

DIPLOMAMUNKA

MapCheck mérőberendezés klinikai alkalmazása

Pócza Tamás

Témavezető: Dr. Pesznyák Csilla
egyetemi adjunktus
BME Nukleáris Technika Intézet



BME
2012

Önállósági nyilatkozat

Alulírott Pócza Tamás, a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Fizikus mesterszak (MSc) Orvosi fizika szakirányának hallgatója kijelentem, hogy ezt a diplomamunkát meg nem engedett segítség igénybevétele nélkül, saját magam készítettem. Minden olyan szövegrészt, adatot, diagramot, ábrát, vagy bármely más elemet, amelyet vagy szó szerint, vagy azonos értelemben, de átfogalmazva másoktól vettem át, a forrás megadásával egyértelműen megjelöltem.

Budapest,

.....

Pócza Tamás

hallgató

Tartalomjegyzék:

1. Rövidítések és fogalmak jegyzéke	5
2. Bevezetés	6
3. Elméleti áttekintés	8
a. <i>A modern sugárterápia alapjai</i>	8
b. <i>Minőségbiztosítás a sugárterápiában</i>	11
4. Módszerek	13
a.) <i>Felhasznált eszközök</i>	13
I. <i>Lineáris gyorsítók</i>	13
II. <i>Sugárterápiás tervezőrendszerek</i>	14
III. <i>MapCheck mérőberendezés</i>	16
IV. <i>Mérőprogram és kalibráció</i>	18
b. <i>Elvégezett mérések</i>	19
I. <i>CT szám és vízekvivalencia</i>	20
II. <i>Linearitás</i>	21
III. <i>Rövidtávú stabilitás</i>	21
IV. <i>Idő (hőmérséklet)</i>	22
V. <i>Mezőméret</i>	22
VI. <i>SSD</i>	23
VII. <i>Dózisteljesítmény</i>	23
VIII. <i>Beesési szög függés</i>	24
IX. <i>Dózisprofilok ékek használata esetén</i>	24
X. <i>Saját tervek</i>	24
a. <i>„piramis”</i>	25
b. <i>fotonmező-illesztés</i>	25
c. <i>elektron és foton mezők illesztése</i>	26
XI. <i>Konformális tervek ellenőrzése</i>	26
XII. <i>IMRT terv ellenőrzése</i>	27
5. Eredmények és megbeszélés	28
a. <i>CT szám és vízekvivalencia</i>	28
b. <i>Linearitás</i>	29
c. <i>Rövidtávú stabilitás</i>	29
d. <i>Hőmérséklet (idő)</i>	30

<i>e.</i>	<i>Mezőméret</i>	31
<i>f.</i>	<i>SSD</i>	32
<i>g.</i>	<i>Dózisteljesítmény</i>	33
<i>h.</i>	<i>Beesési szög függés</i>	34
<i>i.</i>	<i>Dózisprofilok ékek használata esetén</i>	36
<i>j.</i>	<i>Saját tervek</i>	37
	<i>I. „piramis”</i>	37
	<i>II. fotonmező-illesztés</i>	38
	<i>III. elektron és foton mezők illesztése</i>	39
<i>k.</i>	<i>Konformális tervek ellenőrzése</i>	40
<i>l.</i>	<i>IMRT terv ellenőrzése</i>	41
6.	Összefoglalás	44
7.	Köszönetnyilvánítás	46
8.	Irodalomjegyzék	47

1. Rövidítések és fogalmak jegyzéke

A sugárterápia fogalomtára igen széles, nagyon sok speciális, magyarra nem vagy csak nehezen fordítható kifejezést tartalmaz. Ezeket a dolgozatban a szakirodalomban megszokott módon fogom használni.

CT - computed tomography - komputertomográfia

2D - két dimenzió

3D - három dimenzió

build-up – felépülési zóna

CAX – central-axis – középső tengely (a MapCheck középső diódája)

DVH – dose-volume histogram – dózistérfogat hisztogram

EPID - electronic portal imaging device - elektronikus mezőellenőrző berendezés

gantry - forgóállvány

high energy - "nagy energia" - 10 MV <energia

HU - Hounsfield unit - CT-szám

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurement

IMRT - Intensity Modulated Radiation Therapy - intenzitás modulált sugárterápia

keV - kilo electron volt - kiloelektonvolt

low energy - "kis energia" - 6 MV \geq energia

MeV - mega electron volt - megaelektonvolt

MLC - multileaf collimator - sokleveles kollimátor

MRI - magnetic resonance imaging - mágneses rezonancia leképezés

MU - monitor unit - monitor egység

QA - quality assurance - minőségbiztosítás

QC - quality control - minőségellenőrzés

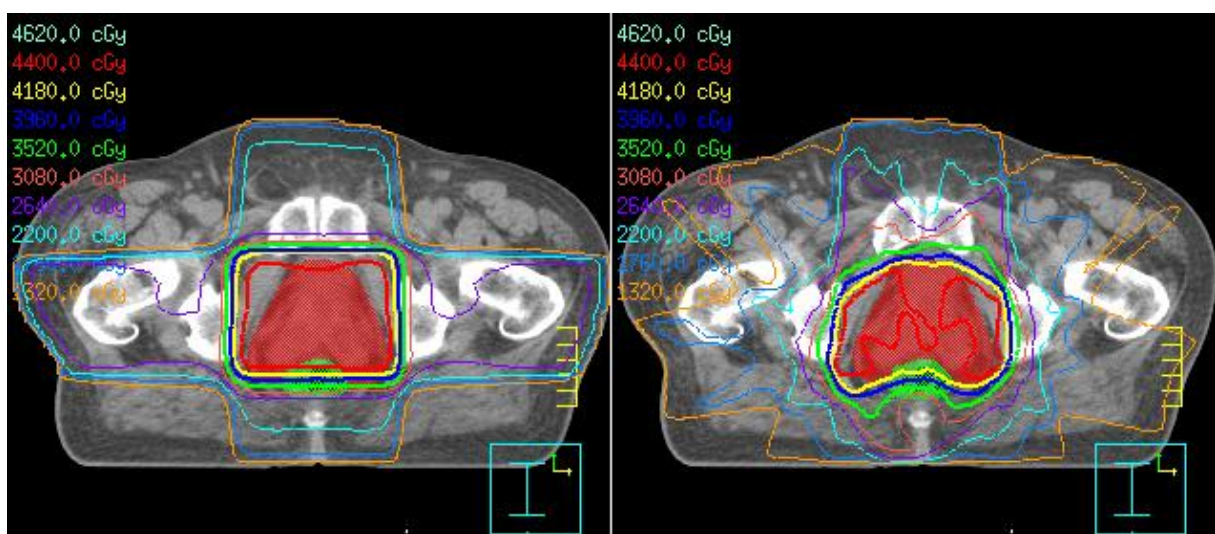
PET - positron emission tomography - pozitron emissziós rétegvizsgálat

SAD - source-axis distance - forrás-tengely távolság

SSD - source-skin distance - forrás-bőr távolság

2. Bevezetés

A sugárterápia a modernkori orvoslás egyik legdinamikusabban fejlődő ága. A tumoros megbetegedések növekvő száma indokoltá tette egy olyan lokális kezelési módszer kifejlesztését, amely a lehető legtöbb daganattípus esetén alkalmazható. A radioaktív sugárzás kuratív felhasználása egyre szofisztikáltabbá vált az évek során. Elsősorban a számítógépes számítási és adattárolási kapacitás hirtelen növekedése segítette a fejlődést, egyre pontosabb képalkotó, tervező, besugárzó illetve ellenőrző rendszerek születtek az évek folyamán [1]. Manapság már pár százalékos pontossággal határozhatjuk meg és adhatjuk le a páciensek számára szükséges dózismennyiséget, ennek alapján történik a betegek kezelése. Az esetek többségében ún. konformális terápiát végzünk, vagyis a besugárzási mezőt a háromdimenziós célfelületre illesztjük, úgy, hogy az ép szövetek terhelése minimális legyen. Manapság a besugárzás egyik legmodernebb formája az ún. IMRT technika. Intenzitás modulált sugárkezelés (IMRT) során az optimális dóziseloszlás eléréséhez tetszőleges számú és alakú mezőt hozunk létre multileaf kollimátorok (MLC) segítségével. Ilyen módon egy adott irányból több kisméretű mezővel, ún. szegmensenel kezeljük a céltérfogatot, így érünk el egy optimálisabb dóziseloszlást. IMRT segítségével egy időben több térfogat is kezelhető, eltérő dózissal, miközben a dózis az ép és a daganat szövet határán meredeken változik. Az ilyen típusú besugárzások végrehajtásának ellenőrzéséhez olyan jó térbeli felbontású két-dimenziós detektorra van szükség, amely megfelelően gyors amellet, hogy az általa leadott jel a környezeti és mező paramétereiktől lehető legkevésbé függ.[2]



1.ábra:Konformális és IMRT terv dóziseloszlása

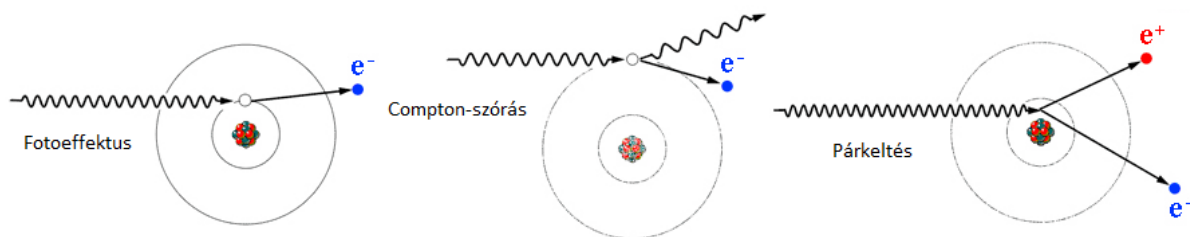
Dolgozatom célja, hogy bemutassam a modern terápiás kezelésekhez szükséges minőségbiztosításában és dózisellenőrzésben milyen szerepet tölthet be a Sun Nuclear által gyártott MapCheck típusú detektormátrix. Először irodalomkutatást végeztem a témában íródott cikkek körében, megvizsgáltam milyen mérések szükségesek egy ilyen készülék működési paramétereinek meghatározáshoz. Ezután egy, a cikkek illetve saját ötletek alapján eltervezett méréssorozatot végeztem el, melynek alapján meghatároztam az eszköz fontosabb működési paramétereit. A mérések során vizsgáltam az eszköz linearitását, különböző mező- és gyorsító-paramétereiktől való függését. Ezen felül valós sugárterápiás terveket is ellenőriztem. A mért értékek kiértékelése után megállapítható, hogy milyen feltételek mellett alkalmazható az eszköz a klinikumban.

3. Elméleti áttekintés

a. *A modern sugárterápia alapjai*

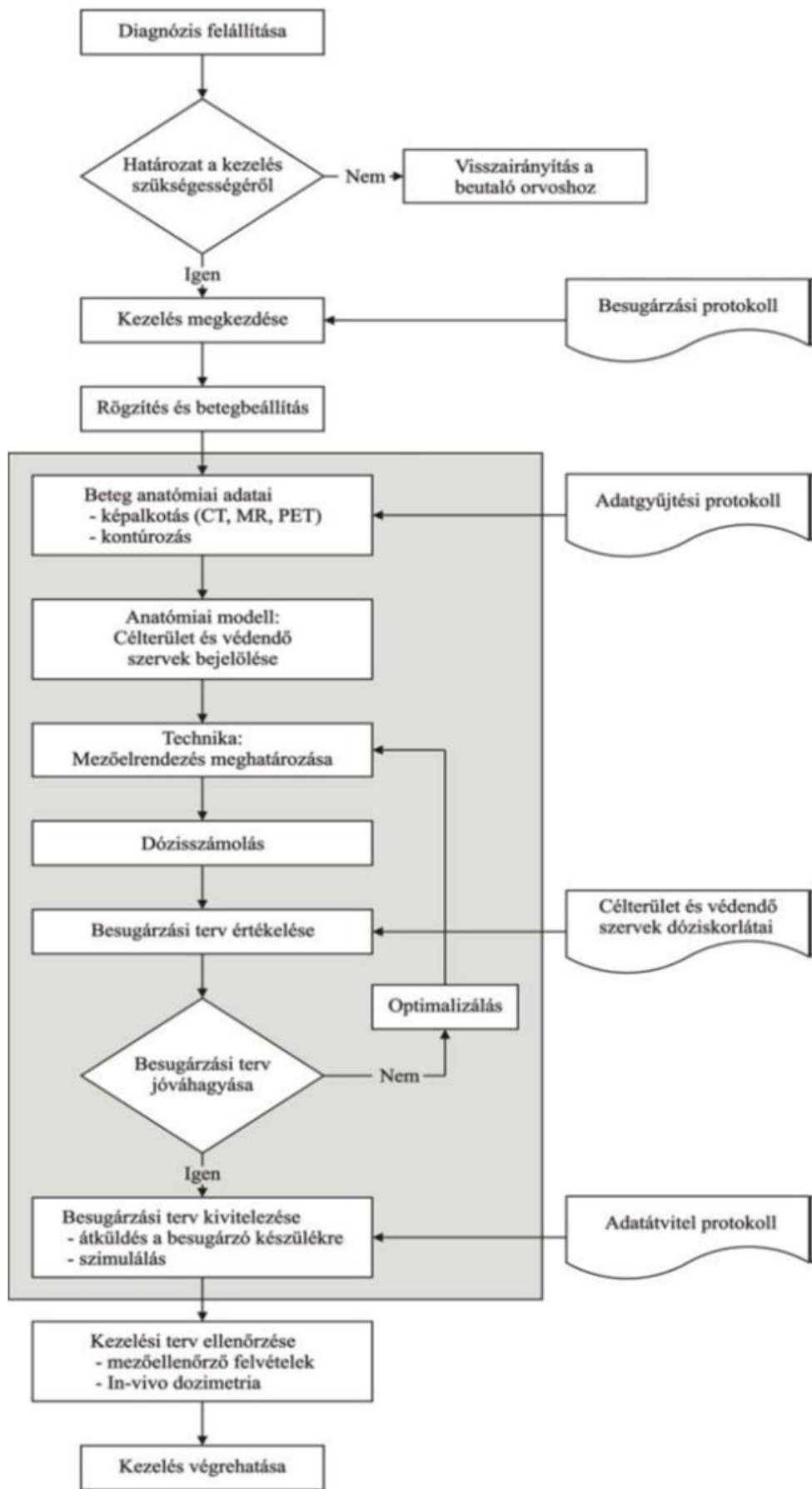
A modern sugárterápián belül két fontos csoportot különböztethetünk meg. Amennyiben a radioaktív forrás a testen belül helyezkedik el (valamilyen testüregben, vagy szövetközi térbe szúrt tüben), akkor brachyterápiáról beszélünk, ha a forrás a testen kívül található, akkor teleterápiáról van szó. A kezelések legfontosabb eleme tehát egy sugárforrás, melyet úgy kell elhelyeznünk, hogy az abból kilépő sugárzás roncsolja a tumoros szöveteket, miközben az ép szöveteket a lehető legkisebb mértékben terheli. Ehhez ismernünk kell a különböző sugárzások tulajdonságait, és ez alapján kell kiválasztanunk a megfelelő sugárforrást. A teleterápiában konvencionálisan nagy energiájú gammaforrást használnak (kivéve a felszíni bőrtumorok esetében), ugyanis ez az a sugárzás, melynek kellően nagy a behatolási mélysége ahhoz, hogy ellássa a bőrfelszínnél mélyebben fekvő tumoros szöveteket is. A sugárnyaláb előállítására nagy aktivitású (~ TBq) Co^{60} forrással vagy lineáris gyorsítóval történik. Az így létrejövő sugárzást különböző nyalábmódosító eszközökkel a tumornak megfelelő alakú nyalábbá formálják. Ezen módszer legfontosabb előnye, hogy szinte bármilyen típusú és elhelyezkedésű tumor kezelhető vele, ezért is ez a legelterjedtebb kezelési mód. Hátránya, hogy az ép szöveteken is át kell haladnia a sugárzásnak, így valamivel nagyobb a környező sejtek által kapott dózis, de a modern képalkotó és besugárzás tervező rendszerek segítségével ezek sugárterhelése is jelentősen csökkenthető.

