

TDK dolgozat

Készítette: Majoros Tamás

Debreceni Egyetem

Informatikai Kar

**Sugárterápiás eszközök szimulációja és az inverz tervezés
megvalósítása**

Témavezető:

Ujvári Balázs

egyetemi tanársegéd

DE TTK Kísérleti Fizikai Tanszék

Készítette:

Majoros Tamás

mérnök informatikus

BSc hallgató

Bírálatra való beküldéséhez hozzájárulok:

Debrecen, 2014.

TARTALOMJEGYZÉK

1. Bevezetés	3
2. A Geant4	5
2.1. A Geant4 felépítése, legfontosabb állományai	6
2.1.1. A DetectorConstruction.cc	6
2.1.2. A PrimaryGeneratorAction.cc	10
3. Virtuális források szükségessége	12
4. Virtuális források futásai	20
5. Inverz tervezés megvalósítása	23
6. CT képek feldolgozása	27
7. Összefoglalás	33
8. Köszönetnyilvánítás	34
9. Irodalomjegyzék	35

1. Bevezetés

Az agyi sugársebészet olyan speciális módszer, mellyel koponyán belüli betegségeket, daganatokat, érrendellenességeket lehet nagy hatékonysággal kezelni a koponya megnyitása nélkül. Az eljárással azok a betegek is kezelhetők, akiknél kérdéses volt a klasszikus idegsebészeti beavatkozás lehetősége.

Az eljárás lényege, hogy a cobalt-izotópok segítségével előállított sugárnyalábokat úgy lehet a koponyán belüli kóros elváltozásra fókuszálni, és a területet elroncsolni, hogy a környező ép szövetek nem károsodnak, és a koponyát nem kell felnyitni.

A kezelés során a beteg szervezetét kevesebb stressz éri, jóval kisebb fájdalmat kell elviselnie, mint nyitott műtétek esetében. A beavatkozás kellemetlenséggel járó része csupán a fej rögzítő keretének felhelyezése, ami helyi érzéstelenítés mellett történik. Altatást a gyógyító eljárás egyetlen szakasza sem igényel.

A terápia mindössze egy-két órát vesz igénybe, amit néhány órás megfigyelés követ. A kezelés befejezését követően a legtöbb beteg az otthonába távozhat, nincs szükség több hetes utókezelésre, így a kórházban töltött idő mindössze egy nap, továbbá feleslegessé válik a drága antibiotikum-kúra is. A gamma sugársebészeti kezelés kisebb kockázattal, kevesebb szövődménnyel jár a hagyományos műtéti eljárásokhoz képest.

Az országban jelenleg csupán ez az egy ilyen jellegű berendezés működik. TDK munkám célja ezen, már meglévő sugárterápiás eszköz továbbfejlesztése, javaslatok megfogalmazása a javításra. A Debreceni Gamma Sugársebészeti Központban található GammaART-6000TM típusú forgórendszerű gamma kés 30 db, egyenként 200 Ci aktivitású Co-60 izotópforrást használ koponyán belüli sugársebészeti beavatkozásokhoz. A források egy félgömb egyhatodnyi szektorában helyezkednek el és a kezelés időtartama alatt koncentrikus körökben forognak a céltérfogat körül. A sugárzás a forgó elrendezésben nagyobb térszögből érkezik a korábbi sztatikus forrású modellekhez képest, amely környező egészséges szövetek alacsonyabb sugárterhelését eredményezi.

A kezelés első lépéseként steril csavarok segítségével egy lokalizáló keretet erősítenek fel az orvosok a beteg fejére. A szilárdan rögzített kerettel együtt tomografikus (CT vagy MR)

felvétel készül a beteg fejéről, ami lehetővé teszi a céltérfogat kerethez képest történő nagyon pontos lokalizálását. A kezelés megtervezése úgy történik, hogy az orvosok a CT kép alapján berajzolják a tumor határait. Ezt a közeljövőben nem lehet algoritmusokra bízni, mert még a CT-MRI képek fúziója után is az agy anatómiai ismeretére van szükség ahhoz, hogy meg tudják különböztetni a tumort más területektől. Figyelni kell arra is, hogy a legfontosabb funkciókat ellátó részek a lehető legkevesebb terhelést kapjanak. Ezután a keretet merev kötéssel a GammaART-6000TM megfelelő pozíciójába rögzítik az, pontosan beállítva a tervezőrendszer által meghatározott X, Y és Z koordinátákat, illetve a keretnek a berendezés tengelyével bezárt szögét. A berendezés pontossága jobb mint 0,5 mm, illetve a fenti teljes lokalizációs procedura akkumulált bizonytalansága is kisebb mint 1 mm. Ez a precizitás a jelenlegi sugársebészeti eljárások közül a lehető legpontosabb beavatkozást teszi lehetővé.

A géphez még nem készült tudományos igényességű dózistervező, a szükséges sugármennyiséget tapasztalati alapon, analitikus módszerekkel határozták meg. A feladat egy dózistervező készítése, amellyel lehetővé válik a pontos sugárzási mennyiség meghatározása. A cél az, hogy a tumor felületének ismeretében meg tudjuk határozni, hogy azon belül összesen mennyi legyen a leadott dózis, és a felülettől különböző távolságokra mennyi legyen a tumoron belüli maximális értékhez képest. Ehhez a Geant4 nevű részecske szimulációs szoftvert használjuk, amelynek működése a Monte Carlo szimuláción alapszik.

A külső gömbhéjban 30 db Co-60 sugárforrás található, ezeket egy-egy forrástartó lemez tartja, ide csatlakoznak a 6 mm átmérőjű elsődleges kollimátorok, kívülről pedig egy vasból készült árnyékolás fedi el a sugárzást. A belső gömbhéjban külön csoportokba vannak rendezve a változtatható dóziszgömbökhöz (4,8,14,18 mm) tartozó másodlagos kollimátorok. A két gömbhéj egy közös tengelyre van szerelve, együtt forognak, de egy motor segítségével egymáshoz képest elfordíthatóak, így választható ki a megfelelő méretű másodlagos kollimátor csoport.

2. A Geant4

A Geant4 (GEometry ANd Tracking) egy olyan szoftverkörnyezet, amellyel szimulálható, hogy a részecskék hogyan haladnak át különböző anyagokon. Ennek megvalósításához Monte Carlo szimulációt használ, amely egy olyan valószínűségszámításon alapuló szimulációs eljárás, amely számítógép által generált álvéletlen számok segítségével állítja elő egy kísérlet végeredményét. Ezek az álvéletlen számok lesznek a kísérletben szereplő valószínűségi változók értékei.

A Geantot az Európai Nukleáris Kutatási Szervezet (CERN) fejlesztette ki 1974.-ben, FORTRAN nyelven, a Geant4 1998.-ra készült el, teljes egészében átírva C++ nyelvre. Alkalmazási körébe tartoznak nagy energiájú fizikai és nukleáris kísérletek, orvosi (ahol a radioaktív sugárzást betegek kezelésére használják), gyorsító és űrfizikai vizsgálatok, mikroelektronikai kutatások, ezáltal a világ minden táján számos kutatási projektben használják.

A Geant4 számos szolgáltatást tartalmaz a geometria, nyomkövetés, érzékelés, futások és a vizualizáció kezelésére, ami azt jelenti, hogy sokkal kevesebb időt kell eltölteni a részletekkel a kutatóknak és így idejük nagyobb részét szánhatják a szimuláció fontosabb aspektusaira. Például nem kell azzal foglalkozniuk, hogy hogyan nyelődik el egy gamma sugárzás energiája egy bizonyos anyagban, elég csak az anyag tulajdonságait és a sugárforrás energiáját meghatározniuk, ezen adatok alapján a Geant4 meghatározza az elnyelődési tulajdonságokat.

- a geometria a kísérlet fizikai elrendezésének vizsgálatát jelenti, beleértve a detektorokat, a sugárzást elnyelő elemeket (árnyékolás, céltárgy, stb.), figyelembe véve azt, hogy az adott elrendezés hogyan hat a részecskék útvonalára
- a nyomkövetés annak szimulálását jelenti, hogy hogyan haladnak át a részecskék az anyagokon, kezelve a fellépő kölcsönhatásokat és bomlási folyamatokat
- az érzékelés azt jelenti, hogy a program feljegyzi, ha egy részecske beérkezik valamely detektorba
- a futáskezelés minden egyes futás (események egy halmaza) adatait rögzíti, valamint az egyes futások közötti konfigurációkat elvégzi

- a vizualizáció segítségével különböző szögekből megtekinthetjük a kísérleti területet akár futás közben is

2.1 A Geant4 felépítése, legfontosabb állományai

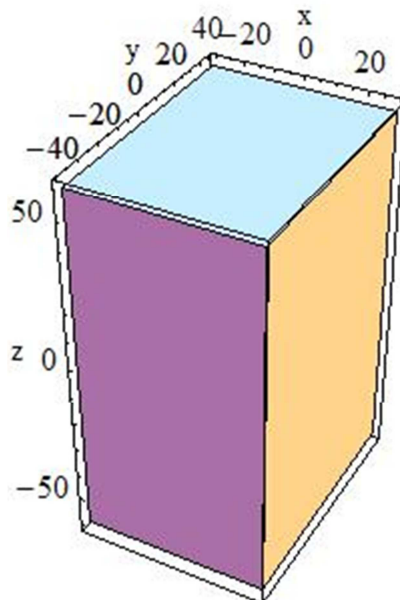
A Geant4 számos C++ állományból áll, melynek mindegyike valamilyen jól meghatározott probléma kezelésére való. Ezeknek az állományoknak a szerkesztése a mi feladatunk az aktuális feladat függvényében.

2.1.1 A DetectorConstruction.cc

Ebben a fájlban kell definiálnunk a kísérleti terület elrendezését, létre kell hoznunk a kísérletben használt anyagokat és testeket. A kísérleti elrendezést egyszerű geometriai elemekből építettük fel. A *G4Box* osztály példányosításával téglatest (pl. kísérleti terület) objektumokat, a *G4Tubs* segítségével hengert (pl. kis kollimátorok), a *G4Sphere* osztállyal gömböt (pl. árnyékolás), a *G4Cons* osztállyal pedig kúpot (pl. nagy kollimátorok) hozhatunk létre.

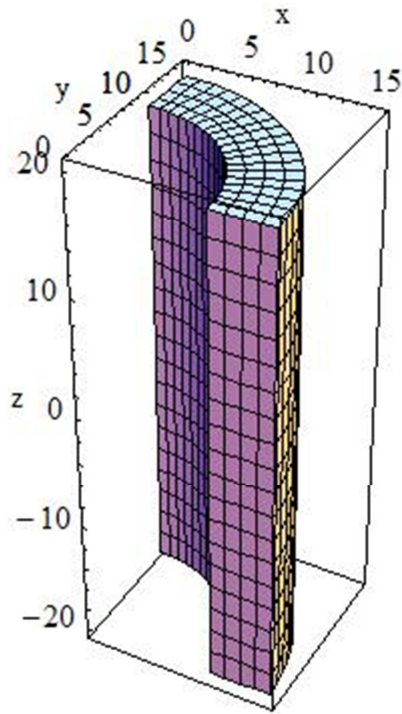
A példányosító konstruktorok:

G4Box(const G4String& nev, G4double pX, G4double pY, G4double pZ)



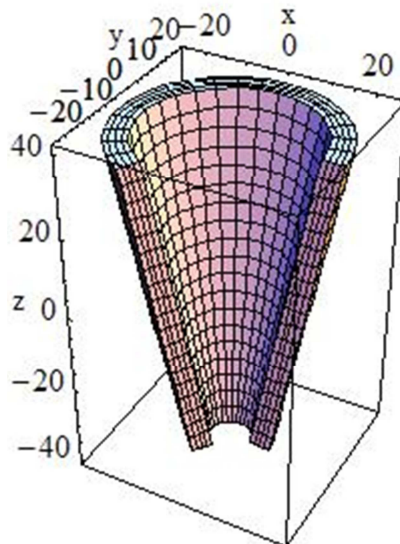
1. ábra. *G4Box*, $pX=30$, $pY=40$, $pZ=60$

G4Tubs(const G4String& nev, G4double belsoSugar, G4double kulsoSugar, G4double magassag, G4double kezdoSzog, G4double szegmensSzoge)



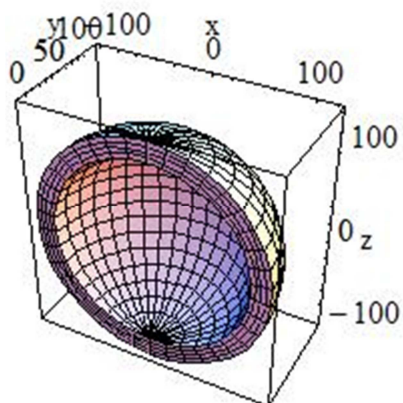
2. ábra. G4Tubs, belsoSugar=10, kulsoSugar=15, magassag=20

G4Cons(const G4String& nev, G4double pRmin1, G4double pRmax1, G4double pRmin2, G4double pRmax2, G4double magassag, G4double kezdoSzog, G4double szegmensSzoge)



