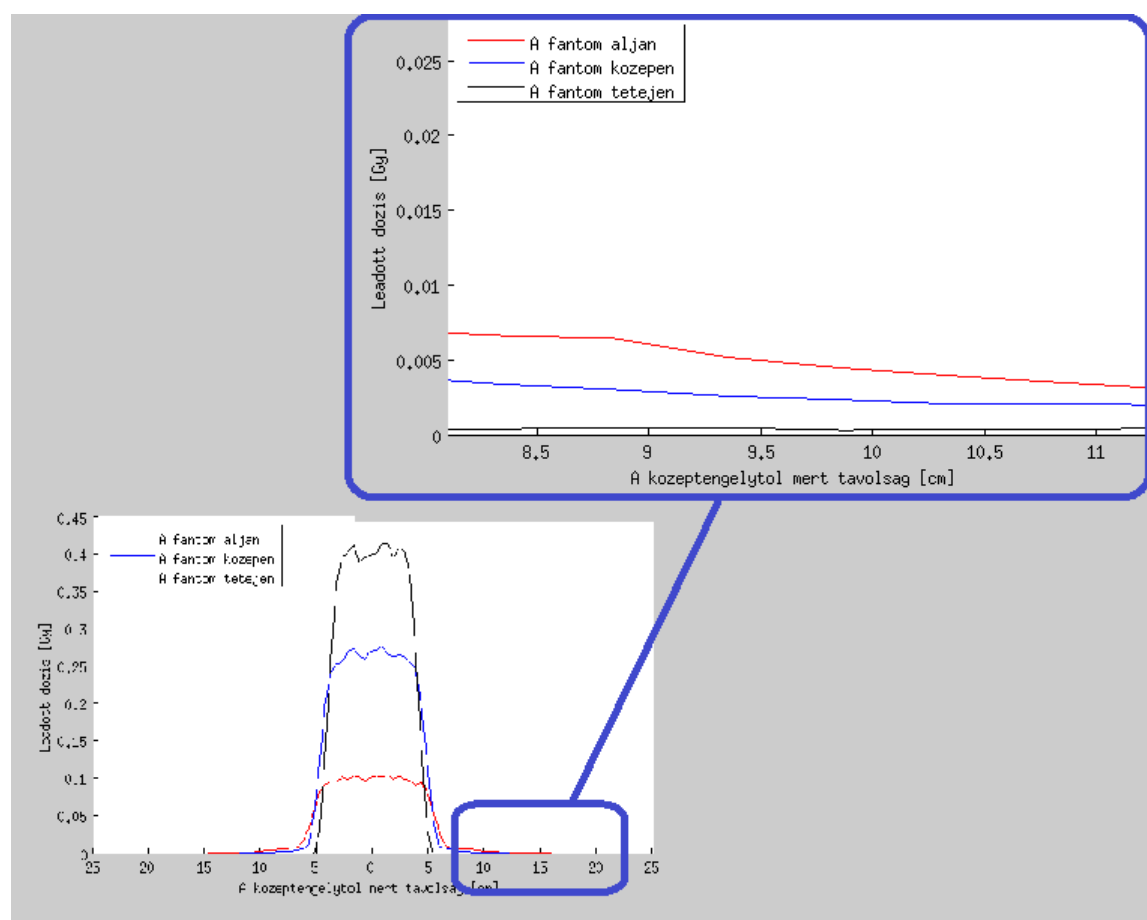
	Szórt nyaláb területe a teljes fantom keresztmetszetéhez képest (%)
I. sík	$1,67 \pm 0,12$
II. sík	$2,29 \pm 0,12$
III. sík	$6,17 \pm 0,12$

1. táblázat. A monoenergiás nyalábhoz tartozó táblázat

A táblázat adatait olvasva szembetűnő, 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, 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.

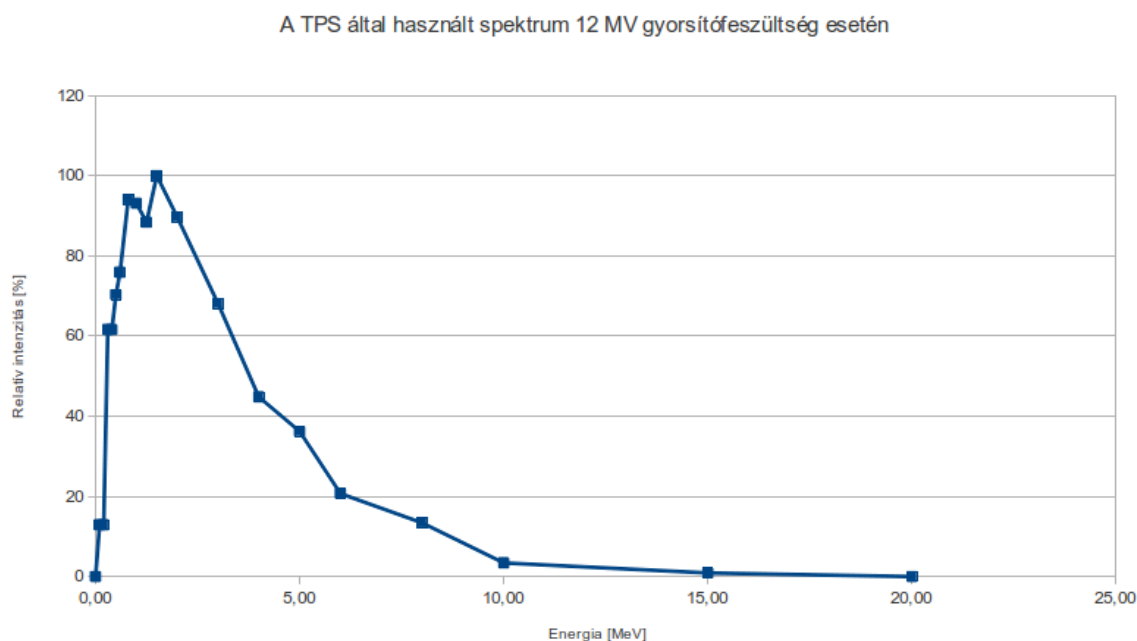
A 13. ábra egyes részeit felnagyítva (lásd 14. ábra) láthatóvá válik, hogy a szórt tér a középtengelytől körülbelül 9 cm-re éri el maximumát a fantom középsíkjában, majd pedig az csak 18 cm környékén esik 1 % alá. Ebben a távolságban a TPS-ek a szórt tereket sajnos már rosszul becsülik. A fenti példa esetében ha a nyaláb a kismedencébe laterális irányból lép be, ez a terület már elérheti a gerincvelőt.