A gamma-sugárzás anyagi közeggel alapvetően háromféle kölcsönhatásba léphet. A fotoelektromos kölcsönhatás során a foton teljes energiáját átadja egy elektronnak, amely ennek hatására gerjesztődik. Compton-szórásról akkor beszélhetünk, mikor a foton energiája egy részét átadja egy elektronnak és egy lecsökkent energiájú foton halad tovább, megváltozott irányban. Párkeltés nagy, 1022 keV feletti energia esetén jöhet létre, ilyenkor a foton egy nagy tömegű atommagba ütközve egy elektron-pozitron párrá alakul át. A háromféle kölcsönhatás valószínűsége a foton energiájától függően változik: kis energiánál a fotoelektromos kölcsönhatás dominál, a leképezésekhez használt közepes tartományban a Compton-szórás a döntő, míg a sugárkezelésre használható nagy energiáknál a párkeltés is megjelenik. Nagyon nagy (kb. 8 MeV felett) energiájú fotonok esetén fotonok esetében magfotoeffektus jöhet létre, melynek során a foton abszorbeálódik a magban, melynek hatására proton vagy neutron keletkezik.



2.ábra: Sugárzás-anyag kölcsönhatás

A daganatos sejtek pontos lokalizációjának meghatározására különböző képalkotó modalitásokat használnak, például PET, CT, MR illetve ultrahang felvételek készülnek a páciensről. Ezen eljárások egy része funkcionális (PET, funkcionális MR), másik része pedig anatómiai (CT, MR, ultrahang) információkat képes nyújtani a szervezetről. Ezen adatok és egyéb protokollban meghatározott vizsgálatok alapján az adott tumor típusának, méretének, szövettanának megfelelő kezelést választja ki az orvos. A kezelés lehet valamilyen globális – például a kemoterápia -, vagy lokális hatású, ilyen a műtéti beavatkozás, illetve a sugárterápia. Amennyiben a sugárterápiára esik a választás, a betegről topometriás CT képalkotás készül, a szakorvos berajzolja a célterületet és a védendő szerveket, azaz bekontúrozza a tervet. A következő lépés a besugárzás tervezés, ahol a rendelkezésre álló felvételek alapján kijelölik a sugárnyalábok irányát, a besugárzási mezők méretét, illetve meghatározzák a szükséges mezőmódosító eszközöket. Ilyen eszközök például az ékek, a blokkok, az MLC-k és a bólusok. Ahhoz, hogy a legmegfelelőbb dóziseloszlást hozhassuk létre, figyelmet kell fordítani a tumoros szövet megfelelő ellátottságára és a védendő szervek dózisterhelésére (pl.: tüdő, gerincvelő, stb.). Besugárzási terv esetében előre ismerni kell, hogy a tumornak mekkora dózist kell kapnia, illetve a környező szövetek mekkora sugárterhelést képesek még alacsony kockázattal elviselni [3]. A védendő szervek toleranciaszintje lényegesen alacsonyabb, mint a tumoros szöveteké ezért fokozottan ügyelni kell rájuk a tervezés során. Amennyiben a terv megfelelő, azaz minden szerv sugárterhelése az adott határértéken belül van, akkor elkezdődhet a páciens kezelése. Ennek során először a beteget egy motorikusan mozgatható kezelőasztalhoz rögzítik, adekvát, különböző testtájaknak megfelelő betegrögzítővel, mivel a pár perces kezelés során egyáltalán nem mozdulhat el a páciens. A fektetés pontosságán ún. portál képek felvételével ellenőrzik, de IMRT besugárzás esetén sokszor CT felvétel is készül a beteg fektetéséről, így az esetleges fektetési hibák korrigálása után történik meg a kezelés. [4]



3.ábra: Teleterápiás kezelések folyamatábrája

b. Minőségbiztosítás a sugárterápiában

A minőségbiztosítás mélyebb tanulmányozásához elengedhetetlen néhány, gyakran használt alapfogalom ismerete [5].

Minőségi követelmény (Quality requirement): Mérőszámok halmaza, amelyet az igények előírások alakjában való számszerűsítésére használnak azért, hogy a termék vagy szolgáltatás minőségét leírják, és értékeljék.

Előírás (Specification): Közlés vagy dokumentum, amely részletesen leírja a termékkel vagy szolgáltatással szemben támasztott követelményeket.

Megfelelőség (Conformity): Egy előírás követelményeinek teljesítése valamely egyed (termék) vagy szolgáltatás által.

Minőségbiztosítás (Quality Assurance, QA): Mindazok a tervezett és rendszeres tevékenységek, amelyek megfelelő biztonságot nyújtanak arra nézve, hogy a termék vagy szolgáltatás a megadott minőségi követelményeket kielégíti.

Minőségellenőrzés (Quality Control, QC): Azok az operatív módszerek és tevékenységek, amelyeket a minőségi követelmények teljesítése érdekében alkalmaznak.

Akkreditálás (Accreditation): Megfelelően elismert szerv által végzett tanúsítás egy intézmény, szolgálat, munkacsoport vagy egyén felszerelésére, képességére, tárgyilagosságára, illetékességére és függetlenségére vonatkozóan arról, hogy szakszolgáltatását vagy működését az igényeknek megfelelően végzi.

Kalibrálás (Calibration): A mérőműszerek hibáinak (és ha szükséges, más metrológiai tulajdonságainak) meghatározására szolgáló műveletek összessége.

Két különböző minőségügyi rendszert különböztetünk meg. Szabványossági rendszer esetén a gyártó csak deklarálja a szabványnak való megfelelést, a hatósági rendszerben viszont akkreditált vizsgáló és tanúsító szervek közreműködése kötelező. Az utóbbi csoportba tartozik az egészségügyben használatos eszközök minőségbiztosítása is.

Lineáris gyorsítók minőségügyi ellenőrzését időszakosan el kell végezni, hogy biztosíthassuk a páciensek megfelelő ellátását. Az ellenőrzések ütemezése igen változatos, léteznek naponta elvégzendő mérések, de vannak olyanok is melyeket csak félévente vagy évente kell megismételni. Az ellenőrzéseket három főbb csoportra oszthatjuk, attól függően beszélhetünk elektronikai, mechanikai vagy dozimetriai ellenőrzésről, hogy a gyorsító és a hozzákapcsolódó elemek melyikét, milyen módon vizsgáljuk. Mechanikai ellenőrzések közé sorolandó a gantry forgási pontosságának vagy az asztal teher alatti lehajlásának vizsgálata.

Elektronikai vizsgálatok közül az egyik legfontosabb a különböző biztonsági reteszek működésének vizsgálata, melyek nem megfelelő működés esetén leállítják a sugárzást.



4.ábra: Izocenter ellenőrző fantom (PTW IsoCheck)

A diplomatémámmal legszorosabb kapcsolatba a dozimetriai mérések hozhatóak. Ezen mérések során főleg a gyorsító könnyen reprodukálható paramétereit vizsgáljuk. Léteznek olyan típusú mérések, melyeknél nemcsak egy adott pont dóziséra vagyunk kíváncsiak. Ilyen mérés például a mezőméret, a dózis profilok, a mezőszimmetria vagy az MLC-k pontosságának ellenőrzése. Ezeket a méréseket nagyban megkönnyíti egy kétdimenziós detektor alkalmazása, a pontdózis mérésnél használatos ionizációs kamrákkal történő mérésnél jóval gyorsabban és egyszerűbben végezhetőek el vele a vizsgálatok. Ezekhez a mérésekhez gyakran alkalmaznak dozimetriai filmeket, amiknek azonban számos hátrányuk van. A filmek előhívása bonyolult és lassú feladat, tárolásuk nagy helyigényű és abszolút dozimetriára nehezen használhatók. Ugyanakkor a dozimetriai filmek előnye, hogy több évtizede használják őket rutinszerűen, illetve térbeli felbontásuk is jobb a detektormátrixokénál. A filmek kiváltására többféle detektormátrix is a piacra került, vannak ionkamrával működőek, illetve léteznek diódákat használók is. A MapCheck diódákat használ a dózis mérésére, melyekből aztán számítógép segítségével könnyedén kinyerhetőek a dozimetriai adatok. Ennél fogva sokkal gyorsabb és egyszerűbb módon mérhetünk dóziseloszlásokat.

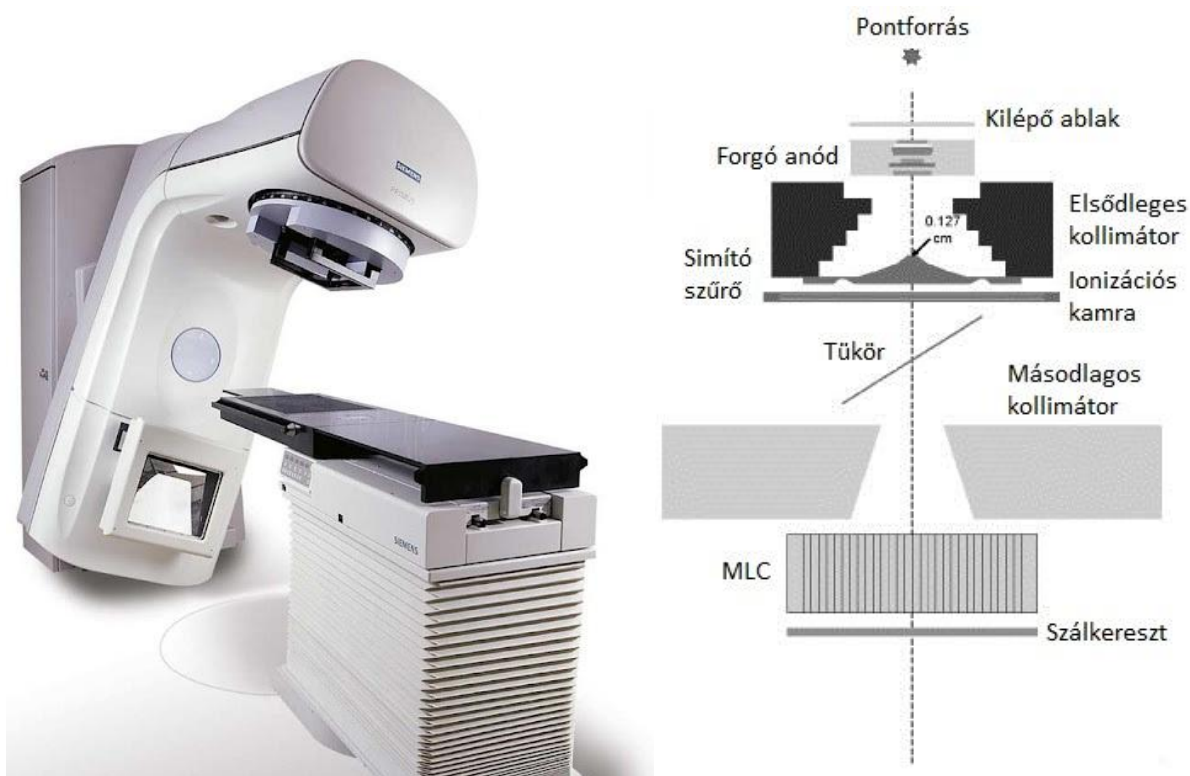
4. Módszerek

a.) Felhasznált eszközök

I. Lineáris gyorsítók

Jelenleg ezek a készülékek jelentik a modern sugárterápia csúcsát. Működésük lényege, hogy egy nagyfrekvenciás generátor segítségével nagy energiájú elektronnyalábot hozunk létre, melyet mágneses tér segítségével eltérítünk és egy forgó anódtányérra ütköztetünk. A nehézfém anódból nagyenergiás fotonok lépnek ki, melyeket nyalábbá formálunk. Ezt a fotonnyalábot formázzuk különböző mezőmódosító eszközök segítségével és használjuk a páciens sugárkezelésére. A lineáris gyorsítók általában két energián képesek működni. A létrejövő fotonnyalábok energiáját az őket létrehozó elektronok gyorsításához használt feszültséggel szokás jellemezni, ennek megfelelően beszélhetünk kis (<6 MV) illetve nagy (> 10 MV) energiákról. A gépek általában 6 illetve 18 MV fotonenergián működnek. A legtöbb berendezés képes elektron besugárzásra is, az elektronnyalábok szokványos energiái 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV és 18 MeV. A gyorsítók fontos részét képezik még a nyalábformáló és mezőmódosító eszközök, ugyanis ezekkel lehet követni a kezelt térfogat méretét és alakját. Ilyen eszközök a kollimátorok, melyek a sugármezők méretének változtatását illetve forgatását teszik lehetővé. Az ékek használata megváltoztatja a dózisprofil alakját, az MLC-k pedig bonyolultabb mezőalakok formálásához szükségesek. A gyorsítók fontos részét képezik még a mezőellenőrző rendszerek, ilyen például az EPID, amivel a mező alakját illetve a fektetés pontosságát tudják ellenőrizni.

Az elvégzett mérések során három különböző gyorsítót használtunk. Kettő közülük az Országos Onkológiai Intézetben található - Siemens Primus és Siemens Artiste típusúak-, a harmadik pedig a Pécsi Tudományegyetem Onkoterápiás Intézetében található Varian Novalis TX típusú gyorsító volt. Mindhárom készülék 6 MV illetve 18 MV fotonenergiára képes, illetve a klinikumban 6-9-12-15-18 MeV elektron energiákon használják. A Primus gyorsító MLC-i 1 cm-esek, az Artiste 0,5 cm-esekkel rendelkezik, a Novalis TX pedig 0,5 illetve 0,25 cm-essel van felszerelve.



5.ábra: Siemens Primus gyorsító és gyorsítófej

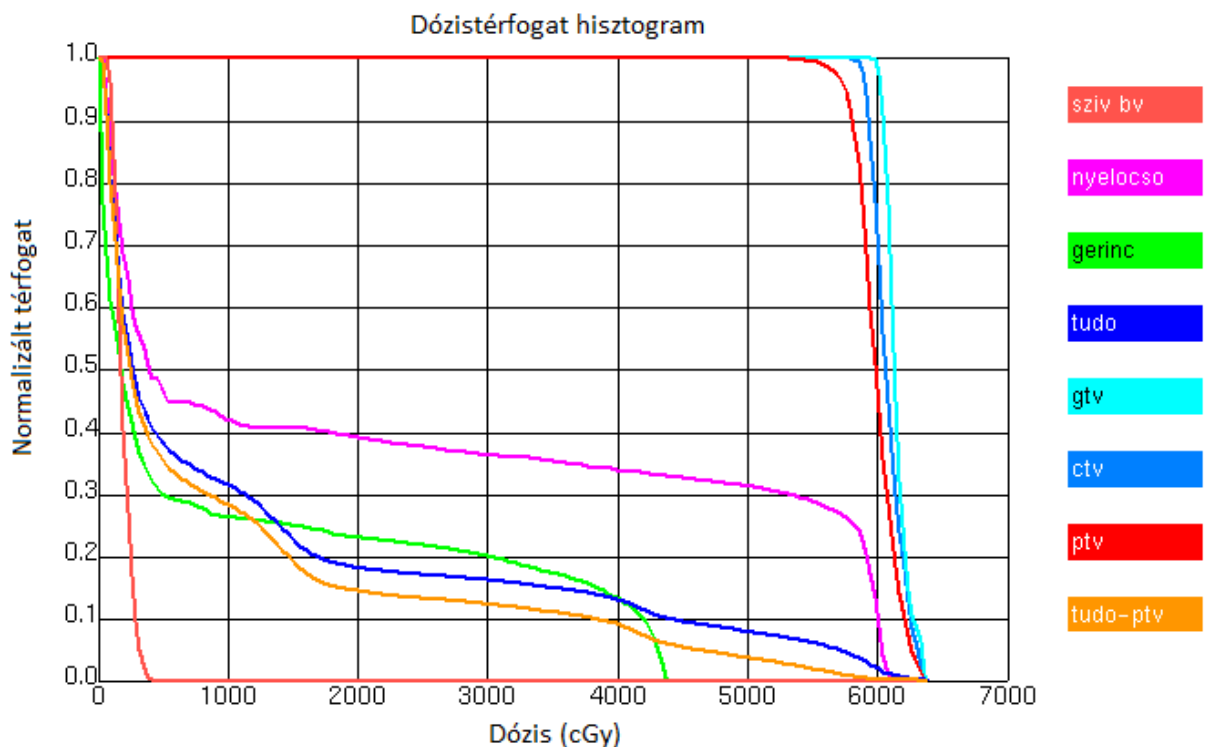
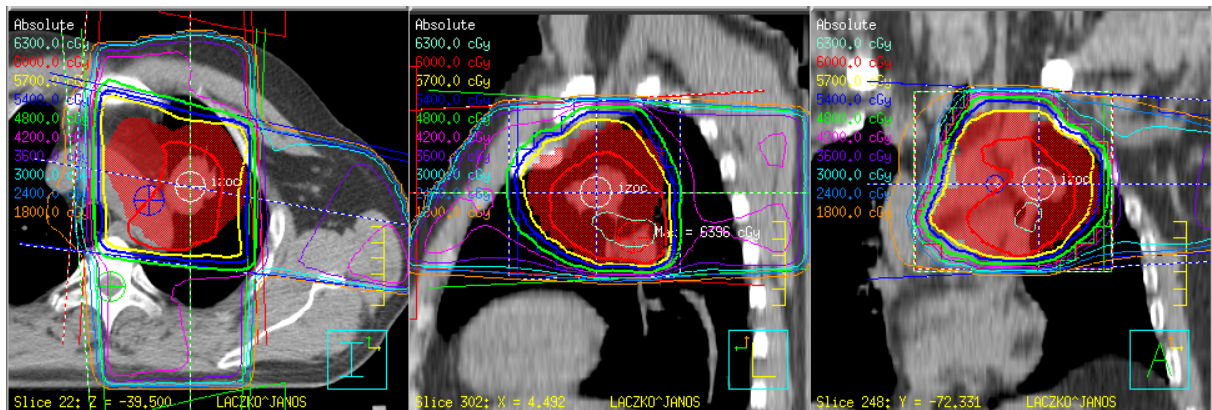
II. Sugárterápiás tervezőrendszerek

