

# DIPLOMAMUNKA

## **Különböző besugárzási technikák összehasonlítása tüdő tumoros betegek esetében**

Almády Balázs

Témavezető: Dr. Pesznyák Csilla  
egyetemi docens

BME Nukleáris Technikai Intézet  
Nukleáris Technika Tanszék

BME

2015

# Tartalom

Önállósági nyilatkozat .....	4
Rövidítések és fogalmak jegyzéke .....	5
1. Bevezető .....	6
1.1 A sugárterápia rövid története .....	6
1.2. A sugárterápia dozimetriai alapjai.....	7
1.3. Dozimetriai fantomok .....	9
1.4. A besugárzástervezés fejlődése .....	10
1.5. A teleterápia eszközei.....	10
1.6. A számítógépes dózisszámolás .....	11
1.7. Tervezőrendszerek és algoritmusok .....	13
1.8. Tervezőrendszerek engedélyezése .....	13
2. Célkitűzés .....	16
3. Eszközök és módszerek.....	17
3.1. A CIRS IMRT Thorax fantom .....	17
3.2. Saját protokoll .....	18
1. Terv: Box technika .....	19
2/A Terv: L alakú mező .....	19
2/B Terv: L alakú mező inverze .....	20
3. Terv: Aszimmetrikus mező .....	21
4/A Terv: Tipikus tüdőbesugárzás .....	22
4/B Terv: Tipikus tüdőbesugárzás MLC-vel.....	22
5/A Terv: Keskeny AP mező, zárt jaw + 4 cm-re nyitott MLC .....	23
5/B Terv: Négyzetes AP mező 4cm-re nyitott MLC-kkel .....	24
5/C Terv: Keskeny AP mező, MLC-k nélkül.....	25
5/D Terv: Keskeny AP mező, 2,5 cm × 2,5 cm lyukú MLC.....	25
4. Mérések .....	26

4.1. Mérőeszközök .....	26
4.2. Futásidő mérése .....	26
4.2.1. Hiba becslése .....	27
4.2.2. Az algoritmusok futási ideje .....	27
4.2.3. A futási idők dóziszrác felbontásának függése.....	27
4.2.4. Futási idők MLC esetén .....	27
4.2.5. Futási idők ékelt mezők esetén, dóziszrác felbontásától való függés.....	28
4.2.6. Futási idő függése az ék szögétől .....	28
4.3. Számítási algoritmusok kísérleti összehasonlítása .....	28
4.3.1. Az Adaptive Convolve és a Collapsed-Cone Convolution összehasonlítása.....	28
4.3.2. Az Adaptive Convolve és a Fast Convolve összehasonlítása .....	29
4.3.3. Az Adaptive Convolve és az Eclipse11 AAA összehasonlítása .....	29
4.3.4. Mérési eredmények összehasonlítása a szimulációkkal .....	29
4.3.5. DVH-k összehasonlítása .....	29
5. Eredmények.....	31
5.1. Az algoritmusok futási ideje és befolyásoló tényezői.....	31
5.1.1. Hiba becslése.....	31
5.1.2. Az algoritmusok futási ideje .....	31
5.1.3. A futási idők dóziszrác felbontásának függése.....	32
5.1.4. Futási idők MLC esetén .....	33
5.1.5. Futási idők ékelt mezők esetén, dóziszrác felbontásától való függés.....	33
5.1.6. Futási idő függése az ék szögétől .....	34
5.2. Számítási algoritmusok kísérleti összehasonlítása .....	35
5.2.1. Az Adaptive Convolve és a Collapsed-Cone Convolution összehasonlítása.....	35
5.2.2. Az Adaptive Convolve és a Fast Convolve összehasonlítása .....	38
5.2.3. Az Adaptive Convolve és az Eclipse11 AAA összehasonlítása .....	40
5.2.4. Mérési eredmények összevetése a számításokkal .....	43

5.2.5. DVH-k összehasonlítása .....	47
6. Megbeszélés .....	48
7. Összefoglalás.....	50
8. Köszönetnyilvánítás .....	51
9. Irodalomjegyzék.....	52
Ábrajegyzék .....	53

## **Önállósági nyilatkozat**

Alulírott Almády Balázs a Budapest 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, 2015. június 5.

.....

Almády Balázs

hallgató

## Rövidítések és fogalmak jegyzéke

A sugárterápia fogalomtára a legtöbb tudományéhoz hasonlóan gyakran nehezen fordítható magyarra, illetve sok szakkifejezést csak angolul használunk. A dolgozatban a szakirodalomból megszokott módon használom az alábbi kifejezéseket.

AC – Adaptive Convolve, adaptív konvolúció

build-up – felépülési zóna

CCC – Collapsed-Cone Convolution, csonkakúpos konvolúció

CT – Computed Tomography, komputertomográfia

DVH – Dose-Volume Histogram, dózis-térfogat hisztogram

FC – Fast Convolve, gyorskonvolúció

FF – Flattening Filter, simítószűrő

FFF – Flattening Filter Free, simítószűrő nélküli

HU – Hounsfield Unit, CT-szám

IAEA (NAÜ) – International Atomic Energy Agency, Nemzetközi Atomenergia Ügynökség

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurement

IGRT – Image Guided Radiotherapy, képvezérelt sugárterápia

IMAT – Intensity Modulated Arc Therapy, intenzitásmodált ívterápia

IMRT – Intensity Modulated Radiotherapy, intenzitásmodulált sugárterápia

LINAC – LINear ACcelerator, lineáris gyorsító

MC – Monte Carlo

MLC – MultiLeaf Collimator, sokleveles kollimátor

MU – Monitor Unit, monitoregység

OOI – Országos Onkológiai Intézet

PDD – Percent Depth Dose, százalékos mélydózisgörbe

ROI – Region of Interest, olyan térfogatok az emberi szervezetben, amiket dózistervezési szempontból figyelemmel kell kísérni

SSD – Source-surface distance, forrás-bőr távolság (FBT)

TPS – Treatment Planning System, besugárzás-tervezőrendszer

# 1. Bevezető

## 1.1 A sugárterápia rövid története

Lassan egy és negyed évszázada, hogy az emberiség elkezdte megismerni a radioaktív sugárzásokat. 1895 novemberében Röntgen megfigyelte a mesterségesen létrehozott röntgen-sugárzást és ugyanebben az évben Becquerel felfedezte a természetes sugárforrásokat. A gamma sugarak orvosi felhasználására nem kellett sokat várni, hónapokon belül elindultak a diagnosztikai célú átvilágítások és a terápiás kezelések, elsőként E.H. Grubbé felügyelete alatt [1], 1896 januárjában. A huszadik század első felében nagyon sokféle betegség kezelésére használták a sugárzást, gyulladáscsökkentéstől kezdve sebészeti fertőzések elleni kezeléseken át a rákos betegek gyógyításáig. Mára a sugárzások káros hatásait felismerve diagnosztikai célból, illetve daganatos megbetegedések esetén alkalmazzák.

A sugárterápia kezdeti módszerei többnyire brachyterápiás (közel besugárzás) eljárások voltak, a bőrfelületre vagy testüregekbe helyezett sugárforrásokkal. Ezeket a technikákat ma is széles körben alkalmazzák.

A teleterápiás készülékek kezdetben kis energiájú röntgensugárzást bocsátottak ki, melyekkel többnyire csak a bőrfelületet lehetett besugározni, mivel a sugárzás behatolási mélysége függ a nyaláb energiájától. A kezdetleges röntgensövekkal (Crookes-cső) elérhető maximális, 50-100 kV feszültség, és a meglehetősen kicsi, 1mA áram hosszú kezeléseket tett szükségessé. Az 1913-ban feltalált Coolidge forrókatódos csővel már 200 kV és 5-8 mA állt rendelkezésre, melyet az elkövetkező évtizedben 5-30 mA áramúra sikerült fejleszteni. A harmincas évekre elkészültek a 500 kV-os berendezések, melyek használatban maradtak az ötvenes években megjelenő kobalt-ágyúig. Az addig használt külső besugárzóeszközök felépítésétől és működésétől jelentősen eltér a kobalt-ágyúé, melyben nagy aktivitású Co-60 sugárforrás található. E forrás két energián – 1,17 és 1,33 MeV – sugároz, melynek átlagenergiáját a klinikai gyakorlatban 1,24 MeV-nek vesszük, ami jelentősen nagyobb, mint az akkori technikával elérhető mesterséges forrásoké. Ezzel a berendezéssel már a mélyebben fekvő szervek is elérhetővé váltak, és a forrás aktivitásától függően a kezelés idők is csökkentek. A kobalt ágyúkat ma is használják terápiára megbízhatóságuk és a kisebb költségigényük miatt.

A sugárterápia fejlődésének következő nagy mérföldköve az orvosi célú lineáris gyorsító, a LINAC. Az 1960-as években bemutatott eszközt használjuk ma is a terápiás besugárzások

kivitelezésére. Az alapelve nem változott: egy részecskegyorsító elektronokat gyorsít fel nagyenergiára és azt egy targetbe (cél tárgy) ütköztetve fékezési sugárzást kapunk. A LINAC segítségével a kobaltágyúénál lényegesen nagyobb energiákkal lehet a betegeket kezelni, ami lehetővé tette a mélyebben elhelyezkedő tumorok eredményes gyógyítását. A klinikai gyakorlatban 6-18 MV gyorsító feszültséggel előállított nyalábokat alkalmaznak. A mélyebben elhelyezkedő tumorok elérhetővé válásával egyre fontosabb lett a páciens anatómiájának megfelelő ismerete, ami az 1971-ben felfedezett CT (Computed Tomography) segítségével vált lehetővé.

Az 1950-es évektől a megfelelő mezőalak megformálásához a kollimátorokat kiegészítő, a nyaláb alakját követő, projekciós blokkokat használtak, míg a mezőn belüli fluens eloszlását fizikai ékekkel módosították. A kezelésekhez az individuális blokkok elkészítése nem csak költséges, de időigényes is. A blokkok és az ékek alkalmazása a klinikumban nagyban nehezíti az asszisztensek munkáját és jelentősen megnöveli a betegkezelési időt. A fenti problémák kiküszöbölésére 1965-től kezdtek el alkalmazni egyenként mozgatható kollimátor lemezeket – leaf-eket, amikből kifejlesztették a mára alapfelszerelésnek számító MultiLeaf Collimator-t (MLC). A soklevelű kollimátorok piaci elterjedése a nyolcvanas évekre tehető. A ma használatban lévő MLC rendszerek már néhány milliméteres lemezek mozgatásával hozzák létre a tumor alakját követő nyalábalakot.

Az Intenzitás Modulált Radioterápia (IMRT) kivitelezéséhez szükséges algoritmust Brahme alkotta meg 1988-ban (inverz tervezés), a kezelések a '90-es években kezdődhettek meg. Az IMRT nagy számítási igénye miatt fejlett számítógépes infrastruktúrát feltételez, amely mára már könnyen elérhető. Az összetett, nehezen átlátható ívterápiák (IMAT-intensity modulated arc therapy) tervezéséhez is hasonló számolási algoritmusok szükségesek.

Az elmúlt években nagy hangsúlyt fektettek az ép szövetek védelmére, amihez a képvezérelt sugárterápiát (Image Guided Radiotherapy, IGRT) alkalmazzák.

## **1.2. A sugárterápia dozimetriai alapjai**

A kezdetben kevés szabályozással, intuitív, tapasztalati úton működő besugárzás tervezést csak a XX. század második felében kezdték felváltani a méréseken alapuló kezelések. A radioaktivitás felfedezése után még nem állt rendelkezésre megfelelő eszköztár a radioaktív sugárzások érzékelésére, az élő szervezetben leadott dóziszról és annak méréséről pedig egyáltalán nem voltak ismeretei a kor kutatóinak, valamint a sugárzás élő szervezetre kifejtett hatásai, azok mechanizmusai is csak jóval később váltak ismertté.



Az új sugárzás természetének ismerete nélkül a szórt sugárzások léte fel sem merült, így a kezeléseket (ill. a diagnosztikát) csak az elsődleges nyalábbal végezték. A mára jól ismert inverz négyzetes törvényt is csak 1903-tól kezdték el a sugárzásokra alkalmazni. A kezdetleges berendezésekkel, mérések nélkül kivitelezett, így nehezen ismételtető ill. validálható kezelések dozimetriája az élő emberi testen észlelhető hatások megfigyelésével kezdődött. Freund vezette be 1904-ben a következő 'dózis definíciót' [2], miszerint „az egy szőrös anyajegy epilálásához szükséges sugárzás mennyisége az a röntgensugárzás, amellyel 15 cm-ről, 1 perces expozícióval adott filmre röntgenkép készíthető”. Egy későbbi, elterjedtebb definíció a bőr erythémájának – a hajszálerek tágulása következtében létrejövő bőrpír – kialakulásához kötötte az egy kezelés során leadható dózist. Quimby definíciója szerint ezt a sugárhatást 200 kV csőfeszültségen, 100 cm<sup>2</sup> mezőmérettel, 50 cm-es fókuszbőrtávolságon 0,5 mm réz vagy 2,5 mm alumíniumszűrő alkalmazásakor 500-525 röntgen dózis leadása mellett érhető el. Quimby mérései és e dózisegység használhatósága miatt már kezdetben, sugárbiológiai ismeretek hiányában is végeztek frakcionált kezeléseket.

Ezeknek a szubjektív meghatározásoknak a levegőben mért ionizáció bevezetése és az ionizációs kamrák elterjedése vetett véget. 1928-ban az ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) elfogadta az expozíció mértékegységként az 1 Röntgent (R):  $1 R = 2.58 \cdot 10^{-4} C/kg$ . Az expozíció tehát a sugárzás hatására egységnyi tömegű levegőben, ionizáció során keletkezett töltés.

Ez alapján, expozíciót mérve már lehet fogalmunk a besugárzás során kialakuló fizikai dózistról. Azonban ahhoz, hogy az élő szövetnek leadott dózist – melynek már van valós köze a kifejtett biológiai hatáshoz – meg tudjuk határozni, megfelelő közegben kell méréseket végezni. Ez a közeg a szervezethez igazodva általában víz, vagy speciális esetben szövetekvivalens, azaz a sugárzás szempontjából valamely élő szövettel egyező módon viselkedő anyag. A sugárzások detektálására szolgáló eszközök azonban nem ilyen anyagokból állnak – lásd ionizációs kamra, félvezető detektorok, stb – így a szövetnek leadott dózis mérése elérhetetlenné válna közelítések nélkül. Az első elméletet 1936-ban dolgozták ki L.H.Gray, W.H. Bragg és W.L.Bragg brit tudósok, ma Bragg-Gray üregelméletként ismerjük [3]. Eszerint, ha a közegünkben lévő töltött részecskék szabad úthosszához képest kicsiny üregünk (doziméter) van, melyben csak az áthaladó töltött részecskék által leadott dózist észleljük – azaz a fotonok kölcsönhatásait elhanyagolhatjuk – akkor az üregben mért dózissal arányos lesz a közeg dózisa (pontosabban az üreg helyébe képzelte közegé). Az arányossági tényező a két térfogat anyagától függ, az alábbi képlettel,

ahol  $D_{med}$  a közeg dózisa,  $D_{cav}$  az üregben mért dózis,  $(S/\rho)_{med,cav}$  pedig a tömeggyengítési együtthatók (mass stopping power) aránya a két közegben.

$$D_{med} = D_{cav} \cdot \left( \frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{med,cav}$$

Ez az elmélet nem veszi figyelembe a másodlagos töltött részecskéket, valamint az üreg méretével sem foglalkozik. Továbbgondolásával a Spencer-Attix üreghelmélethez jutunk. Ez a korrekciókat használó, bonyolult elmélet pontosabb, azonban a klinikai gyakorlatban inkább az egyszerűbb modellt használjuk.

### 1.3. Dozimetriai fantomok

Az üreghelméleteknek köszönhetően lehetőségünk nyílik a közegnek leadott dózisok mérésére, azonban az élő szervezetbe nem lehet behelyezni egy ilyen eszközt. Emiatt az emberi szervezet egyes részeihez hasonló, szövetekvivalens anyagból álló testeken, úgynevezett fantomokon lehet méréseket végezni. A sugárterápiás készülék kalibrálásához, minőségbiztosításához ezeket a fantomokat használjuk, valamint az egyes besugárzási tervek ellenőrzésére is ezek szolgálnak.

A fantomokat jellegzetesen három kategóriába soroljuk, felépítésük szerint lehetnek homogén, inhomogén és antropomorf fantomok.

A homogén fantomok egy része vízfantom, melyben a méréseket vízben végezzük, gyakran léptetőmotorral mozgatható detektorral. Ezeket a fantomokat szokták alkalmazni a terápiás készülékek installálásakor, a besugárzási mezők paramétereinek meghatározására. A nem vízálló detektorokhoz homogén, vagy inhomogén szilárdtest fantomokat alkalmaznak.