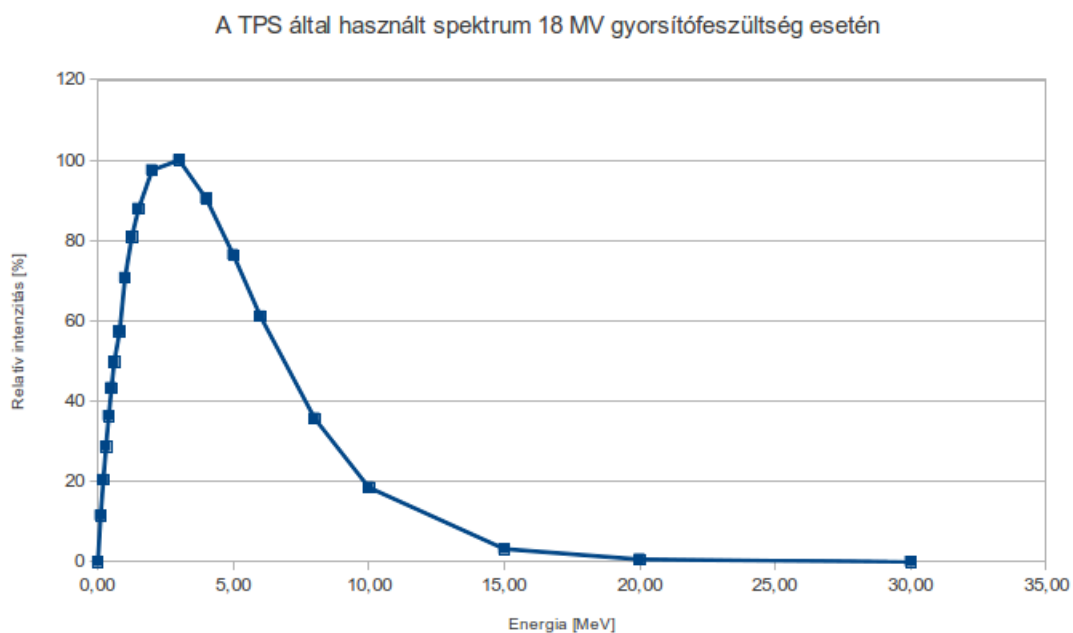
14. ábra. A dózisprofil lecsengő részének nagyítása

2.2.3. Különböző fotonenergiák hatásának vizsgálata az Onkológiai Intézetből kapott spektrumokkal

A monoenergiás nyalábbal végzett vizsgálatok után megvizsgáltam azt az esetet is, amikor az elindított fotonnyaláb energiaspektruma megegyezett a 4., 15., 16. ábrákon látható spektrumokkal, melyeket az OOI bocsátott a rendelkezésemre. Ez azért volt fontos, mert ebben az esetben a későbbiekben lehetőség nyílt a TPS által számolt dóziseloszlás összehasonlítására a Monte Carlo szimulációk eredményeivel.



15. ábra. A TPS által használt spektrum 12 MV gyorsítófeszültség esetén



16. ábra. A TPS által használt spektrum 18 MV gyorsítófeszültség esetén

A kapott eredményeket az alábbi táblázatok tartalmazzák³.

	Szórt nyaláb területe a teljes fantom keresztmetszetéhez képest (%)
I. sík	n.a.
II. sík	$2,87 \pm 0,12$
III. sík	$17,36 \pm 0,12$

2. táblázat. A 6 MeV-es nyalábhoz tartozó táblázat

³Mivel 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 táblázatokban „n.a.”-val jelöltem.