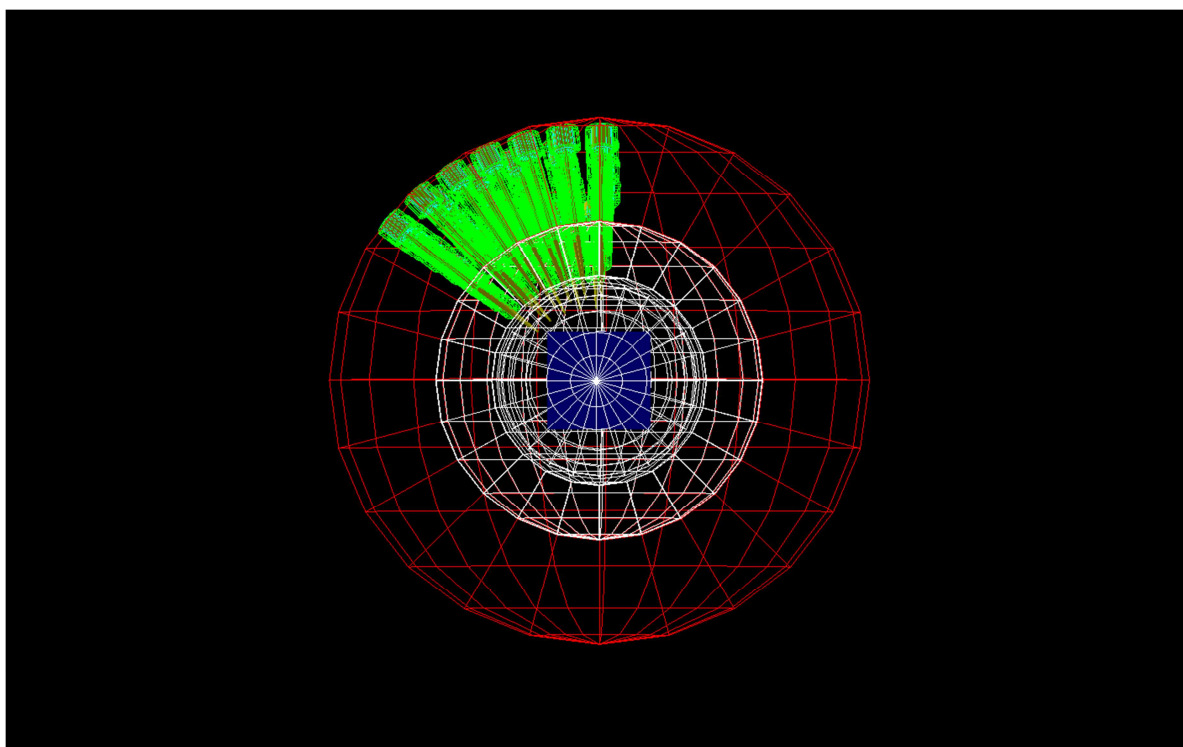
3. ábra. G4Cons, pRmin1 = 5, pRmax1 = 10, pRmin2 = 20, pRmax2 = 25, magassag = 40, kezdoSzog = 0, szegmensSzoge = $4/3 \cdot \pi$

`G4Sphere(const G4String& nev, G4double pRmin, G4double pRmax, G4double pSPhi, G4double pDPhi, G4double pSTheta, G4double pDTheta)`

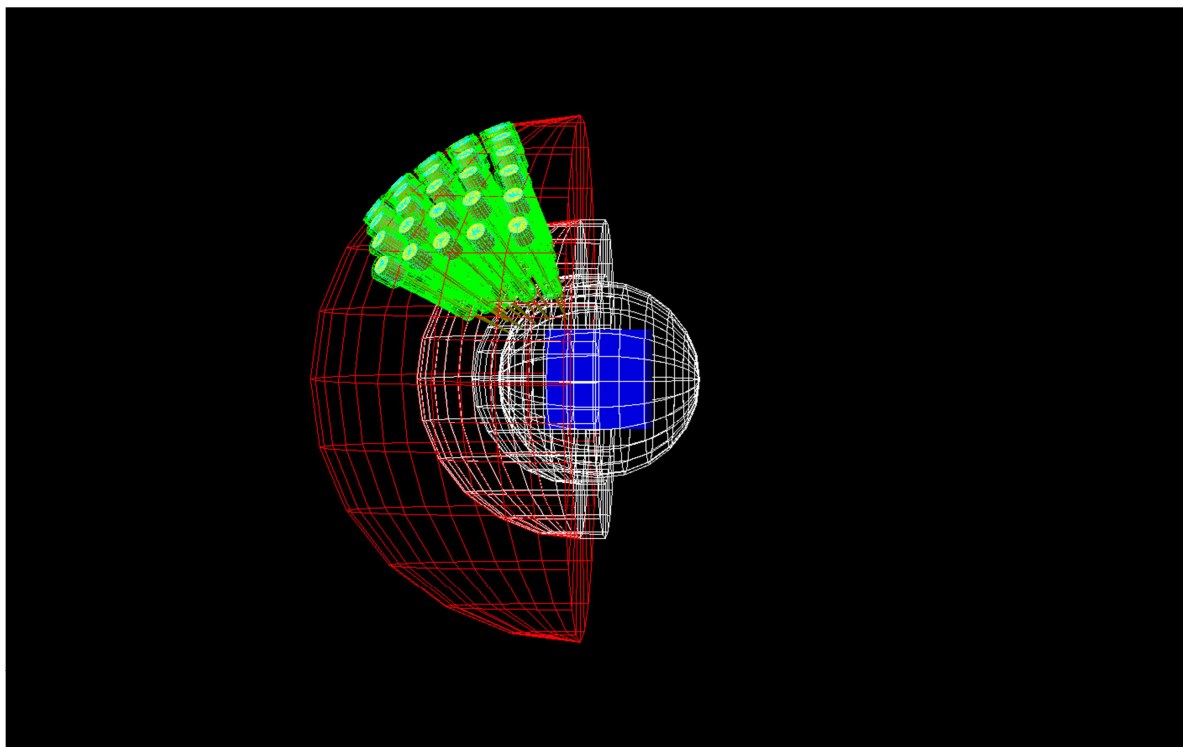


4. ábra. `G4Sphere`, `pRmin = 100`, `pRmax = 120`, `pSPhi = 0*Degree`, `pDPhi = 180*Degree`, `pSTheta = 0 Degree`, `pDTheta = 180*Degree`

A fent felsorolt egyszerű geometriai elemekből felépített kísérleti elrendezés:

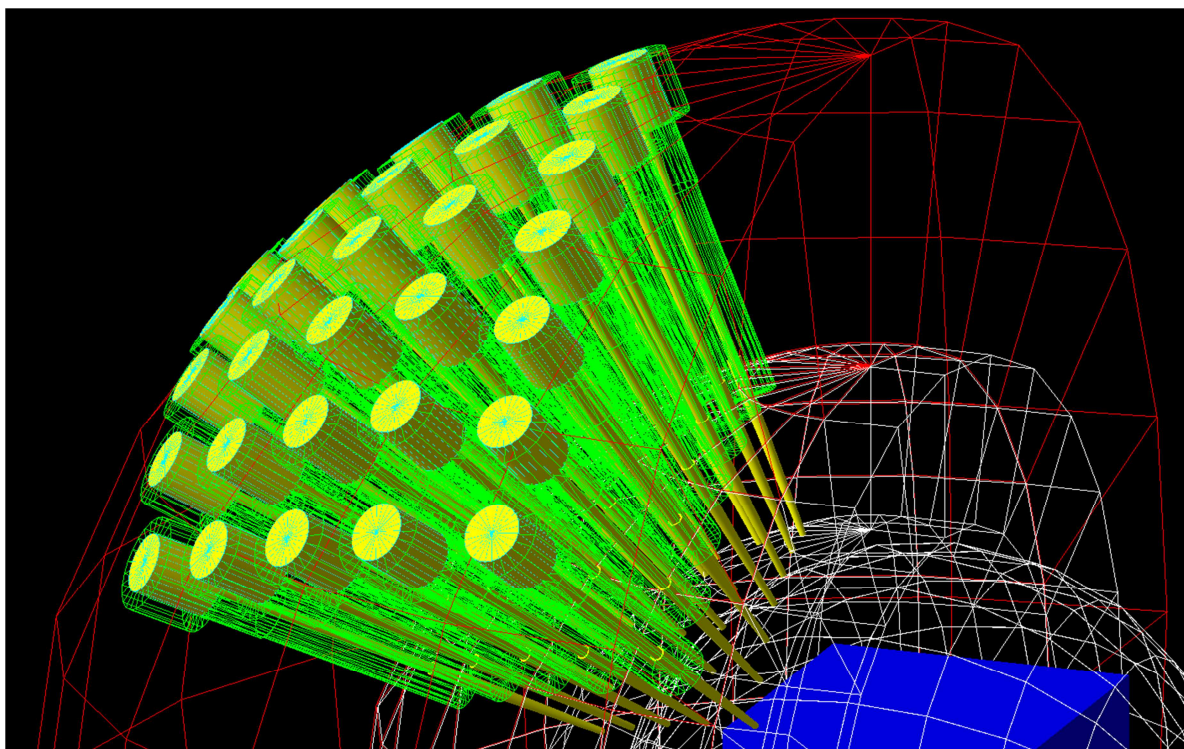


5. ábra. Kísérleti elrendezés szemből



6. ábra. Kísérleti elrendezés oldalnézetből

Az összeállításunk legbonyolultabb részei a sugárforrás tartók, továbbá az elsődleges és másodlagos kollimátorok:



7. ábra. Sugárforrások és kollimátorok

Munkám során CT felvételek alapján össze tudom állítani a fej Geant4 modelljét is, de kezdetben egy 16cm*16cm*16cm-es vízkockát használok, amit 100*100*100 darab kisebb kockára bontok, majd ezekben vizsgálom az energialeadást.

Kísérleti területnek egy 10m*10m*10m kiterjedésű kockát választottam, amelynek anyaga levegő. Kockát létrehozni a *G4Box* osztály példányosításával, ennek ún. logikai térfogatát, amely például azt is megadja, hogy mi legyen az anyaga a *G4LogicalVolume*, elhelyezkedését a *G4PVPlacement* osztály egy új példányának létrehozásával lehet beállítani. Az 5m*5m*5m-es beállítás annak köszönhető, hogy a testek osztályai úgy vannak definiálva, hogy a középponthoz képest mérnek mindhárom koordináta mentén mindkét irányba 5-5 métert, ezáltal pl. ebben az esetben az *X*, *Y* és *Z* koordinátát tekintve is a kocka kiterjedése -5 métertől 5 méterig tart.

A kísérleti terület definiálása:

```
G4double expHall_x = 5.0*m;
G4double expHall_y = 5.0*m;
G4double expHall_z = 5.0*m;
G4Box* experimentalHall_box= new
G4Box("expHall_box",expHall_x,expHall_y,expHall_z);
experimentalHall_log = new
G4LogicalVolume(experimentalHall_box,Ar,"expHall_log",0,0,0);
experimentalHall_phys = new
G4PVPlacement(0,G4ThreeVector(),experimentalHall_log,"expHall",0,false,0);
```

2.1.2 A PrimaryGeneratorAction.cc

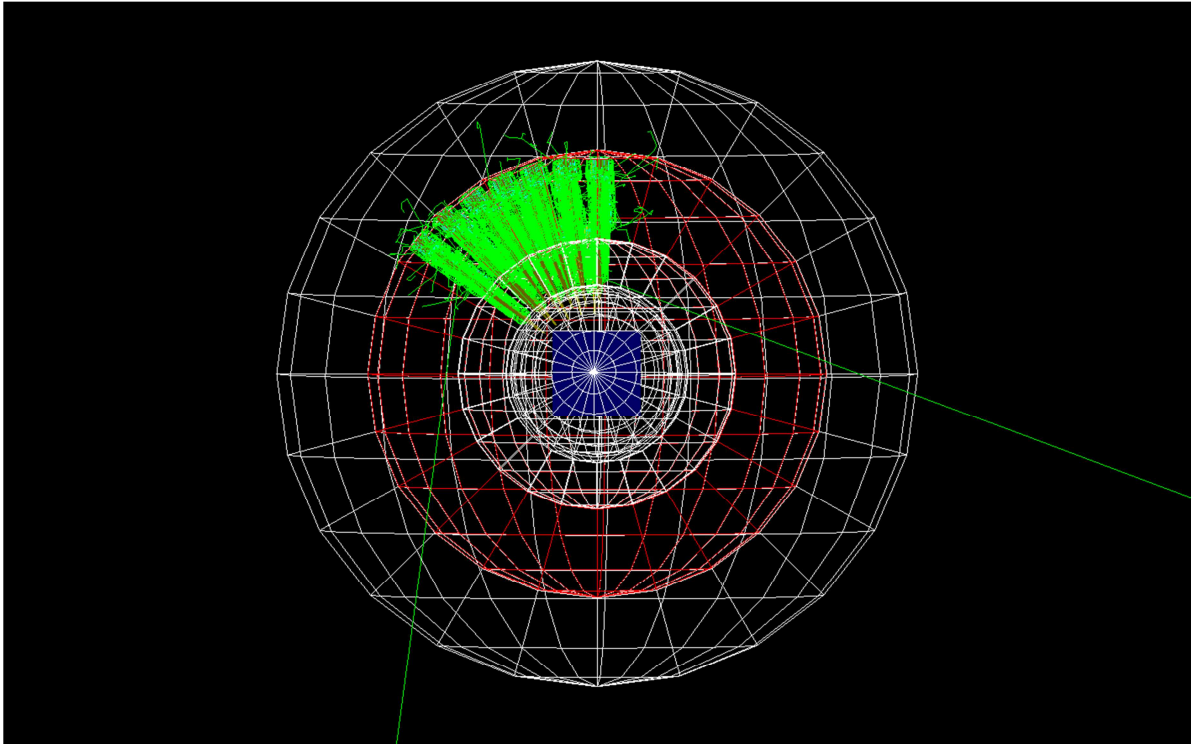
A *PrimaryGeneratorAction* végzi a részecskék generálását. A részecskék energiáját 1,3 MeV-ra állítottam be, mert a tapasztalatok azt mutatták, hogy ez biztosítja a számunkra ideális 8-10 cm-es behatási mélységet, azaz a céltérfogatba érve ilyen hosszú úton nyelődik el a sugárzás energiája víz esetében. A használt Co-60-as forrásnak van még egy 1,17MeV-es energiájú legerjesztődése is, de ezt egy későbbi verzióban vesszük majd figyelembe.