Inhomogén fantomokat leggyakrabban a tervezőrendszerek ellenőrzésekor használunk. A különféle, szövetekvivalens anyagokban (pl. csont-, tüdőszövet), vagy ezek közelében ellenőrzik a számított és a valós, leadott dózis közötti eltérést, különböző dozimetriai módszerekkel. Az ilyen fantomokban gyakran cserélhető inhomogenitás betétek találhatóak.

Az antropomorf fantomok az emberi test egy részét modellezik, emiatt minden esetben inhomogének. Felhasználásuk széleskörű, tervezőrendszerek, ill. kész tervek validálásán keresztül a kutatásig minden területen felhasználják őket.

A fantomok között lehetnek passzívok, illetve gépesítettek is. Ez utóbbira nem csak a vízfantom léptetőmotora, hanem a PTW Octavius fantom is jó példa, ami inklinátor

segítségével követi a gantry forgását, ez által biztosítani lehet a nyaláb merőleges beesését a detektor felszínére.

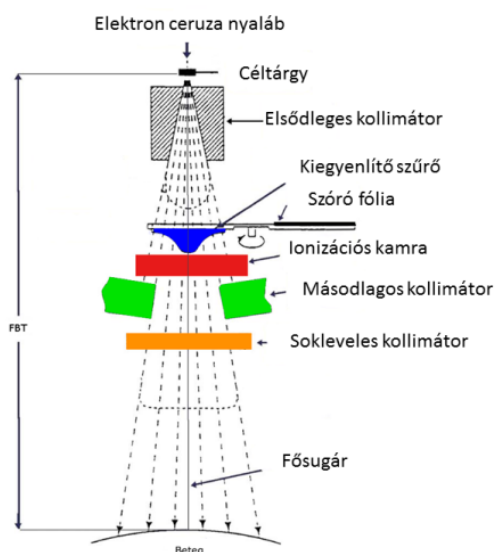
#### **1.4. A besugárzástervezés fejlődése**

A besugárzástervezés fejlődésére jelentős hatással volt a CT-készülékek klinikai alkalmazása, valamint a számítógépek memóriakapacitásának és számolási sebességének gyors növekedése. A CT-készülékek felfedezése előtt a beteg kontúrját rögzítették néhány jellegzetes pont ábrázolásával transzverzális síkban, majd erre a vízben mért dóziseloszlásokat kézzel illesztették és szuperponálták [4]. Ez a megoldás már törekszik az egyedi anatómia figyelembe vételére, de csak a test külső méretének megismerését teszi lehetővé. A CT-képeken a páciens belső anatómiája és az egyes szervek sűrűsége is ismert. Ezeket az inhomogenitási adatokat egyszerű manuális számítási módszerrel nem lehet figyelembe venni. A számítástechnikai infrastruktúra és kapacitás fejlődésével a számítógépek bonyolult algoritmusokkal képesek kiszámolni a létrejövő dóziseloszlást az élő szervezetben.

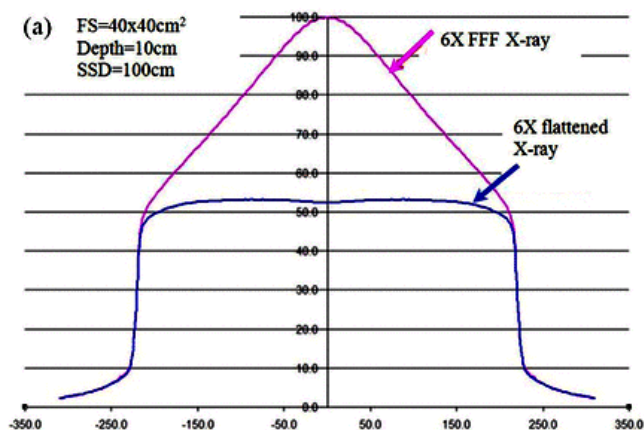
A manuálisan is alkalmazható dózisszámoló algoritmusok az egyes nyalábok mért adataiból álló táblázatok korrekcióján alapultak. Ezekhez a korrekciókhoz fantomokon előre mérhető paramétereket használtak.

#### **1.5. A teleterápia eszközei**

A teleterápiában használt besugárzókészülékek a kobaltágyúk és az orvosi célú lineáris részecskegyorsítók (LINAC). A lineáris gyorsítókban nagy feszültséggel elektronokat gyorsítanak, majd azokat a besugárzókészülék fejében található fémtömbbe (target) ütköztetve fékezési sugárzás keletkezik. Ez a sugárzás a besugárzó készülék fejében található többszintű kollimátor rendszeren keresztül jut el a betegig. A lineáris gyorsító fejének felépítése az 1. ábrán látható. Az elsődleges kollimátoron keresztülhaladva jut el a nyaláb a kiegyenlítő szűrőig, ahol az elsődleges nyalábprofil átalakul a 2. ábra szerint. Ezután következnek a másodlagos kollimátor párok (Jaw-ok), melyek téglalap alakúra formálják a nyalábot, az egyik pár a besugárzási mező hosszát, a mások a szélességét határozza meg. A konformális technikák nyalábformálásához szükséges eszköz a soklevelű kollimátor (MLC). A készülék rendelkezik még a nyalábprofil módosító ékekkel is, ahol az ékhatást régen valós, fizikai ékekkel, ma már többnyire virtuális vagy dinamikus ékekkel – azaz a kollimátorok egyikének a mozgásával – érik el.



1. ábra: Teleterápiás besugárzó készülék feje



2. ábra: Simítószűrő nélküli (FFF) és simított nyalábprofil

## 1.6. A számítógépes dózisszámolás

A dózisszámoló algoritmusokat három csoportba sorolhatjuk: korrekció alapú, modell alapú és természeti törvényeken alapuló algoritmusok [5].

A korrekció alapú algoritmusok empirikus dózisszámolást használnak, alapvető mérések eredményeiből inter- vagy extrapolálnak. Ezek a mérések tipikusan százalékos mélydózisgörbe (percent depth dose – PDD) és nyalábprofil mérések különböző mezőméreteken, ill. forrás-bőr távolságon (source-surface distance, SSD). Homogén közeg esetén meglehetősen pontos értékeket adnak és egyszerűek, ezért kézi dózisszámolásra a mai napig alkalmazzák őket. Heterogén közegben az ekvivalens nyaláb úthosszal számolva adnak korrigált eredményt, azonban ennek pontossága nem elégséges, mivel nem veszi figyelembe például a megváltozott laterális szórást.

A mai klinikai gyakorlatban a legtöbb rendszer modell alapú algoritmusokat használ. Ezek a jól ismert fizikai jelenségekből indulnak ki, azonban azokat egyszerűsítve alkalmazzák, a konvolúciós egyenlet és az egyes hatások eredményét leíró kernelek segítségével. A közeggel interakcióba lépő nyaláb energiát ad le a közegnek a reakció primer helyszínén, vagy onnan másodlagos fotonokon és elektronokon át energiát szór szét. Ezeket a jelenségeket a primer nyaláb energiafluensének egy, az elektron- és foton-szórásokat leíró kernellel való konvolúciójával írhatjuk le, ezt konvolúciós algoritmusnak nevezik [6]. Amennyiben az inhomogén közeg leírására a mélység helyett ekvivalens nyaláb úthosszal

számolunk, az algoritmust konvolúciós-szuperpozíciósnek nevezzük. A módszer megvalósítására több eljárás is elterjedt, ilyenek a ceruza nyaláb algoritmus (Pencil Beam Convolution, PBC), az analitikus anizotrop algoritmus (Analytical Anisotrope Algorithm, AAA) és a Collapsed Cone Convolution (CCC) [7]. Ezek az eljárások homogén közegben egymással és a mérésekkel is közel megegyező eredményeket adnak. Inhomogén közegben a konvolúciós-szuperpozíciós változatokat használják, itt a különbségeket a szórásokat modellező kernelek adják. Az egyszerűbb PBC csak longitudinális irányban korrigál a radiológiai úthosszal, míg a másik két algoritmus a laterális irányban is figyelembe veszi a heterogenitást.

A természeti törvényeken alapuló algoritmusok az alapvető fizikai jelenségekből indulnak ki. Legismertebb közülük a Monte Carlo (MC) szimuláció, mely pontossága miatt viszonyítási alapként is szolgál a többi algoritmus számára. Az algoritmus a nyalábot alkotó részecskéket egyesével szimulálja, majd e sokaságból alkot statisztikát a teljes mezőre. Ennek jól érezhető hátránya, hogy nagy számítási kapacitást igényel, ami még a mai informatikai fejlettségi szint mellett nehézkessé, lassúvá teszi a mindennapi klinikai alkalmazását. A Varian AcurosXB MC alapú algoritmussal számol [8], de ez nem részecskesokaság szimulálásával, hanem Boltzmann transzport egyenletekkel írja le a fizikai folyamatokat. Ezeket az egyenleteket numerikus módszerekkel oldja meg az algoritmus, melyek jóval gyorsabbak a Monte Carlo-nál, de azzal összemérhető pontosságot képesek adni.

Bár ezek az algoritmusok a mérésekkel igen nagy pontossággal egyező dózisértékeket adnak, azonban tisztán fizikai modellek, csak a közegnek történő energiaátadást vizsgálják. Mivel a sugárterápia célja a daganatos megbetegedések kezelése, így a jövőben a sugárbiológiai modelleket is integráló algoritmusokra számíthatunk, melyekkel az élő szervezet válaszára adhatunk majd becsléseket. Jelenleg ilyen algoritmusok még nem állnak rendelkezésünkre.

## 1.7. Tervezőrendszerek és algoritmusok

A nemzetközi kereskedelemben több cég tervezőrendszere is megtalálható, amik különböző algoritmusokkal számolnak. A legismertebb tervezőrendszereket gyártójuk és algoritmusaik szerint az alábbi táblázatban mutatom be, a teljesség igénye nélkül.

Gyártó	Tervezőrendszer	Algoritmusok
Philips	Pinnacle	Adaptive Convolve, Fast Convolve, Collapsed-Cone Convolution
Varian	Eclipse11	Analytical Anisotropic Algorithm, AcurosXB
Elekta	Oncentra	Collapsed-Cone Convolution
Elekta	XiO	Clarkson, Multigrid Convolution, Superposition

## 1.8. Tervezőrendszerek engedélyezése

A tervezőrendszerek minőségbiztosításához az NAÜ (Nemzetközi Atomenergia Ügynökség) TRS 430 kiadványa ajánlott, valamint a konkrét besugárzási terveket és mérési elrendezéseket az NAÜ TECDOC-1583-as protokollja tartalmazza [9]. A kiadványban alapvetően a CIRS IMRT Thorax Phantom 002LFC modelljét használják, azonban a protokoll kitér a mérések eltérő fantomokkal történő elvégzésére is.

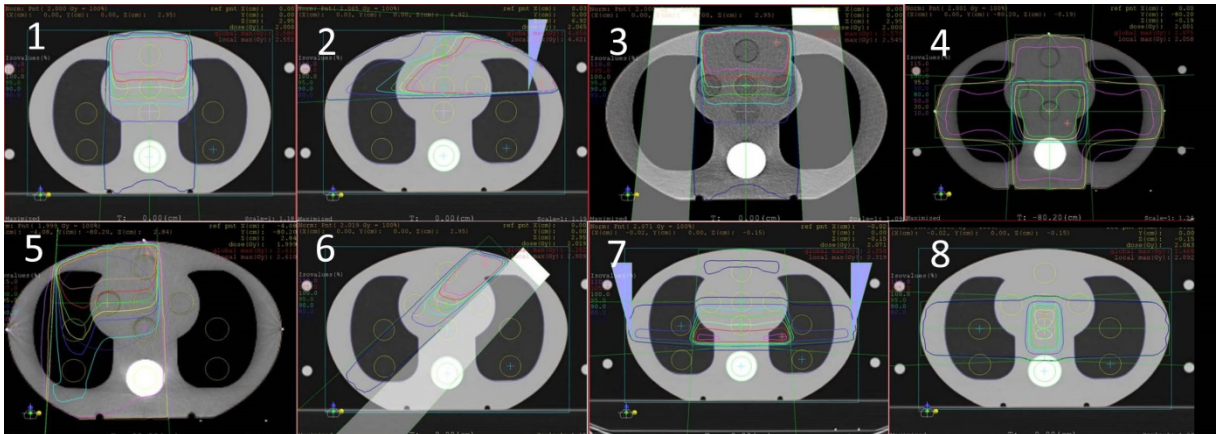
Az ellenőrzés során nyolc különféle tervet kell létrehozni a fantom CT-képkészletén, majd ionizációs kamrával kell elvégezni a pontdózis méréseket a protokoll alapján. A CIRS IMRT Thorax fantomban tíz eltávolítható betét található, melyeknek helyére a vizsgáló doziméter kerülhet. Az egyes terveknél e tíz pont valamelyikénél kell összehasonlítani a tervezőrendszer megfelelő algoritmusával számolt dózist a valós, fantomra leadott dózissal. A legtöbb tervnél több pontban is össze kell vetni a dózisértékeket. A NAÜ protokollban megtalálható az egyes pontokban számolt relatív eltérések még elfogadható maximális értékei.

A terápiás tervezőrendszer ellenőrzéséhez használt nyolc terv jól felöleli a tervező algoritmusok tipikus hibáit. Nagy eltérések esetén a rendszer újrakalibrálása szükséges. A terveket röviden ismertetem:

1. Eset: Egyetlen Anterior-Posterior (AP, 0 fokos) mező felvétele, melynek célja a referenciaként használt 10 cm × 10 cm-es mező verifikálása.
2. Eset: A testfelszínnel párhuzamos, érintőleges nyaláb, valamint az ennél kialakuló szóráshiány vizsgálata.
3. Eset: AP irányból jövő, 45 fokban elforgatott kollimátorú, MLC-vel (esetleg fizikai blokkal) az 1. Esetben leírthoz hasonló alakúvá formált nyaláb vizsgálata. Ennek célja a mezőszéli blokkolás vizsgálata, a blokkolt mező dózisszámolásának ellenőrzése.
4. Eset: 4-mezős box technika, ezt az elrendezést sok kórházban használják a napi gyakorlatban, így célszerű ezzel ellenőrizni, hogy többmezős besugárzásnál a számolt és a leadott dózis között mekkora az eltérés.
5. Eset: AP irányú, de nem a fantom középvonalára, hanem tüdőbe centrált mezőt formálunk úgy, hogy a kijelölt hengeres térfogathoz képest az automatikus térfogatnöveléssel hozzuk létre a besugárzott térfogatot. Itt a vizsgálat tárgya egyrészt a tervezőrendszer automata térfogatbővítés funkcióinak vizsgálata, valamint a tüdőbeli nagyfokú inhomogenitás vizsgálata.
6. Eset: A testre 45 fokban beeső, MLC-vel L alakúra formázott mező, ahol a blokk lefedi a nyaláb közepét is. Ez a mérés a szabálytalan mezők dózisának számítását vizsgálja meg.
7. Eset: T alakban a fantomra tervezett, ékelt mezők, melyek közül a két oldalsó mezőt aszimmetrikus kollimátor állás hozza létre. Amennyiben lehetséges, a két mező közül az egyiknél fizikai, a másiknál dinamikus éket ajánlott alkalmazni. E mérés a kollimátor aszimmetriájának helyes kezelését, valamint az ékelt mezők dózisszámolását ellenőrzi.
8. Eset: Non-koplanáris besugárzás két oldalsó (laterális) mezővel és egy 30 fokban kiforgatott asztalállással tervezett mezővel. A mérés célja a különféle kollimátor- és asztalforgatások helyes kezelésének ellenőrzése.

Ezek a tervek együttesen alkotják a TE-1583 protokoll terápiás tervezőrendszer ellenőrző méréseit (3. ábra). A mérések kiértékelésénél egyszerűen relatív eltérést veszünk, majd ezt összehasonlítjuk az ajánlásban meghatározott értékkel. A lehető legjobb pontosság érdekében a dozimetriai méréseket ki kell egészíteni a képalkotásnál használt terápiás CT

ellenőrzésével, vizsgálni kell annak geometriai torzítását, valamint meg kell határozni a különféle szövetek mért Hounsfield egységeinek pontosságát.