	Szórt nyaláb területe a teljes fantom keresztmetszetéhez képest (%)
I. sík	n.a.
II. sík	$2,3 \pm 0,12$
III. sík	$12,49 \pm 0,12$

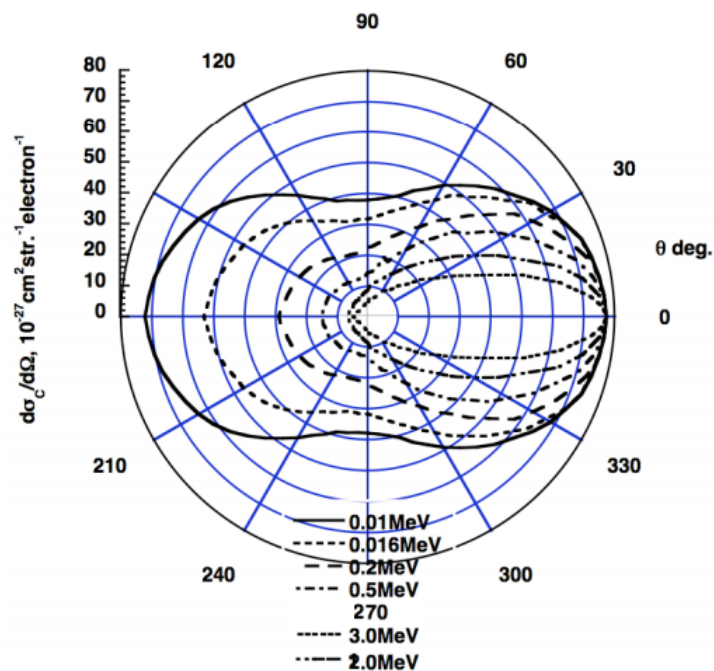
3. táblázat. A 12 MeV-es nyalábhoz tartozó táblázat

	Szórt nyaláb területe a teljes fantom keresztmetszetéhez képest (%)
I. sík	n.a.
II. sík	$1,59 \pm 0,12$
III. sík	$11,61 \pm 0,12$

4. táblázat. A 18 MeV-es nyalábhoz tartozó táblázat

A táblázatokból látszik, hogy a MeV-es energiatartományon nagy a különbség a folytonos spektrummal rendelkező nyaláb és monoenergiás társa között azonos mezőméret esetében. Az adatokat tanulmányozva úgy tűnhet, mintha az energiával csökkene a szórás hatáskeresztmetszete. Ez persze nem igaz, csupán az irányeloszlása változik meg a Klein-Nishina formulának megfelelően (lásd 17. ábra⁴). 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.

⁴Az ábra forrása: [http : //web.mit.edu/mookerji/www/webpage_files/8.13/compton – pres.pdf](http://web.mit.edu/mookerji/www/webpage_files/8.13/compton-pres.pdf) , A hozzáférés ideje: 2012.10.26.



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

2.2.4. Különböző mezőméreteknek hatásának vizsgálata

Míg az eddigi vizsgálatok során a forrás a 9. 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 a 8. ábrán látható spektrumnak megfelelő energia-eloszlású fotonokat indítottam el. A kapott eredményeket az alábbi táblázatok tartalmazzák.

	Szórt nyaláb területe a teljes fantom keresztmetszetéhez képest (%)
I. sík	n.a.
II. sík	$1,47 \pm 0,12$
III. sík	$5,64 \pm 0,12$

5. táblázat. A 3 cm átmérőjű forráshoz tartozó eredmények

	Szórt nyaláb területe a teljes fantom keresztmetszetéhez képest (%)
I. sík	$0,26 \pm 0,12$
II. sík	$2,69 \pm 0,12$
III. sík	$6,2 \pm 0,12$

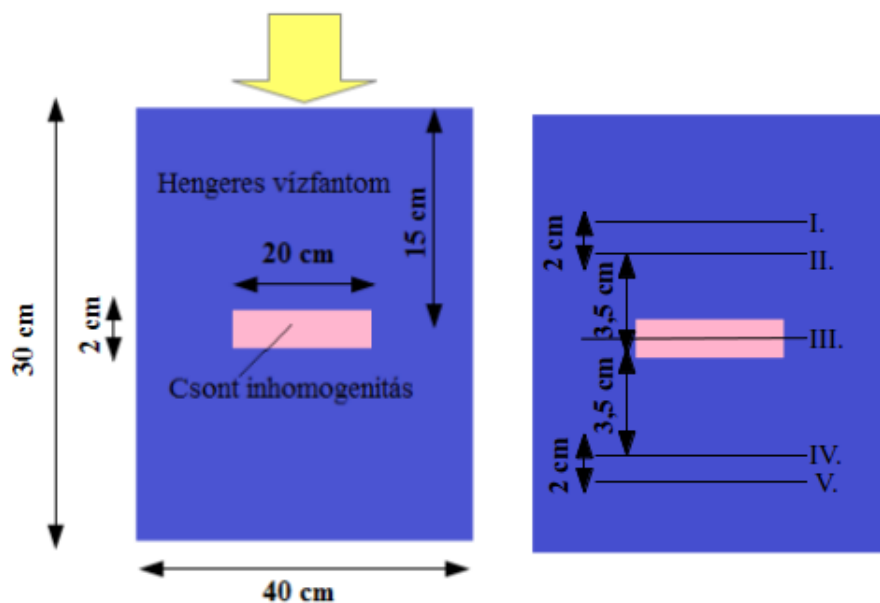
6. táblázat. A 4 cm átmérőjű forráshoz tartozó eredmények

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

2.2.5. 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 szimulációkhoz a 8. ábrán látható spektrumnak megfelelő energia-eloszlású fotonokat indítottam el.