A szimulációkat a Fizikai Intézet 80 processzormaggal rendelkező klaszterén futtattuk, az energia leadások nagyságáról és pozíciójáról text állományokat készítettem a futás során, amelyből aztán ROOT állományokat hoztam létre. Ezen fájlokból később hisztogramokat

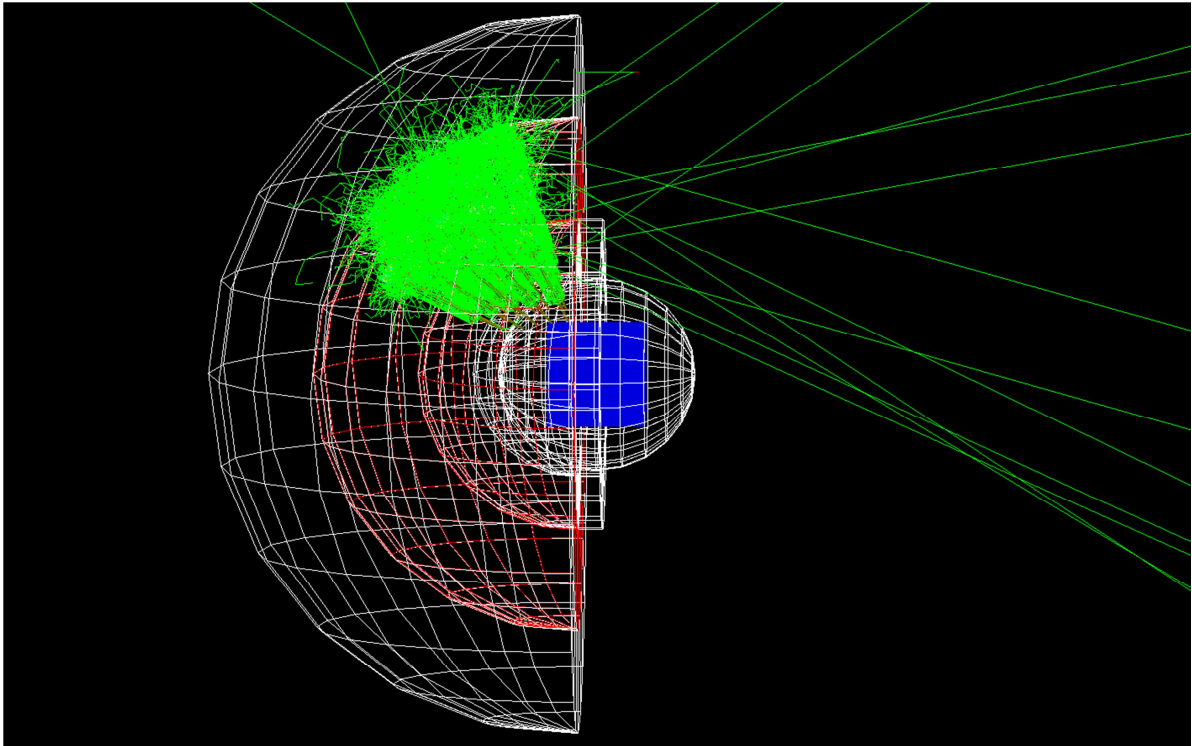
csináltam egy olyan eljárás segítségével, amely a Geant4 *TCanvas* osztályát használva a rendelkezésre álló adatokból megrajzolja a grafikont.

3. Virtuális források szükségessége

A sugárforrásokból kilépő fotonok a tér bármely irányába mehetnek, de a kísérlet szempontjából csupán a kollimátoron keresztül kilépő részecskék relevánsak, azonban ezek aránya az összeshez mérten rendkívül alacsony, a fotonok döntő többsége a vasból készült árnyékolásban nyelődik el. A tapasztalatok szerint csupán minden kb. 150000. részecske éri el a vízkockát.



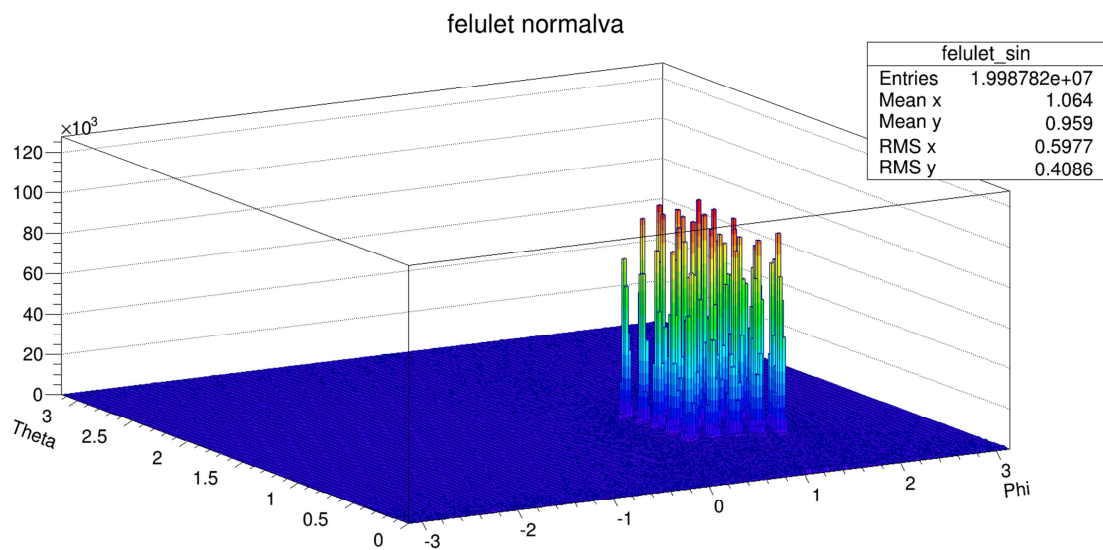
8. ábra. Virtuális források nélkül



9. ábra. 50000 lövés virtuális források nélkül. Egy részecske sem érte el a vízkockát

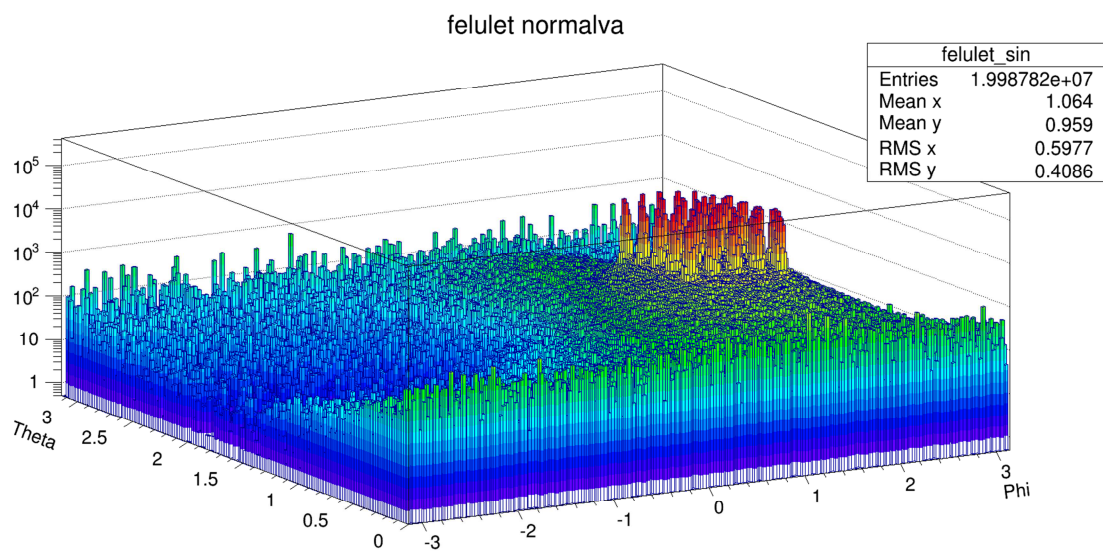
Azon részecskék mozgásának szimulálása, amelyek nem érik el a vízkockát rengeteg processzoridőt igényel feleslegesen. A probléma ún. virtuális források használatával küszöbölhető ki. Egy több hetes futtatással kigyűjtöttem kb. 230000000 olyan gamma foton adatait (3 koordináta, energia, irány (theta, phi irányszög)) egy fájlba, ami átment a vízkocka köré tett gömbön, majd a *PrimaryGeneratorAction.cc* ezen fájl adatait dolgozza fel. Ezeket hívjuk virtuális forrásnak, mert a következőkben nem a „fizika szerint” kibocsátott fotonokkal szimulálunk, hanem az ezen a felületen sikeresen áthaladt fotonokkal, így az eredeti elrendezésnél sokkal gyorsabb futást sikerült elérnünk.

Ha ezt a gömbfelületet kiterítem, az áthaladt fotonok jól meghatározott struktúrát mutatnak, melyen látszik a 30 forrás, a kollimátorok mérete és a részecskék haladási iránya is.



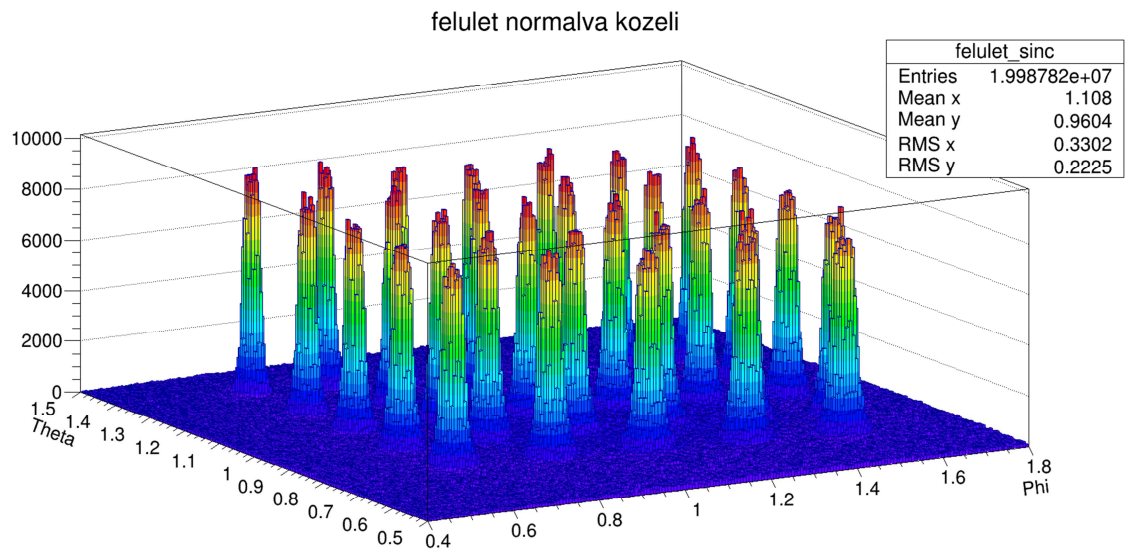
10. ábra. Gömbfelület lineáris skálán

A lineáris skálán dominálnak a kollimátoron kilépett, nagyjából 1,3 MeV-es gamma részecskék.