A páciensek hatékony kezeléséhez pontosan tudnunk kell, hogy az illető melyik szerve mekkora dózist fog kapni. Ehhez először egy CT felvételt készítenek, melyen az orvos be tudja kontúrozni a kezelni kívánt céltér fogatot és a védendő szerveket. Amennyiben ez elkészült, a kontúrokkal ellátott képek alapján elkezdődik a nyalábirányok és mezőalakok optimalizálása. Különböző lokalizációkhoz különböző konvencionális mezőirányokat ajánlott használni. Miután beállítottuk a mezőparamétereket, a tervezőrendszer kiszámolja a dózist a megadott térfogatban. Többféle számolási algoritmust használnak a különböző tervezőrendszerek, de abban megegyeznek, hogy mérési adatok alapján kell kalibrálni egy-egy gyorsítót a rendszerben. Tehát először mérésekkel meghatározzuk a különböző mélydózis görbéket, dózisprofilokat illetve egyéb output faktorokat. Az outputfaktorok olyan tényezők, melyek megadják az eltérést egy standard mezőelrendezéshez képest. A számolás folyamán ezen beadott adatok alapján tudja kiszámítani a dózist az adott pontban. A jelenlegi egyik legmodernebb ún. modell-alapú algoritmusok, elsődlegesen a pont-kernel konvolúciós/szuperpozíciós modellt használják, 3D-ban figyelembe veszik a primer és szekunder sugárzás transzportját a páciensben, a nyaláb intenzitásának változását a páciens felületén, a szöveti inhomogenitások dóziszra gyakorolt hatását és a blokkal vagy MLC-vel kialakított irreguláris mezők méretének változását. [6] Az így kiszámolt dóziseloszlást

különböző módszerekkel, például DVH-k (dózis-térfogat hisztogram) elemzésével értékelhetjük ki. A grafikonokról leolvasható, hogy teljesülnek-e az egyes dóziselőírások illetve dóziskorlátok. Például nemzetközi ajánlások határozzák meg, hogy a tumor 95%-nak meg kell kapnia a tervezett dózis 95%-át, illetve a különböző védendő szervek esetében szigorú dózismegszorításokat tartalmazó előírásokat kell alkalmazni.

Amennyiben az elkészült tervet a későbbiekben össze akarjuk hasonlítani az általunk mért dózisokkal, a tervezőrendszerből ki kell nyernünk a dóziseloszlást tartalmazó fájlokat az általunk ellenőrizni kívánt mélységben. Először a tervet kell átmásolnunk a használni kívánt fantom illetve mérőberendezés CT-képkészletére. Erre a Pinnacle 8.0m típusú tervező rendszerben a QA tools menüpontban van lehetőség, ahol az előre definiált mérőeszközök CT képei közül tudunk válogatni. Ezután a terv izocenterét kell a mérőműszer izocenterével megfeleltetni, így a mérendő mezők a megfelelő helyre kerülnek a terven. Ezután a mezőkhöz tartozó új szögeket kell úgy beállítunk, hogy az megfeleljen a kívánt mérési elrendezésnek. A dóziselőírást úgy kell megadni, hogy a leadandó monitoregységek száma az eredeti terv mezőnkénti monitoregységeinek összege legyen. Ez után választhatunk, hogy az eredeti CT-sorozat vagy egy vízfantom alapján kívánjuk kiszámítani a dózist. Itt adhatjuk meg a kiszámítani kívánt mélységet, azaz egy SSD-SAD párt, illetve a számolni kívánt felület területét és térbeli felbontását. A létrejövő eloszlást ASCII vagy bináris fájlformátumban exportálhatjuk.

A mérések során két különböző tervezőrendszert használtam. Az Siemens gépekhez tartozó szoftver egy Pinnacle 8.0m típusú volt, a Varian gépekhez az Eclipse tervezőrendszer tartozott.



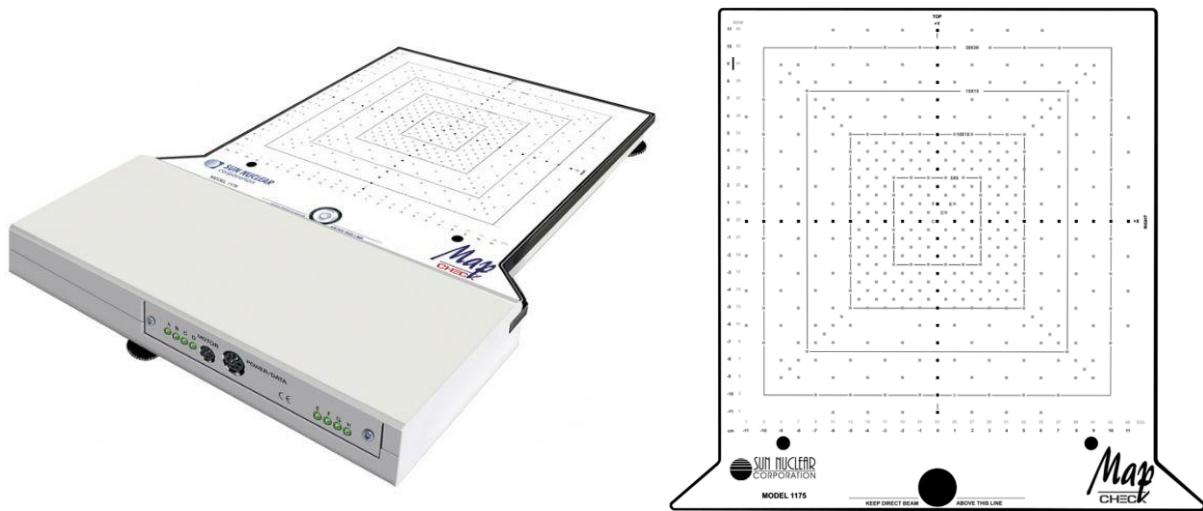
6.ábra: Sugárterápiás terv és a hozzátartozó DVH (Pinnacle 8.0m)

III. MapCheck mérőberendezés

A Mapcheck egy 445 db n-típusú szilíciumdiódát tartalmazó detektor. Felülete 22 x 22 cm², diódái egyenként 0.019 mm³ aktív térfogattal rendelkeznek. A diódák a középső 10 x 10 cm²-es részen és az átlóknál 7,07 mm távolságra vannak egymástól, háromszögrácsba rendezve, a külsőbb részeken a távolság 14,14 mm. A diódák érzékenysége 32 nC/Gy. Az eszköz 2 cm vízzel ekvivalens build-up réteggel és 3 cm visszaszóró réteggel rendelkezik. A diódák egyenként vannak rákötve egy nagy erősítésű, kis szivárgási árammal rendelkező MOSFET erősítőre, mely összegzi a besugárzás alatt beérkező dózist [7].

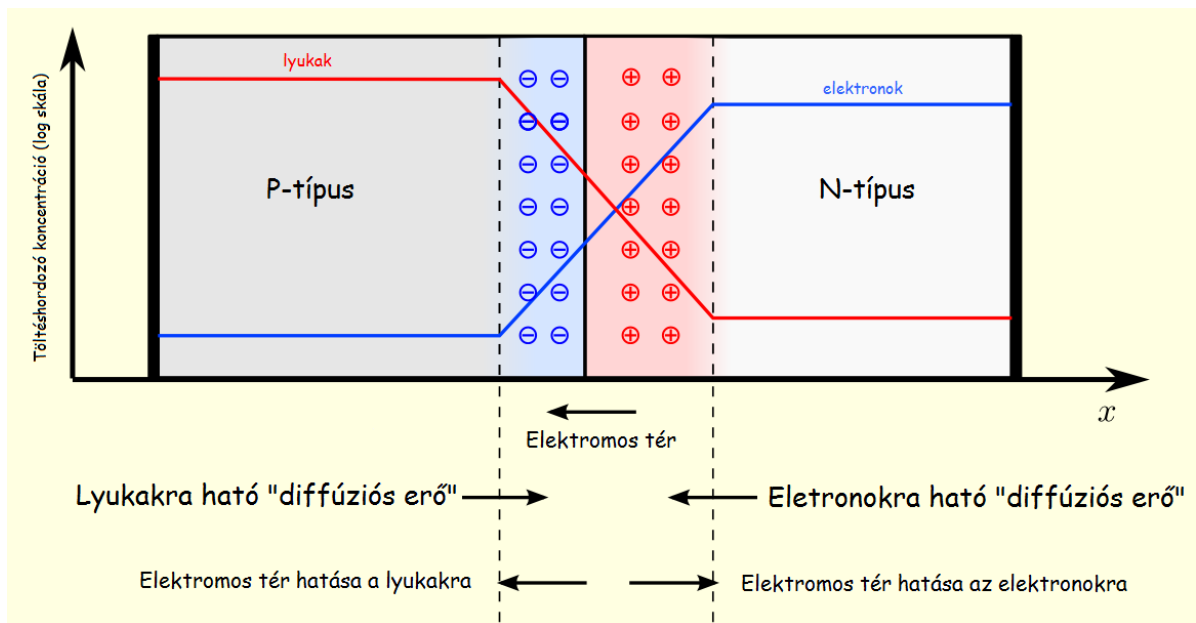
A diódák sugárterápiában való elterjedésének egyik oka a nagy relatív elektronsűrűségük. Emiatt a dozimetriai etalonként használt ionizációs kamráknál jóval kisebb méretű detektorok

gyárthatók, ugyanis érzékenységük kb. 18000-szerese az azonos térfogatú ionkamrákhoz képest[8][9]. A MapCheck ezért használhat sűrűn elhelyezett félvezető detektorokat.



7.ábra: A MapChek mérőberendezés és a diódák elhelyezkedése

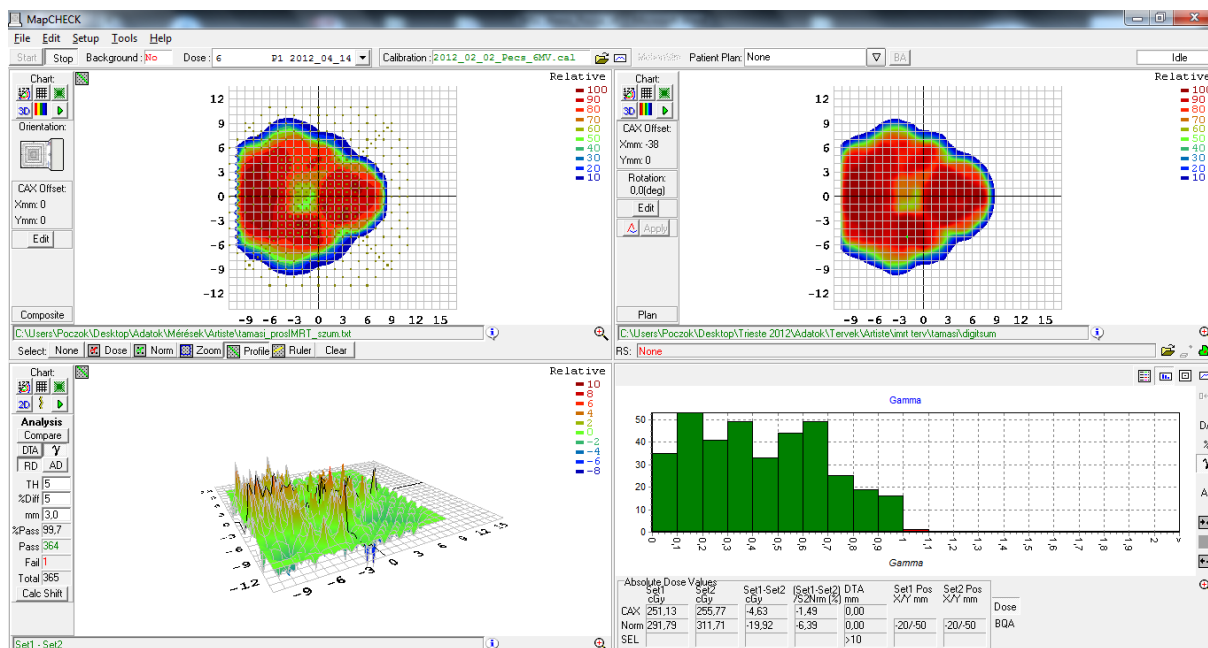
A szilícium alapú diódák tipikusan kb. néhány tíz μm vastagok és érzékeny felületük kb. 1 mm^2 . Az n-típusú diódákat 5. főcsoportbeli elemmel, tipikusan foszforral adalékolják. Ennek az n-típusú szubsztrátnak egy részét 3. főcsoportbeli elemmel (tipikusan bórral) adalékolják, így egy p-n átmenet jön létre. A két, különböző típusú félvezető között egy kiürített réteg jön létre. Sugárzás hatására ebben a rétegben töltéshordozók, elektron-lyuk párok keletkeznek. Ezeket a töltéshordozókat gyűjtjük ki, záró irányú előfeszítés mellett. Az n-típusú félvezetőket korábban nem terjedtek el a dozimetriában, mivel nagy volt a dózisteljesítménytől, hőmérséklettől, illetve a korábban elnyelt dózistól való függésük. A hőmérsékletfüggés a diffúziós együtthatón keresztül valósul meg, míg a dózisteljesítményfüggésnek az oka, hogy a keletkező kisebbségi töltéshordozókra (lyukak) nézve nagyobb a rekombinációs gócpontok hatáskeresztmetszete. Ezeket az effektusokat további atomok (arany, platina) adalékolásával csökkentették, így ezek a diódák is alkalmassá váltak a sugárterápiában való felhasználásra.[10][11]



8.ábra: P-N átmenet működése

IV. Mérőprogram és kalibráció

A mérőberendezés vezérléséhez egy külön program áll rendelkezésünkre, ez felelős a kalibráció és az adatgyűjtés vezérléséért, valamint a mérések kiértékelésére is alkalmas. Az eszköz USB vagy soros porton keresztül csatlakoztatható a számítógéphez. Csatlakoztatás illetve a program elindítása után automatikusan elindul a háttérmérés. Ezután következik a diódák kalibrálása, 100 cm SSD érték mellett, 26 x 26 cm²-es mezővel kell 100 MU dózist leadni a középső diódára. Ezt a mérést kell megismételni 90 majd további 90 fokos forgatás után. Ezután a mező közepét kell 1-1 diódával arrébb tolni, ez további 3 mérést jelent, így összesen 6 mérés szükséges a detektormátrix relatív kalibrációjához. A relatív kalibráció során egy kalibrációs fájl jön létre, amely szükség esetén másolható, hordozható. Abszolút mérések elvégzéséhez 100 cm SAD és a mérőműszerre helyezett 3 vagy 8 cm magas, vízekvivalens build-up szükséges. A választás attól függő, hogy milyen mélységben ismert a cGy/MU érték, melyet meg kell adni a programnak. Ha több abszolút kalibrációt is végzünk, akkor azok értékei egy közös fájlba kerülnek. Minden elvégzett méréshez bármely hozzáférhető relatív vagy abszolút kalibráció párosítható. A mérőprogram 4 ablakot tartalmaz. Az első kettő a mért illetve a tervezett dóziseloszlások megjelenítésére szolgálnak, a harmadik az első kettő különbségét mutatja, a negyedik ablakon különböző grafikonok, táblázatok jeleníthetők meg. A program automatikusan képes gamma-index számolására, megjeleníti a nem megfelelőnek talált detektorokat, az eloszlások 2D illetve 3D megjelenítésére is képes.