3. ábra: A TE-1583 tervei



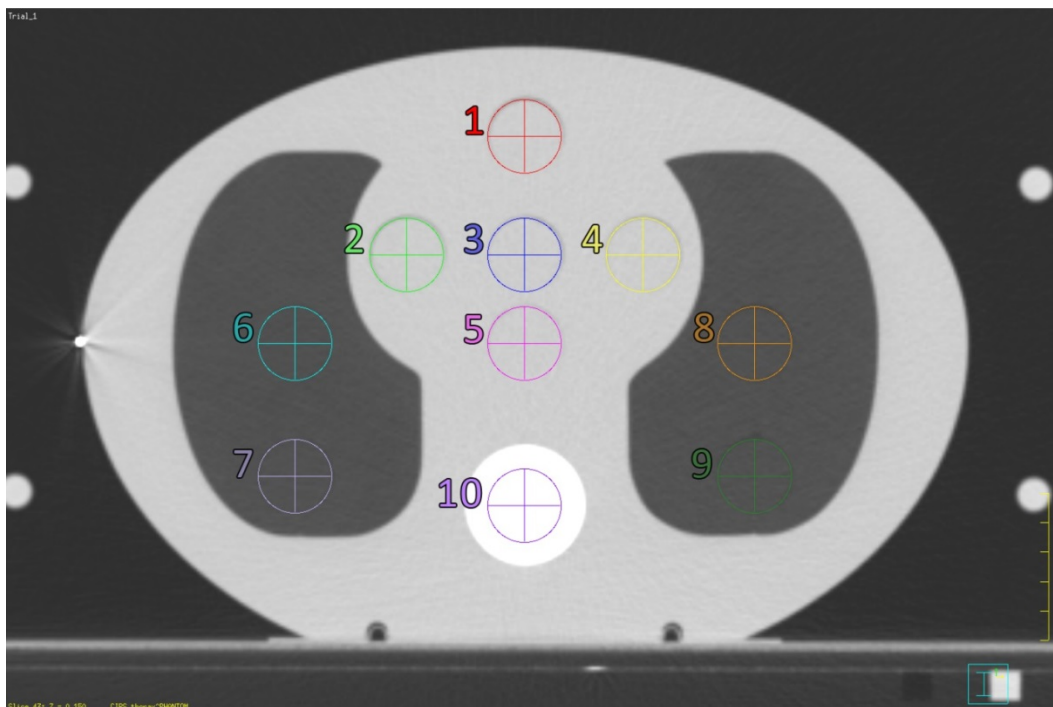
## 2. Célkitűzés

Napjainkban minden tervezőrendszer több számolási algoritmussal rendelkezik, az orvosfizikus feladata, hogy az adott inhomogenitású régió esetében a legmegfelelőbb algoritmust alkalmazza. A sugárterápiában megkülönböztetünk „forward” és „inverz” tervezőrendszereket, és minden tervezőrendszer különböző optimalizáló eljárásokat alkalmaz. A tüdőtumorkok esetében külön nehézséget jelent a nagy szöveti sűrűségváltozás.

1. Az egyes tervezőrendszerek algoritmusainak elemzésére nem valós betegek CT-képekészletét használtuk, hanem az IAEA által is ajánlott CIRS Thorax IMRT fantomot, aminek felépítése megfelel a mellkas struktúrájának, viszont mivel fantomról van szó, alkalmas dozimetriai mérések elvégzésére is.
2. A kereskedelmi forgalomban megtalálható tervezőrendszerek számolási algoritmusainak áttekintése, rövid ismertetése
3. A Varian Eclipse11 AAA és a Philips Pinnacle tervezőrendszerek három algoritmusának (adaptive convolution, collapse cone, fast convolve) futási gyorsaságának vizsgálata.
4. Az egyes tervezőrendszerek számolási algoritmusainak egymáshoz, illetve a mérési eredményekhez viszonyított dozimetria pontosságának vizsgálata.
5. Dózis-térfogat hisztogram elemzése a különböző tervezőrendszerek esetén kapott eredmények alapján.

### 3. Eszközök és módszerek

#### 3.1. A CIRS IMRT Thorax fantom



4. ábra: CIRS IMRT Thorax fantom, mérési pontokkal

Az 4. ábrán a CIRS IMRT Thorax fantom [10] keresztmetszete látható az ionkamrás mérésre megfelelő térrészben. A fantommal lehetséges végezhetőek még filmdozimetriai mérések is, azonban ezeket nem használtam munkám során. A 4. ábrán látható pontokat körülvevő körök mérete egyezik a kivehető inzertek méretével, ami 2,5 cm átmérőjű. Fontos ismernünk a fantom méreteit, valamint az egyes pontok koordinátáit, amiket az 5. ábrán ismertetek.

Current	Name	Coord Sys	Lateral	Ant-Post	Sup-Inf	Diameter	2D Mode	3D Mode	Color
◆	1	CT	0.00	-60.20	0.15	cm 2.5	cm On	Surface	red
◇	2	CT	-4.00	-64.20	0.15	cm 2.5	cm On	Surface	green
◇	3	CT	0.00	-64.20	0.15	cm 2.5	cm On	Surface	blue
◇	4	CT	4.00	-64.20	0.15	cm 2.5	cm On	Surface	yellow
◇	5	CT	0.00	-67.20	0.15	cm 2.5	cm On	Surface	purple
◇	6	CT	-7.80	-67.20	0.15	cm 2.5	cm On	Surface	skyblue
◇	7	CT	-7.80	-71.70	0.15	cm 2.5	cm On	Surface	lavender
◇	8	CT	7.80	-67.20	0.15	cm 2.5	cm On	Surface	orange
◇	9	CT	7.80	-71.70	0.15	cm 2.5	cm On	Surface	forest
◇	10	CT	0.00	-72.70	0.15	cm 2.5	cm On	Surface	slateblue

5. ábra: A CIRS IMRT Thorax fantom pontjainak koordinátái

A fantom különféle szövetekvivalens anyagainak paraméterei a 6. ábrán láthatóak. A gyártó szerint ezeknek az anyagoknak a lineáris gyengítése lágyszövet és csont esetén 1%-nál pontosabban, míg tüdőszövetnél 3%-nál pontosabban egyezik a valós szövetekben mért lineáris gyengítési együtthatóval, diagnosztikai és terápiás röntgenenergia tartományban (50keV – 25MeV). Maga a fantom a 7. ábrán látható.

	<i>Density (g/cm<sup>3</sup>)</i>	<i>Electron density per cm<sup>3</sup> x 10<sup>-23</sup></i>	<i>Electron density relative to water</i>
Lung	0.21	0.69	0.207
Bone	1.60	5.03	1.506
Muscle	1.06	3.48	1.042
Adipose	0.96	3.17	0.949
Plastic water (body)	1.04	3.35	1.003

6. ábra: A fantom összetétele

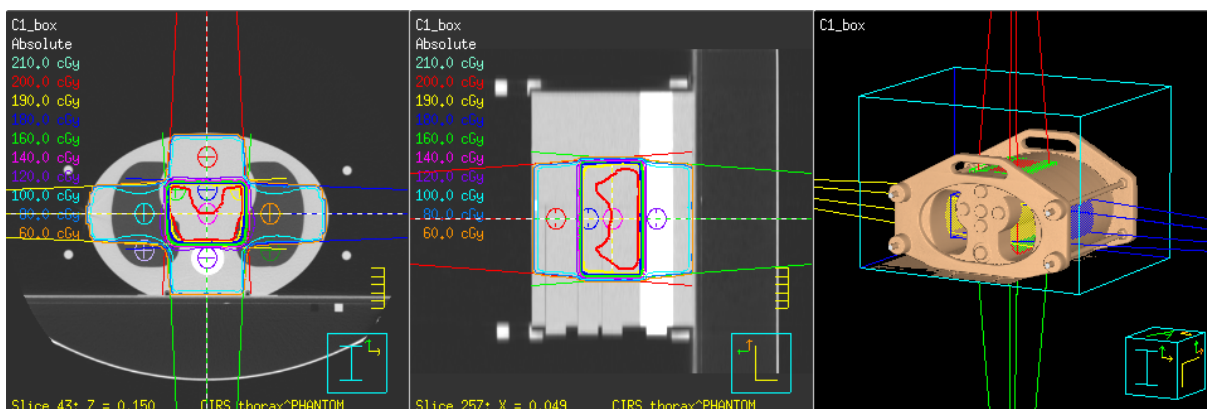


7. ábra: A CIRS Thorax fantom

### 3.2. Saját protokoll

A diplomamunkám során nem a szokványos TE-1583-as protokollt használtam az egyes algoritmusok összehasonlítására, hanem részben abból átvett, részben saját magam által kialakított mezőelrendezéseket vizsgáltam. A TE-1583-as kiadványból a 4. (Box), a 6. (L-alakú) és a 7. (Aszimmetrikus) elrendezéseket használtam fel, kiegészítve egy, a tüdőbesugárzások esetében hagyományos mezőelrendezéssel, valamint az MLC-k számításának pontosságát vizsgáló geometriával.

## 1. Terv: Box technika



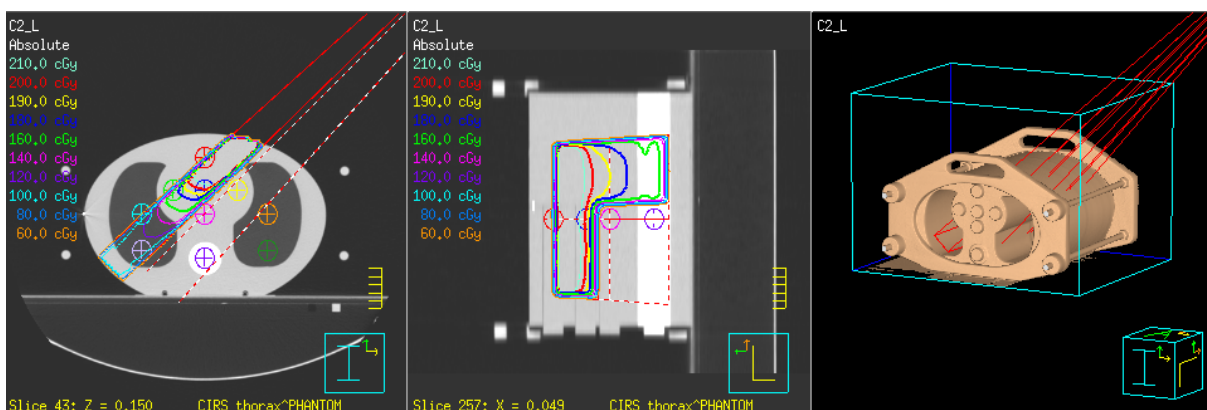
8. ábra: Az 1. Terv, Box technika bemutatása

1. táblázat: Box elrendezés paramétere

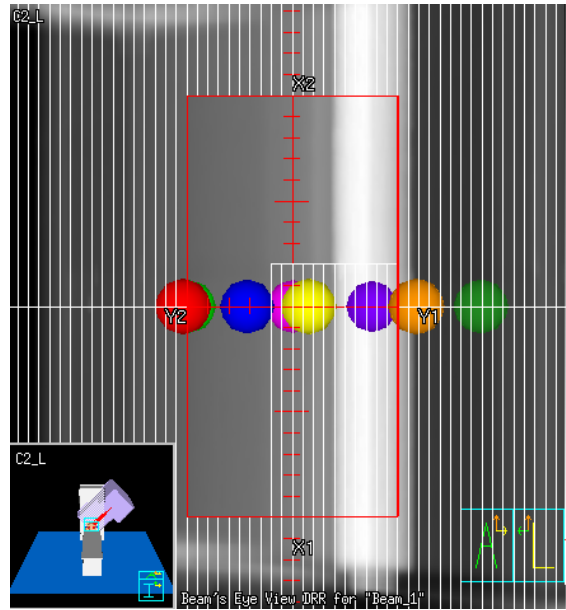
Nyaláb	Szög (°)	Mezőméret (cm)	Mezőmódosító
1	0	10 cm × 15 cm	-
2	180	10 cm × 15 cm	-
3	90	8 cm × 15 cm	-
4	270	8 cm × 15 cm	-

A Box elrendezés a TE-1583 4. tervével megegyezik. Az izocenter és a referencia pont is az 5. pontban van. (8. ábra)

## 2/A Terv: L alakú mező



9. ábra: Az L-alakú mező bemutatása



10. ábra: Az L alakú mező MLC konfigurációja

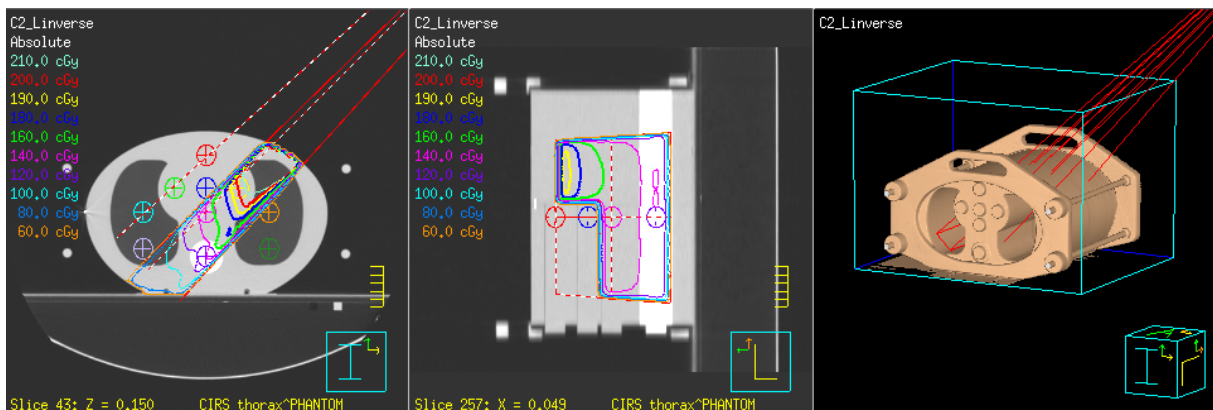
2. táblázat: Az L alakú mező paramétereit

Nyaláb	Szög (°)	Mezőméret (cm)	Mezőmódosító
1	45	20 cm × 10 cm (90 fokkal kollimálva)	MLC (10. ábra)

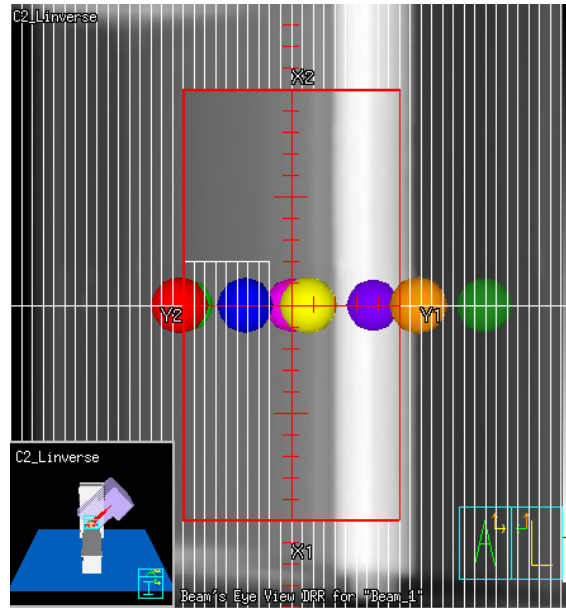
Az L-alakú terv izocentre az 5. pont, míg a referencia pont a 3-as pont. A mezőméret után írt zárójeles kifejezés a kollimátor elforgatásának mértéke. (9. ábra és 10. ábra)

### 2/B Terv: L alakú mező inverze

Az előző L alakú mezőt kiegészítettem egy invertált változattal, ahol nem takartam ki a nyaláb közepét, valamint a nyaláb nagy része nem az inhomogenitáson keresztül halad. Az izocenter az 5. pontban, referenciapontnak a 4. pontot választottam. (11. ábra és 12. ábra)



11. ábra: Az L alakú mező invertált terve



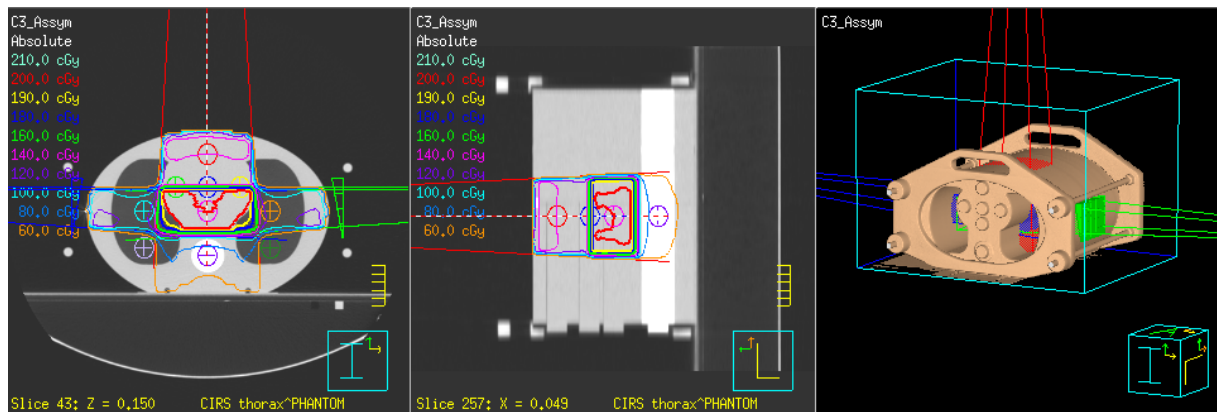
12. ábra: Az L-inverz mező MLC beállítása

3. táblázat: Invertált L alakú mező paraméterei

Nyaláb	Szög (°)	Mezőméret (cm)	Mezőmódosító
1	45	20 cm × 10 cm (90 fokkal kollimálva)	MLC (12. ábra)

### 3. Terv: Aszimmetrikus mező

Ez a mezőelrendezés megegyezik a NAÜ protokolljában találhatóval (13. ábra). A terv izocentruma a 3-as pont, referenciapontja az 5-ös pont.