Csont-inhomogenitás. A csont inhomogenitás vizsgálatakor a 18. ábrán látható szimulációs geometriát alkalmaztam. Ebben az esetben a csont anyagi összetételét a MIRD-fantom anyagi összetétele alapján adtam meg[6]. Nyilvánvaló, hogy ebben a geometriában nem lenne értelme a fenti vizsgálati síkokat alkalmazni, így ebben az esetben a 18. ábrán látható síkokat alkalmaztam.



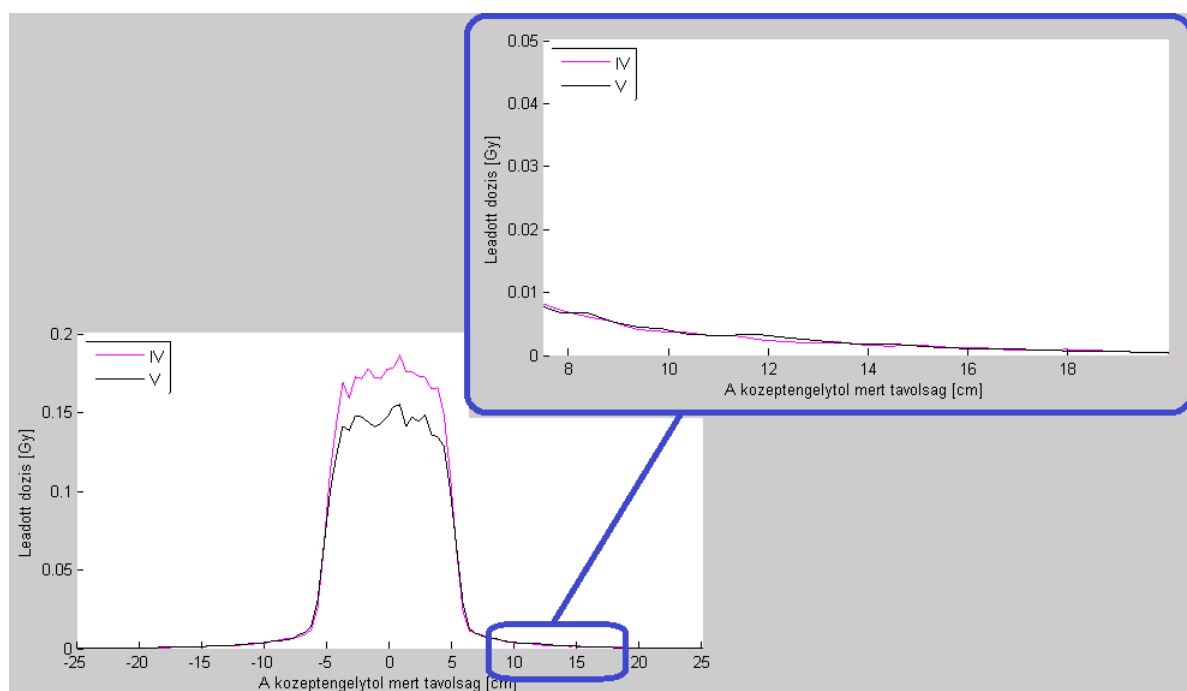
18. ábra. Csont-inhomogenitás vizsgálata során alkalmazott geometria

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	$12,5 \pm 0,12$

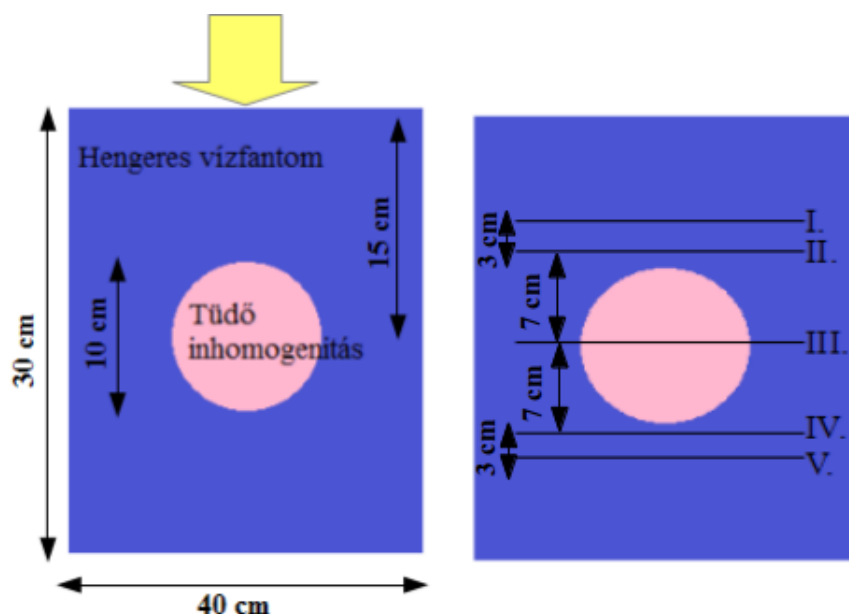
7. táblázat. A csont-inhomogenitás vizsgálathoz tartozó eredmények

Az eredményeket a IV-V. síkon belül 19. ábra szemlélteti. Egyértelműen látszik, hogy a csontok a középtengelytől nagy (12-14 cm-es) távolságban is jelentős a 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.