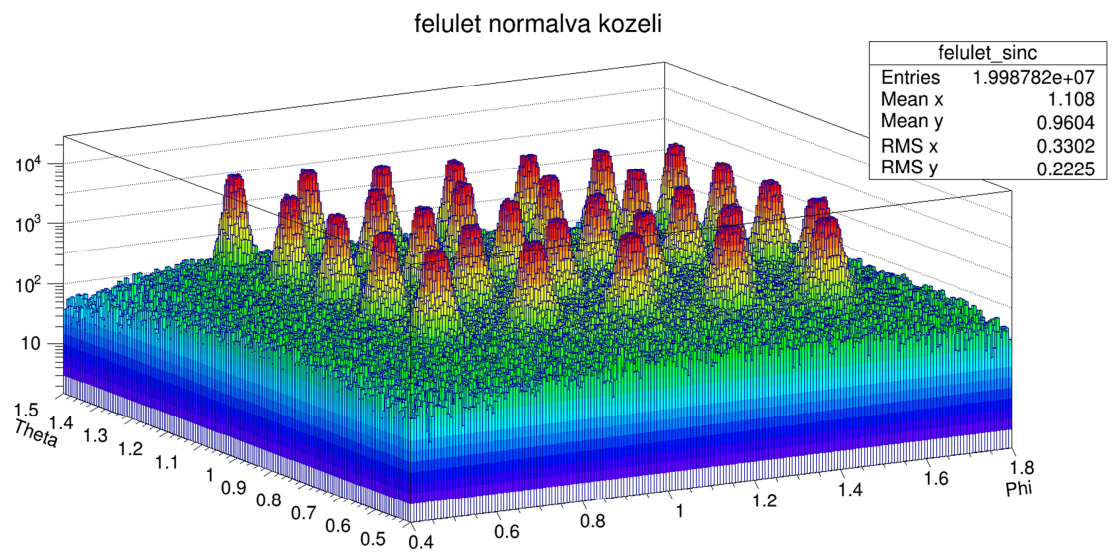


11. ábra. Gömbfelület logaritmikus skálán

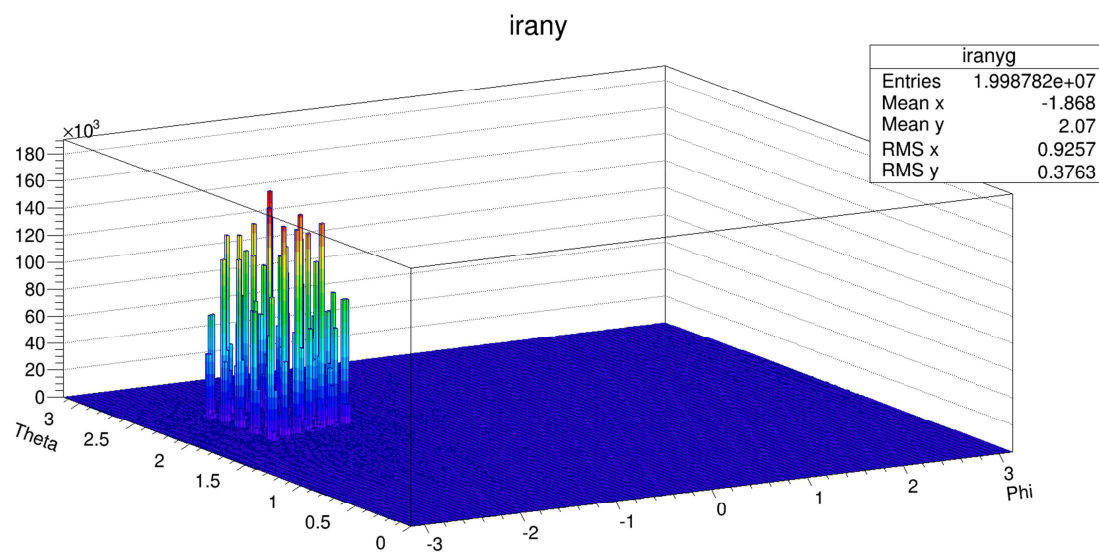
A 11. ábra bal oldalán a gömb forrásoktól átellenes oldala látszik, ahol csak nagyon kis eséllyel lépnek be a fotonok geometriai okokból.



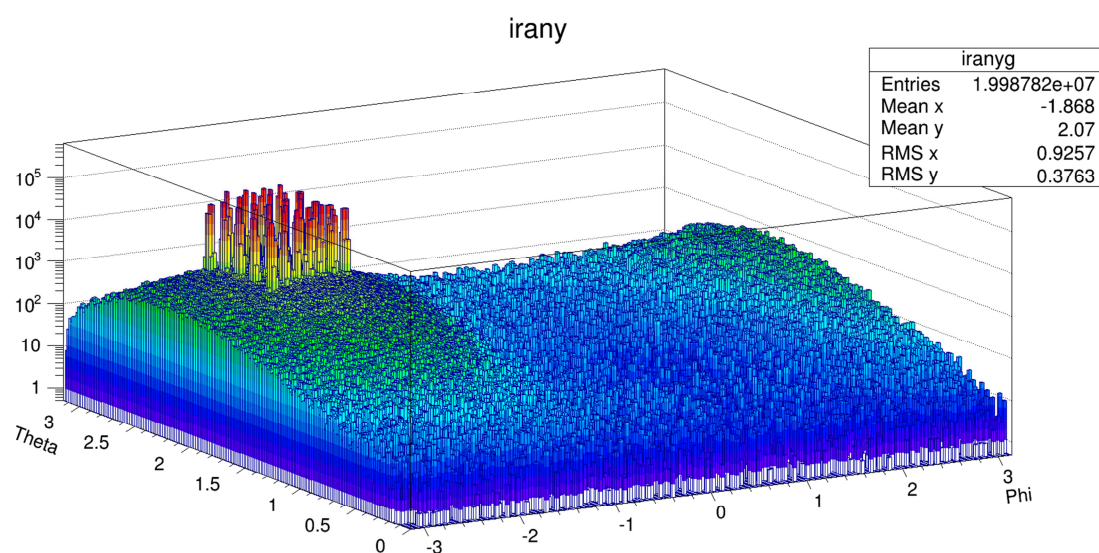
12. ábra. Gömbfelület lineáris skálán (közeli)



13. ábra Gömbfelület logaritmikus skálán (közeli)

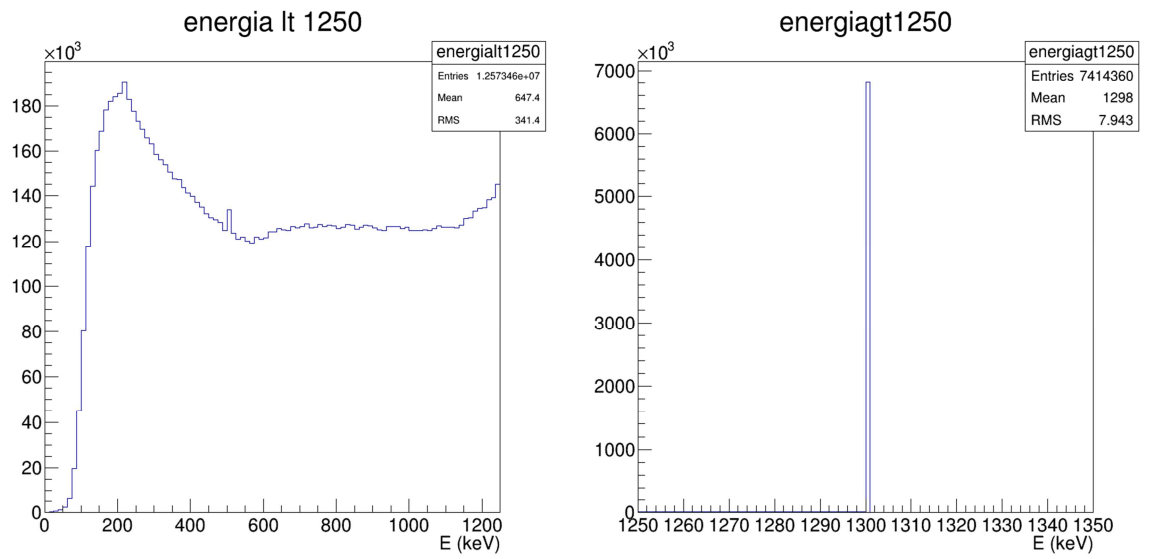


14. ábra. A belépő fotonok mozgásának iránya lineáris skálán



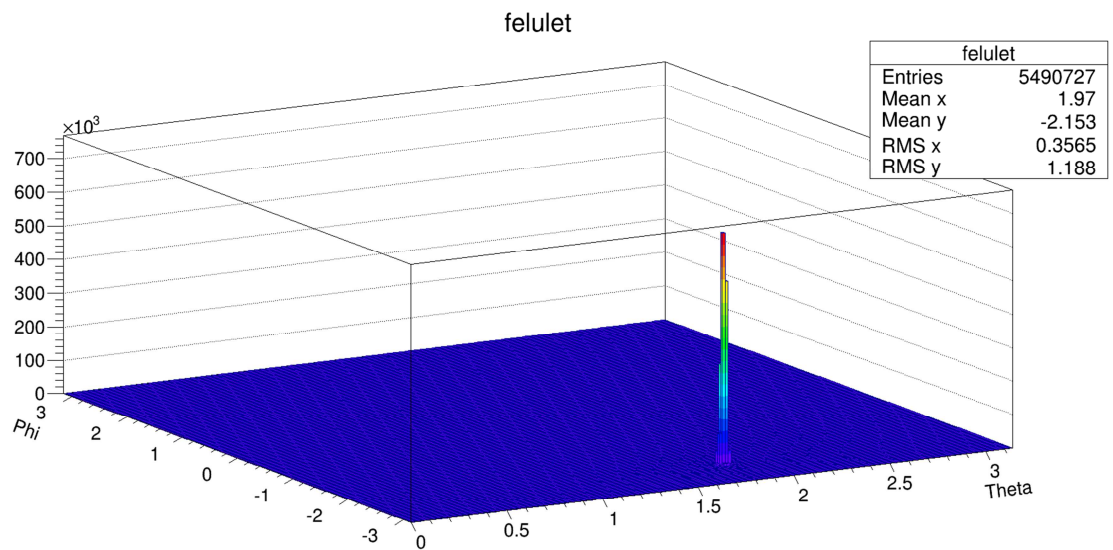
15. ábra. A belépő fotonok mozgásának iránya logaritmikus skálán

Az energia eloszlásokból azt látjuk, hogy nagyjából a részecskék harmada energiavesztés nélkül ér a gömbre, a többiek szóródnak, energiát vesztenek.

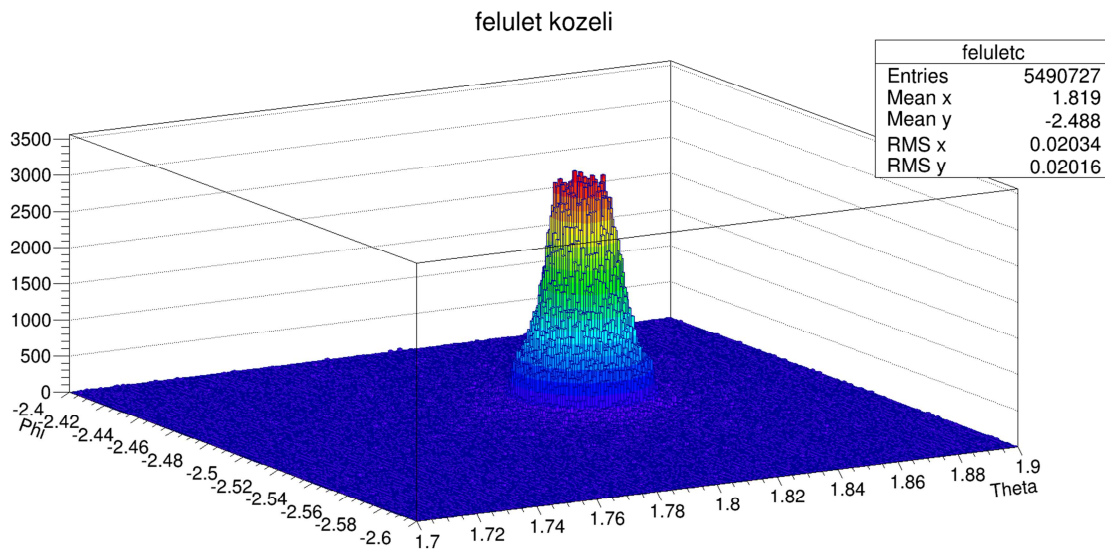


16. ábra. Energia eloszlása

Ha meg akarom pontosabban vizsgálni ezt a szerkezetet, érdemes csak egy forrást használva megnézni a kialakult virtuális forrás tulajdonságait:

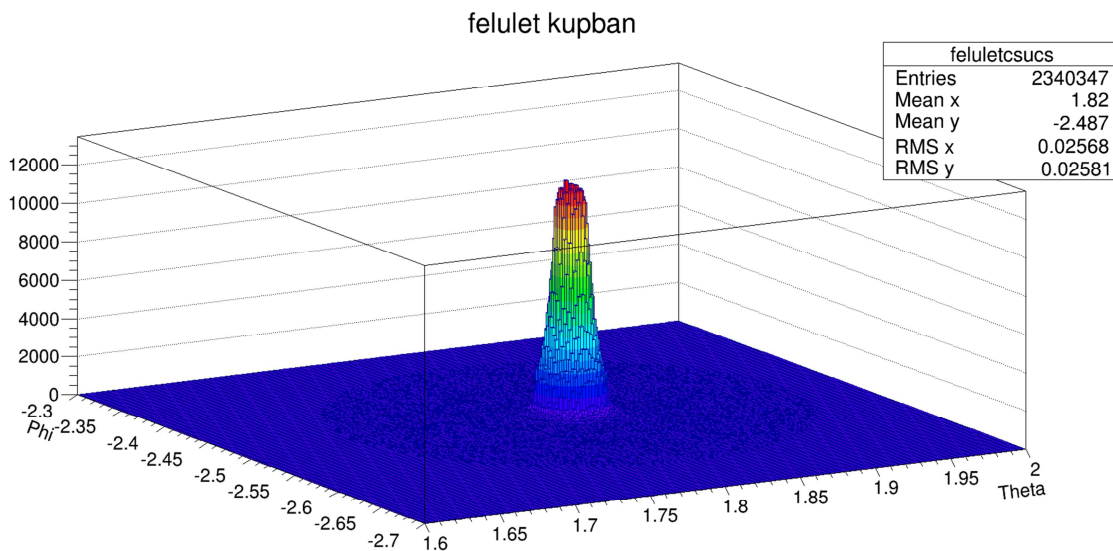


17. ábra. Gömbfelület egyetlen virtuális forrás esetén

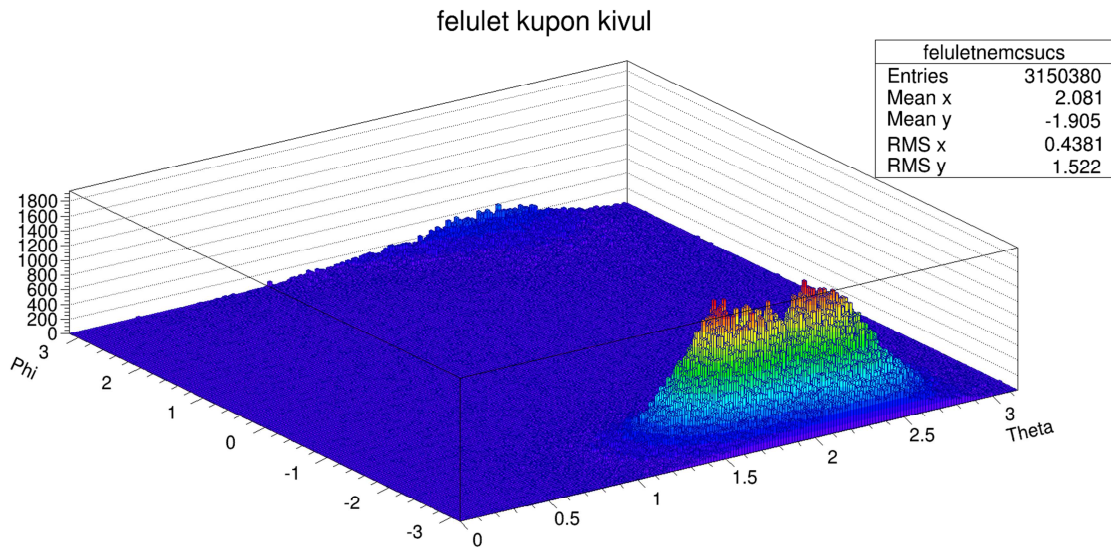


18. ábra. Gömbfelület egyetlen virtuális forrás esetén (közeli)

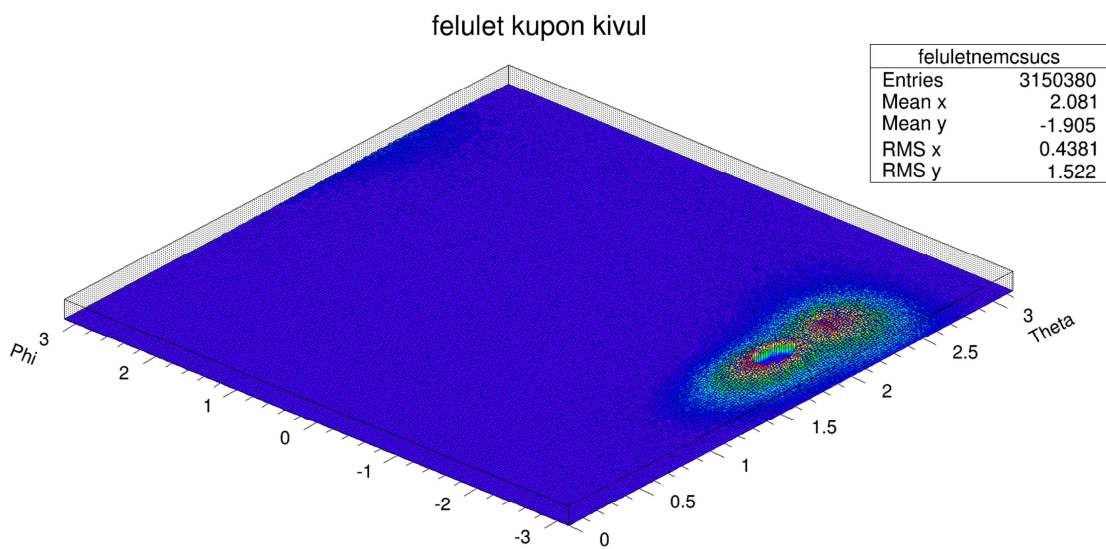
A szimuláció meggyorsításának egy másik – egy olasz csoport által – a Leksell gamma késnél alkalmazott módja, hogy csupán a kollimátor tengelyéhez képest 2,5 fokos nyílásszögben kilépő fotonokkal futtatják végig a szimulációt, ami eleve rossz irányba indult, azt eldobják. Próbaképp mi is elvégeztük a szimulációt ezzel a módszerrel, és a következő eredményeket kaptuk:



19. ábra. Felület a 2,5 fokos nyílásszögű kúp esetén



20. ábra. Felület a 2,5 fokos nyílásszögű kúpon kívül

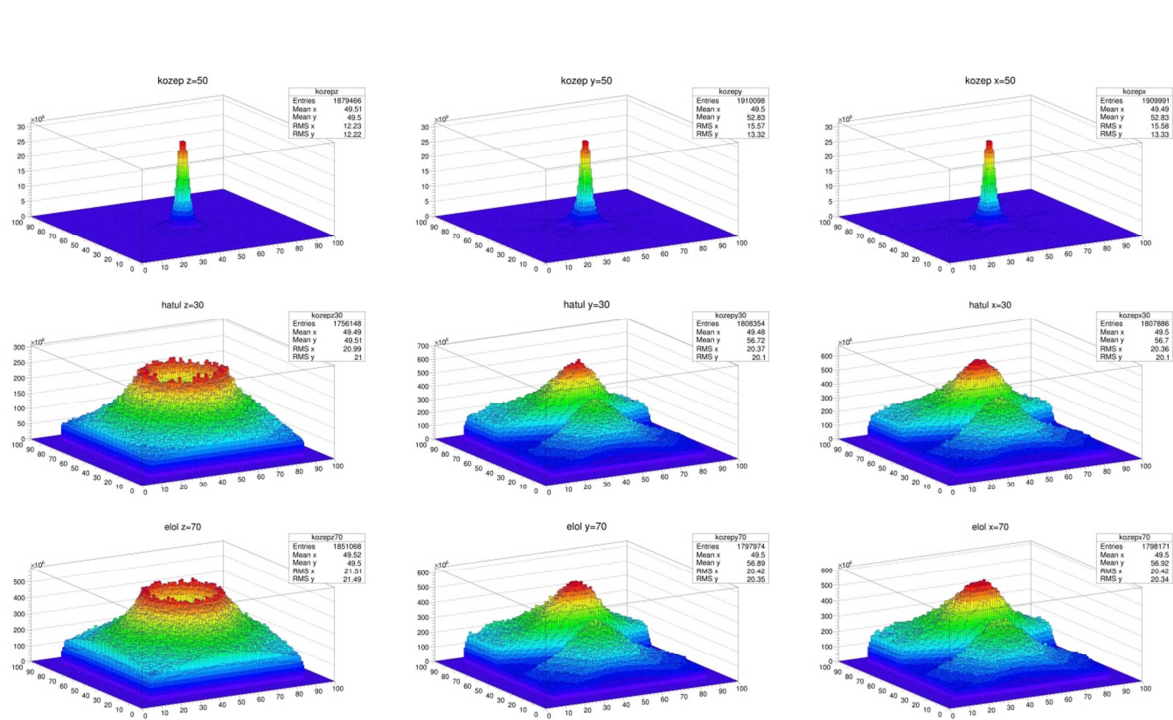


21. ábra. Felület a 2,5 fokos nyílásszögű kúpon kívül

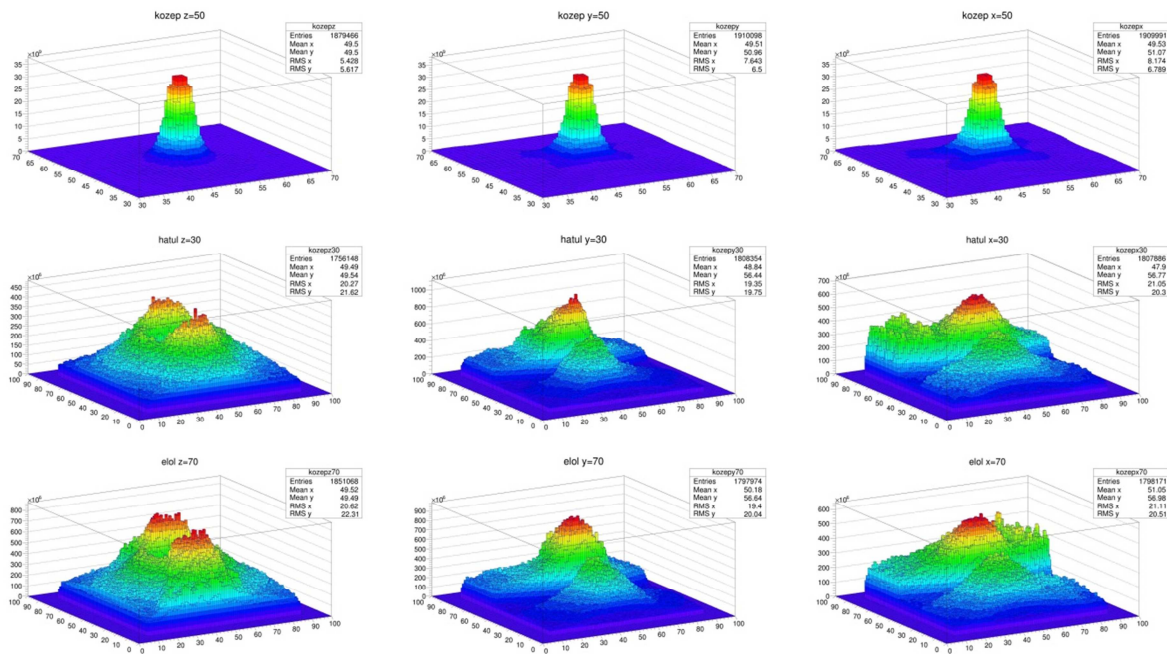
A fenti ábrákból látszik, hogy 2,5 foknál nagyobb szöggel induló fotonokból sokan elérnek a céltárgyig, de energiát vesztenek, emiatt más lesz a tipikus behatolási mélység, „rossz helyen” adják le az energiájukat, így ezeket is szimulálni kell.

4. Virtuális források futásai

Virtuális források használatával kialakítjuk azokat az alapvető geometriai alakzatokat, amelyek kombinációiból később a bonyolultabb dózisfelületek fognak állni. Az alábbi ábrák a kocka Z, Y és X tengelyének mentén, középen (felső sor), hátul (középső sor) és elöl (alsó sor) ábrázolják az energia leadást. A súlyozás azt jelenti, hogy egy bizonyos szögtartományban a gép lassabban forog, ezáltal az innen kapott dózis nagyobb lesz, mint máshol, mert több ideig tart a besugárzás.