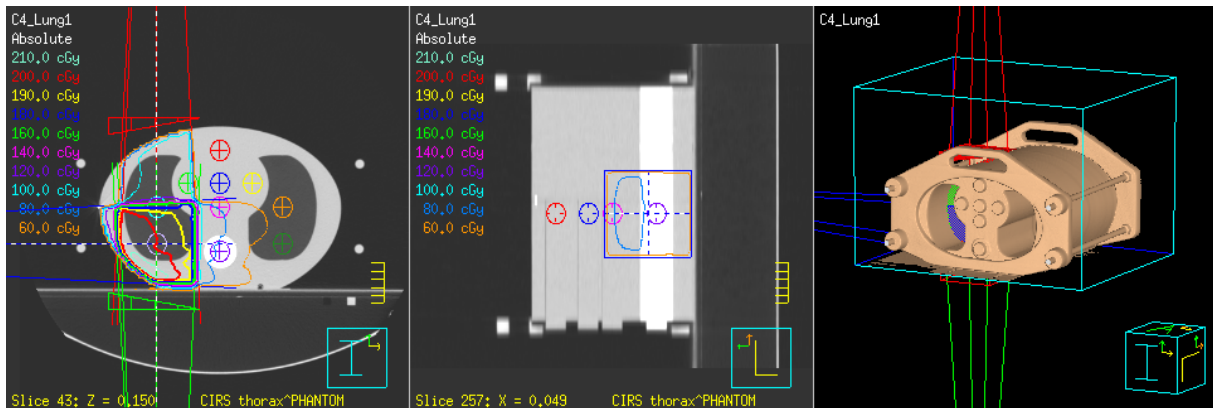
13. ábra: Az aszimmetrikus mezőelrendezés

4. táblázat: A 3. Terv mezőparaméterei

Nyaláb	Szög (°)	Mezőméret (cm)	Mezőmódosító
1	0	12 cm × 10 cm	-
2	90	10 cm × (0+6) cm (90 fokkal kollimálva)	Virtuális Ék 30fok
3	270	10 cm × (0+6) cm (90 fokkal kollimálva)	Virtuális Ék 30fok

#### 4/A Terv: Tipikus tüdőbesugárzás

Ebben az elrendezésben a tüdődaganatok esetén tipikus kiindulási alapként szolgáló besugárzási mezőelrendezést modelleztem. Legtöbbször ez két opponáló mezőt jelent AP-PA irányban, illetve a beteg tüdőfél oldaláról érkező laterális nyalábot. Az AP-PA mezőket – a test görbületeit kompenzáló – 30 fokosan ékeljük, dinamikus ékkel. A terv izocentere és referenciapontja a 7-es pont. (14. ábra)



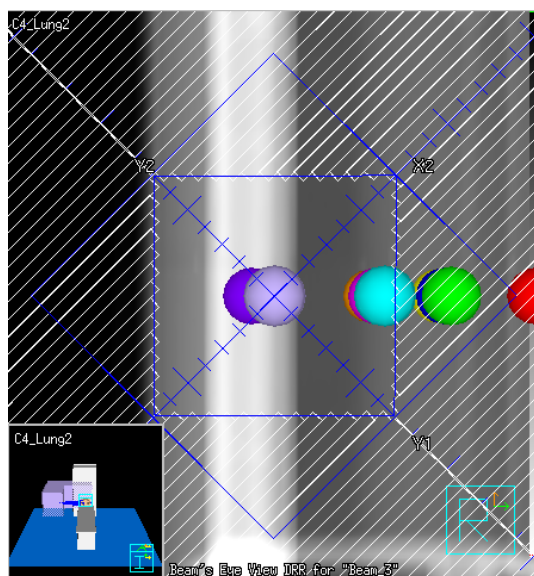
14. ábra: Tipikus tüdőbesugárzás elrendezés

5. táblázat: Tüdőterv mezőparaméterei

Nyaláb	Szög (°)	Mezőméret (cm)	Mezőmódosító
1	0	10 cm × 10 cm (90 fokkal kollimálva)	Virtuális Ék 30fok
2	180	10 cm × 10 cm (90 fokkal kollimálva)	Virtuális Ék 30fok
3	270	10 cm × 10 cm	-

#### 4/B Terv: Tipikus tüdőbesugárzás MLC-vel

Ez a mérési elrendezés nem különbözik sokban az előző tüdőtervtől, mindössze a laterális mezőt változtattam meg. Az új mező 45 fokban elforgatott kollimátor állás mellett 14 cm × 14 cm méretű, és MLC alkalmazásával 10 cm x10 cm mezőméretet hoztam létre, azaz a fenti változat laterális mezőjével megegyező méretű lett, de ellenőrizni lehetett az MLC hatását a dóziseloszlásra. (15. ábra)



15. ábra: A 4/B Terv MLC beállításai

6. táblázat: MLC-s tüdőterv mezőparaméterei

Nyaláb	Szög (°)	Mezőméret (cm)	Mezőmódosító
1	0	10 cm × 10 cm (90 fokkal kollimálva)	Virtuális Ék 30fok
2	180	10 cm × 10 cm (90 fokkal kollimálva)	Virtuális Ék 30fok
3	270	14 cm × 14 cm (45fokkal kollimálva)	MLC

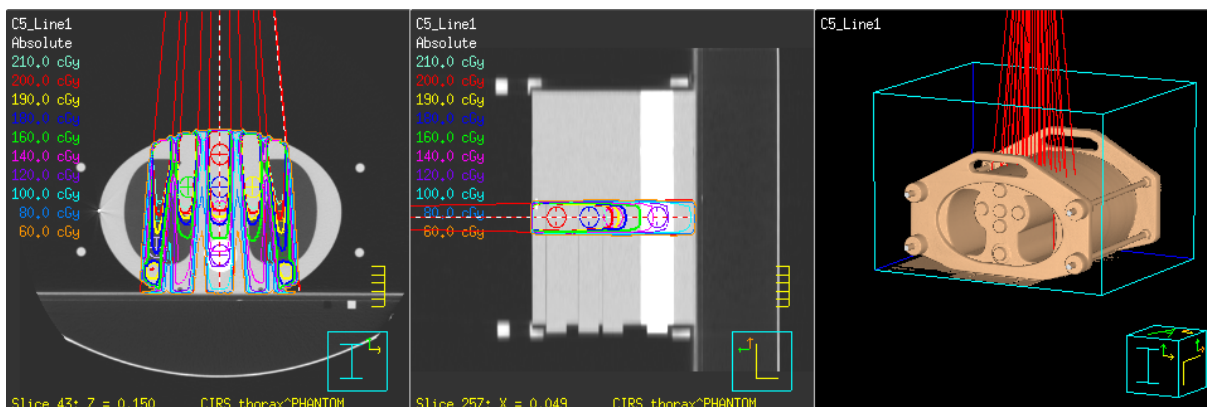
### 5/A Terv: Keskeny AP mező, zárt jaw + 4 cm-re nyitott MLC

Ebben az elrendezésben az MLC-k hatását vizsgáltam részletesen. Ehhez négy különböző tervet készítettem. Az első esetben 4 cm × 18 cm nagyságú, MLC-vel kitakart mezőt használtam, ahol csak az egyes mért pontok felett volt nyitva az MLC 2,5 cm × 4 cm-re (16. és 17. ábra).

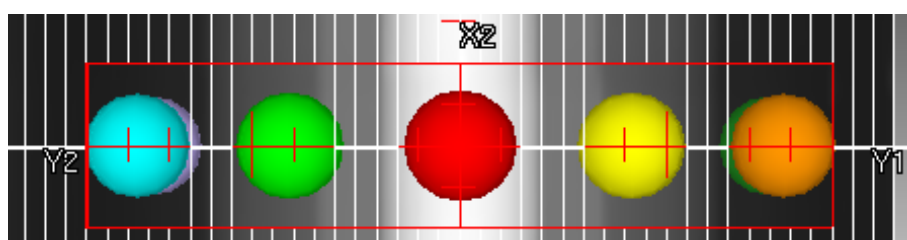
7. táblázat Az 5-ös tervek mezőinek paraméterei

Nyaláb	Szög (°)	Mezőméret (cm)	Mezőmódosító
1	0	4 cm × 18 cm	MLC





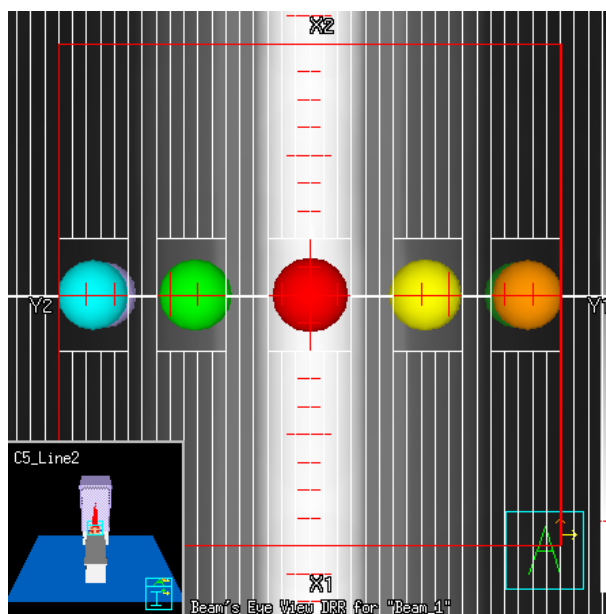
16. ábra: Az 5-ös tervek elrendezése



17. ábra: Az 5/A terv MLC konfigurációja

### 5/B Terv: Négyzetes AP mező 4cm-re nyitott MLC-kkel

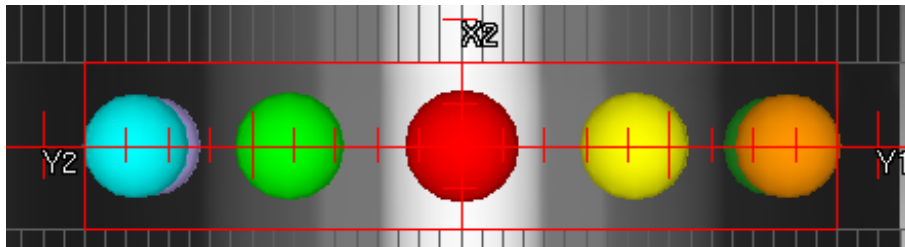
Ebben a variánsban az AP mezőnket szimmetrikusan kinyitottam, a kollimátorok négyzetes mezőt formálnak. Az eredetihez hasonló 4 cm × 18 cm-es keskeny mezőt az MLC-k segítségével értem el, valamint a mérési pontok felett az előzőhöz hasonlóan 2,5 cm × 4 cm-es lyukakat hagytam. (18. ábra)



18. ábra: Az 5/B terv MLC konfigurációja

### 5/C Terv: Keskeny AP mező, MLC-k nélkül

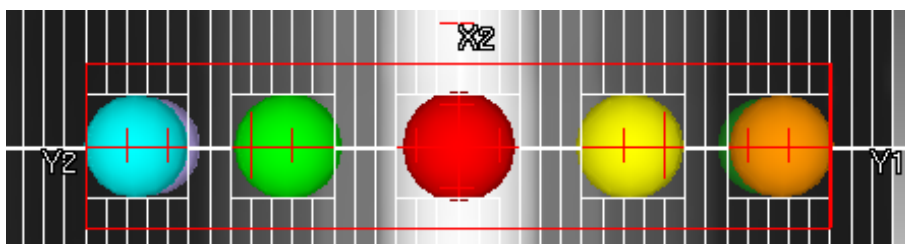
Ez a beállítás egyfajta referenciaként szolgál, mivel a keskeny, kollimátorokkal formált AP mezőt most nem zártam be MLC-vel, mind a pontok, mind a köztük lévő részek besugárzásra kerülnek. (19. ábra)



19. ábra: Az 5/C terv MLC konfigurációja

### 5/D Terv: Keskeny AP mező, 2,5 cm × 2,5 cm lyukú MLC

Ez az eset a legkisebb mezőméreteket hivatott vizsgálni. Itt a kollimátorok ugyanúgy 4 cm × 18 cm-re vannak nyitva, azonban az inzertek felett mindössze 2,5 cm × 2,5 cm-es nyílásokat hagytam. (20. ábra)



20. ábra: Az 5/D terv MLC konfigurációja

## 4. Mérések

A számítási algoritmusok összehasonlítására az Országos Onkológiai Intézetben rendelkezésre álló két, eltérő besugárzástervező rendszert (Treatment Planning System TPS): a Philips Pinnacle3.0 és a Varian Eclipse11 különféle algoritmusait használtam fel. Mindkét tervezőrendszerben konfigurálva van a Varian TrueBeam lineáris gyorsító. A terveket 6 MV energián készítettem el.

A Philips Pinnacle3.0 TPS-en belül három dózisszámoló algoritmus van: Adaptive Convolve, Fast Convolve és Collapsed Cone Convolution. A Varian Eclipse11 rendszerrel csak az Analytic Anisotropical Algorithm segítségével számoltam dózist, az AcurosXB nem volt elérhető a munkám keretein belül. A Varian TrueBeam készülékre mind a Philips Pinnacle3.0, mind a Varian Eclipse11 tervezőrendszerekkel tervezhettem.

### 4.1. Mérőeszközök

Munkám során nem csak a számítógép algoritmusai által számolt dózisoskat hasonlítottam össze egymással, hanem megmértem az egyes pontoknak valóban leadott dózisoskat is. A CIRS IMRT Thorax fantom inzertjeibe nem fér bele minden detektortípus, build-up sapka nélküli szemi-flexibilis ionizációs kamrával végeztem a méréseket. Az intézetben a PTW Freiburg Type 31010-es szemi-flexibilis ionizációs kamra állt rendelkezésre, melynek érzékeny térfogata  $0.125 \text{ cm}^3$ .

A szemi-flexibilis kamrával  $2 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$  mezőméretek is jól mérhetőek, viszonylag magas térbeli felbontás is elérhető. Az érzékeny térfogat mérete miatt precíz dózismérésre is alkalmas. A szenzitív térfogat gömbalakja miatt nincs jellemző irányfüggése a kamra jelének.

A szemi-flexibilis kamra specifikációi szerint a kamra kalibrációs faktora  $3,34 \text{ Gy/nC}$ . A nyalábminőség tényezőt megmértük, ez a gyártó cég szerint 2%-on belül kell, hogy legyen, a használt kamra esetében  $0,992$  volt.

A szemi-flexibilis kamra jele függ a hőmérséklettől és a nyomástól, így ezeket az értékeket az egyes méréseknél feljegyeztem és elvégeztem a megfelelő korrekciókat.

### 4.2. Futásidő mérése

A klinikai gyakorlat során fontos szerepet játszik az egyes algoritmusok futási ideje. A minden szempontból legpontosabb értékeket adó Monte Carlo szimuláció éppen ezért nem

használható a mindennapokban. Az emberi tervezéshez igazodó, jóval gyorsabb algoritmusok között is nagy különbségek vannak azonban a gyorsaság terén.

#### **4.2.1. Hiba becslése**

A Philips Pinnacle tervezőprogramon belül van lehetőség scripteket írni, azonban nincsen futási idő mérésére alkalmas parancs. Egy összetett, a UNIX shellbe kilépő programmal ugyan megoldható lett volna ez a probléma, azonban ennek a megírása túl sok időt vett volna igénybe. Emiatt a méréseket kézzel, stopperrel végeztem, és az ebből származó hiba becslésére egyszerű mérést végeztem. Egy 10 cm × 10 cm-es AP mező számításának algoritmusonkénti többszöri futtatásakor mértem az időt. A hiba pontosabb meghatározása érdekében a mérést egyetlen mező ötszöri automatikus lefuttatásával is megbecsültem.

#### **4.2.2. Az algoritmusok futási ideje**

A futásidők meghatározásához egyszerű 10 cm × 10 cm-es AP mezőt használtam, melynél nem volt sem ék, sem MLC. Ez a sugárterápiában referenciamezőként használt elrendezés. Ezt a mérést a hiba becslésére szolgáló mérési sémával tudtam elvégezni.