19. ábra. Dózisprofilok a csont-inhomogenitás esetében

Tüdő-inhomogenitás. A tüdő-inhomogenitás vizsgálatát a 20. 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 [6].



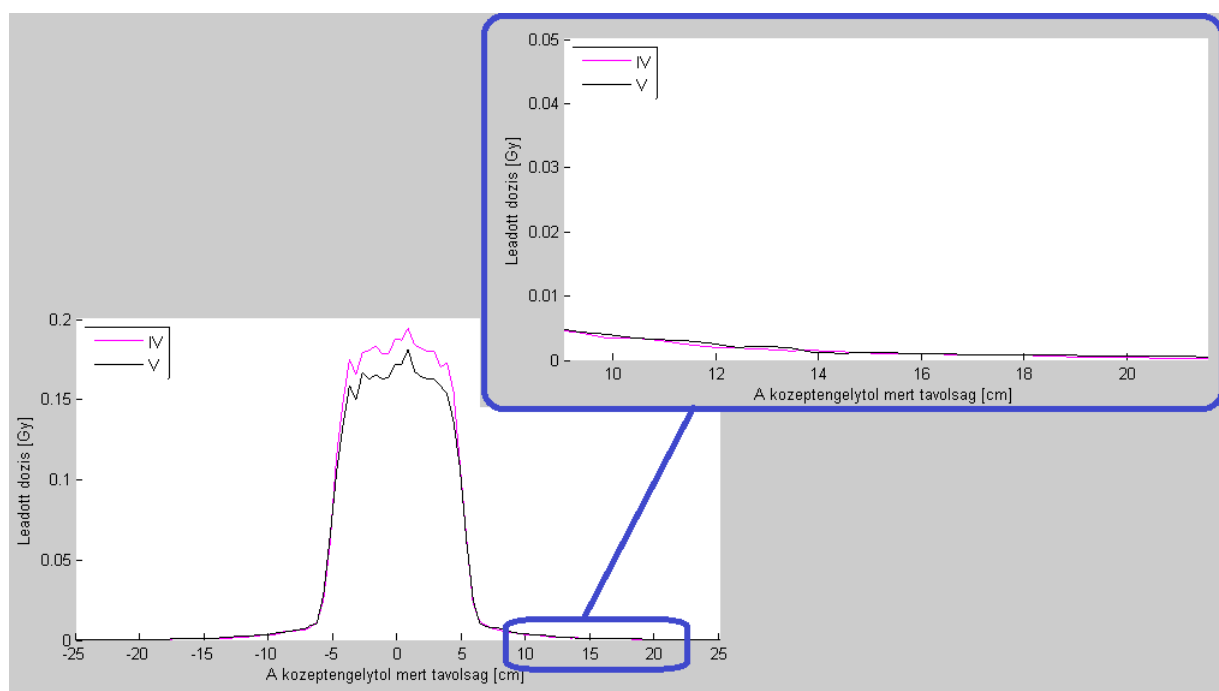
20. ábra. Tüdő-inhomogenitás vizsgálata során alkalmazott geometria és vizsgálati síkok

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 vizsgálathoz 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 21. ábra szemlélteti.