9.ábra: A vezérlő program munkafelülete

b. Elvégezett mérések

Az elvégzett mérések kiértékelése során többféle mért adatot is összehasonlítottam. Elsősorban a középső dióda (CAX) által mért dózis került szigorú vizsgálat alá, ez könnyen összehasonlítható volt mind a tervező rendszer által számolt, mind az ionizációs kamrával mért értékekkel. A tervező rendszerből való exportálásra többféle módon is lehetőségünk van. A Sun Nuclear által javasolt módszer szerint vízfantomban számolva, 2 cm mélyen kell a dózist exportálnunk. Ez a dózis azonban nem egyezik a MapCheck képkészlete alapján számított, detektorsíkban lévő dózissal. A mérések kiértékelése előtt megvizsgáltam az egyezést mindkét dózissal, a gyártó által megadott módszer sokkal jobb egyezést mutatott a mért értékekkel, így a későbbiekben ezt a módszert használtam. Fontos tehát megjegyezni, hogy a diódamátrix által mért dózisok nem a valódi dózisértékek, hanem a tervezőrendszer által módosított értékeknek felel meg. Az eszköz ezen paraméterek ismertetében is alkalmas mezők ellenőrzésére, hiszen egy adott mező esetén kiszámított, exportált dózis is egyértelműen meghatározza a dóziseloszlást. Vizsgálat tárgyát képezte még a mért maximális dózis, illetve a mező átlag dózisa. Az átlag dózis számolása a mező homogén részére történt. $3 \times 3 \text{ cm}^2$ mező esetében a középső- $1 \times 1 \text{ cm}^2$ -es területen, valamint az $5 \times 5 - 3 \times 3$, $10 \times 10 - 8 \times 8$, $15 \times 15 - 13 \times 13$, $20 \times 20 - 17 \times 17$ értékek voltak az összetartozó mező – homogénnek vett mező méret párok. A tervezőrendszerrel való összehasonlításhoz gamma-index analízist végeztem [12]. Ez egy kétparaméteres mérőszám, mely megmondja, hogy mennyire egyezik meg a két

Dózisteljesítmény: 300 MU/perc

Dózisok: 200 MU

Energia: 6 MV

Gantry állás: 0 fok

Gyorsító: Siemens Primus

Mezőméret: 10 x 10 cm²

SSD és SAD: 98,65 cm és 100 cm

II. Linearitás

Az eszköz egyik nagyon fontos paramétere a linearitás, azaz annak a vizsgálata, hogy az elnyelt dózis és a mérhető jel között milyen összefüggés van. Méréstechnikai szempontból a legideálisabb eset, ha egyenes arányosság áll fent a két érték között. A MapCheck kézikönyve alapján a készülék lineáris megközelítőleg 300 cGy-ig. A mérések folyamán célunk volt a linearitás igazolása, illetve a linearitási tartomány meghatározása. Ezért folyamatosan növeltük a diódákra leadott dózis, és figyeltük, hogy a kapott jel lineáris függvénye-e a közölt dózisnak. A méréseket addig folytattuk, míg a mérőprogram nem jelezte a diódák szaturációját.

Dózisteljesítmény: 300 MU/perc

Dózisok: 5, 20, 50, 100, 200, 350, 500 MU

Energia: 6 MV

Gantry állás: 0 fok

Gyorsító: Siemens Primus

Mezőméret: 10 x 10 cm²

SSD és SAD: 98,65 cm és 100 cm

III. Rövidtávú stabilitás

Fontos, hogy a méréseink reprodukálhatók legyenek, vagyis ha ugyanazok a méréseket végezzük el, akkor ugyanazokat az eredményeket kapjuk. Ennek vizsgálatára 5 egymást követő alkalommal mértük le ugyanazt a mezőt, és figyeltük, hogy mennyire egyeznek egymással a mért értékek. A méréseket kétszer is megismételtük. Egy alkalommal relatív méréseket végeztük, néhány kiválasztott dióda jelének állandóságát vizsgálva. A második, abszolút mérések során az izocenter, a mező átlag, illetve maximális dózis állandóságát figyeltük.

Dózisteljesítmény: 300 MU/perc

Dózisok: 200 MU

Energia: 6 MV

Gantry állás: 0 fok

Gyorsító: Siemens Primus

Mezőméret: 10 x 10 cm²

SSD és SAD: 98,65 cm és 100 cm

IV. Idő (hőmérséklet)

A diódákkal való mérés egyik problémája, hogy a mért jel nagyon függ az aktuális hőmérsékletről. Irodalmi adatok szerint kb. +0,5%/°C ez a hőmérsékletfüggés. A MapCheck kialakítása miatt nem alkalmas arra, hogy közvetlenül vizsgáljuk a hőmérséklet függését, az eszköz melegítése bonyolult és pontatlanul lehetne megvalósítható. Emiatt közvetett módon próbáltuk kimutatni a melegedés miatti dózisémelkedést. Feltételeztünk, hogy hosszú idejű, kvázi folytonos működés mellett a diódák hőmérséklete a mérési idővel arányosan növekszik. Így hőmérséklet-dózis összefüggés helyett mérési idő-dózis összefüggést vizsgáltunk. A mérések során félóránként leadtuk ugyanazt a mezőt (a közte eltelt félórában is végeztünk egyéb méréseket, így a műszer folyamatosan működött), és figyeltük a kapott jel változását.

Dózisteljesítmény: 600 MU/perc

Dózisok: 100 MU

Energia: 6 MV

Gantry állás: 0 fok

Gyorsító: Varian Novalis TX

Mezőméret: 10 x 10 cm²

SSD és SAD: 98,65 cm és 100 cm

V. Mezőméret

A mért dózis függ a mezőmérettől is. A mezőméret növelésével a kapott jel értéke is nő. Ennek oka, hogy a szórásviszonyok másként alakulnak a különböző esetekben. A mérések úgy zajlottak, hogy állandó mezőparaméterek mellett fix dózist adtunk le, csak a mező méretét változtattuk. A vizsgálatokat két különböző gyorsítón, 2 és 10 cm mélységben végeztük el, az utóbbit ionizációs kamrával (PTW szemi-flexibilis 31010) is ellenőriztük.

Dózisteljesítmény: 300 MU/perc

Dózisok: 200 MU

Energia: 6 MV

Gantry állás: 0 fok

Gyorsító: Siemens Primus és Siemens Artiste

Mezőméret: 3 x 3 cm², 5 x 5 cm², 10 x 10 cm², 15 x 15 cm², 20 x 20 cm²

SSD és SAD: 98,65 cm, 90,65 cm és 100 cm

VI. SSD

Vizsgálat tárgyát képezte annak meghatározása, hogy miként befolyásolja a mért dózist a felépülési zóna mérete, azaz, hogy milyen mélységben történik a mérés. A méréseket állandó SAD mellett, folyamatosan növelt build-up réteggel végeztük, gyakorlatilag a dózis SSD függését mértük. Az elmélet szerint a mélységgel csökkenő dózist kell kapnunk, ugyanis 2 cm-től nagyobb mélység értékek esetén már a dózismaximum (kb. 1,6 cm 6 MV esetén) után vagyunk. A méréseket ionizációs kamrával (PTW szemi-flexibilis 31010) is elvégeztük.

Dózisteljesítmény: 300 MU/perc

Dózisok: 100 MU

Energia: 6 MV

Gantry állás: 0 fok

Gyorsító: Siemens Artiste

Mezőméret: 10 x 10 cm²

SSD és SAD: változó és 100 cm

VII. Dózisteljesítmény

Az n-típusú diódák dózisteljesítmény-függése sokáig problémát jelentett a dozimetriában való felhasználásnál, de megfelelő adalékolással az effektus mértékét már jelentősen lecsökkentették. A mérések során teljesen megegyező mezőket mértünk, csak a gyorsító dózisteljesítményét változtattuk. A méréseket különböző energia és mezőméret értékek mellett is elvégeztük.

Dózisteljesítmény: 100, 200, 300, 400, 500, 600, 1000 MU/perc

Dózisok: 200 MU

Energia: 6 MV, 18 MV

Gantry állás: 0 fok

Gyorsító: Varian Novalis TX

Mezőméret: 5 x 5 cm², 10 x 10 cm²

SSD és SAD: 98,65 cm és 100 cm

VIII. Beesési szög

A mérőeszközt merőleges beesésű nyalábok mérésére tervezték. Ellenőrizni próbáltuk azt a szögtartományt, melyen belül még a készülék megfelelően működik. Mivel a mérési elrendezés szimmetrikus, csak az egyik félsíkon végeztünk méréseket, 10 illetve 20 fokos lépésközzel.

Dózisteljesítmény: 300 ill. 600 MU/perc

Dózisok: 200 MU

Energia: 6 MV

Gantry állás: 0-180 fok

Gyorsító: Siemens Primus ill. Varian Novalis TX

Mezőméret: 10 x 10 cm²

SSD és SAD: 98,65 cm és 100 cm

IX. Dózisprofilok ékek használata esetén

Az leggyakrabban használt eszköz a dózisprofil módosítására az ék. A legtöbb gépen fizikai illetve virtuális ék is használható. Az általunk mért Siemens Primus berendezésen csak fizikai ék állt rendelkezésünkre. A mért profilok összevetettük a tervezőrendszer által számolt, illetve ionizációs kamrával (NE 2571) mért adatokkal is.

Dózisteljesítmény: 300 MU/perc

Dózisok: 100 MU

Energia: 6 MV

Ékek: 30, 45 és 60 fok

Gantry állás: 0 fok

Gyorsító: Siemens Primus

Mezőméret: 10 x 10 cm²

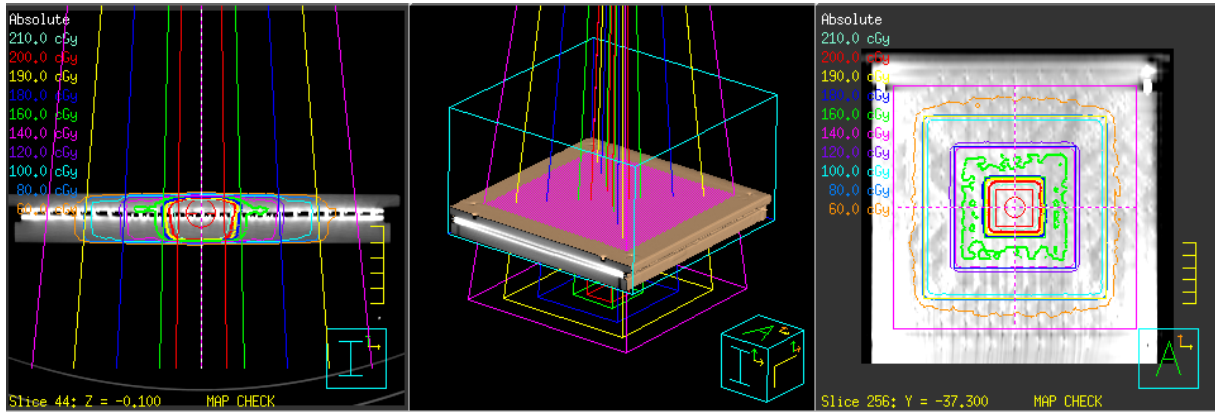
SSD és SAD: 98,65 cm és 100 cm

X. Saját tervek

A standard, egyszerű mezők mérése után több mezőt tartalmazó tervek kerültek ellenőrzésre. Ezek a tervek különböző minőségbiztosítási és dozimetriai megfontolások alapján készültek el, pl. kis mezők mérési pontatlanságának vizsgálata. Ezen felül valódi betegekre készült besugárzási terveket is elemeztünk. Különböző technikával - 3D konformális illetve IMRT - készült kismedencei terveket ellenőriztünk.

a. „piramis”

Öt, különböző méretű mezőt mértünk le együtt, 0 fokos gantry állás mellett. A várakozások szerint a mezőszéli pontatlanságok kiegyenlítik egymást, pontosabb egyezést kapunk a tervvel.



10.ábra: A „piramis” mérés mezőelrendezése

Dózisteljesítmény: 300 ill. 600 MU/perc

Dózisok: 50 MU/mező

Energia: 6 MV

Gantry állás: 0 fok

Gyorsító: Siemens Primus ill. Varian Novalis TX

Mezőméret: 3x3, 5x5, 10x10, 15x15, 20x20 cm²

SSD és SAD: 98,65 cm és 100 cm

b. fotonmező-illesztés

A mérés célja az egymáshoz közel eső, kis méretű fotonmezők vizsgálata volt. 3x3 cm²-es, egymástól 1 cm távolságra lévő mezőket vizsgáltunk. Kérdés, hogy mennyire szórnak át mezők, mennyire pontos a térbeli beállíthatóságuk és a dozimetriai egyezésük a tervezőrendszer által számolt értékekkel.

Dózisteljesítmény: 300MU/perc

Dózisok: 200 MU/mező

Energia: 6 MV

Gantry állás: 0 fok

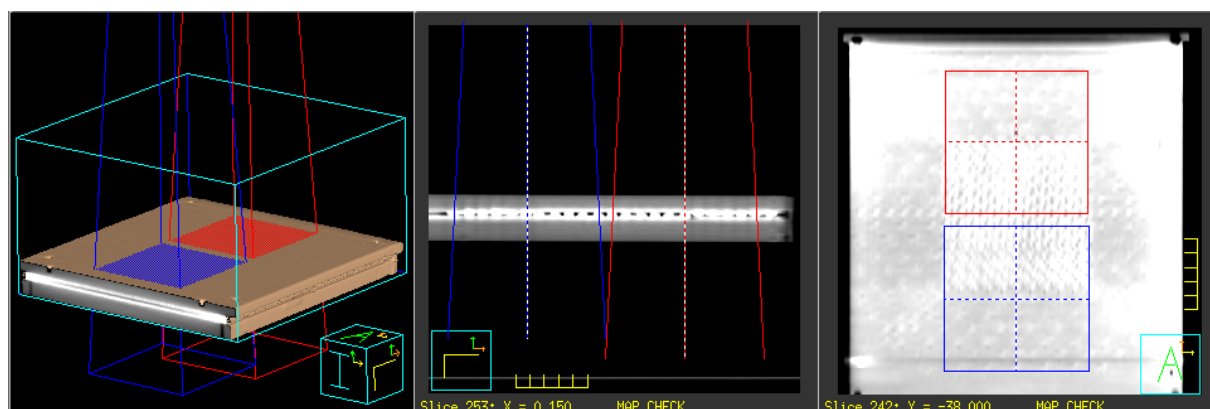
Gyorsító: Siemens Primus

Mezőméret: 3x3cm²

SSD és SAD: 98,65 cm és 100 cm

c. elektron és foton mezők illesztése

Sugárterápiás kezelések során előfordul, hogy nem elég egy féle sugárzást használni a páciens ellátásra. Ilyen például fej-nyaki daganatok esetében a foton és elektron mezők illesztése. A különböző modalitású mezők esetében meg kell határozni a bőrfelszínen azt a szükséges egymástól való távolságot, ami még biztosítja, hogy a mezők eredő dózisterhelése egy adott mélységben ne okozzon lényeges szöveti többletterhelést. A felszínen 0, 0,5 ill. 1 cm-relévő mezőpárosokat vizsgáltunk, és figyeltük, hogy milyen távolság esetén lesz a legkisebb törés a dóziseloszlásban 2 cm mélyen.



11.ábra: Elektron és foton mező illesztése

Dózisteljesítmény: 300 MU/perc

Dózisok: 100 MU/mező

Energia: 6 MV és 9 MeV

Gantry állás: 0 fok

Gyorsító: Siemens Primus

Mezőméret: $10 \times 10 \text{ cm}^2$

SSD és SAD: 98,65 cm és 100 cm

XI. Konformális tervek ellenőrzése

A mérés során két konformális terv mezőit 0 fokos gantry állás mellett ellenőriztük mezőnként, valamint összesítve is. Az eredeti tervet úgy kellett átmásolni a fantomra, hogy közben a mezőnkénti alakok illetve MU értékek változatlanul maradjanak. Az eredmények kiértékelése során összehasonlítottam a tervezett és mért eloszlásokat gamma analízis segítségével, valamint megvizsgáltam az izocenter dózisének eltérését is.

Dózisteljesítmény: 300 MU/perc és 500 MU/perc

Dózisok: mezőnként változó

Energia: 6 MV és 18 MV

Gantry állás: 0 fok

Gyorsító: Siemens Primus és Siemens Artiste

Mezőméret: mezőnként változó

SSD és SAD: 98,65 cm és 100 cm

XII. IMRT terv ellenőrzése

Az IMRT tervek ellenőrzése a MapCheck adekvát felhasználási módja. A páciensek terveit át kell tervezni a mérőberendezésre úgy, hogy a gantry 0 fokos állásából érkezzenek a mezők, miközben a mezőnkénti monitoregységek száma nem változik. A mezőket egyesével mértük le, ezeket hasonlítottam össze a tervezett eloszlásokkal. Ezután a mezőket digitálisan összegezve a teljes terv mért és tervezett dózisa is összehasonlításra került. A mérések Siemens Artiste gyorsítón történtek, ugyanis ennek a gyorsítónak vannak a legpontosabb MLC-i mind méret (0,5 cm-esek), mind pozícionálás szempontjából.