#### **4.2.3. A futási idők dóziszrács felbontásának függése**

A futási idők jelentősen függenek a dózisszámolásra használt mátrix (Dose Grid, dóziszrács) felbontásától. Az OOI-ben az alapértelmezett voxel méret 0,4 cm × 0,4 cm × 0,4 cm. A CIRS IMRT Thorax fantomunkról készült képből ezzel a felbontással 119×66×82 voxeles térfogatot határoztam meg a dózis számolására. Ezt a térfogatot a kezeléseknél alkalmazott módon úgy állapítottam meg, hogy a teljes testet (fantomot) tartalmazza és lehető legkevesebb üres légtérfogatot.

A méréseket három dóziszrács felbontásnál vizsgáltam: 0,4 cm × 0,4 cm × 0,4 cm; 0,3 cm × 0,3 cm × 0,3 cm és 0,2 cm × 0,2 cm × 0,2 cm voxel méreteknél. Ilyenkor a voxelek száma jelentősen megnő, rendre 119×66×82 px; 158×88×109 px; 238×132×164 px. Ez darabszámban 644 ezer, 1,52 millió és 5,15 millió voxelt jelent. Ez alapján a számítási időre az alapértelmezetthez képest 2,37 és 8-szoros számítási időket vártam.

Az időméréshez az 5-ös terveket használtam, mivel ezeket a későbbiek során, az MLC-k vizsgálatánál is felhasználtam.

#### **4.2.4. Futási idők MLC esetén**

A futási idő dóziszrács felbontástól való függésének vizsgálatakor mért időket felhasználhatjuk annak vizsgálatára is, hogy a nyalábot formáló MLC jelenléte hogyan befolyásolja a számolási időt. Az első két terv esetén a mező alakja teljesen egyezik, így itt

csak az MLC mérete okozhatja a számítás sebességbeli különbségét. Referenciaként itt a 5/C Tervet használom, mivel ez a legkeskenyebb kollimátor állással létrehozott mezőalak, amit maximálisan ráillesztettem a kívánt mezőre, így ez tekinthető az adott nyalábalak MLC nélküli változatának.

#### **4.2.5. Futási idők ékelt mezők esetén, dóziszrács felbontásától való függés**

Alapesetként a tervek egyik jellegzetes mezőjét, a mindkét tüdőtervben jelenlévő AP, 30 fokos virtuális ékkel ellátott mezőt használtam. Az algoritmusok futási idejét megvizsgáltam a dóziszrács 0,4; 0,3 és 0,2 cm-es felbontása mellett is.

#### **4.2.6. Futási idő függése az ék szögétől**

Az ékelt mezőknél tüdőtervekben használt PA mező számítási idejét mértem az ékszög függvényében, a Philips Pinnacle3.0 tervezőrendszer összes lehetséges virtuális ékszög beállítása mellett, azaz 10, 15, 20, 30, 45 és 60 foknál. Mivel manapság már egyre ritkábban használnak fizikai éket, így csak virtuális ékkel végeztem mérést.

### **4.3. Számítási algoritmusok kísérleti összehasonlítása**

A saját protokollomban ismertetett esetekben kiszámoltattam a dóziseloszlást a CIRS fantomon belül mindhárom Philips Pinnacle3.0 algoritmussal, valamint a Varian Eclipse11 AAA algoritmusával is. Mivel a számolásokat a Varian TrueBeam készülékre készítettem, emiatt a Philips Pinnacle3.0 rendszeren belül több, az eszköz telepítésénél történt bemérés során lemerő adatot kellett bevinnem a tervezőrendszerbe. Ezt követően a Varian TrueBeam-re minden tervezőrendszerrel lehet tervezni.

A számítási algoritmusokat két szintéren hasonlítottam össze, egyrészt a szimulációk végeredményeként az egyes pontokra kapott dózisértékeken keresztül, másrészt a gyakorlatban, a Varian TrueBeam-en a CIRS IMRT Thorax fantom segítségével lemerő valós mérési eredményekkel megtámogatva.

A Philips Pinnacle3.0 tervezőrendszeren az egyes nyalábok minden beállítása megegyezett a Varian Eclipse11-ben beállítottakkal.

#### **4.3.1. Az Adaptive Convolve és a Collapsed-Cone Convolution összehasonlítása**

Elviekben mindkét algoritmus kellően összetett, rendelkeznek inhomogenitás korrekciókkal és képesek kiszámolni egy nyalábmenet által létrehozott dóziseloszlást. Az időméréseknél jól látszik azonban, hogy a CCC algoritmus lassabban dolgozik.

#### **4.3.2. Az Adaptive Convolve és a Fast Convolve összehasonlítása**

Az FC algoritmus a CCC nagyban egyszerűsített, futásidőre optimált változata. Ezzel az algoritmussal nem is szabad terveket validálni, hiszen kifejezetten a köztes számítások gyorsítására szolgál. Az összehasonlítás során azt vizsgáltam, milyen esetekben ad kellően jó közelítő eredményt az FC, és mikor nem érdemes használni.

#### **4.3.3. Az Adaptive Convolve és a Varian Eclipse11 AAA összehasonlítása**

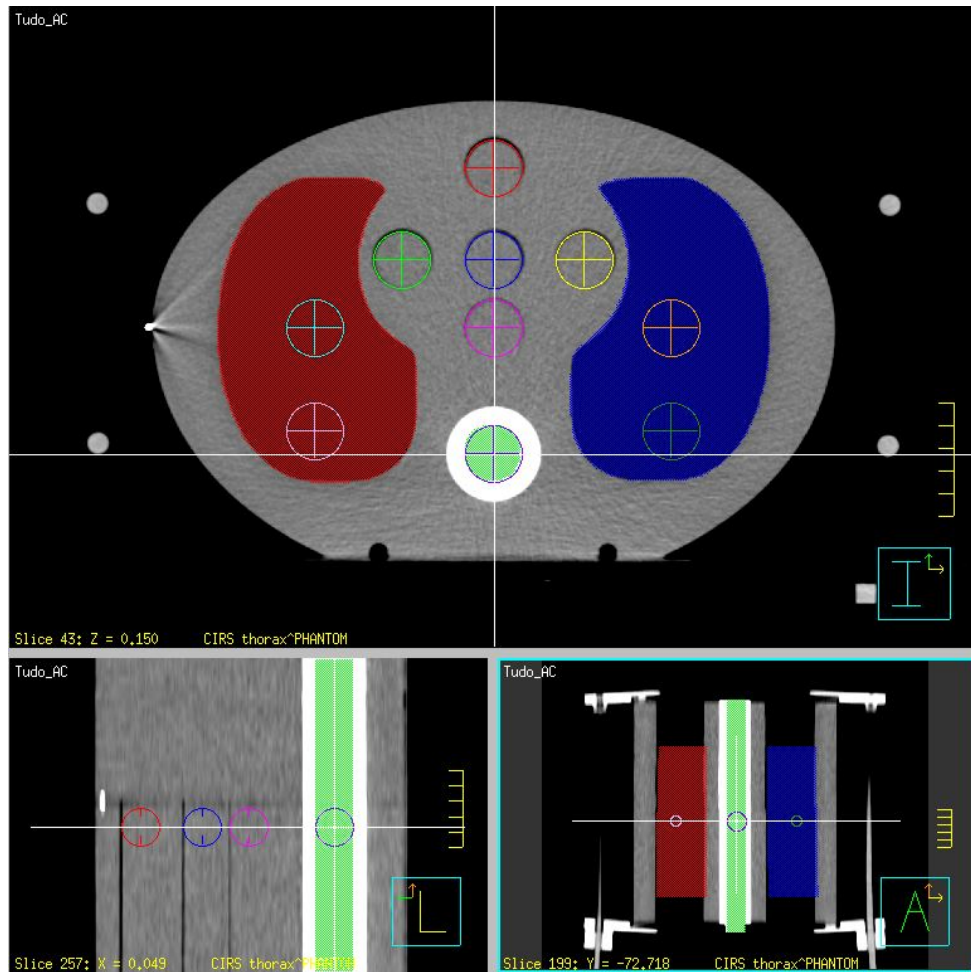
Az előzőekben bemutatott terveket kiszámoltattam a Varian Eclipse11 tervezőrendszer AAA algoritmusával és ezt összehasonlítottam a Philips Pinnacle3.0 AC algoritmusával által számolt értékekkel.

#### **4.3.4. Mérési eredmények összehasonlítása a szimulációkkal**

A munkám során lemértem a terveim egy részét a CIRS IMRT Thorax fantomon, így a szimulációk validálását el tudtam végezni. Ezeket elsődlegesen a Varian Eclipse11 alapértelmezett algoritmusával, az AAA-val és a Philips Pinnacle3.0 AC algoritmusával hasonlítottam össze. Az eltéréseket a  $\frac{\text{tervezőrendszer dózisa} - \text{mért dózis}}{\text{mért dózis}}$  összefüggéssel képeztem, és százalékban fejeztem ki.

#### **4.3.5. DVH-k összehasonlítása**

A tipikus tüdőbesugárással analóg 4/A Tervre elkészítettem a dózis-térfogat hisztogramot (DVH – dose-volume histogram). A fantomon három térfogatot jelöltem be a 21. ábrán látható módon, a jobb (piros) és bal oldali (kék) tüdőt, valamint a gerincvelőt (zöld, átmérője megegyezik a gerinc csontinwertjének átmérőjével).



21. ábra: A DVH összeállításához használt ROI-k, a piros és kék szín a tüdőket jelöli, míg a zöld a gerincvelőt.

A DVH lényeges adatait tartalmazó táblázatokat a Varian Eclipse11-ből és a Philips Pinnacle3.0 tervezőrendszerekből is kiexportáltam, és összehasonlítottam. A DVH-k diagramjait egy képen ábrázoltam a jó láthatóság és könnyű összehasonlítás végett.

## 5. Eredmények

### 5.1. Az algoritmusok futási ideje és befolyásoló tényezői

#### 5.1.1. Hiba becslése

A méréshez használt stopperóra pontossága századmásodperc rendű, azonban az emberi hiba korántsem elenyésző. Egyik kezemmel a TPS-en belül indítva a dózis számolását, másikban a stoppert indítva, majd leállítva becsléseim szerint 1-2 tizedmásodperc nagyságú hibát okozhattam. Erre egy egyszerű mérési elrendezésben próbáltam jó közelítést kapni, egyetlen AP mezőt számoltattam ki (8. táblázat).

8. táblázat: Manuális hiba becslése egy mezőnél

AP Mező	FC	AC	CCC
Átlag	1,26 s	2,03 s	4,502 s
Szórás	0,14	0,07	0,09

Az egyes mérések itt gyorsan lefutottak és egyszerűek voltak, így várhatóan nem befolyásolta őket a szerver terheltsége. A szórásokból becsülve 0,1 másodpercnek vettem a hibámat. A hibaszűrés pontosítására készítettem egy tervet 5 identikus AP mezővel, melyeket sorban egymás után számoltattam ki a rendszerrel (9. táblázat). Ilyenkor 5 mérésre jutna egyetlen egységnyi manuális hiba, azaz pontos becslést lehet kapni. Azonban a tervezőrendszeren belül ez lassabban futott le, mint a tervek külön-külön, illetve nem adott jelentős eltérést, így nem használható a kézi vezérlés hibájának pontosítására.

9. táblázat: Manuális hiba becslése több mezővel

Terv	FC	AC	CCC
5 mező, mérés (sec)	6,25	10,36	26,92
1 mezőre osztás (sec)	1,25	2,07	5,38
Eltérés a fentitől (sec)	-0,01	0,04	0,88

#### 5.1.2. Az algoritmusok futási ideje

A 8. és 9. táblázatokban is látható az algoritmusok futási ideje egy egyszerű mező esetén. Eszerint a számítási idők aránya alapesetben körülbelül 1,26 : 2,06 : 4,5; rendre a Fast Convolve, Adaptive Convolve és Collapsed Cone Convolution algoritmusoknál.



### 5.1.3. A futási idők dóziszrác felbontásának függése

Az 5.Terv A, B és C változatai – keskeny kollimátoros mező, nyílt kollimátoros MLC-vel formázott mező és a keskeny kollimátoros MLC nélküli mezők – a következő eredményeket adták (10. táblázat)

10. táblázat: Futási idők dóziszrác felbontás függése

Terv	Fast Convolve		Adaptive Convolve		Collapsed-Cone	
5/A Terv	Átlag (s)	Szórás	Átlag (s)	Szórás	Átlag (s)	Szórás
Rács: 0,4 cm	1,20	0,03	1,75	0,12	4,48	0,16
Rács: 0,3 cm	2,18	0,18	3,85	0,15	11,62	0,16
Rács: 0,2 cm	6,44	0,15	13,12	0,51	47,31	0,37
5/B Terv						
Rács: 0,4 cm	1,21	0,10	1,81	0,07	4,91	0,18
Rács: 0,3 cm	2,63	0,23	3,85	0,15	13,2	0,15
Rács: 0,2 cm	7,73	0,58	13,51	0,66	55,15	1,42
5/C Terv						
Rács: 0,4 cm	1,10	0,06	1,70	0,13	4,40	0,06
Rács: 0,3 cm	2,07	0,09	3,55	0,12	10,61	0,15
Rács: 0,2 cm	6,04	0,67	11,74	0,33	45,12	0,42

Az egyes algoritmusok sebességét egymáshoz viszonyítva megfigyelhetjük, hogy a sebesség skálázódása nem azonos a voxelszámmal. A voxelszám (N) a dóziszrác felbontásával köbösen skálázódik. A 11. táblázatból jól látszik, hogy a futásidők a voxelszámmal N-nél gyengébben skálázódnak Fast Convolve esetén és körülbelül N-nel Adaptive Convolve-nál. A Collapsed Cone Convolution láthatóan lassabb és rosszabbul is skálázódik, futási ideje N-nél gyorsabban nő. Emiatt, ha a dóziszrác felbontásával szeretnénk javítani a szimulációnk eredményét, bizonyos voxelszám felett nem érdemes használni a CCC algoritmust.

11. táblázat: A futási idők aránya adott rácsfelbontás mellett

Terv	Fast Convolve	Adaptive Convolve	Collapsed-Cone	Voxelszámok (N)
5/A Terv	Arány a 0,4 cm-es felbontáshoz képest			
Rács: 0,4 cm	1	1	1	1
Rács: 0,3 cm	1,81	2,20	2,60	2,37
Rács: 0,2 cm	5,35	7,48	10,57	8
5/B Terv				
Rács: 0,4 cm	1	1	1	1
Rács: 0,3 cm	2,17	2,13	2,69	2,37
Rács: 0,2 cm	6,39	7,46	11,24	8
5/C Terv				
Rács: 0,4 cm	1	1	1	1
Rács: 0,3 cm	1,89	2,09	2,41	2,37
Rács: 0,2 cm	5,51	6,92	10,25	8

### 5.1.4. Futási idők MLC esetén

12. táblázat: Relatív futási idők MLC esetén

Rács: 0,4 cm	FC	AC	CCC
5/A Terv	1,10	1,03	1,02
5/B Terv	1,10	1,07	1,01
5/C Terv	1,00	1,00	1,00
Rács: 0,3 cm			
5/A Terv	1,05	1,09	1,10
5/B Terv	1,27	1,09	1,08
5/C Terv	1,00	1,00	1,00
Rács: 0,2 cm			
5/A Terv	1,07	1,12	1,05
5/B Terv	1,28	1,15	1,18
5/C Terv	1,00	1,00	1,00

A 12. táblázatból is láthatjuk, hogy amennyiben van MLC a rendszerben, jelentősen megnő a számítási idő. Alacsonyabb dóziszrács felbontásnál bizonytalanabbak a mérések, de itt is 10% körüli növekedést tapasztalunk. A 0,3-as és 0,2-es rácsfelbontásoknál láthatjuk, hogy az 1-es és a 2-es eset is eltér – a teljesen MLC-vel formázott mező 10-25% növekedést okoz, míg ha ráhúzzuk az elsődleges kollimátorokat a kívánt nyalábalakra, akkor ez 5-10%-ra csökkenthető. Az adatokból úgy látszik, hogy az FC algoritmus valamivel érzékenyebb a nagy MLC-t tartalmazó mezőkre.

### 5.1.5. Futási idők ékelt mezők esetén, dóziszrács felbontásától való függés

13. táblázat: Ékelt mezők számításának futásideje I

	FC			AC			CCC		
Rács: 0,4 cm	Átlag	Szórás	Eltérés (%)	Átlag	Szórás	Eltérés (%)	Átlag	Szórás	Eltérés (%)
Ékelt	1,20	0,13	-1,65	1,86	0,11	-0,11	4,64	0,15	2,93
Ék nélkül	1,22	0,050		1,86	0,06		4,50	0,15	
Rács: 0,3 cm									
Ékelt	2,22	0,30	-6,58	3,92	0,14	-0,676	11,70	0,20	-1,41
Ék nélkül	2,38	0,04		3,94	0,15		11,86	0,36	
Rács: 0,2 cm									
Ékelt	7,11	0,38	-1,84	15,00	0,62	-6,72	49,24	6,49	-5,50
Ék nélkül	7,25	0,39		16,08	0,57		52,10	1,66	

A mérési eredményeken (13. táblázat) láthatjuk, hogy meglehetősen kicsi, még magas dóziszrács felbontásnál is a kézi mérés hibájával összemérhető a számítási idők közti eltérés.