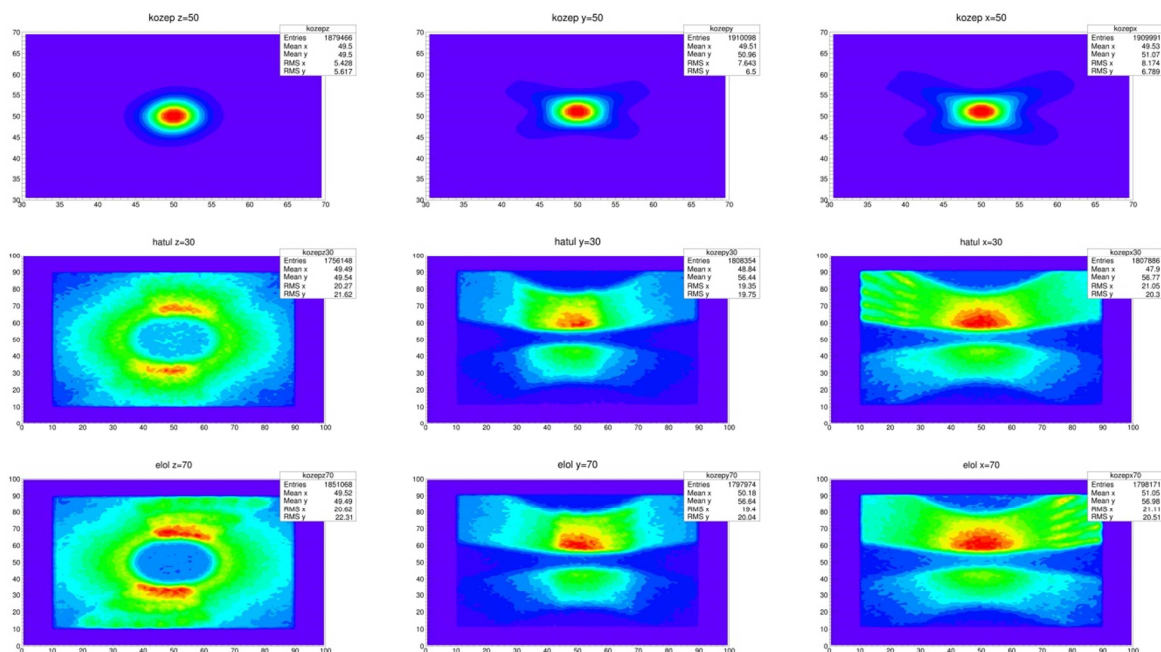


22. ábra. Egy teljes körbefordulás egyenletes súlyozással

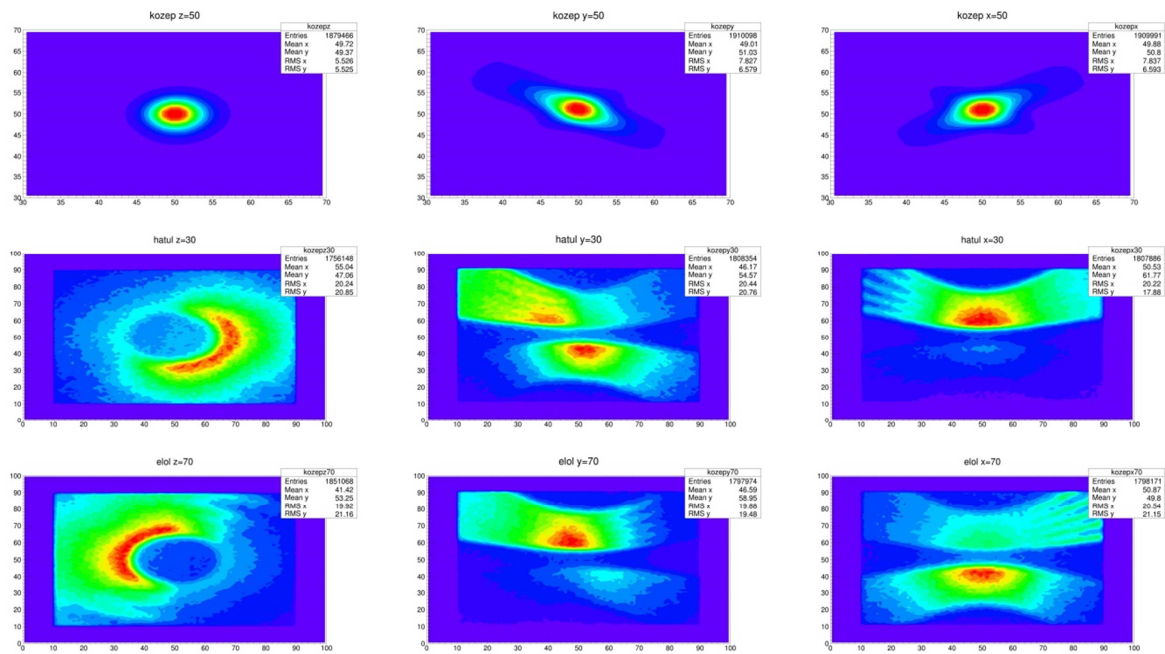


23. ábra. Két 10 fokos szemközti tartományból ötszörös súly

Jól látható, hogy azokból az irányokból, ahol lassabb volt a forgatás, a vártak megfelelően nagyobb dózis érte a céltárgyat. A szimuláció értelme az, hogy minden egyes kis kockában (az emberi fej nagyságú vízkockát 100*100*100 kis kockára bontottuk) meg tudjuk adni a dózis nagyságát.



24. ábra. Két 10 fokos szemközti tartományból ötszörös súly (kontúros ábrázolás)



25. ábra. Energia leadás 180 fokos körívből löve

5. Inverz tervezés megvalósítása

Az inverz tervezés megvalósításának kezdeti lépéseként írtam egy programot, amivel elő tudok állítani egy tetszőleges referencia dóziseloszlást. Ez a program készít egy maszkfájlt is, ami minden szögnél minden kockához megadja, hogy abból szögből jut-e oda elég dózis ahhoz, hogy számoljunk vele, vagy sem. A küszöbérték a legnagyobb sugárterhelésű kocka dózisének 10%-a. Ezzel elkerülhetjük azt, hogy az olyan kockákban történő energia leadásokkal is számolni kelljen, ahová csak minimális szóródott energia jut. Írtam továbbá egy kereső programot, aminek az a feladata, hogy a 360 fokos kör minden szögéből úgy válassza meg a súlyozást, hogy az ilyen súlyokkal előálló eloszlás a referenciára a lehető legjobban hasonlítson.

Első ízben a Geant-tal egy $10*10*10$ -es kockát fokanként elforgattam, és minden szögből lőttem rá 1 millió virtuális fotont. Mindnél elmentettem a dózisokat, így egy fájlban lett $360*10*10*10$ darab adatom, ezzel a fájlal dolgoztam a későbbiekben.

Először a kört négy egyenlő részre bontottam, minden negyed három különböző súlyt kaphatott. A lehetőségek száma így $3^4=81$, „brute force” módszerrel mindet végig próbálva, majd ezek közül a legkisebb eltérést adó kombinációt kiválasztva a program megbízhatóan és gyorsan működött ezekre az egyszerű esetekre. A maszkot 90 fokanként logikai vagy művelettel összekapcsoltam, a program csak azokon a helyeken számolt a különbségekkel, ahol a maszk értéke 1 volt.

Az előző módszerben az adatmennyiség, amivel dolgoztam mindössze 2812 KB (1000 darab kocka*8 bájtos double típus*360 fok). Mivel ettől jóval részletesebb felbontásra van szükségünk (egy CT kép $512*512*256$ voxel), ezért én is megnöveltem a felbontást, $100*100*100$ -as kockával is elvégeztem a szimulációt, a továbbiakban már csak ezt a fájlt használtam fel. CT képpel memóriahiány miatt nem tudtam dolgozni, a $100*100*100$ -as kocka is már 2747 MB RAM-ot foglal, CT kép méretű felbontásnál ez 180 GB.

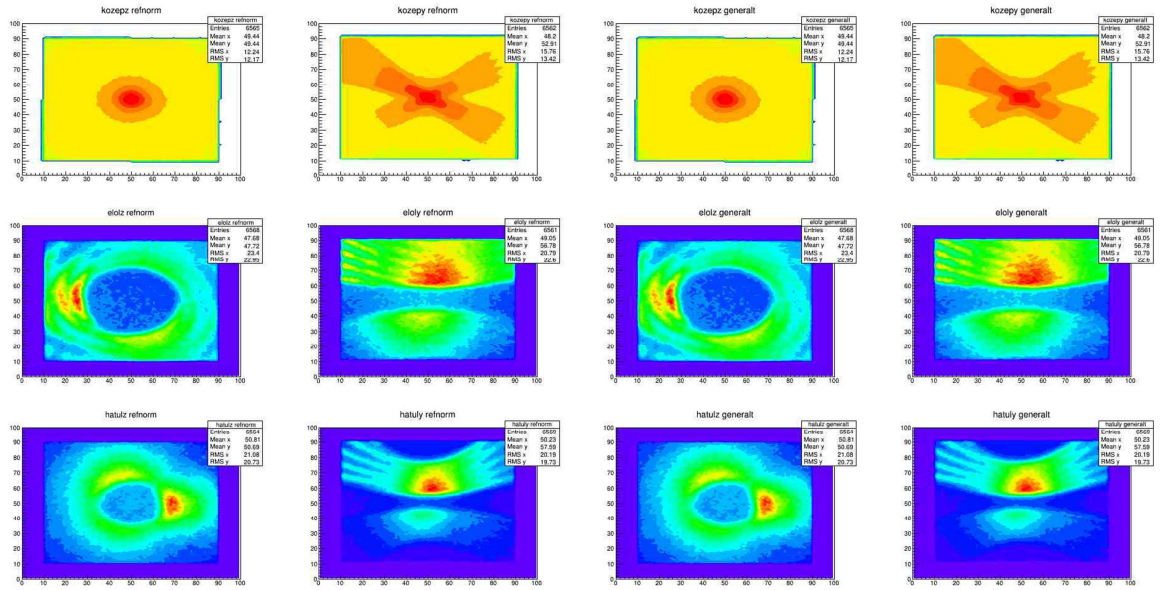
A „brute force” módszer a $100*100*100$ -as kockánál a nagy adatmennyiség miatt nem használható, egyrészt a sok számolás, másrészt a sok adatmozgatás miatt túlságosan lassú. Az adatok fájlból beolvasása után kizárólag memóriából dolgozik a program, de még így is nagyon sok ideig tart végigszámolni az összes lehetőséget, ráadásul a három féle súlyozás

nem is elég, ha gép legalább öt félét tud, akkor a programnak is annyit kell tudnia. Szükség van egy intelligensebb módszerre, ami lehetővé teszi azt is, hogy ne negyed körökkel számoljunk egyszerre, hanem precízebben.

Úgy módosítottam a keresőalgoritmust, hogy a kört már nyolc részre bontottam, a maszkokat 45 fokként logikai vagy művelettel összekapcsoltam, és a program mindig vagy a legnagyobb pozitív eltérésű nyolcad súlyát növelte, vagy a legnagyobb negatív eltérésű nyolcad súlyát csökkentette, attól függően, hogy hogyan került közelebb a megoldáshoz. Ezzel a módszerrel egy olyan keresőhöz jutottam, ami mindössze 11 lépésben előállított egy olyan dóziseloszlást, ami tökéletesen megegyezett a referenciával. A program a következő sorrendben módosítgatva az egyes nyolcadok súlyát futott le (a második oszlopban lévő szám a keresett eloszlástól való eltérés számszerűsítve):

1 1 1 1 1 1 1 1	192482.000000
1 1 2 1 1 1 1 1	173064.000000
1 1 2 1 2 1 1 1	153613.000000
1 1 3 1 2 1 1 1	134195.000000
1 1 3 1 2 2 1 1	115335.000000
1 1 4 1 2 2 1 1	95918.000000
1 1 4 1 2 3 1 1	77058.000000
2 1 4 1 2 3 1 1	57657.000000
2 1 4 2 2 3 1 1	38813.000000
2 1 4 2 2 3 1 2	20022.000000
2 1 4 2 3 3 1 2	8912.000000
2 1 5 2 3 3 1 2	18842.000000
2 1 5 1 3 3 1 2	0.000000

A kapott számsorozat pontosan a referencia előállítására használt nyolc súlyozási érték.



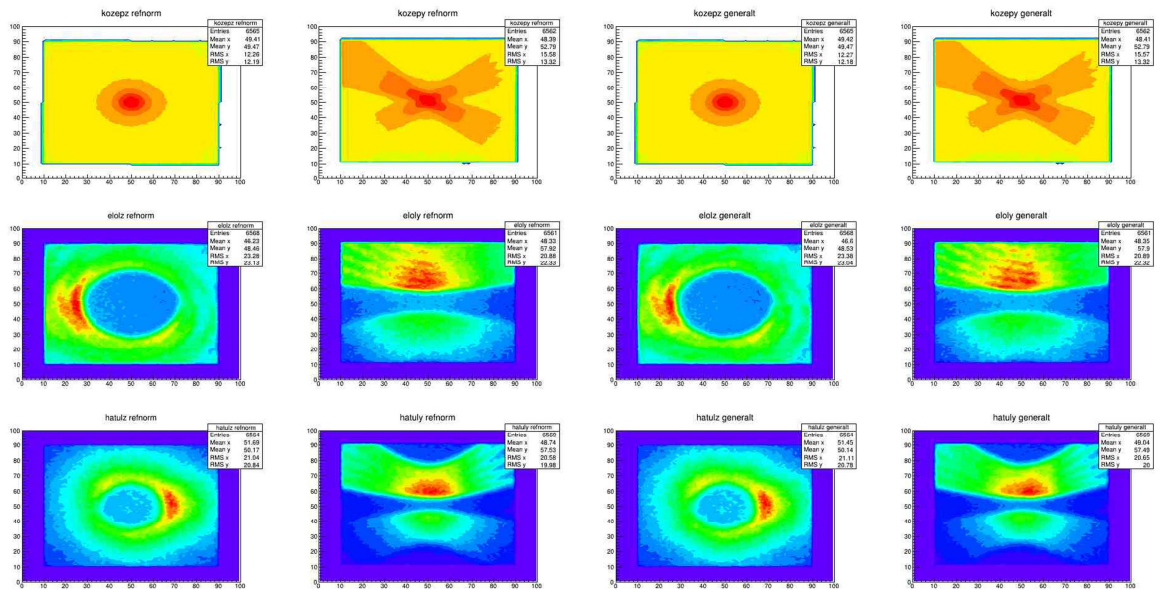
26. ábra. A referencia (bal oldal) és az általunk talált (jobb oldal) dóziseloszlások tökéletesen megegyeznek

Ez után tovább finomítottam a felbontáson, a kört 10 fokos szeletekre bontottam, de a keresőalgorithmus nem változott. A részletesebb felbontás miatt sokkal több keresőlépésre volt szükség, de még mindig viszonylag hamar, kb. 3 perc alatt, 52 lépés után véget ért. A kereső által összeállított mozgáskombináció nem pont az, amit referenciaként megkapott, de nagyon hasonlít, a kezelés szempontjából ekvivalensnek tekinthető. A kapott sebességkombináció a

2 1 2 3 3 2 3 1 2 5 3 5 5 3 2 4 3 2 2 2 2 3 2 3 4 2 3 1 1 1 1 3 1 3 1 3,

a referencia pedig

2 2 2 2 3 3 2 2 2 4 4 4 5 3 3 3 3 2 2 2 2 3 3 3 3 3 1 1 1 1 2 2 2 2 2.