Dózisteljesítmény: 300 MU/perc

Dózisok: mezőnként változó

Energia: 6 MV

Gantry állás: 0 fok

Gyorsító: Siemens Artiste

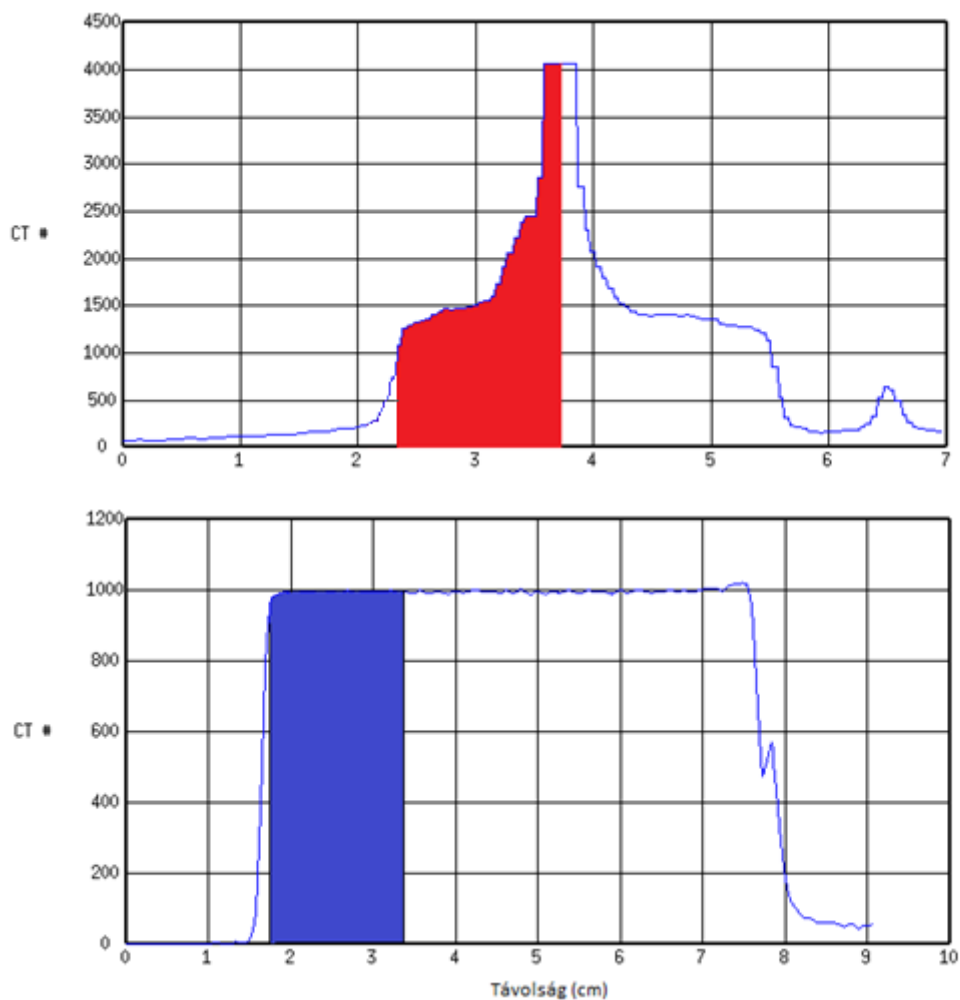
Mezőméret: mezőnként változó

SSD és SAD: 98,65 cm és 100 cm

5. Eredmények és megbeszélés

a. CT szám és vízekvivalencia

A dózisprofilok alapján meghatároztam, hogy pontosan hol található a vízfelszín illetve a detektorfelszín. A detektorokat a 4000-es CT – szám jelöli, a dióda érzékeny térfogatát ennek közepére feltételeztem. A felszíntől a dióda közepéig vett távolságon (1,4 cm) kiszámítottam a görbe alatti területet (piros), és ennek arányát a víz esetében számított területtel (kék). Miután a két grafikont közös skálán ábrázoltam, az arány 13800/7031-nek adódott. Tehát a build-up réteg kb. 1,96 cm vízzel ekvivalens. Ez elég durva becslés, de közel áll a várt 2 cm-es eredményhez.



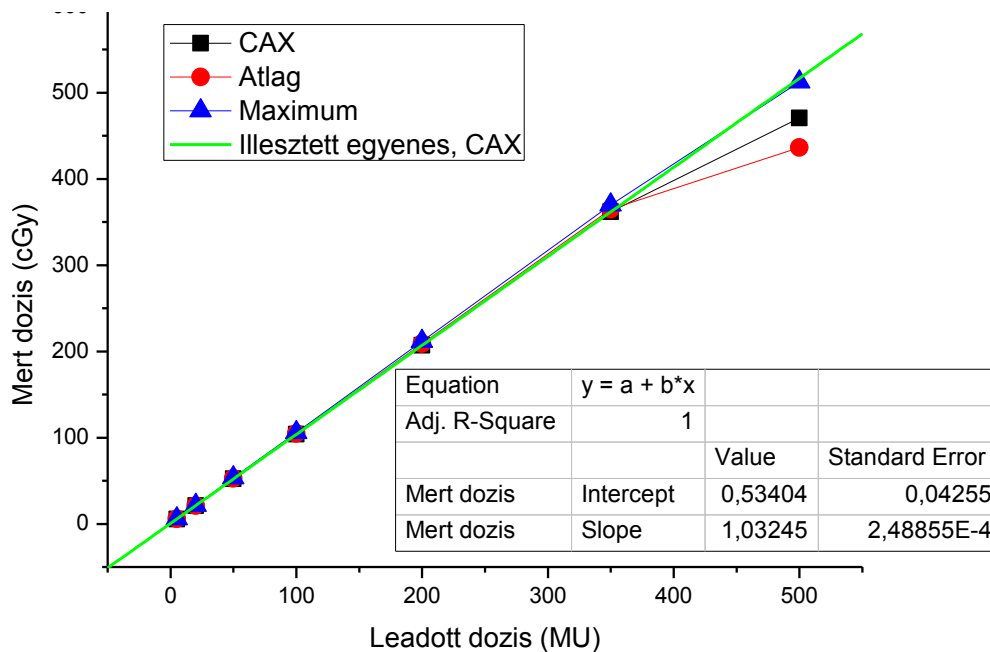
12.ábra: A MapCheck, illetve víz CT profilja

b. Linearitás

Az eszköz nagyon jó linearitással rendelkezik, kb. 350 cGy-ig, e felett a diódák nagy része szaturál. A mért dózismaximum értéke nagyobb dózis esetén is lineárisan növekszik, tehát van olyan dióda, mely 500 cGy esetén is megfelelő linearitással rendelkezik.

1.táblázat: Linearitás mérés, mért adatok

Leadott dózis (MU)	Mért CAX (cGy)	Mért átlag (cGy)	Mért maximum (cGy)
5	5,68	5,72	5,84
20	21,11	21,3	21,59
50	52,15	52,6	53,27
100	103,86	104,69	106,11
200	207,1	208,86	211,64
350	361,83	364,95	369,93
500	470,52	436,53	512,62



13.ábra: Linearitás mérés, egyenesillesztés

c. Rövidtávú stabilitás

A diódák által mért dózis rövidtávú stabilitása kiemelkedő. Egyforma mezők esetén a mért dózisok között 0,1% alatti relatív eltérés mutatkozik mindkét mérésorozat esetén.

2.táblázat: Egyes diódák stabilitásának vizsgálata, mérési eredmények

Dióda koordináta (x; y)	5 mérés átlaga (cGy)	Abszolút szórás (cGy)	Relatív szórás (%)
0;0	204,95	0,07	0,03
10;0	204,14	0,04	0,02
0;10	204,27	0,08	0,04
-10;0	204,8	0,08	0,04
0;-10	204,4	0,08	0,04
5;5	204,49	0,09	0,04
-5;5	204,78	0,04	0,02
-5;-5	205,5	0,012	0,06
5;-5	204,7	0,06	0,03

3. táblázat: Teljes mező stabilitása, mérési eredmények

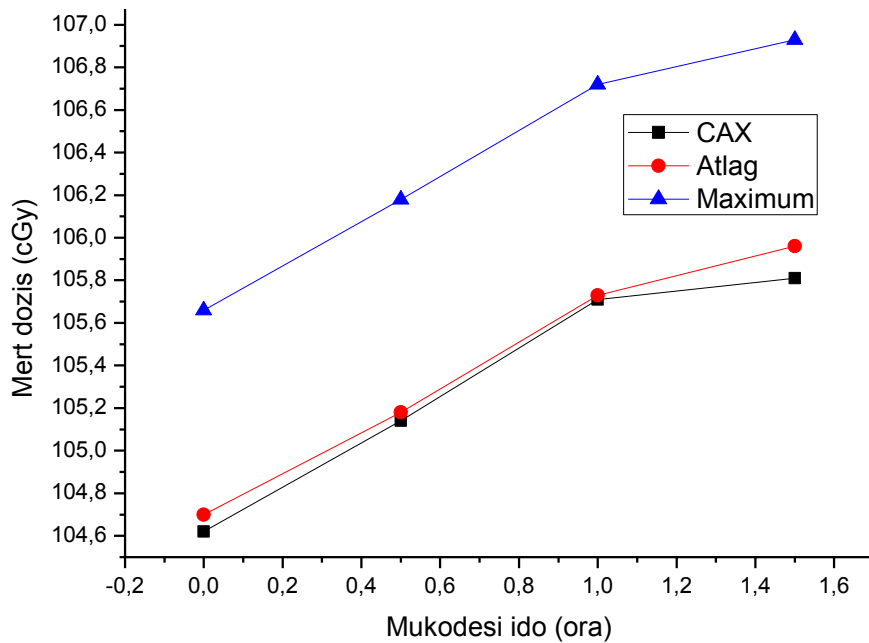
	Tervezett CAX	Mért CAX	Tervezett átlag	Mért átlag	Tervezett maximum	Mért maximum
1. mérés (cGy)	208,6	208,64	212,55	210,17	214,4	213,04
2. mérés (cGy)	208,6	208,48	212,55	210,06	214,4	212,98
3. mérés (cGy)	208,6	208,58	212,55	210,15	214,4	213
4. mérés (cGy)	208,6	208,66	212,55	210,11	214,4	213,06
5. mérés (cGy)	208,6	208,64	212,55	210,01	214,4	213
Átlag (cGy)	208,6	208,6	212,55	210,1	214,4	213,016
Abszolút szórás (cGy)	0	0,07	0	0,06	0	0,03
Relatív szórás (%)	0	0,03	0	0,03	0	0,01

d. Hőmérséklet (idő)

A mérések alapján megállapíthattuk, hogy a mért dózis az idő elteltével kis mértékben emelkedik. 1,5 óra folyamatos működés után kb. 1,2 % emelkedést tapasztaltunk. Jól látható, hogy az emelkedés mértéke egyre csökkent, valószínűleg a hőmérséklet egy bizonyos pont után nem emelkedett tovább. Ebben a kérdésben még további vizsgálatok szükségesek.

4.táblázat: Mért dózisok a működési idő függvényében

Eltelt idő (óra)	Mért CAX (cGy)	Mért átlag (cGy)	Mért maximum (cGy)
0	104,62	104,7	105,66
0,5	105,14	105,18	106,18
1	105,71	105,73	106,72
1,5	105,81	105,96	106,93



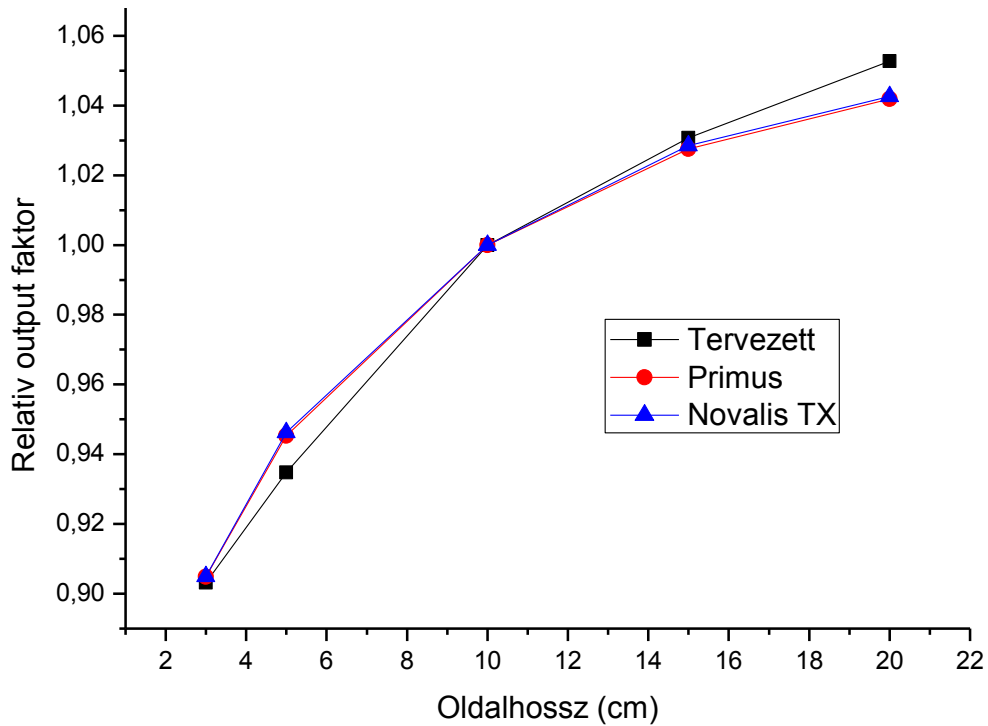
14.ábra: Dózisváltozás folyamatos működés mellett

e. Mezőméret

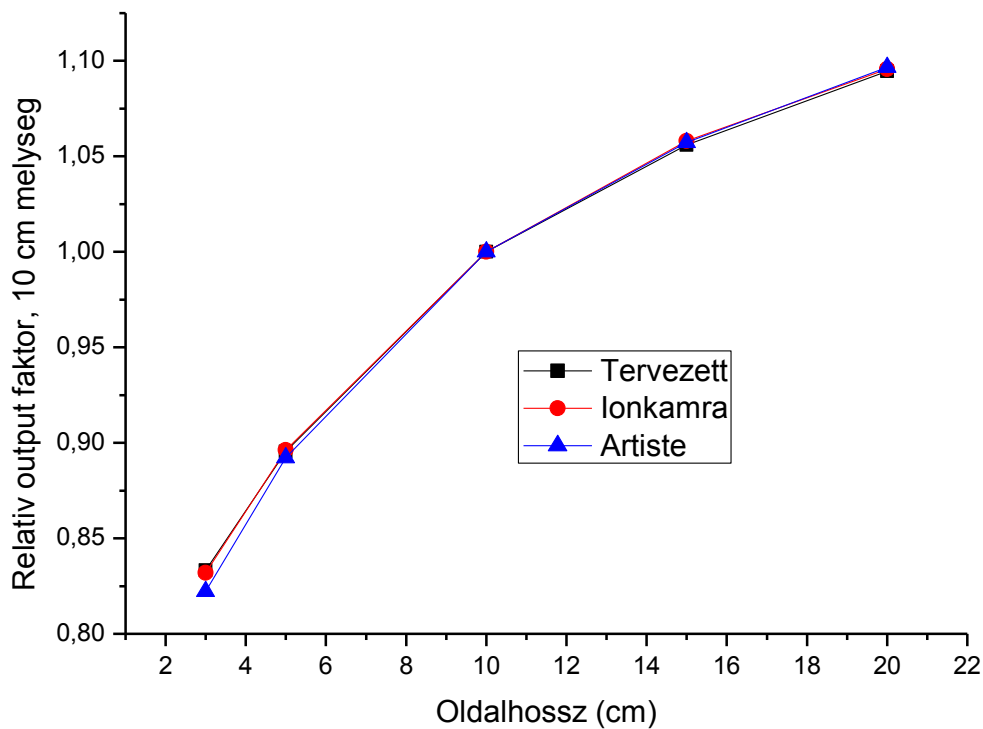
A várt eredményeknek megfelelően a mezőméret növelésével nőtt a mért dózis is. Az effektus mindkét mérés esetén, különböző mélységekben is jól kivehető. A 10 cm mélységben MapCheckkel mért adatok jó egyezést mutatnak mind az ionizációs kamrával mért értékekkel, mind a tervezettel. 2 cm mélységben a két gyorsító által mért dózisok értéke nagyon közel van egymáshoz. A tervezett dózis ez esetben értékben közel áll a mért értékekhez, azonban karakterisztikában kissé eltér.