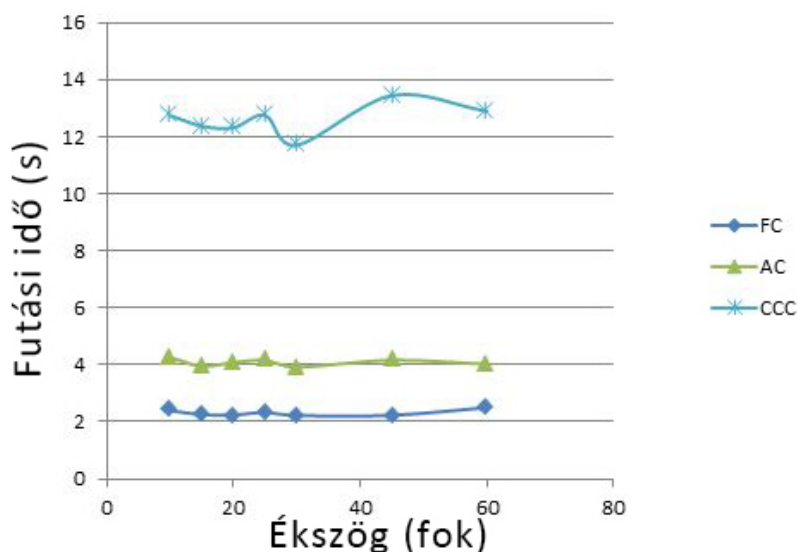
Ez relatív 0,1-6,7%-os eltéréseket jelent. A nagyfelbontású rács esetén mért értékeket tekintve mérvadónak – mivel ezeknél relatív kisebb a manuális hiba – azt mondhatjuk, hogy az ékelt mezőket gyorsabban számolja a program, mint a nem ékelteket, bár az eltérés kicsi. Ennek az oka valószínűleg az ékelt mezők szórása: kisebb nyálábintenzitások jelenlétében több pixelen kerülhet elhanyagolásra az onnan szórásra kerülő nyáláb.

### 5.1.6. Futási idő függése az ék szögétől

14. táblázat: Ékelt mezők számításának futásideje II

Fok	FC		AC		CCC	
	Átlag (s)	Szórás	Átlag (s)	Szórás	Átlag (s)	Szórás
10	2,40	0,23	4,26	0,13	12,74	0,46
15	2,25	0,11	3,95	0,06	12,37	0,29
20	2,24	0,15	4,08	0,37	12,31	0,28
25	2,33	0,04	4,16	0,14	12,75	0,33
30	2,22	0,30	3,92	0,14	11,70	0,20
45	2,23	0,19	4,16	0,13	13,44	0,39
60	2,50	0,07	4,02	0,13	12,89	0,16
Átlag	2,31	0,16	4,08	0,16	12,60	0,30

A 14. táblázat tartalmazza különféle ékszögek függvényében az egyes algoritmusok futási idejét. Az ebből készített 22. ábrából is jól látszik, hogy sem az FC, sem az AC algoritmusnál nincsen jelentős eltérés az egyes ékszögek melletti számítási sebességek között. A CCC-nél már nehezebb megítélni a helyzetet, itt meglehetősen nagy szórása van az értékeknek, amit a futásidő végén észlelt, hosszas szoftveres várakozás miatti hibának tudok be, hisz ilyenkor rosszabb az ember reakcióideje, kevésbé tud felkészülni a stopper megállítására.



22. ábra Futási idők ékszög függése

## 5.2. Számítási algoritmusok kísérleti összehasonlítása

Az algoritmusokat a tervezőrendszerekből exportált pontdózisokat tartalmazó táblázatokban hasonlítottam össze. Az oszlopok az egyes mérési pontokat jelölik, míg a terveken belül az egyes sorok a különféle mezőket (F1: Field 1).

A táblázatokban a gyors áttekinthetőség érdekében a 2%-nál nagyobb eltéréseket piros színnel jelöltem. Azokat a pontokat, ahol az adott mező által leadott dózis 20 cGy alatt van szürke háttérrel jelöltem.

### 5.2.1. Az Adaptive Convolve és a Collapsed-Cone Convolution összehasonlítása

A 15. táblázatból látszik, hogy a két algoritmus által kapott eredmények nagyrészt egyeznek, a legtöbb elrendezésnél 2% alatti eltérésekkel. A legegyszerűbb, Box technika és az általam megszerkesztett keskeny mezőknél (5/A-D) nincsen 2%-nál nagyobb eltérés, kivéve a Box AP és PA mezőinek 8. és 9. pontjaiban. Itt a dózis amúgy is kicsi, így ezek az eltérések nem jelentősek (mezőn kívüli pontok).

Az L-alakú mezőnél a 4-es pont értéke 2%-nál jobban eltér. Ebben a pontban a közeli tüdőszöveti inhomogenitás miatt jelentkezhet eltérés a két algoritmus között. A 9-es pont már a nyaláb félárnyékán túl van, a nem direkt sugárzást kapó tüdőszövetben, így itt csak a szórásokból adódik dózis. Ezeknek a számolására többféle eljárás van, így nem annyira meglepő a nagyobb, majdnem 10%-os eltérés.

A 2/B tervnél is megfigyelhetjük a mezőn kívüli 9-es pontban való nagyfokú eltérést. Itt az első három pontnál is láthatóan viszonylag nagy eltérések vannak, ezek mind MLC által takart pontok. Az 1-es pontnál 2%-nál nagyobb az eltérés, ezt feltehetően a takarás és a pont félárnyékban való elhelyezkedésének együttese okozza.

Az aszimmetrikus esetenél, bár a mediális síkra tükörszimmetrikus az elrendezés (mind a fantom, mind a nyalábokra való tekintettel), nem szimmetrikus eredményeket kaptam. Ezt megvizsgáltam és kiderült, hogy a Philips Pinnacle3.0 tervezőrendszer máshogyan kezeli a két lehetséges ékállást. Miután a két nyalábot ugyanolyan ékállásúra állítottam, a jelenség megszűnt. A nagyobb eltérések legtöbbször olyan pontban mérhető, ahol a kialakult dózis kicsi, mint az 1-es pontban, vagy a nyalábon kívüli 7-es és 9-es pontokban, valamint a direkt nyalábtól távolabbi gerincvelő 10-es pontjában. Emiatt ezeket az értékeket mérésekkel összehasonlítani nehéz, az itteni kis dózisok mérése nagyon bizonytalan, a mérés hibahatárán belül van.

15. táblázat: Adaptive Convolve és Collapsed-Cone Convolution összehasonlítása

		AC-CCC									
Pontok		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Mezők		1. Terv									
F1		0,14	0,00	0,17	0,00	0,00	0,00	0,00	5,88	0,00	0,29
F2		0,00	0,00	0,00	0,00	0,19	0,00	0,00	2,22	8,57	-0,14
F3		0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	-0,16	0,00	0,00
F4		0,00	0,00	0,00	0,00	0,21	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
Sum		0,09	0,00	0,05	0,00	0,10	0,00	0,00	0,19	0,91	0,00
		2/A Terv									
F1		0,00	0,00	0,00	2,33	0,43	0,00	0,00	1,05	-8,82	1,92
		2/B Terv									
F1		3,28	1,22	1,14	-0,15	0,07	1,20	0,00	0,00	6,78	0,00
		3. Terv									
F1		-0,53	-0,80	-0,58	-0,58	-0,60	-0,66	-0,63	0,00	-0,58	-12,71
F2		-4,76	-1,06	-0,86	-1,06	-0,82	-0,77	-1,18	-0,74	4,94	-2,27
F3		0,00	-0,54	-0,64	-0,78	-0,65	-0,62	2,50	-0,77	-1,25	0,00
Sum		-0,58	-0,77	-0,62	-0,68	-0,67	-0,67	0,00	-0,66	0,60	-11,58
		4/A Terv									
F1		3,33	0,00	3,33	0,00	0,00	-0,18	0,00	0,00	0,00	0,00
F2		3,85	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,20	0,00	0,00	0,00
F3		0,00	2,08	1,96	5,77	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,42
Sum		2,78	0,09	1,85	4,00	0,00	-0,06	0,05	0,00	0,00	0,39
		4/B Terv									
F1		3,33	0,00	3,33	0,00	0,00	-0,18	0,00	0,00	0,00	0,00
F2		3,85	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,20	0,00	0,00	0,00
F3		0,00	6,52	4,00	5,88	0,00	0,00	0,00	0,00	-0,20	0,42
Sum		3,03	0,28	2,80	4,05	0,00	-0,06	0,05	0,00	-0,20	0,39
		5/A Terv									
F1		0,00	0,00	0,00	0,00	0,15	-0,11	0,00	0,00	0,00	0,00
		5/B Terv									
F1		0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	-0,07
		5/C Terv									
F1		0,07	-0,21	-0,04	0,00	0,00	-0,51	-0,39	0,00	-1,49	0,00
		5/D Terv									
F1		0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

A tüdőtervek esetén az 1-es és 2-es AP ill. PA mezőknél az eltérések csak olyan pontokban találhatóak, ahol a számított dózis meglehetősen kicsi, az 1, 3, 4 pontok a penumbra tartomány szélén helyezkednek el. Ilyenkor az AC nagyobb dózisértéket becsül, mint a CCC.

A tüdőterveknél az érdekes mező az oldalsó, amely különbözik a két tervennél: egyiket a kollimátorokkal, másikat MLC-vel formáltam négyzetesre. Ezeknél látszik, hogy van eltérés a két terv között (16. táblázat). Az abszolút értékeket is nézve láthatjuk, hogy az MLC-vel

kialakított mezőnél a szórt dózist kapó pontoknál (1-4) mindkét algoritmus kisebb értéket ad, mint a kollimátorral formált mezőre. Megfigyelhetjük még, hogy a CCC algoritmus jelentősen kisebb dózisértékeket ad ezekre a pontokra. A mezőben benne lévő pontoknál ez nem így van, az MLC-s esetben elég pontosan ugyanazt a dózist kapjuk, mint az egyszerűbb formálásnál.

16. táblázat: A 4/A és 4/B tervek laterális mezőinek összehasonlítása

Pontok	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
AC abszolút értékek (cGy)										
4/A	1,6	4,9	5,1	5,0	69,9	78,2	98,9	46,0	49,4	71,1
4/B	1,0	4,6	4,9	4,9	70,3	78,0	99,5	46,3	49,6	71,6
AAA abszolút értékek (cGy)										
4/A	1,6	4,7	5	4,9	70,6	72,4	97,1	45,4	49,5	71,2
4/B	1	4,3	4,8	4,8	71	72,6	97,6	45,7	49,9	71,9
Eltérések az 1-es és 2-es tüdőterv 3. mezők között (%)										
AC	37,50	4,17	1,96	1,92	-0,57	-0,28	-0,51	-0,66	-0,61	-0,98
CCC	37,50	8,51	4,00	2,04	-0,57	-0,28	-0,51	-0,66	-0,81	-0,98

Az 5-ös Tervek mezőinél jól láthatóan egyformán számol a két algoritmus, sem MLC-s, sem kismezős esetben nem adnak egymástól lényegesen eltérő dózisértéket.

### 5.2.2. Az Adaptive Convolve és a Fast Convolve összehasonlítása

Az előző fejezet eredményeiből látható, hogy az AC és a CCC algoritmusok közel megegyező eredményeket adnak. Felvetődik az új kérdés, hogy az egyszerűbb algoritmusokat használó Fast Convolve pontossága mennyivel marad el a másik két algoritmustól.

A 17. táblázatból látható, hogy már a Box mező esetében is jelentős különbségeket kaptunk az AC algoritmushoz képest. A direkt nyaláb útjában lévő dózisokat láthatóan jól számolja a rendszer, azonban a tüdőszövetben, a nyalábon kívül lévő pontoknál kapott eltérések nem elhanyagolhatóak. Az AP irányú 1-es mezőnél minden tüdőbeli pont (6-9) nyalábon kívül van, ezeknél 9,1-17,5% eltérések adódnak, ilyenkor az FC-vel számolt dózisok jóval nagyobbak. A 2-es, PA mezőnél – bár ugyanez a négy pont nyalábon kívül van – csak a 6 és 8-as pontoknál számolt a rendszer akkora eltérést, mint az AP mezőnél, a 7, 9 pontokban 6,5 és 5,7%-ban tért el. Ezt az eltérést a PA nyaláb útjában lévő csontekvivalens inwert jelenléte okozhatja. A laterális mezőknél is megfigyelhetjük ezt az effektust, az 1-es pontban mindkét oldalról 12,5% körüli túlbecslést, a gerincpontnál (10) pedig 2,5% eltérést tapasztaltam. Az oldalsó nyalábok az ellenoldali, nyaláb peremi pontokat – 7-es pont a jobb oldali (F3) mezőnél és 9-es pont a bal oldali (F4) mezőnél – alulbecsüli, rendre 17,2% és 19,2%-kal. Ezekből az látszik, hogy az FC felülbecsüli a direkt nyalábon kívüli dózist a tüdőszövet esetén, illetve a közvetlen nyaláb szélén lévő pontokban alulbecsüli azt. A 2/A mezőnél is megfigyelhetjük, hogy a nyalábon kívüli tüdőszövetben, a 9-es pontban az FC-vel számolt szórt sugár okozta dózis 41,18%-kal kisebb az AC által számoltnál, bár ez nagyon kicsiny abszolút érték, mindössze 3,5 cGy, így ennek az eredménynek nincs klinikai jelentősége. Az 5-ös és a 8-as pontokban az FC felülbecsüli a dózist az AC értékeihez képest. Az 5-ös pont ugyan a nyaláb közepén van, azonban az MLC-s takarásnak a szélén, innen származhat a pontatlanság. A tüdőbeli 8-as pont ezzel szemben a mező félárnyék tartományán kívül van, az MLC-vel takart résztől kifelé, így itt is a szórt dózisok számolásánál hibázik az FC.

A 2/B Terv esetében is hasonló következtetéseket vonhatunk le. A nyalábtól távoli 9-es pont dózisa ismét jelentősen kevesebb FC esetében. Az MLC-vel takart pontoknál mind a tüdőben, mind a szövetben felülbecsüli a dózisértékeket a gyors algoritmus, 2-8% hibát okozva. Érdekes, hogy a penumbra régióban található 8-as, és a távoli 9-es pont dózisa ugyanolyan előjellel térnek el, azonban az MLC hiánya ezen az oldalon jelentősen csökkenti a számolás pontatlanságát – rendre 8,42%-ról 4%-ra, valamint 41,18%-ról 18,64%-ra.