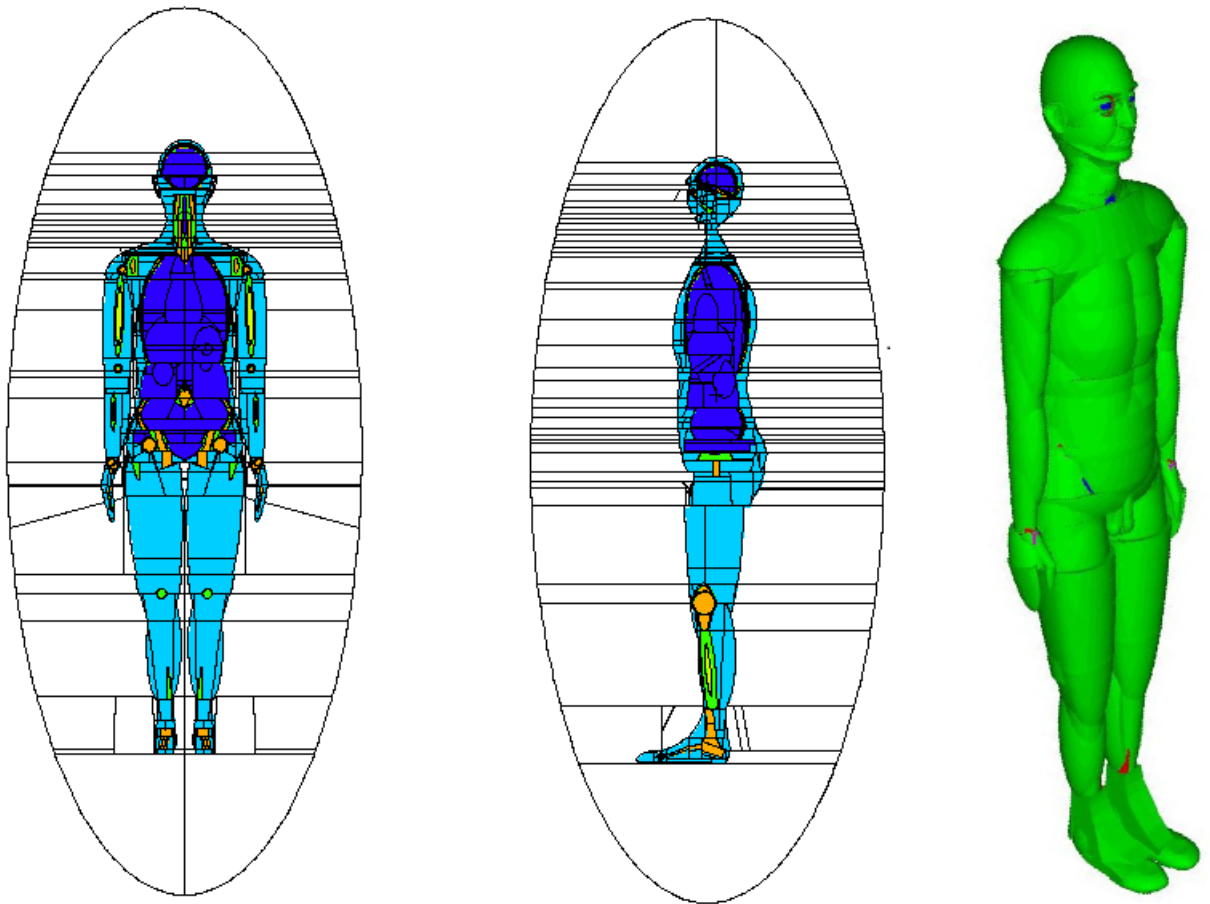


21. ábra. Dózisprofilok a tüdő-inhomogenitás esetében

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, a 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.

2.3. Antropomorf fantom

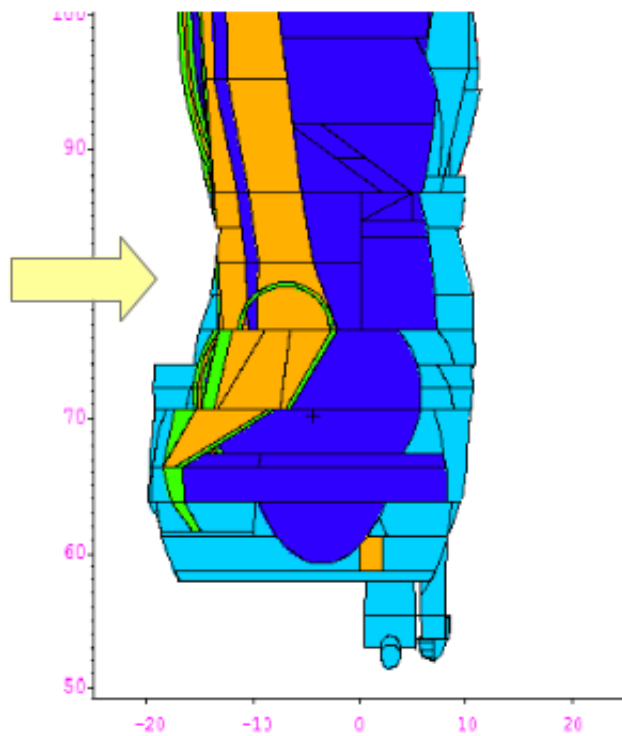
Antropomorf fantomra is végeztem számításokat. Ezek elsődleges célja a módszer alkalmazhatóságának bemutatása. A vizsgálatokhoz a NASA által fejlesztett CAM-fantomot (computational anatomical male phantom) használtam, melyben mintegy 1100 egyedi felszínt és 2450 testrégiót definiáltak, így a legrészletesebb alaptestekből felépített fantom [7][8] A fantomot a 22. ábra szemlélteti.



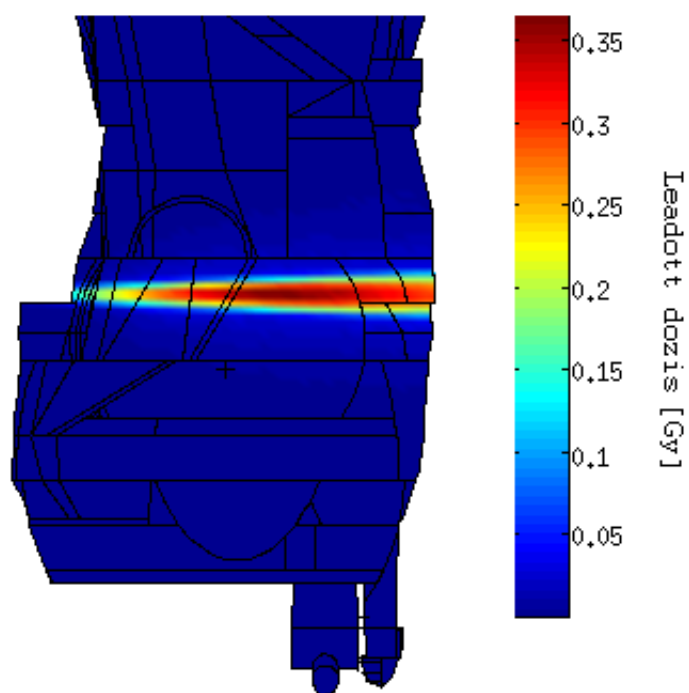
22. ábra. CAM fantom

A szimulációk során a fantomra PA irányból egy 18 MeV-es nyalábot irányítottam az 23 ábrának megfelelő helyzetből. Ebben az esetben 10^6 db fotont indítottam el. A dóziseloszlások ismertetése előtt mindenképpen meg kell adni a koordinátatengelyek helyzetét, mely a 23. ábrán látható. A forrás