5.táblázat: Mezőméretfüggés, mérési eredmények

Mező oldalhossz (cm)	2 cm mélység			10 cm mélység		
	Terv (cGy)	Primus (cGy)	Novalis TX (cGy)	Terv (cGy)	Artiste (cGy)	Ionizációs kamra (cGy)
3	188,4	188,78	189,5	67,00	66,21	65,41
5	195	197,23	198,14	72,00	71,85	70,46
10	208,6	208,64	209,4	80,40	80,53	78,62
15	215	214,38	215,36	84,90	85,14	83,19
20	219,6	217,38	218,32	88,00	88,31	86,15



15.ábra: Output faktor – mezőméret grafikon, 2 cm mélység



16.ábra: Output faktor – mezőméret grafikon, 10 cm mélység

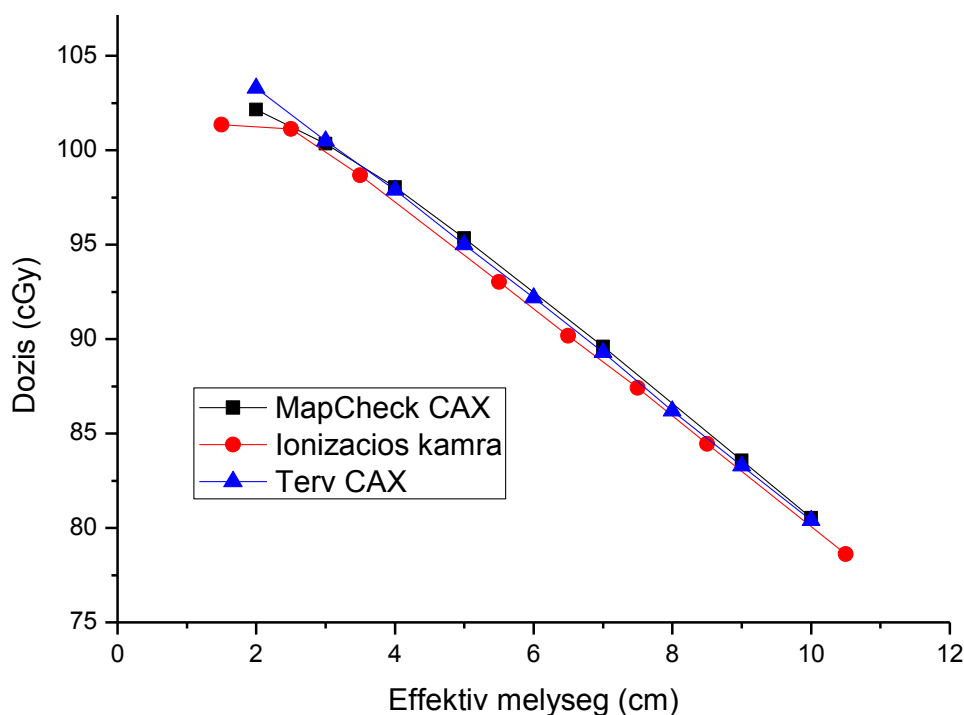
f. SSD

A mérések kiértékelése során megállapítottam, hogy a diódával és ionizációs kamrával mért SSD függés karakterisztikája megegyezik. A két mérési és a tervezett dózist összevetve

nagyon jó egyezést láthatunk. A MapCheck által mért dózis 1 %-on belül egyezik a tervvel, de az ionizációs kamrával mért dózis sem különbözik tőle sokkal jobban.

6.táblázat:SSD függés, mérési eredmények

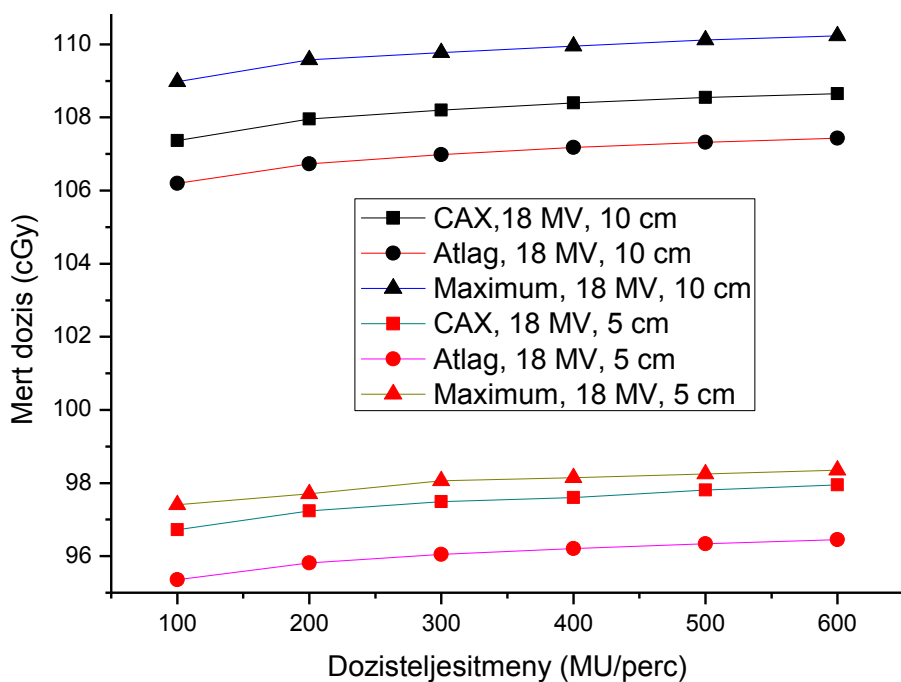
MapCheck CAX		Ionizációs kamra CAX		Tervezett CAX	
Effektív mélység (cm)	Mért dózis (cGy)	Effektív mélység (cm)	Mért dózis (cGy)	Effektív mélység (cm)	Mért dózis (cGy)
2	102,16	1,5	101,36	2	103,30
3	100,35	2,5	101,12	3	100,50
4	98,04	3,5	98,67	4	97,90
5	95,35	5,5	93,02	5	95,00
7	89,6	6,5	90,18	6	92,20
9	83,58	7,5	87,41	7	89,30
10	80,53	8,5	84,45	8	86,20
		10,5	78,62	9	83,30
				10	80,60



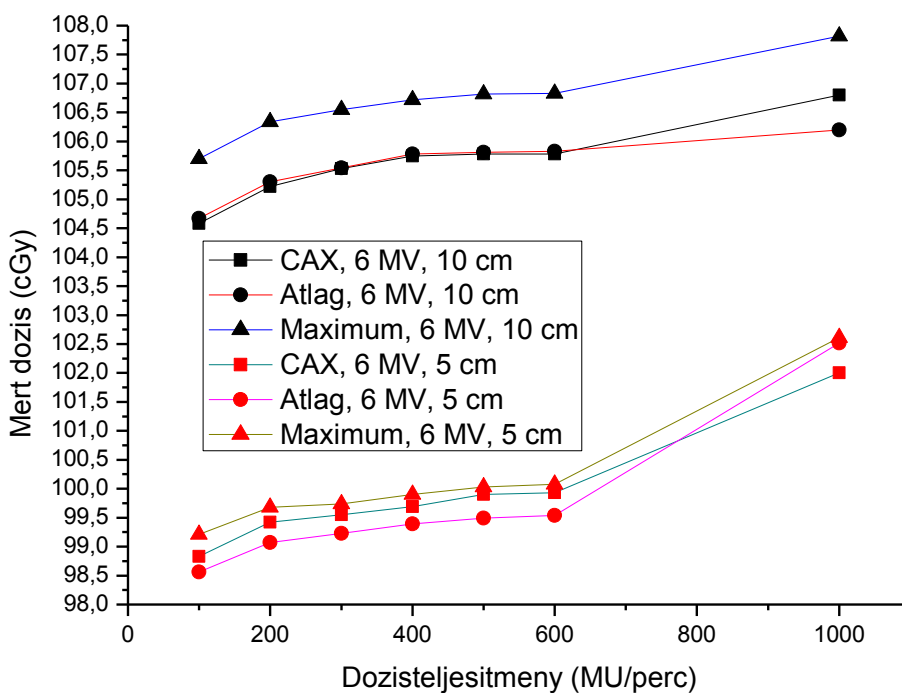
17.ábra: Mért dózis különböző SSD értékek mellett

g. Dózisteljesítmény

A dózisteljesítmény növelésével a mért dózis kissé emelkedik. 100 és 600 MU/perc értékek között, kb. 1%-kal. Az effektus főleg kisebb mezőméret esetén figyelhető meg. 6 MV energia esetén lehetőség van 1000 MU/perc dózis teljesítménye is, ekkor a mért dózis további 2 %-kal emelkedik. Ennek oka lehet a spektrum megváltozása is, ugyanis ebben az esetben a simító szűrő nélkül működik a gyorsító.



18.ábra: Dózisteljesítmény-függés, 18 MV energia

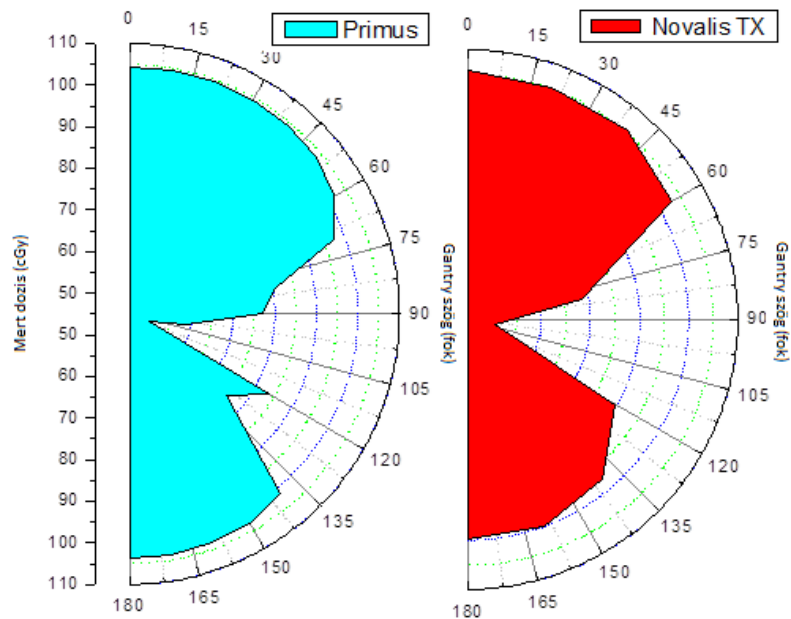


19.ábra: Dózisteljesítmény-függés, 6 MV energia

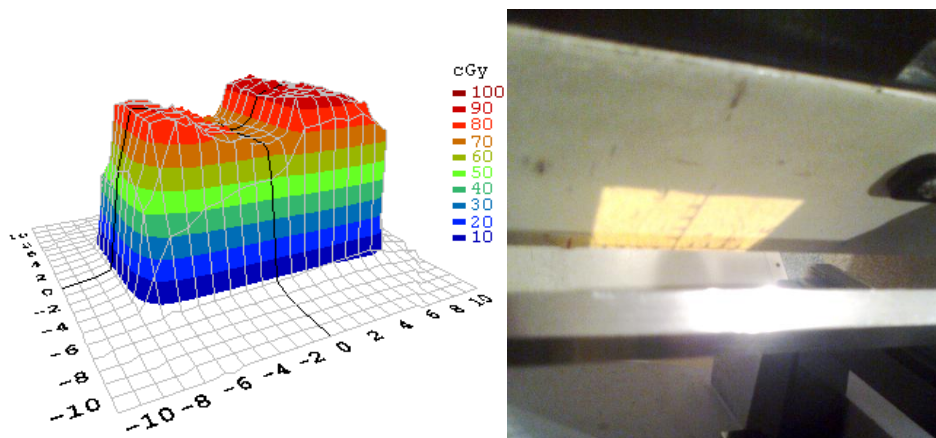
h. Beesési szög

A mérőeszközt a diódákra merőlegesen beeső mezők mérésére fejlesztették ki. A mérési eredmények azt bizonyították, hogy az eszköz kb. a 300 – 60 fokos tartományon méri

helyesen az izocenter dózist. 130 fokos szög esetén dózishiányt észleltünk. A mérési beállítás vizsgálata után megállapítottuk, hogy ennek oka az asztal fém merevítőjének elnyelése, ugyanis ez a nyaláb áthalad rajt. A feltételezést megerősítette, hogy az ellenkező, 245 fokos beállítás esetén is fellépett ez az effektus. A két szög, azért nem szimmetrikus, mert az mérőberendezés nem pontosan az asztal közepén helyezkedett el. A merevítő miatt bizonyos szögek kombinációk kerülendő a besugárzási tervek elkészítésekor. Egyes szögek tiltása azért nem szükséges, mert az asztal vertikális mozgásával 1-1 nyaláb eltolható úgy, hogy ne haladjon át az asztal fém részén.



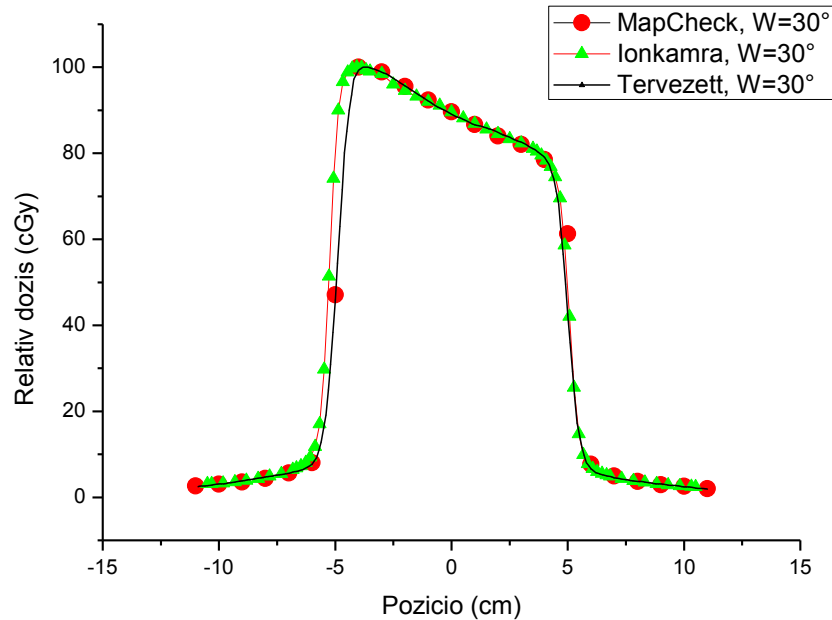
20.ábra: Mért dózis szögfüggése különböző gyorsítókon



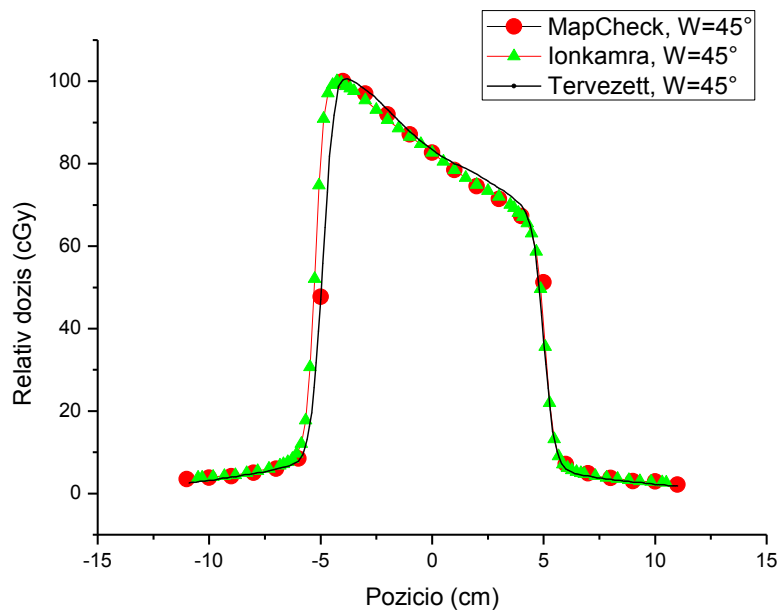
21.ábra: 135 fokos gantry állás mellett kialakuló dózis eloszlás és a nyaláb útját keresztező asztalmerevítő

i. Dózisprofilok ékek használata esetén

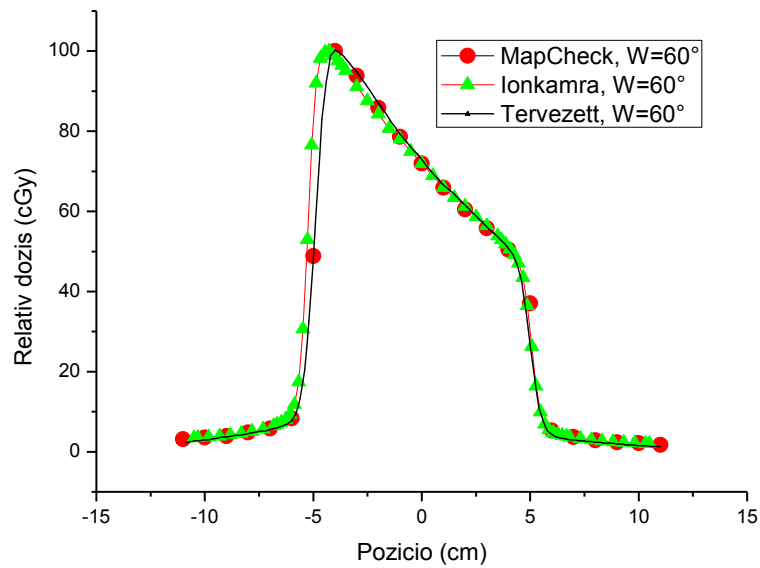
A MapCheckkel mért adatok jó egyezést mutatnak, mind a tervező rendszerrel, mind az ionizációs kamrával mért eredményekkel. A profilok együtt futnak, kisebb eltérések csak a mezőszéleken vannak, ahol nagy a dózisgradiens. Ennek oka, hogy a fel/lefutó élre csak 1 vagy 2 dióda kerül, így ezen a helyeken pontatlanabb a mérés.