17. táblázat: Az Adaptive convolve és a Fast Convolve összehasonlítása

		AC - FC									
Pontok	Mezők	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
		1. Terv									
F1		-0,28	-1,44	0,00	-1,45	0,20	-9,09	-17,50	-11,76	-15,00	1,15
F2		0,58	-1,02	1,15	-1,23	0,58	-13,64	-6,45	-15,56	-5,71	-0,14
F3		-13,04	-2,23	-1,33	-1,61	0,83	1,56	17,22	0,31	3,20	-2,50
F4		-12,50	-1,42	-1,10	-1,66	1,04	0,00	1,74	1,87	19,23	-2,63
Sum		-0,55	-1,47	-0,31	-1,48	0,66	-0,39	5,64	-0,29	6,36	0,09
		2/A Terv									
F1		-0,29	0,89	0,10	0,00	-3,04	1,41	-0,10	-8,42	41,18	0,96
		2/B Terv									
F1		1,64	-6,10	1,14	-0,20	-0,49	-8,43	-2,58	-4,10	18,64	0,29
		3. Terv									
F1		-0,41	-0,29	-0,65	-0,36	-0,51	-1,97	-4,38	-3,68	-2,91	0,00
F2		19,05	1,59	-0,43	0,35	-0,82	-0,26	-1,18	-1,23	6,17	6,82
F3		17,39	0,27	-0,32	0,78	-0,65	0,74	5,00	-0,51	-1,25	6,67
Sum		0,06	0,00	-0,57	-0,10	-0,63	0,15	-1,23	-1,32	-0,30	0,66
		4/A Terv									
F1		6,67	0,00	6,67	0,00	6,90	-0,18	0,00	-200,00	-100,00	8,00
F2		7,69	0,49	7,41	-8,33	7,14	0,23	-0,20	-50,00	0,00	3,45
F3		12,50	2,08	1,96	5,77	-2,12	-7,87	-0,62	-1,98	0,61	0,28
Sum		8,33	0,28	4,63	2,67	-1,44	-3,34	-0,36	-2,83	0,20	0,65
		4/B Terv									
F1		6,67	0,00	6,67	0,00	6,90	-0,18	0,00	-200,00	-100,00	8,00
F2		7,69	0,49	7,41	-8,33	7,14	0,23	-0,20	-50,00	0,00	3,45
F3		-20,00	6,52	6,00	5,88	-0,42	-2,48	-0,72	-0,44	0,00	0,00
Sum		3,03	0,47	6,54	2,70	0,13	-1,05	-0,41	-1,30	-0,40	0,39
		5/A Terv									
F1		-0,86	-0,96	-1,22	-0,92	-0,92	-2,58	-2,58	-2,35	-2,76	-1,50
		5/B Terv									
F1		-0,81	-0,90	-1,20	-0,90	-1,00	-2,52	-2,40	-2,29	-2,63	-1,47
		5/C Terv									
F1		-0,50	-0,62	-0,55	-0,70	-0,35	-1,08	-1,80	-0,66	-1,49	0,07
		5/D Terv									
F1		-1,15	-1,61	-1,98	-1,61	-2,40	-3,20	-3,95	-2,94	-4,27	-4,03

Az aszimmetrikus mezők esetében is megfigyelhető a direkt mezőn kívüli alulbecslés. Különösen jól látszik ez az 1-es pont esetében, amit most az elsődleges kollimátorokkal takarunk ki. Ebben a pontban a két laterális nyaláb esetén az AC által számolt dózistól vett eltérésre 19% és 17%-kal kisebb értéket kapunk az FC algoritmus használatával. A nyalábokon kívül esik még a két hátsó tüdőbeli pont (7, 9), ezeknél az azonos oldali



nyaláboknál ismét megfigyelhető az alulbecslés. A mezőn kívüli gerincvelő (10. pont) pontdózisát mindkét oldalsó nyaláb alulbecsli 6,8 és 6,7%-kal. Az AP nyaláb szélétől nem túl távoli tüdőbeli pontoknál ismét megfigyelhetjük a felülbecslést, ami eddig is jellemző volt az FC algoritmusra.

A klinikai gyakorlat szempontjából is releváns tüdőtervénél jól láthatóan meglehetősen sok hibát vét az FC algoritmus. A nyalábon kívüli 1, 3 és 5 pontokban alulbecsli az FC dózist. Ebben az elrendezésben vannak a nyalábtól igazán távol lévő pontok, mint a 4, 8, 9. Ezek közül a közelebbi, légyszövetben található 4-es pont dózist jól becsli az algoritmus, azonban a távoli tüdőszövet gyakorlatilag elhanyagolhatóan kicsi dózist – az AC szerint 0,1 cGy-t – az FC nagyban felülbecsli, akár 200%-os hibával. Ez az eltérés nem jelentős klinikai szempontból, az ilyen kicsi dózisoknál ekkora hiba sem okozhat komplikációt. A laterális nyalábnál mindkét esetben megfigyelhetjük a 6-os pont felülbecslését. Az eddigiéknél ehhez hasonlóan nem tapasztaltunk, ez a pont a mező szélén, a nyaláb útjában lévő tüdőszövet. Emiatt feltételezem, hogy az FC algoritmus nem csak a nyalábperemen éppen kívül eső pontokban – főleg tüdőszövetnél – hanem a mező szélén is felülbecsli a dózist. A nyaláb középvonalában elhelyezkedő 7-es pont dózisa megfelelő.

A keskeny mezőjű 5. Terv elrendezéseivel láthatjuk, hogy a direkt nyaláb útjába eső 1-5 pontokat jól kezeli az FC. Itt az összes tüdőbeli pontnál eltéréseket tapasztaltam, amiket minden esetben a kis mezők – és így a mező szélének közelsége – okozott. Ezt az is bizonyítja, hogy az 5/C elrendezésben (ahol nincs MLC) nem tapasztaltam 2% feletti eltérést, itt gyakorlatilag nincsenek a peremen ezek a pontok. A többi elrendezésben a tüdőpontok dózist kicsit felülbecsli az FC algoritmus az Adaptive Convolve-hoz képest.

### **5.2.3. Az Adaptive Convolve és az Eclipse11 AAA összehasonlítása**

A jelölések itt is hasonlóak, ha az Adaptive Convolve értéke nagyobb, akkor a 18. táblázatban az érték pozitív.

Ahhoz, hogy az AAA algoritmussal össze lehessen hasonlítani az AC algoritmust, szükség volt néhány speciális beállításra. A Varian Eclipse11 rendszerben a test kontúrjait a képsorozat Hounsfield egységei (HU) segítségével határozza meg a tervezőrendszer, minden 550 HU feletti voxelt a test részének tekint. A Pinnacle-ben is van egy hasonló beállítási lehetőség, mellyel figyelmen kívül lehet hagyni a voxeleket egy adott HU érték alatt. Ezt beállítottam 550 HU-re. A Varian Eclipse11 0,25 cm-es dóziszrács felbontással számol, így ezt állítottam be a Philips Pinnacle3.0-ben is.

Amikor a méréseket és összehasonlítást először végeztem el, elfogadhatatlanul nagy eltéréseket kaptam a két algoritmus között. A hiba oka az volt, hogy a CT-képekből a számoláshoz szükséges denzitás értékeket meghatározó összefüggéshez többféle táblázat állt rendelkezésre – az egyes képalkotó eszközökhöz különböző függvény tartozik – és nem a megfelelőt választottam ki. Ez után már 18. táblázatban ismertetett, kielégítő pontosságú méréseket tudtam elemezni. Ezt a hibát már az AC-CCC és az AC-FC összehasonlítások után fedeztük fel, azonban, mivel azok mind relatív mérések voltak, és ugyan arra a CT kalibrációs görbére végeztük el a számolásokat, ez nem okozott hibát.

Már a Box mezőnél szembetűnik, hogy szinte minden paraméternél 2%-nál nagyobb eltéréseket találunk. Az AP nyalábban a légyszövetek dózisa 1,2-3%-kal nagyobb, míg a PA mezőnél 1,2-4%-kal kisebbek az AAA által számolt értékek az AC-val összevetve. A tüdőszövetek pontjaiban e két mezőtől kevés dózis származik, de a szórt sugárzás okozta dózisa sokkal, akár 38,7%-kal nagyobb értéket ad az AAA. Az AP mezőtől távoli gerincpont dózisa is 2,6%-kal nagyobb dózist számol a Varian Eclipse11 rendszere. A laterális mezőknél a nyalábbhoz közelebbi, nem közvetlenül érintett pontokban 4-5%-kal felülbecsli az AC számításait, valamint a szintén mezőn kívül elhelyezkedő gerincvelőt is 10-12,5%-kal alulbecsli az AAA. A direkt nyaláb útjába eső tüdőszövetekben sem elhanyagolhatóak az eltérések az AC és az AAA között.

Az L alakú 2/A mezőnél a 8-as és 9-es pont kívül esik a mezőn, így nem meglepőek, valamint kevésbé jelentősek az ott megjelenő igen nagy különbségek. A mező közepén található 3-5 pontokat jól kezeli mindkét algoritmus, a félárnyék régióban található 1, 2 és 6 pontokban már nagy eltéréseket találtam. A szintén félárnyékban lévő gerincpont dózisa eltérése is jelentős, 11,7%.

A 2/B tervnél is hasonló jelenséget látunk, a mezőn kívül és a félárnyékban lévő pontok (1, 2, 6, 8, 9) dózisa jelentősen eltérnek, de a mezőn belül lévő 3, 4, 5 pontokban kellően jó egyezés adódott. A nyalábban lévő tüdőpontnak így is nagyban eltér a dózisa az AC-vel számolttól, annál 6%-kal kisebb. A gerincvelő dózisa jelen esetben kevésbé tér el, valószínűleg mivel nincs MLC-vel takarva.

Az aszimmetrikus terv AP mezőjénél a Box technika első mezőjével egyezőek tapasztalataim. A két laterális mezőnél az igazán nagy különbségek ismét a direkt nyalábon kívüli 1, 7, 9, 10 pontokban találhatóak, ahol ezek a nagy, 20-40%-os eltérések kevésbé fontosak. A laterális mezőknél a tüdőszövetek között lévő légyszöveti pontokat, melyek nem a nyaláb közepén vannak (2-4 pontok) 7-12%-kal felülbecsüli az AAA, míg a nyalábban

lévő 5-ös pontra 3%-kal megnövelt értéket ad. Ezzel szemben a nyáláb útjába eső tüdőszövetekre konzisztensen kisebb, a közeli pontra 6-7%-kal, a távolabbira 2%-kal kisebb dózisértékeket ad.

18. táblázat: Az Adaptive Convolve és az Analytical Anisotrope Algorithm összehasonlítása

		AC - AAA									
Pontok		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Mezők		1. Terv									
F1		-0,45	-0,85	-0,35	-0,75	-0,40	-0,40	-0,45	-0,30	-0,30	-0,55
F2		1,44	2,02	2,29	1,62	3,29	-22,22	6,52	-19,57	-33,33	-0,28
F3		-4,17	-3,62	-3,96	-3,19	-2,88	6,54	-12,39	-0,47	19,51	12,50
F4		-4,17	-2,83	-3,73	-3,05	-3,95	-1,25	13,91	6,54	2,31	10,26
Sum		-0,54	-1,82	-1,66	-1,82	-1,21	-0,48	-1,28	0,29	3,05	-0,35
		2/A Terv									
F1		-8,06	-8,06	-1,42	-0,58	-0,86	7,38	6,08	-11,70	-74,29	-11,76
		2/B Terv									
F1		-12,50	-35,44	-0,56	-1,83	-1,66	-55,70	-14,29	-11,18	-130,23	-5,21
		3. Terv									
F1		-1,42	-2,32	-1,96	-2,03	-1,45	-25,58	-17,99	-14,29	-10,14	-2,89
F2		26,09	-7,31	-9,59	-8,71	-3,95	6,11	14,47	2,00	28,17	42,22
F3		26,09	-11,35	-11,61	-9,77	-3,44	2,24	28,17	7,05	15,58	43,48
Sum		-0,69	-4,41	-4,38	-4,04	-2,59	0,73	2,10	1,81	5,74	1,63
		4/A Terv									
F1		50,00	-1,45	43,33	45,45	41,38	-3,22	-2,46	-100,00	-50,00	44,00
F2		16,00	0,99	29,63	41,67	42,86	0,91	1,57	25,00	0,00	56,67
F3		6,25	40,82	11,76	16,00	-4,43	-3,96	-1,11	3,91	10,53	-9,14
Sum		28,17	1,40	25,00	24,66	-0,93	-2,53	-0,76	3,87	10,24	-4,83
		4/B Terv									
F1		50,00	-1,45	43,33	45,45	41,38	-3,22	-2,46	-100,00	-50,00	44,00
F2		16,00	0,99	29,63	41,67	42,86	0,91	1,57	25,00	0,00	56,67
F3		-40,00	8,70	-12,24	-2,04	-3,13	-0,38	-0,50	4,75	1,81	-8,38
Sum		23,08	-0,09	14,15	12,50	0,26	-0,96	-0,45	4,70	1,60	-4,15
		5/A Terv									
F1		-2,09	-1,86	-1,17	-2,28	-1,42	-1,69	2,05	-1,58	1,46	-3,56
		5/B Terv									
F1		0,45	0,37	1,23	0,12	0,84	1,18	4,21	-2,77	3,34	-1,09
		5/C Terv									
F1		-1,37	-1,32	-0,84	-1,53	-0,30	-2,69	-0,68	-1,72	-2,18	11,93
		5/D Terv									
F1		-1,79	-1,93	-1,42	-2,39	-1,83	-2,07	1,64	-2,11	1,08	-4,04

A tüdőtervek esetén, a mezőn kívüli légyszövetek dózisa 40-50%-kal kisebb az AC-vel számoltnál, ahogyan az ellenoldali tüdő két pontjának és a gerincvelőnek a dózisa is hatalmas eltérést mutat, azonban ezek kevésbé jelentősek, mivel ebben az esetben mindezen

pontoknak nagyon kicsi dózisa van (0,2-0,4 cGy a tüdő 8, 9 pontjaiban és 1,3-3 cGy a gerincvelői 10-es pontban). Az AP, PA mezők útjába kerülő légyszöveti pontoknál nincs nagy eltérés a várttól, a laterális mező az 5-ös pontban az AC-vel számolthoz képest 4,4% többletdózist ad. Mindhárom mezőre, mindkét tervvariáns esetén 4% alatt van a direkt nyalábba eső pontok dózisaik eltérése. A laterális nyaláb az ellenoldali tüdő pontjainak az AC-vel számolthoz képest valamivel kisebb dózist számol, míg a gerincvelő dózisa nagyobb értéket ad az AAA szerint.

A 5-ös terveket nézve is láthatjuk a tendenciát, gyakorlatilag mindenhol nagyobb eltéréseket látunk az AAA és az AC között, mint az FC és AC között láttunk. Már a direkt nyaláb közepén lévő pontoknál is 1-2% körüliek a hibák, a gerincvelő pontjára pedig az egyszerűbb, nyílt esetben (5/C Terv) 11% adódott. Ez jelentősen kevesebb, mint az AC értéke.

#### 5.2.4. Mérési eredmények összevetése a számításokkal

19. táblázat: Mérési eredmények az 1. Tervnél

Pontok	5	6	10
1. Terv	AC		
F1	-1,20	0,00	-3,58
F2	3,58	-4,65	-1,24
F3	-0,42	0,63	8,11
F4	-1,05	-0,61	8,33
Sum	0,26	-0,38	-1,38
	AAA		
F1	0,20	25,00	-1,10
F2	-0,60	27,91	-1,52
F3	4,17	-5,66	-5,41
F4	4,60	-1,07	-2,78
Sum	2,04	-0,48	-6,56

A Box technika esetén látható (19. táblázat), hogy az AAA jelentősen felülbecsli a tüdő 6-os pontjának az AP, PA nyalábokból származó szórt dózist, amit viszont az AC meglehetősen jól közelít. Az izocenter (5-ös pont) dózist a direkt AP, PA mezőkből az AAA kisebb eltéréssel számolja, míg a laterális nyaláboktól származót nem tudja annyira pontosan

megbecsülni, 4-4,6%-kal nagyobb értéket ad a mértnél. Ezt betudhatjuk annak, hogy az AAA köztudottan rosszul számolja a tüdő inhomogenitás hatását. A gerincvelői pont esetén a két algoritmus mért eltérései közel egyeznek az AP-PA mezőkre, míg laterális esetben az AC jelentősen felülbecsül (8,1-8,3 %).

A 2/A mező esetén a nyílt nyalábban lévő 3-as pont dózist mindkét program jól közelíti (20. táblázat). A nyalábúton hátrébb elhelyezkedő 7-es pontot az AAA 5,7 %-kal alulbecsli, az AC kellően pontosan visszaadja. Az árnyékolás alatti 10-es pont dózist csak nagy hibával tudja megbecsülni mindkét rendszer.

20. táblázat: Mérési eredmények a 2/A Tervnél

Pontok	3	7	10
2/A Terv	AC		
F1	-1,20	0,37	-16,35
	AAA		
F1	0,13	-5,73	-6,56

Az invertált L-alakú tervnél az MLC-vel létrehozott árnyék szélén elhelyezkedő 3-as pont a félárnyék és az MLC együttes hatására mindkét algoritmus 10%-kal alulbecsülte a leadott dózist (21. táblázat). A hasonlóan elhelyezkedő tüdőszöveti 7-es pontot mindkét rendszer alulbecsli, azonban az AAA jóval kevésbé. A többféle közegen való áthaladás utáni alulbecslésre az AC és a CC esetén S. Oyewale [12] is rámutatott. Ennek oka valószínűleg az AAA által a tüdőben felülbecsült szórt dózis és a mezőszéli alulbecslés együttes hatása. A mezőben lévő 4, 5 pontokban a számítások kellően pontosak. A mezőben elhelyezkedő gerincpontot az AAA számolja pontosabban.

21. táblázat: Mérési eredmények a 2/B Tervnél

Pontok	3	4	5	6	7	8	9	10
2/B Terv	AC							
F1	-10,05	-2,82	-1,97	-28,18	-14,35	0,91	-36,76	-5,54
	AAA							
F1	-9,55	-1,04	-0,34	11,82	-2,11	12,20	45,59	-0,62

A 3. Terv elrendezésében nem végeztem mérést.