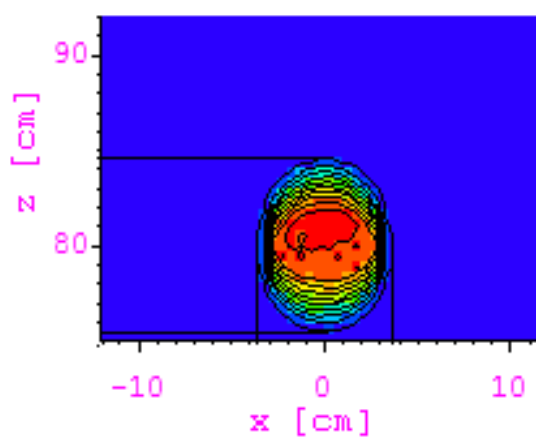
80 cm magasságban helyezkedett el a fantom előtt. A kapott dóziseloszlást a 24., 25. ábrák szemléltetik.



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

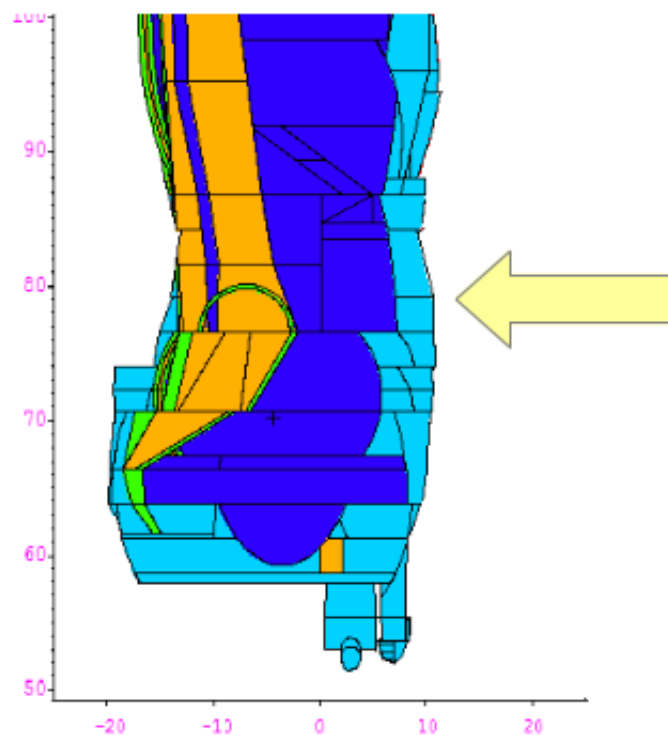


24. ábra. A CAM fantom esetén kapott dóziseloszlás szagittális metszeten PA irányú nyaláb esetén

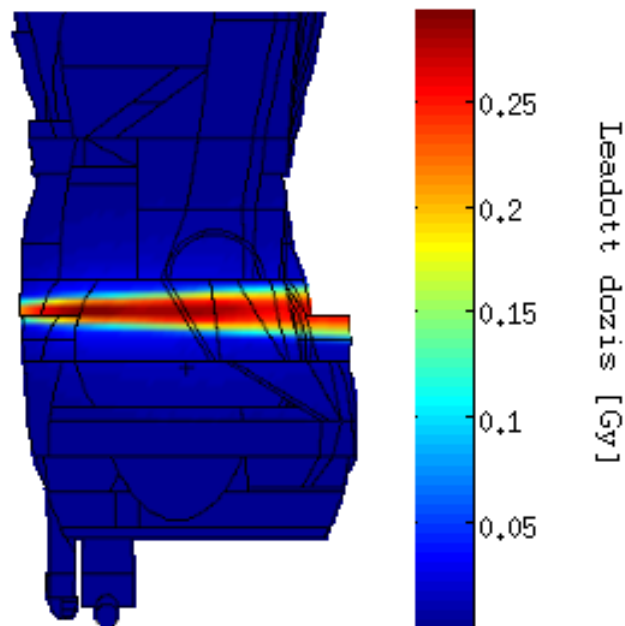


25. ábra. Dóziseloszlás a fantom középsíkijában AP metszeten

A későbbiekben a fantomra AP irányból is irányítottam egy nyalábot a 26. ábrának megfelelően. Ebben az esetben az elindított fotonok száma 4×10^6 db volt. A kapott dóziseloszlást a 27. ábra szemlélteti.



26. ábra. AP irányú nyaláb belépése



27. 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 24. ábra). Ez utóbbi jelentősen „felnagyítja” a nyaláb z irányú kiterjedését, ami a 25. ábrán látható⁵. Ez mindenképpen olyan tényező, amit figyelembe kell venni a besugárzástervezés során.