22.ábra: Dózis profilok 30 fokos fizikai ék esetén



23.ábra: Dózis profilok 45 fokos fizikai ék esetén

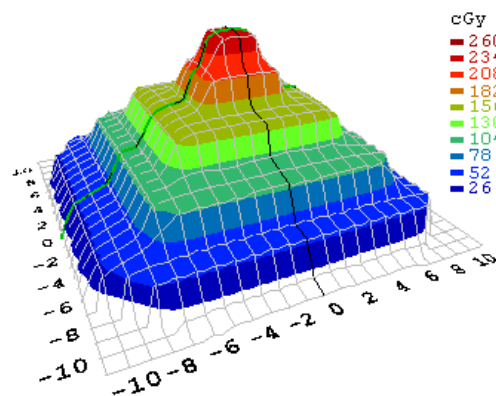


24.ábra: Dózis profilok 60 fokos fizikai ék esetén

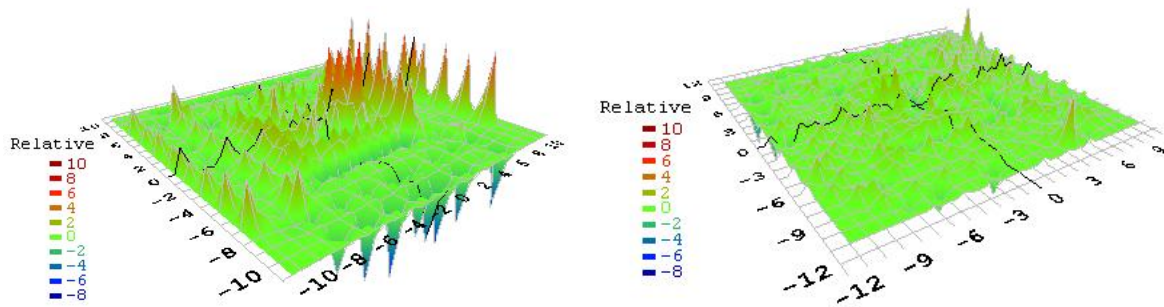
j. Saját tervek

I. „piramis”

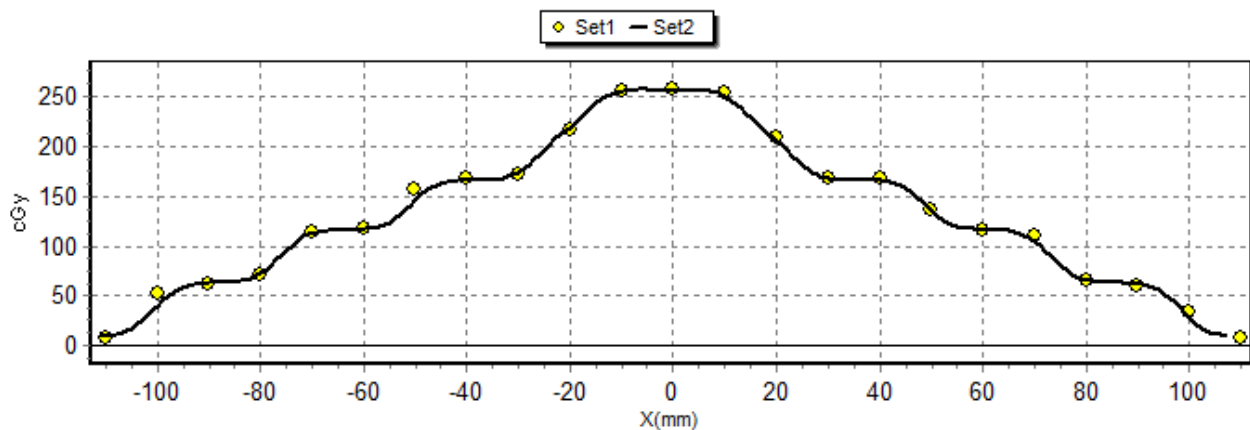
A mérés a várakozásoknak megfelelően nagyon jó egyezést mutatott a tervezett dóziseloszlással. Az izocenter dózisa 0,43 %-kal különbözött a tervezettől. A gamma-index abszolút dózisokra számított (3%, 3mm) értéke 99,8 %, csak 1 dióda dózisa nem felelt meg az kritériumoknak. A Varian Novalis TX készüléken elvégzett relatív mérések még pontosabb egyezést mutattak a mért dózissal, a relatív gamma-index (3%, 3mm) értéke a Siemens Primuson mért értékhez hasonlóan 100 % volt. A különbség relatív gamma-index (2%, 2mm) értékek esetén látszódott meg, a Novalis TX 98,8%, a Primus 89,9 % értéket ért el. Az ábrákon az is kivehető, hogy a régebbi típusú, Siemens gyorsító MLC-i kicsit bizonytalanok, egyik irányban kissé keskeny, a másikban pedig kissé szélesnek mutatkozott a mért mező, ezt a kék és piros dóziskülönbségek szimmetrikus elhelyezkedése jelzi.



25.ábra: Mért dóziseloszlás, „piramis”



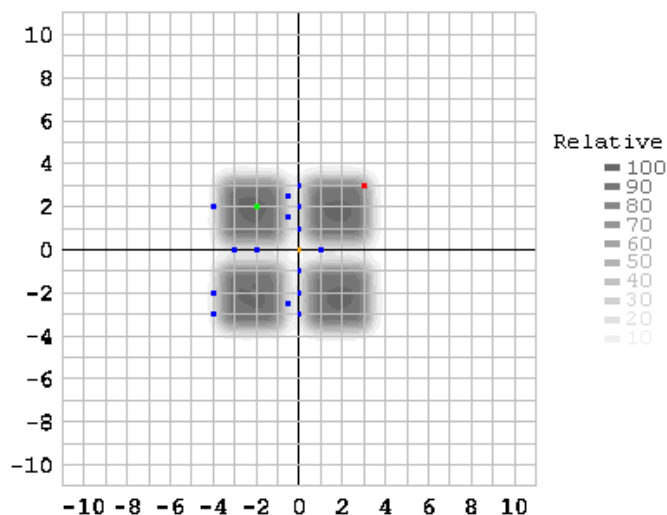
26.ábra: Mért és tervezett dózis eloszlás relatív különbsége Siemens Primus és Varian Novalis TX gyorsító esetén



27.ábra: Mért és tervezett dózis profilja $x=0$ egyenes mentén

II. fotonmező-illesztés

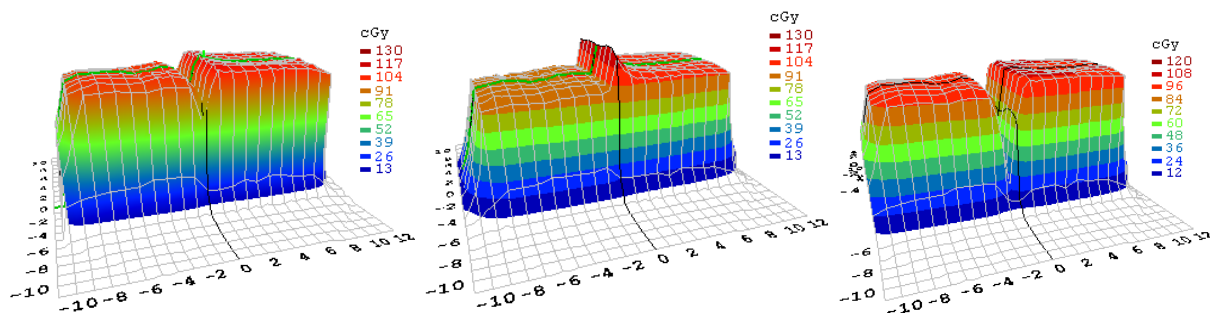
A képen is jól látható módon, kis mező esetén sok nagy dózisgradiensű pont van. Ezek bizonytalansága nagy, de a relatív gamma-index (3%, 3mm) értéke így is 87,4 %. A kissé eltérő diódák helyét kék, a durvább hibát mutatót piros pont jelzi. Megállapítható az is, hogy egymástól 1 cm-re lévő mező között a dózis már a tervezettnak megfelelően lecsökken kb. 200 cGy-ről 16,51 cGy-re. Ez a tervezetthez képest 1,52 cGy-jel több, de még mindig kellően alacsony dózis jelent.



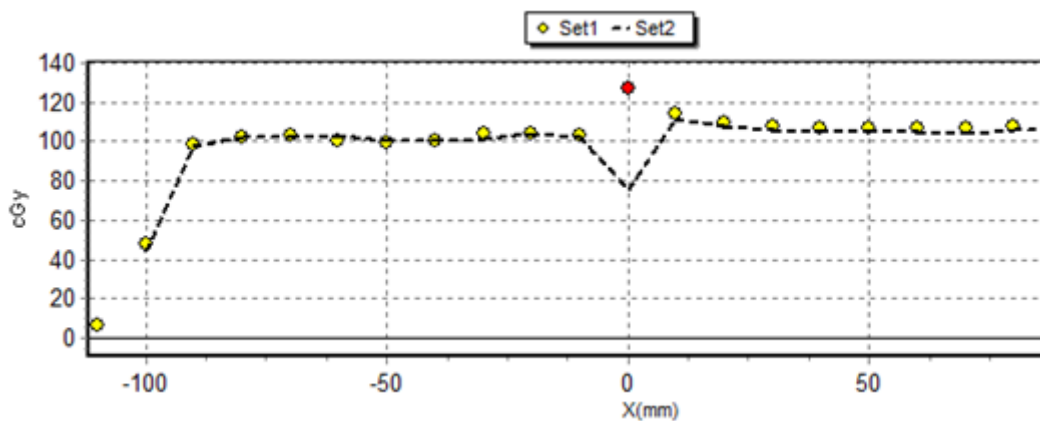
28.ábra: Mért dózis és $\gamma > 1$ értékű diódák

III. elektron és foton mezők illesztése

A fotonmező divergálása illetve az elektronmező kiszélesedése miatt 2 cm mélyen már összeérnek a mezők. A túldozírozottság elkerülése végett érdemes a felszínen látható fénymezők között rést hagyni. A rés mérete kb. 0,5 cm hogy legyen. Ebben az esetben nem túl nagy a dózis a mezők között, ugyanakkor alul dozírozás sem lép fel. Természetesen más mezőparaméterek esetén ez a szám felülvizsgálat tárgyát kell, hogy képezze.



29.ábra: Mért eloszlások 0, 0,5 és 1cm távolság esetén



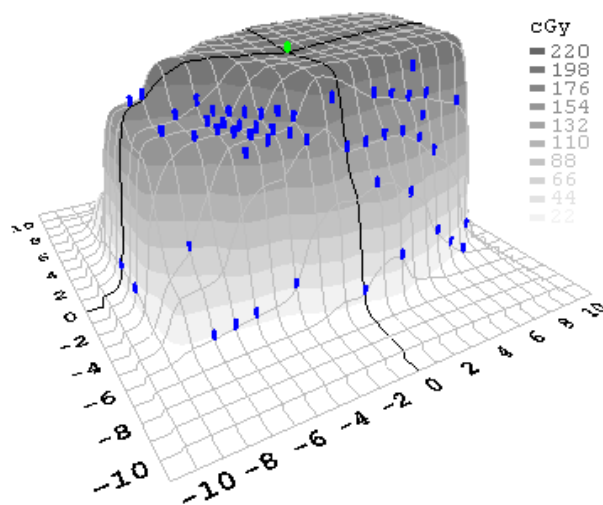
30.ábra: $x=0$ irányú profilok 0 és 0,5 cm távolság esetén

k. Konformális tervek ellenőrzése

A leadott mezők eredetileg 0-90-180-270 fokos gantry állásra lettek megtervezve, 6 MV energiára. Az első esetben a mezőnkénti ellenőrzés nagyon jó egyezést mutat az izocenter dóziséra. Az első esetben a mezőnkénti ellenőrzés nagyon jó egyezést mutat az izocenter dóziséra, alig 1,7 tized % mutatkozott az összdózist illetően. A dózis eloszlás eltérése viszont elég nagy (abszolút gamma-index (3%, 3mm) a teljes tervre nézve 80,6%), valószínűleg a Siemens Primus gyorsító nagyobb (1 cm) és bizonytalanabb MLC-i miatt. A gamma-kritériumnak nem megfelelő diódák kék színnel vannak jelölve, jól látható módon ezek a nagy dózisgradiensű területeken helyezkednek el.

7.táblázat: Konformális mezők és teljes terv, mérési eredmények

Leadott dózis (MU)	Tervezett CAX (cGy)	Mért CAX (cGy)	Abszolút eltérés (cGy)	Relatív eltérés (%)	gamma abszolút (3%, 3mm)	gamma relatív (3%, 3mm)
53	56,34	56,31	-0,03	-0,05	86	87
53	56,18	56,14	-0,04	-0,07	88,1	89,4
45	48,42	48,3	-0,12	-0,25	94,8	95,1
45	48,24	48,08	-0,16	-0,33	93,9	94,5
196	209,18	208,83	-0,35	-0,17	80,6	83,3



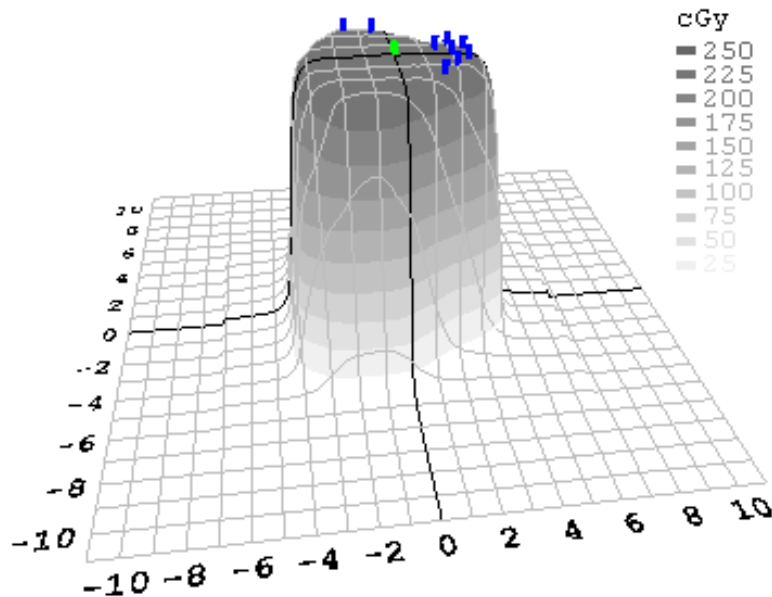
31.ábra: Mért eloszlás és $\gamma > 1$ értékű diódák

A Siemens Artiste gyorsítóval leadott terv más képet mutat. A terv eredetileg az előző méréssel megegyező szögállásokra készült, de az energia 18 MV volt. Ebben az esetben az izocenter dóziséra volt nagyobb az eltérése a tervezettől (kb. 2,6 %), míg az eloszlás pontosabb volt a Primuséhoz képest. Az abszolút gamma-index (3%, 3mm) értéke a teljes tervre kb. 95 % volt, míg a relatív érték mezőnként és összességében is 100%. Megállapítható

tehát, hogy pontosabb eloszlást lehet létrehozni ezzel a gyorsítóval, elsősorban a pontosabb MLC-knek köszönhetően. A dózis kissé nagyobb eltérésének a nagyenergiás kalibráció lehet az oka, ugyanis a tervező rendszer nagy energián általában több szóródó fotonnal számol, mint a valóságban detektálható.