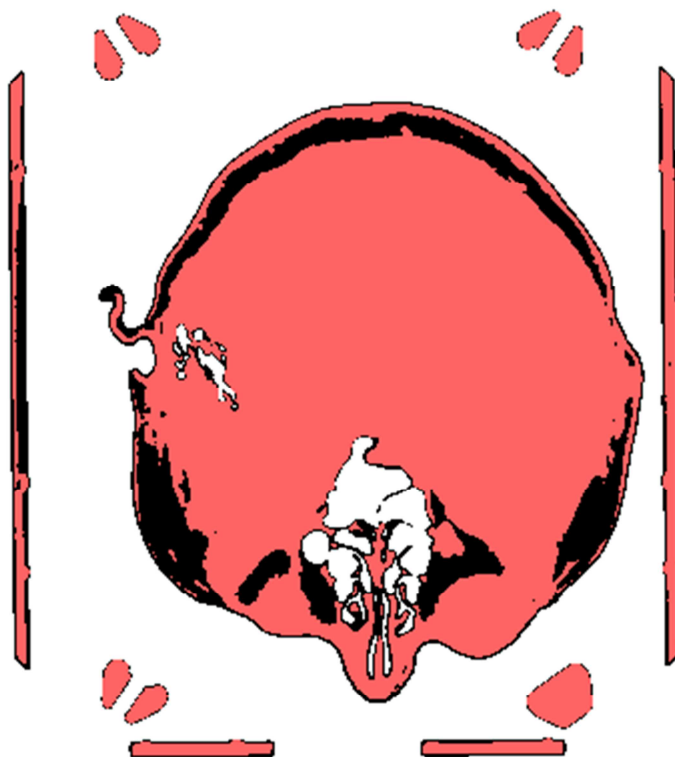
27. ábra. A referencia (bal oldal) és az általunk talált (jobb oldal) dóziseloszlások alig térnek el

A gép felépítéséből adódóan 10 foknál gyakrabban nem tud a forgási sebességen változtatni, ennek ellenére valószínűleg le kell menni 1 fokos felbontásra, hiszen szükség lehet arra, hogy ne pont a 10 fok valamely többszörösénél változtassunk a sebességen. A kereső alkalmas a fokenkénti felbontásra is, ott is tud olyan mozgáskombinációt előállítani, amely a dózisleadás szempontjából ekvivalens a referencia eloszlással, de azt a legtöbb esetben olyan kombinációban rakja össze, ami a gép által nem megvalósítható (pl. túlzottan nagy súlyok), így ez a rész még további munkát igényel.

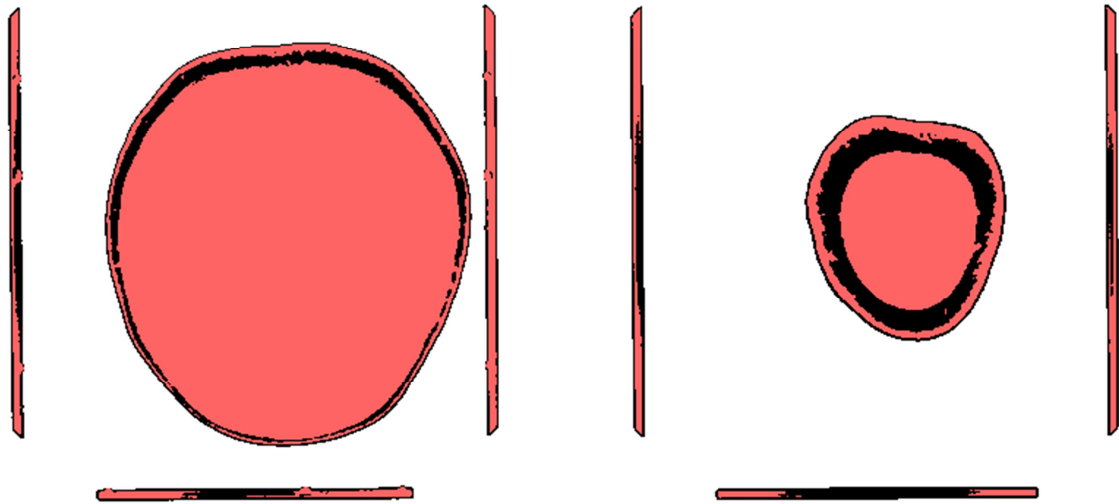
6. CT képek feldolgozása

A komputertomográfia a Röntgen-technika továbbfejlesztése. A tomográfias felvétel esetében vékony, síkszerű röntgensugár-nyalábbal világítják át a vizsgált objektumot. Az objektum mögött elhelyezett detektor egy vonal mentén érzékeli, hogy a sugárnyalábból hol és mennyi nyelődött el, ez alapján határozzák meg az egyes helyek elektronsűrűségét, abból az ott lévő (egy voxelnyi, itt $0,625 \times 0,625 \times 0,624 \text{ mm}^3$) anyagot.

A CT felvétel tulajdonképpen egy számsorozat. Ha a különböző számértékekhez színeket rendelünk és ezt képként ábrázoljuk, láthatóvá válik a fej modellje.

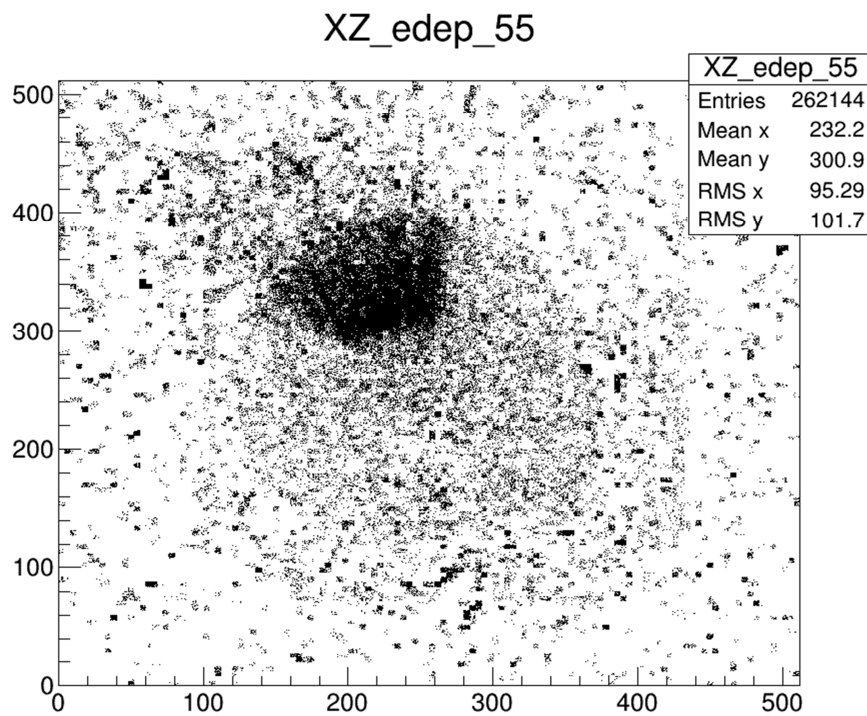


28. ábra. Egy általunk feldolgozott CT felvétel

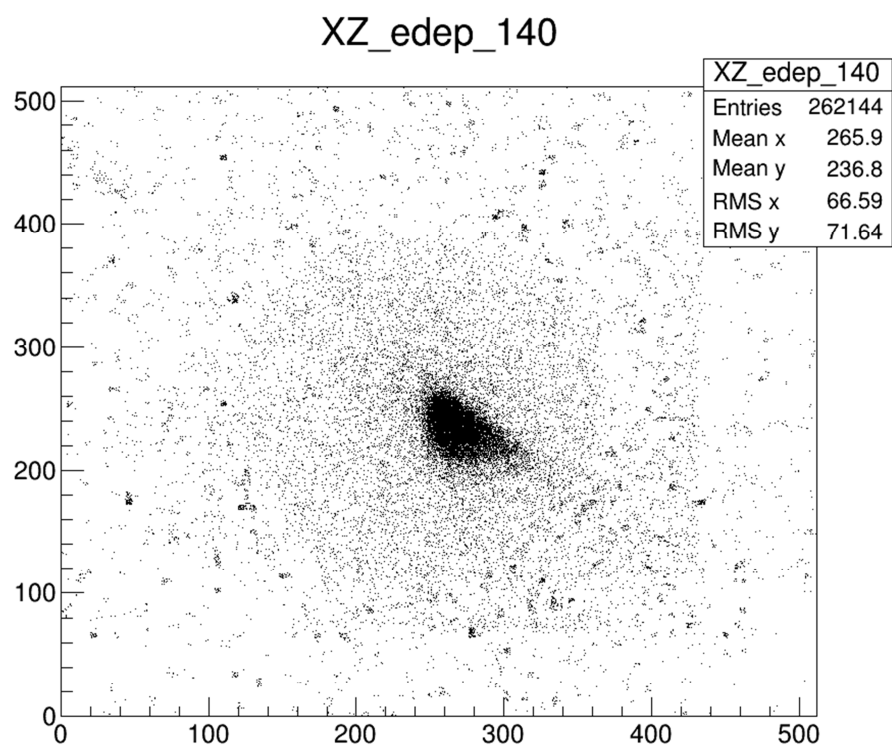


29. ábra. CT felvétel a fej közepéről és tetejéről

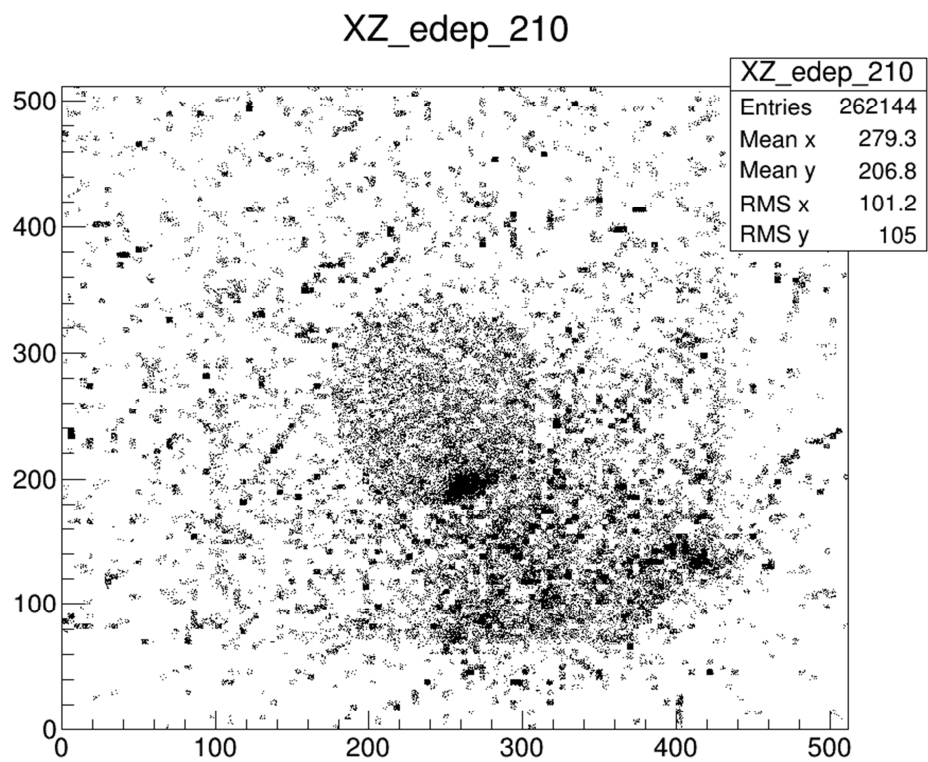
Az így elkészített objektumot a Geant-ba be lehet tenni [5-6], és a szimuláció során, mint céltérfogatot használni lehet. A vízkocka helyett ezt a CT felvételt használva elvégeztük a szimulációt a Fizikai Intézet klaszterén, és a 28-29. ábrán látható szeletekben a következő dóziseloszlásokat kaptuk egy rögzített pozícióból 2 millió gamma esetén:



30. ábra. Energia leadás egy valódi CT felvétel esetén nulla fokból löve



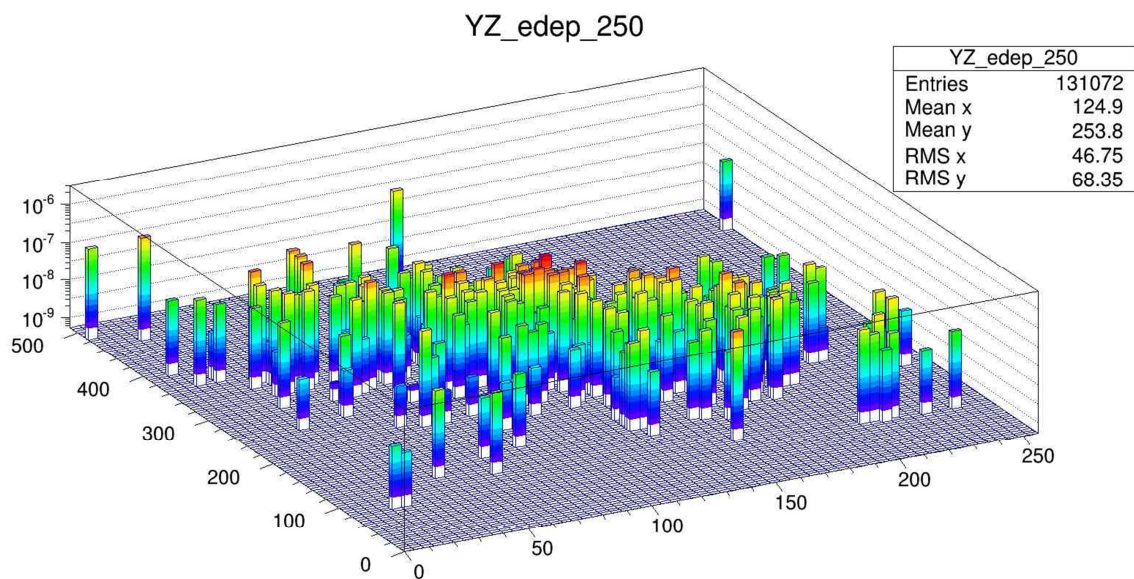
31. ábra. Energia leadás a középső szeletben



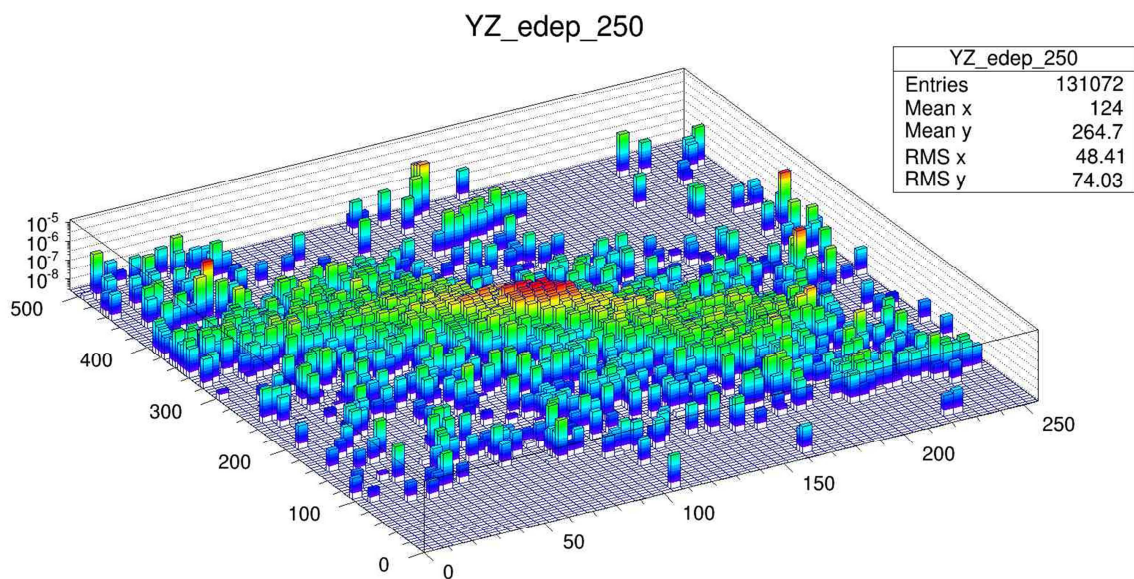
32. ábra. Energia leadás a fej tetejénél

Sajnos CT képpel a dózistervezést asztali gépen – elegendően nagy méretű memória hiányában – nem tudtuk elvégezni, de a továbbiakban, ha az egy fokos felbontás is tökéletesen fog működni a vízkocka esetén, akkor elvégezzük a tervezést valódi CT kép esetén is. A helyi szuperszámítógépen jelenleg 12 szálon tudunk futtatni, de ez még azt jelenti, hogy több óra kell, hogy a programomhoz szükséges bemeneti fájlokat legyártsuk.

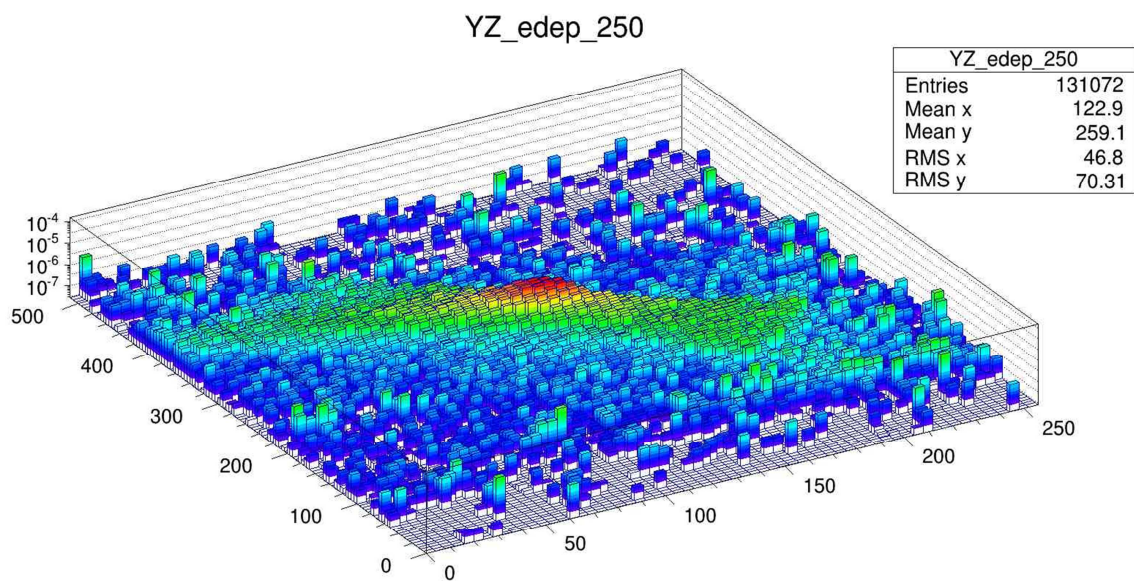
Külön meg fogom vizsgálni, hogy mennyi kiindulási gamma kell, hogy a módszerem működjön, ehhez a bemeneti fájlok már kész vannak:



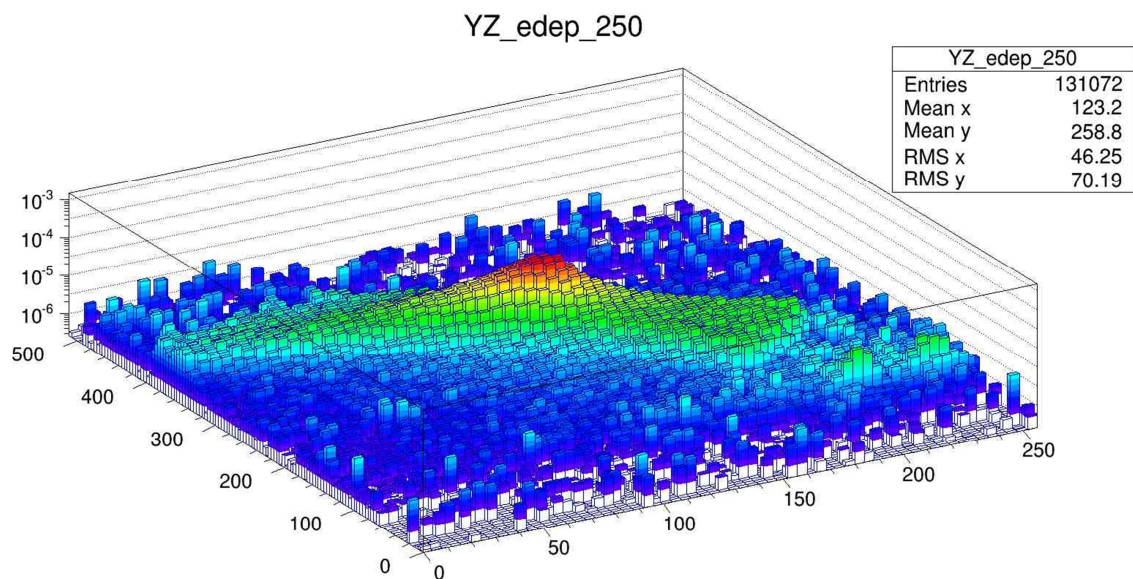
33. ábra. 20 ezer gamma esetén az energia leadás eloszlása egy 0,625 mm vastag CT szeletben



34. ábra. 200 ezer gamma esetén az energia leadás eloszlása egy 0,625 mm vastag CT szeletben



35. ábra. 2 millió gamma esetén az energia leadás eloszlása egy 0,625 mm vastag CT szeletben



36. ábra. 20 millió gamma esetén az energia leadás eloszlása egy 0,625 mm vastag CT szeletben

Ha elég néhány 100 ezer gamma az optimalizáláshoz, akkor akár percek alatt is lehet gyártani azokat a fájlakat, ami a módszeremhez kell. Több millió esetén azonban órák kérdése lesz, ami újabb módszerek kifejlesztését igényli a napi inverz tervezéshez.

7. Összefoglalás

A munkám célja egy rengetegszer tesztelt és érvényesnek tekintett szimulációs eljárás felhasználása a sugárterápiás kezelésben, ami a Geant számítási igénye miatt eddig lehetetlen volt. Ez a szimuláció egyenként indítja és vezeti végig a gammákat, a kezeléshez pedig nagyságrendileg 1015 gammát használnak fel. Ma egy átlagos CPU 10^5 fotont tud másodpercenként a gammakésben végigvinni, azaz legalább 8 nagyságrend van a napi használat és a jelenlegi néhány 100 magos klaszter számítási kapacitása közt. Ezen több ponton is lehet gyorsítani, amire van példa a szakirodalomban [4]. Ezek számunkra nem voltak kellően megalapozottak, ezért egy eddig nem használt módszert használtunk, az ún. virtuális forrásokat, amivel 5 nagyságrendet nyertünk. További terveink közt van a GPU-s gyorsítás, szuperszámítógép használata. A gép elemi objektumokból való összeállításában részt vettem, a TDK munkám egy évvel korábbi verziója ennek a prototípusát tartalmazta, amivel már egyszerű mozgásokat meg tudtam valósítani. Ennek alapján történt a virtuális források módszerének a kifejlesztése, tesztelése, ellenőrzése.

A másik nagy gyorsítás az, hogy olyan kereső algoritmusokat írok, ami egy tetszőleges felület esetén megmondja a gammakés mozgását, amivel a felületen belüli dózis egy megadott érték felett van, úgy, hogy rajta kívül a lehető legkisebb a károsodás. Ennek első lépésével lettem kész, 10 fokos felbontással meg tudom adni, milyen sebességgel kell az adott szögben mozgatni az eszközt. Ez teljes mértékben a saját munkám eredménye.

8. Köszönetnyilvánítás

A dolgozatomban tárgyalt kísérleteket, azok bemutatását, a mérések elvégzését és értékelését témavezetőm, Ujvári Balázs iránymutatásai alapján végeztem el. E dolgozat nem jöhetett volna létre a segítségem nélkül, ő ismerttetett meg a Geant4 használatával és időt, energiát nem sajnálva, ha elakadtam, vagy segítségre volt szükségem, a hét minden napján rendelkezésemre állt, továbbá sok olyan mintaállományt biztosított, amelyek a szimulációk összeállításánál és kiértékelésénél nagy segítségemre voltak, a dolgozat megírásához hozzájárult hasznos tanácsaival.

Jelen kutatást a Szuperszámítógép, a nemzeti virtuális laboratórium című, TÁMOP-4.2.2.C-11/1/KONV-2012-0010 azonosítószámú projekt támogatta az Európai Unió és az Európai Szociális Alap társfinanszírozása mellett.

9. Irodalomjegyzék

- [1] Gamma Sugársebészeti Központ, *Agyműtétek a koponya megnyitása nélkül*
<http://www.sugarsebeszet.hu/> [Letöltve: 2013. április]
- [2] Gamma Sugársebészeti Központ, *GammaART-6000TM - Forgórendszerű sugársebészeti eszköz*
http://www.sugarsebeszet.hu/p_gammasebeszet_gammaart6000.html [Letöltve: 2013. április]
- [3] Wikipedia, *Geant4* <http://en.wikipedia.org/wiki/Geant4> [Letöltve: 2013. április]
- [4] Geant4-based Monte Carlo Simulation of the Leksell Gamma Knife®, F. Romano, M. G. Sabini, G. Cuttone, G. Russo, V. Mongelli, R. Foroni, Nuclear Science Symposium Conference Record, 2007. NSS '07. IEEE, Volume 4, 2581 – 2586
- [5] Octree indexing of DICOM images for voxel number reduction and improvement of Monte Carlo simulation computing efficiency, Vincent Hubert-Tremblay and Louis Archambault Medical Physics -- August 2006, Volume 33, 2819-2831
- [6] GEANT4 DICOM Documentation,
http://www.nucleaire.phy.ulaval.ca/phys_med/DICOM/