⁵A nyaláb ezen a ponton körülbelül 9 cm széles a z, míg 7 cm széles az x irányban.

3. Konklúziók, továbblépési lehetőségek

Mivel a végzett szimulációkból egyértelműen kiderül, hogy a szórt terek jelentős méreteket ölthetnek szükséges további vizsgálatokat folytatni, melyek több inhomogenitást tartalmaznak az emberi szervezet különböző szöveteinek megfelelően, hiszen a különböző lágyszövetek összetétele más és más.

Jelen dolgozatban még nem foglalkoztam azzal az 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.

A szimuláció során nehézségeket okozhat, hogy a különféle lágyszövetek pontos anyagi összetételét figyelembe tudjuk venni, de erre a jövőben mindenképpen szükség van, hiszen a különböző közeghatárokon 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.

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 lágyszövetek anyagi összetételének árnyalatnyi különbségei együtt már más típusú szórt tereket eredményezhetnek, mint a vízfantom esetében.

Hivatkozások

- [1] *Independent Dose Calculations Concepts and Models* Mikael Karlsson, Anders Ahnesjö, Dietmar Georg, Tufve Nyholm, Jörgen Olofsson, ESTRO, Brüsszel, 2010, ISBN 90-804532-9
- [2] *MCNP4C programdokumentáció 4. rész, 1. fejezet*
- [4] *Monte Carlo dose calculations for a 6-MV photon beam in a thorax phantom* Alireza Farajollahi, Asghar Mesbahi, Radiation Medicine (2006) 24:269–276, DOI 10.1007/s11604-005-1493-5
- [4] *Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students* E.B. Podgorsak, International Atomic Energy Agency, Bécs, 2005
- [5] *Gamma-kamera képjellemzőinek függése a kollimátor-rendszer paramétereitől* Kovács Noémi, (TDK dolgozat, 2009)
- [6] *Computational Medical Physics Working Group honlap* [http : //cmpwg.ans.org/phantoms.html](http://cmpwg.ans.org/phantoms.html), A hozzáférés ideje: 2012. 10.24.
- [7] *Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry* Xie George Xu, Keith F. Eckerman, United States of America, 2010, ISBN 978-1-4200-5979-3, Series in medical physics and biomedical engineering
- [8] *Humán fantomok alkalmazása a nukleáris medicinában*, Papp Ildikó, Bsc. Szakdolgozat, 2011
- [9] *Advantages of multiple algorithm support in treatment planning system for external beam dose calculations* J. Can. Res. Ther. 2005;1:12-20 , DOI: 10.4103/0973-1482.16085, PMID: 17998620

Ábrák jegyzéke

1.	Besugározandó térfogatok	2
2.	Százalékos mélydózis görbék különböző mezőméretek mellett .	4
3.	Pont-kernel (a) és ceruzanyaláb (b) elrendezések izodózis görbéi	6
4.	A TPS által használt spektrum 6 MV gyorsítófeszültség esetén	10
5.	Saját gyorsító modell	11
6.	Primer kollimátor belső szerkezetének függőleges metszete . .	11
7.	Nyers spektrum 6 MV gyorsítófeszültség esetén	12
8.	Kilépő spektrum 6 MV gyorsítófeszültség esetén	13
9.	Szimulációs geometria	14
10.	Saját programom	15
11.	A hengerfantom vizsgálati síkjai	15
12.	Dóziseloszlás 6 MV gyorsítófeszültség esetén	16
13.	Dózisprofilok	17
14.	A dózisprofil lecsengő részének nagyítása	18
15.	A TPS által használt spektrum 12 MV gyorsítófeszültség esetén	19
16.	A TPS által használt spektrum 18 MV gyorsítófeszültség esetén	20
17.	A Compton-szórás irányeloszlása az energia függvényében . . .	22
18.	Csont-inhomogenitás vizsgálata során alkalmazott geometria .	24
19.	Dózisprofilok a csont-inhomogenitás esetében	25
20.	Tüdő-inhomogenitás vizsgálata során alkalmazott geometria és vizsgálati síkok	26
21.	Dózisprofilok a tüdő-inhomogenitás esetében	27
22.	CAM fantom	28
23.	A CAM fantom koordinátarendszere (x,z)	29
24.	A CAM fantom esetén kapott dóziseloszlás szagittális metszeten PA irányú nyaláb esetén	30
25.	Dóziseloszlás a fantom középsíkjában AP metszeten	30
26.	AP irányú nyaláb belépése	31
27.	A CAM fantom esetén kapott dóziseloszlás szagittális metszeten AP irányú nyaláb esetén	32

Táblázatok jegyzéke

1.	A monoenergiás nyalábhoz tartozó táblázat	17
2.	A 6 MeV-es nyalábhoz tartozó táblázat	20
3.	A 12 MeV-es nyalábhoz tartozó táblázat	21

4.	A 18 MeV-es nyalábhoz tartozó táblázat	21
5.	A 3 cm átmérőjű forráshoz tartozó eredmények	22
6.	A 4 cm átmérőjű forráshoz tartozó eredmények	23
7.	A csont-inhomogenitás vizsgálathoz tartozó eredmények	24
8.	A tüdő-inhomogenitás vizsgálathoz tartozó eredmények	26