8.táblázat: Konformális mezők és teljes terv, mérési eredmények

Leadott dózis (MU)	Tervezett CAX (cGy)	Mért CAX (cGy)	Abszolút eltérés (cGy)	Relatív eltérés (%)	gamma abszolút (3%, 3mm)	gamma relatív (3%, 3mm)
52,5	52,19	51,46	-0,73	-1,42	97,8	100
67,2	66,33	64,3	-2,03	-3,16	81,8	100
62	61,63	60,12	-1,51	-2,51	91,6	100
67,2	66,33	64,39	-1,94	-3,01	79,7	100
248,9	246,48	240,27	-6,21	-2,58	94,9	100

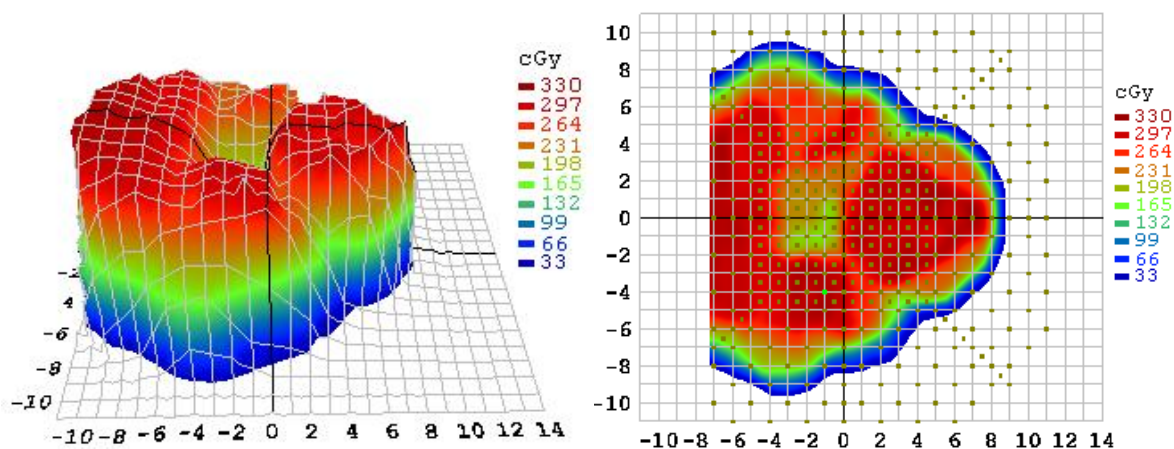


32.ábra: Mért eloszlás és $\gamma > 1$ értékű diódák

1. IMRT terv ellenőrzése

Az IMRT tervek közül egy kis energiás, 7 mezős prosztatata terv ellenőrzése kerül bemutatásra. Az eredeti szögek 0, 52, 104, 156, 208, 260, 312 fok voltak. Az izocenter dózisának tervezetthez képest való eltérése mezőnként elég változó, de összegük eltérése mindössze 1,5 % volt. Az eloszlás vizsgálatára számolt gamma-index értékeket több paraméter mellett is megvizsgáltuk. Megállapítottuk, hogy a nagy dózisgradiensek miatt nagyobb elfogadási intervallumot kell beállítanunk, az ICRU 83 szabványnak megfelelően.[13] Ilyen feltételek mellett a gamma-index (5%, 3mm) értékek 90% környékén

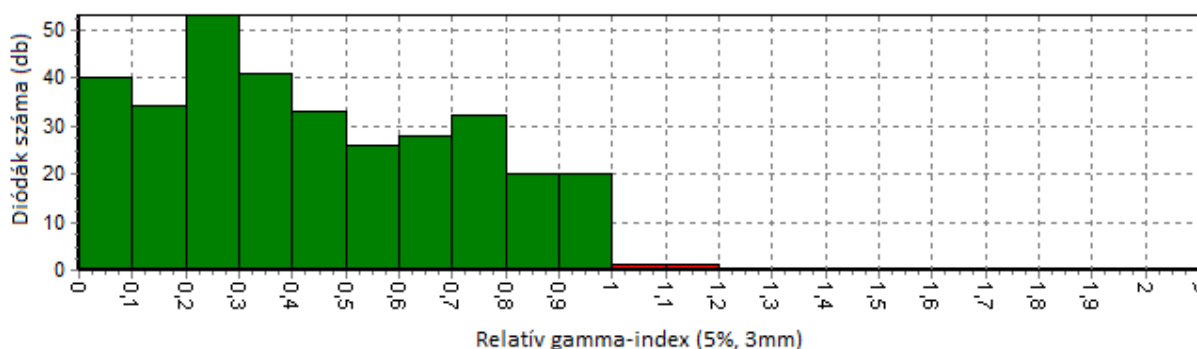
voltak, a problémás diódák továbbra is a mezők szélén helyezkedtek el. Összességében megállapítható, hogy a megnövelt elfogadási kritériumokkal számolva megfelelő egyezést láthatunk a tervezett és a mért dózis között.



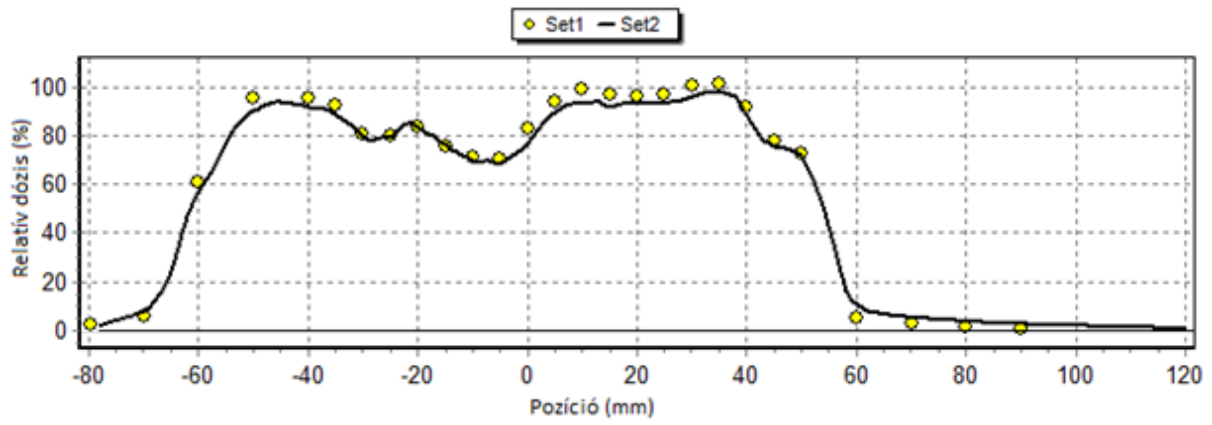
33.ábra: Mért és tervezett eloszlás 3D illetve 2D ábrázolása

9.táblázat: IMRT mezők és teljes terv, mérési eredmények

Leadott dózis (MU)	Tervezett CAX (cGy)	Mért CAX (cGy)	Abszolút eltérés (cGy)	Relatív eltérés (%)	gamma abszolút (3%, 3mm)	gamma relatív (3%, 3mm)	gamma abszolút (5%, 3mm)	gamma relatív (5%, 3mm)	gamma abszolút (5%, 5mm)	gamma relatív (5%, 5mm)
165,80	15,09	15,25	0,16	1,06	72,60	83,10	90,20	94,50	97,70	98,70
97,40	36,14	36,68	0,54	1,49	71,70	81,60	89,80	94,60	96,10	98,60
108,30	30,54	29,89	-0,65	-2,13	82,20	91,10	91,40	96,60	95,90	98,60
105,00	37,91	36,02	-1,89	-4,99	74,90	90,80	91,10	97,10	96,30	99,10
109,20	44,23	43,72	-0,51	-1,15	64,90	89,40	87,70	94,50	92,40	98,30
116,70	42,95	38,96	-3,99	-9,29	89,00	93,40	96,70	98,70	99,30	99,30
114,10	48,26	50,61	2,35	4,87	77,60	87,80	91,70	93,90	94,80	97,30
816,50	255,12	251,13	-3,99	-1,56	56,40	90,70	84,30	99,50	86,70	100,00



34.ábra: Diódák gammaértékének eloszlása a teljes terve nézve



35.ábra: Mért és tervezett dózis profilja egy diagonális mentén

6. Összefoglalás

A mérések során sikeresen meghatároztuk a MapCheck működési paramétereit. A műszer teljes mértékben eleget tett az IMRT tervek ellenőrzésére szánt detektorokkal szemben támasztott alapvető követelményeknek. A megfelelő térbeli és időbeli felbontás mellett rendelkezik a szükséges egyszerű kezelhetőséggel is. Az eszköz beállítása kalibrálással együtt kb. 25 percet vesz igénybe, amennyiben nem szükséges kalibráció, kb. 5 perc alatt mérésre kész állapotba hozható. A mérőprogram egyszerűen kezelhető, beépített adatfeldolgozó lehetőségekkel. A szoftveren belül lehetséges terv és mérés összehasonlítása, gamma-analízise. A tervek beolvasása egyszerű, minden fájl formátum alkalmazható, de ügyelni kell, hogy a tervezőrendszerből megfelelően exportált adatokkal lehet pontosan számolni.

A vizekvivalencia mértéke megfelel a szervizkönyvben található értéknek, kb. 2 cm vastag vízzel ekvivalens a build-up réteg. Az eszköz linearitása kiemelkedően jó, kb. 350 cGy-ig lineáris a karakterisztikája. A rövidtávú stabilitás vizsgálata során megállapíthattuk, hogy 0,1% alatti az egyes diódák által mért dózis ingadozása. Folyamatos használat esetén az idő múlásával a mért dózis is emelkedik, másfél óra működés mellett kb. 1 %-kal. Ennek pontos mértéke, karakterisztikája még további vizsgálatok tárgyát kell, hogy képezze. A mezőméret nem befolyásolja a detektormátrix pontosságát, a tervezett és mért output faktorok 2 %-on belül megegyeznek. Ugyanúgy invariáns a detektor pontossága a különböző mélységben, különböző SSD értékek mellett elvégzett mérésekre is, a különbség ez esetben 1 % körüli. A detektor enyhe dózisteljesítmény-függést mutat, 600 MU/ percig kb. 1 % növekedést tapasztaltunk, mely simítószűrő-mentes, 1000 MU/perc dózisteljesítményű nyaláb esetén további 2 %-kal növekszik. Javasolt tehát a műszert minden dózisteljesítmény értékre külön bekalibrálni, vagy legalább a klinikumban használt értékekre korlátozni a mérőberendezés működtetését. A detektor elsősorban a rá merőleges irányban érkező mezők detektálását szolgálja, de kis gantry szögek (kb. ± 60 fok) esetén is még megfelelő pontossággal méri az izocenter dózisát. A mérés során fény derült az egyik kezelő asztal szerencsétlen konstrukciójára is, így a kezelések során ügyelnek arra, hogy az asztal merevítője ne kerüljön bele a nyaládba. Az ékek hatása jól követhető a MapCheck segítségével, a profilok nagy pontossággal megegyeznek a tervezőrendszerben számolttal, illetve az ionizációs kamrával mérttel.

A kombinált, több mezőt tartalmazó tervek mérése során ellenőriztük, hogy miként teljesít a készülék a klinikumban használt összetettebb paraméterek mellett. A „piramis” mérés bizonyította, hogy kiegyenlített szórásviszonyok, kisebb dózisgradiensek mellett még

pontosabb a műszer, aprólékos beállítás esetén akár 100% -os gamma-index érték is elérhető. A kisméretű mezők illesztése során fellépő dózisokat is megvizsgáltuk, a gamma index (3%, 3mm) értékére 87,4 % adódott. Tehát különálló, kis mezők mérésére csak nagy odafigyeléssel alkalmazható a MapCheck. Az elektron és foton mezők illesztésének mérése során becsült kaptunk arra, hogy a bőrfelszínen körülbelül milyen távolságra kell a mezőket pozicionálni ahhoz, hogy ne legyen túl nagy az összeérő mezők miatti a dózismaximum. Ez az érték megközelítőleg 0,5 cm, de más energiák és mélységek vizsgálata még szükségeltetik a pontos érték meghatározásához. A valós konformális tervek ellenőrzése során megállapíthattuk, hogy a tervezett és mért dózis közötti különbség majdnem minden esetben 3% alatt marad. A különbség nagymértékben függ a készülék fajtájától. Siemens Artiste készülék esetén a létrejövő eloszlás a pontosabb, gamma index (3%, 3mm) 94,9 % a Siemens Primus 80,6%-val szemben. Az izocenter dózisa szempontjából viszont a Primus volt a pontosabb 0,17 % relatív eltéréssel, de az Artiste 2,58 %-os eltérése sem túl magas. Az IMRT ellenőrzése során információt szereztünk, hogy milyen pontosak ezek a kezelések. Fontos, hogy a sok mező illetve szegmens miatt minél pontosabb MLC-vel rendelkezzen a használt készülék. A mérések szerint az intenzitás modulált kezelések során az izocenter dózisa egy mező kivételével maximum 5%-kal tért el a tervezettől. A gamma-index értékek (3%, 3mm) abszolút esetben 70%, relatív esetben 80% felett voltak minden mezőre nézve. Ha az engedélyezett dózisértéket 5%-ra növeljük, akkor a teljes tervre nézve, 84,3% illetve 99,5% gamma-indexet kapunk abszolút illetve relatív esetben.

Összességében megállapítható, hogy a MapCheck mérőberendezés gondos használat mellett alkalmas IMRT tervek ellenőrzésére, valamint kiemelt szerepet játszhat a rendszeres minőségbiztosítási mérések elvégzésében is. A detektor felbontása megfelelő, de nagy dózis gradiensek és kis mezőméretek esetén még okozhat pontatlanságok a diódák közti viszonylag nagy távolság. A félvezető detektorokkal való mérés az n-típusú diódák megjelenésével mindennapivá vált, de kalibrációjukat minden mező és környezeti paraméterre el kell végezni. A sok paraméter miatti függés miatt 1-2%-os mérési pontatlanság bármikor létrejöhet, emiatt a tervek és a mért adatok összehasonlításakor javasolt a gamma-index dóziskorlátjának növelése.

7. Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnék köszönetet mondani mindazoknak, akik segítettek munkámat. Különösképpen témavezetőmnek, dr. Pesznyák Csillának, aki a diplomám elkészültének minden mozzanatát felügyelte, és mindvégig értékes tanácsokkal látott el.

Szeretnék köszönetet mondani Prof. dr. Kásler Miklós főigazgató úrnak és Prof. dr. Polgár Csaba osztályvezető úrnak, hogy lehetővé tették számomra az értekezés témájának kidolgozására. Köszönetet illeti dr. Major Tibort, dr. Kontra Gábort, Bodács Istvánt és dr. Kovács Pétert a mérések elvégzésben nyújtott segítségükért. Továbbá szeretném megköszönni az Országos Onkológiai Intézetnek és a Pécsi Tudományegyetem Sugárterápiás Centrumának, hogy lehetővé tette a mérések elvégzését, valamint minden munkatársamnak, akik segítettek a szükséges adatok összegyűjtésében és kiértékelésében.

Megköszönném minden barátomnak és családtagomnak a diplomám megírásához szükséges támogatást.

Köszönet illeti a Fototronic Kft-t, a Sun Nuclear magyarországi képviselőjét ellátó céget, hogy rendelkezésemre bocsátották a MapCheck mérőberendezést.

8. Irodalomjegyzék

- [2] AAPM REPORT NO. 87 Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy
- [1] S. Webb: The future of external-beam radiotherapy: the dream and the reality, *Physica Medica* – Vol XVII., N4., October-December 2001
- [3] Varjas Géza, Pazonyi Béla, Forgács Gyula: Számítógépes besugárzástervezés: visszatekintés és korszerű módszerek *Magyar Onkológia* 49. évfolyam 3. szám 2005
- [4] Pesznyák Cs.: A megavoltterápia minőségellenőrzésének néhány kérdése, Doktori értekezés, 2009
- [5] Porubszky T.: A minőségügyről általában és speciálisan a radiológiára vonatkozóan. *Radiológiai Közlemények* 31(1) 81-6, 1995
- [6] <http://oftankonyv.reak.bme.hu/tiki-index.php?page=Teleter%C3%A1pi%C3%A1s+besug%C3%A1rz%C3%A1stervez%C3%A9s+napjainkban>
- [7] Paul A. Jursinic, Ben E. Nelms: A 2-D diode array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy delivery, *Med. Phys.* 30 .5., May 2003
- [8] T Wolff, S Carter, K A Langmack, N I Twyman and P P Dendy: Characterization and use of a commercial n-type diode system. *British Journal of Radiology* 71, 1168-1177, 1998
- [9] Jonathan G. Li, Guanghua Yan and Chihray Liu: Comparison of two commercial detector arrays for IMRT quality assurance, *Journal of applied clinical medical physics*, volume 10, Number 2, Spring 2009
- [10] Rikner and E. Grusell, “General specifications for silicon semiconductors for use in radiation dosimetry,” *Phys. Med. Biol.* 32, 1109–1117, 1987
- [11] <http://en.wikipedia.org/wiki/Semiconductor>

[12] DelanaA., Menegotti L: Impact of gamma index calculation methods in IMRT treatment verification. Medical PhysicsS. Chiara Hospital - Trento – Italy The Radiation Oncology Poster Platform

[13] ICRU Report 83 Prescribing, recording and reporting IMRT, International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU, Washington DC, USA.2010