22. táblázat: Mérési eredmények a 4/A tervnél

Pontok	5	6	7	8	9	10
4/A Terv	AC					
F1	26,09	-3,29	-3,17	-80,00	-60,00	13,64
F2	27,27	-0,68	0,40	-20,00	-60,00	42,86
F3	-2,65	-8,34	-2,18	-2,54	-3,33	-4,31
	AAA					
F1	-26,09	-0,17	-0,79	-60,00	-40,00	36,36
F2	-27,27	-1,58	-1,19	-40,00	-60,00	38,10
F3	1,67	-7,82	-1,09	-6,36	-8,50	4,44

A tüdőterv esetén sem az AAA, sem az AC nem ad jó eredményeket (22. táblázat). Az azonos oldali pontokban az AAA kisebb eltéréseket ad, ami az elfogadható kategóriába tartozik. Az AC a mezőszéli 6-os pontban 8,3%-kal alulbecsüli a dózist, ami jelentős. Az ellenoldali tüdő pontjainál az AC által számított értékek elfogadhatóak, 5% alattiak, míg az AAA nagyon alulbecsli ezeket. Az ékelt AP és PA mezőkre az algoritmusok jó közelítéssel visszaadják a mért dózisokat a releváns pontokban (6, 7), ahogyan azt E. Nilsson is kifejtette [11].

A keskeny mezőknél, ahol gyakorlatilag az összes pont a nyaláb útjában van, a legtöbb esetben az AAA adott pontosabb értéket (23. táblázat). Erre kivétel a 9-es pont, tehát a nagyobb tüdőszövet után elhelyezkedő pont, ahol mindkét algoritmus alulbecsülte a mért dózist, az AAA átlagban 6,5%-kal, míg az AC 5,6%-kal. A másik, közelebbi tüdőpontban mindkét számolt érték hasonló mértékben eltér a mérttől, az AAA 5% az AC 6,9%-kal kisebb. Jól látszik, hogy a tüdőben egyik algoritmus sem számol tökéletesen. A 8-as pontban a különböző tervek és módszerek hibáira is következtethetünk. Láthatóan a 3-as terv az, aminél mindkét algoritmus pontosabb dózist ad, ez a terv nem használ MLC-t. Az 1-es és a 4-es tervek analógok, a 4-es terv nagyon kicsi nyílt mezőméretei miatt nehéz megmondani,

hogy az algoritmus, vagy maga a mérés hibázott, de láthatóan nagyobb az eltérés mindkét kismezős esetben. A kettes tervnél, ahol a teljes mezőformálás MLC-vel történik, jóval nagyobb a hiba.

A 3, 4, 5 pontokban egyik eljárás sem ad érdemi különbséget a mérttől. A gerincvelői 10-es pontban a tüdő inhomogenitásnál kisebb hibával kaptam eredményeket. Az AC terv itt gyengébben teljesít 3,6-5,6%-kal kisebb dózist számol, míg az AAA 1,8-2,6%-ot. Az utóbbi algoritmusnál a 3-as terv mérése kiszóró pontot ad, amire nincs magyarázat.

23. táblázat: Mérési eredmények az 5-ös tervéknél

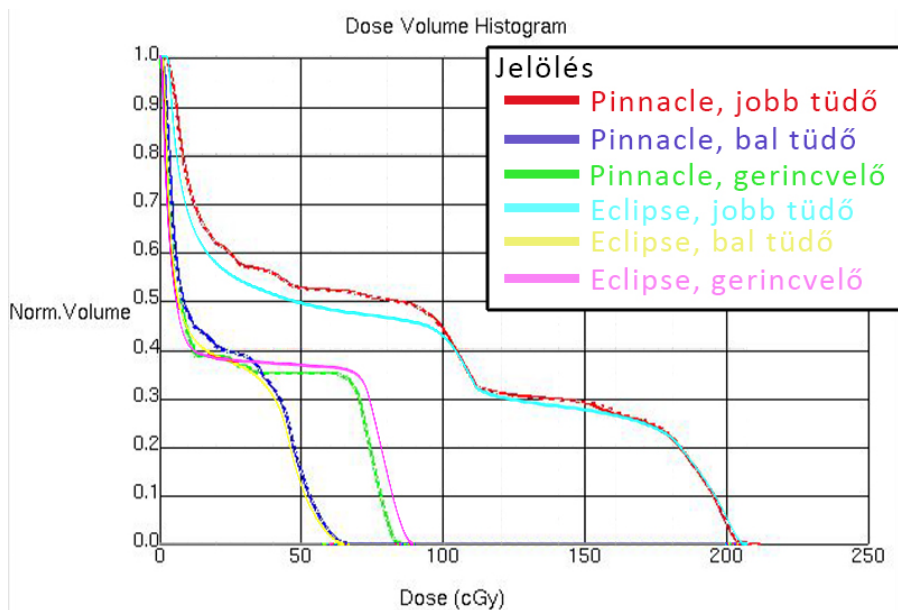
Pontok	3	4	5	8	9	10
5. Terv	AC					
5/A	-2,65	-2,94	-2,33	-6,63	-5,36	-5,47
5/B	-0,89	-0,80	-0,69	-8,21	-4,02	-3,63
5/C	-2,66	-2,65	-1,92	-5,42	-6,42	-2,83
5/D	-1,73	-1,90	-1,41	-7,39	-6,56	-5,65
	AAA					
5/A	-1,51	-0,72	-0,94	-5,15	-6,74	-2,10
5/B	-2,11	-0,93	-1,53	-5,66	-7,22	-2,58
5/C	-1,84	-1,17	-1,62	-3,79	-4,38	-7,35
5/D	-0,33	0,44	0,40	-5,43	-7,56	-1,84

## 5.2.5. DVH-k összehasonlítása

24. táblázat: A DVH-k paramétereit

4/A Terv	Algoritmus	Min (cGy)	Max (cGy)	Átlag (cGy)
Gerincvelő	FC	0,3	85,2	30,2
	AC	0,3	85,7	30,3
	CCC	0,6	85,5	30,3
	AAA	0,5	89,1	31,4
Bal tüdő	FC	0,8	66,7	22,2
	AC	0,8	67,0	22,4
	CCC	0,8	67,0	22,4
	AAA	1,1	64,9	20,4
Jobb tüdő	FC	2,5	207,6	75,5
	AC	2,4	207,4	75,3
	CCC	2,4	207,5	75,4
	AAA	2,4	206,3	79,8

A tüdőtervre az egyes algoritmusokkal kapott dozimetriai értékek a 24. táblázatban találhatóak. A Philips Pinnacle3.0 tervezőrendszer DVH-ra mértékhelyesen rászerkesztettem a Varian Eclipse11-ből származó értékeket. A 23. ábra jól mutatja, hogy a Varian Eclipse11 AAA-ja alacsonyabb dózist becsül mindkét tüdőszöveti térfogatra, viszont nagyobbat a gerincvelőre. A lenti ábrán a Philips Pinnacle3.0 tervezőrendszer mindhárom algoritmus szerepel, szaggatott, vékony és vastag vonalakkal, azonban ezeket jelentős nagyítás mellett is alig lehet elkülöníteni egymástól, DVH szempontjából közel azonosak.



23. ábra 4/A terv dózis-térfogat hisztogramjai



## 6. Megbeszélés

Munkám során megvizsgáltam az Országos Onkológiai Intézetben használt dózisszámoló algoritmusokat a klinikai gyakorlatra releváns esetekben.

Az ismertetett, számítási időket figyelembe vevő vizsgálatokat minden esetben egyetlen mező számolásával végeztem. A sugárterápiában alkalmazott tervek közül a legegyszerűbb is két mezős (emlőbesugárzás), míg a legtöbb tervben jóval több mező van. Emiatt a bemutatott számítási idők meglehetősen jelentősek a munkafolyamat szempontjából. Az eredményeket elemezve láthatjuk, hogy az FC és AC esetén, 0,4 cm-es dóziszácsnál körülbelül ugyanakkora és kellően rövid idő, azonban már ugyanilyen felbontás mellett a CCC algoritmussal jelentősen hosszabb időket kapunk.

Nagyobb rácsfelbontás esetén az AC, és főleg a CCC algoritmus számítási ideje olyan mértékben megnő, hogy az besugárzástervezés során nehezen alkalmazhatóvá válik. 0,2 cm-es felbontás mellett már a Fast Convolve algoritmus futási ideje is ötszörösére nő.

Az MLC-k és az ékek hatása – bár kimutatható ugyan – de az alapértelmezett beállításaink mellett nem befolyásolja jelentősen a tervezések idejét. Az MLC-nél a számítási idő miatt is érdemes az elsődleges kollimátorokat teljesen ráhúzni a kívánt mezőalakra.

Az Adaptive Convolve és a Collapsed-Cone Convolution algoritmusok a számolt dózisek tekintetében szinte ugyanúgy viselkednek az általam vizsgált összes esetben. Az eltérések gyakorlati szempontból nem jelentősek, egyedül az amúgy is bizonytalanul számolható félárnyék területén, valamint a direkt nyalábtól távol eső pontokban volt jelentős az eltérés. Emiatt ajánlott az Adaptive Convolve használata alapértelmezettként, mivel jelentősen rövidebb a számítási ideje, mint a CCC-é.

A Fast Convolve algoritmus a legtöbb esetben kielégítő eredményt ad az AC helyettesítőjeként, főként egyszerű elrendezések esetén. A besugárzási mező szélén, nyalábon belül és kívül is enyhén felülbecsli a dózist – MLC jelenléte esetén ez a hatás megnő. A mezőtől távolabb, főként tüdőszövetben, a szórás hatására kialakult dóziseket tipikusan alulbecsli az FC algoritmus az AC-hez képest.

Mivel az alapvető dóziszác felbontásnál a két algoritmus futási ideje közel azonos (1,2 másodperc és 2,0 másodperc), viszont az FC algoritmus kritikus esetekben alulbecsüli a mező széli dózist, emiatt az Adaptive Convolve használata javasolt a klinikai gyakorlat során. Tüdőszövetet nem érintő tervek esetén, a tervezés kezdeti fázisában hatékonyabb

munkafolyamat elérése érdekében lehetséges az FC algoritmus ésszerű felhasználása. A végső dóziseloszlás megállapításához nem ajánlott a használata.

Az AAA algoritmus az AC-étől jelentősen eltérő eredményeket ad, jóval nehezebben meghatározható, kevésbé szisztematikusnak tűnő módon, mint ahogy az FC vagy a CCC tette. Ennek oka lehet az is, hogy más szoftveres környezetben futnak, más adatsorokból dolgoznak az algoritmusok.

Az AAA-val a direkt nyálábtól távoli részeken biztosan nagyban eltérő dózisértékeket kapunk, mint az AC-vel, légyszövetben és csontnál általában alulbecsülve, tüdőszövet esetén felülbecsülve a referencia algoritmusunk dózisértékét. Várhatóan a legtöbb mezőn belüli pont esetében is számíthatunk akár 5%-os eltérésre, bár ez lehet, hogy az általam használt normálás miatt van: a hasonló irányú, de jóval kisebb eltéréseket bemutató F. Hasenbalg és munkatársai [14] a nyáláb tervezett dózisértékére normálva kapták eredményeiket. Amennyiben erre normálok én is, akkor jelentősen csökkennek az eltérések, 4,35% fölé nem mennek sehhol sem.

A méréseim során mind a két algoritmus relatív nagy eltéréseket mutatott a mérttől. Az AAA algoritmus a jelentős dózissal rendelkező pontokban is akár 7-8% eltérést mutatott, amihez hasonló értékeket kaptak L.R. Aarup és munkatársai is [15], hasonló elrendezésben, Monte Carlo szimulációval összevetve a számításaikat. A legtöbb protokollban a hasonló geometriájú pontoknál 5% körül van az elfogadási kritérium.

A dózis-térfogat hisztogramok elemzéséből kiderült, hogy a Pinnacle különféle algoritmusai nagyon pontosan adják ugyanazt a DVH görbét, tehát a velük tervezett kezelések között igazán nagy különbség nincs. Megfigyelhető volt még az AC és az AAA közötti viszony is a tüdőnek és a gerincvelőnek leadott dózis szerint. A pontdózisok mért értékeivel összevetve a gerincvelőre a várt eredményt kapjuk, az AAA nagyobb dózist ad le ebben az esetben. Az ellenoldali tüdőben a várakozásnak megfelelően az AC által számolt dózis nagyobb. Az azonos oldali tüdőre a pontdózisok alapján nagyon kicsi, és éppen ellenkező irányú eltérést vártam a térfogati dózissal, azonban az AAA a DVH szerint itt is alulbecsli az AC-algoritmus által számolt dózist. A dózismaximum és átlagdózis becslésére a DVH szerint mindegyik algoritmus közel azonos eredményt ad, max 4% eltéréssel.

## 7. Összefoglalás

E diplomamunka keretein belül a különféle dózisszámoló algoritmusok klinikai használat szempontjából releváns paramétereinek vizsgálatával foglalkoztam. Célom a különböző algoritmusok okozta várható hibák csökkentése és a besugárzástervezési munkafolyamat optimalizálása volt.

Munkámat az Országos Onkológiai Intézetben végeztem. A Varian TrueBeam lineáris gyorsítóra alkalmazható összes elérhető tervező algoritmust megvizsgáltam, valamint a CIRS IMRT Thorax Phantom segítségével végeztem a méréseket. A pontdózisok vizsgálatán kívül elemeztem a rendszerek dózis-térfogat hisztogramjait, valamint lemértem az egyes algoritmusok futási idejét különféle paraméterek mellett. Az összehasonlításra a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség TECDOC-1583-ban ismertetett tervek egy részét, valamint saját mezőelrendezéseket használtam.

A futási idők összehasonlításakor megállapítottam, hogy a Philips Pinnacle3.0 tervezőrendszer algoritmusai közül az Adaptive Convolve futásideje és a 0,4 cm-es dózisirács felbontása felel meg legjobban a klinikai követelményeknek, bár a dózisirács felbontásának növelésével pontosabb eredmények érhetőek el.

A pontdózisok összehasonlításakor arra a következtetésre jutottam, hogy a Collapsed-Cone Convolution algoritmus által számított dózis minden releváns helyzetben jó egyezést mutat az Adaptive Convolve dóziseloszlásával. Az egyszerűsített Fast Convolve algoritmus az összetettebb, több inhomogenitást (pl. tüdőszövetet) vagy bonyolultabb mezőformálást tartalmazó tervek esetén jelentős hibával dolgozik, így használata csak egyszerű elrendezések esetén javasolt. Ezeket a Varian Eclipse11 Analytics Anisrope Algorithm-mel összehasonlítva nem elhanyagolható, sokszor 5% körüli eltéréseket találtam. Ez az algoritmus általában alulbecsli a csontok és a légyszövetek dózisértékét és felülbecsli a tüdőszövetekét, a többi algoritmushoz viszonyítva.

A mérésekkel összevetve az algoritmusok által számított dózisértékeket általában 2-3%-on belüli eltéréseket kaptunk légyszövetben és ennél nagyobb, akár 6-7%-os hibákat mértünk tüdő- és csontekvivalens inzertekben. A szórt sugárzást kapott pontok esetén a dózisértékek nagyon kicsik, ilyen esetben a mérési hibákra hatással van a dozimetriai rendszer hibája.

A dózismaximum és átlagdózis becslésére a DVH szerint mindegyik algoritmus közel azonos eredményt ad, max 4% eltéréssel.

## 8. Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretném megköszönni témavezetőmnek, Dr. Pesznyák Csillának az útmutatást és a témérdek lehetőséget a fejlődésre. Emellett köszönet illeti még Pócza Tamást, aki lelkiismeretesen segített az elmúlt félévekben.

Szeretnék köszönetet mondani az Országos Onkológiai Intézetnek, Prof. dr. Kásler Miklós főigazgató úrnak és Prof. dr. Polgár Csaba centrumvezető főorvos úrnak, hogy biztosították számomra a diplomamunka készítésének körülményeit.

Külön köszönet illeti Dr. Major Tibort a Pinnacle-ön belüli TrueBeam konfiguráció elérhető tétele és a javításhoz szükséges segítség miatt.

Szeretném megköszönni Béla Dalmának, Zongor Zsuzsánnának, Herein Andrásnak, Dr. Kontra Gábornak és Stelczer Gábornak a munkám során, a mérésekben való segítséget, valamint a TrueBeam kezeléséhez kapott tanácsokat.

Szeretnék köszönetet mondani a családomnak a támogatásért, különösképpen édesanyámnak, hogy átolvasta és lektorálta a dolgozatomat.

## 9. Irodalomjegyzék

1. M. Lederman, The early history of radiotherapy: 1895-1939, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol.7, 639-648, 1981
2. G.H.Fletcher, Regaud Lecture Perspectives on the History of Radiotherapy, *Radiotherapy and Oncology* 253-271, 1988
3. E.B.Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, IAEA, ISBN 92-0-107304-6, 2005
4. G.Varjas,B.Pazonyi,Gy.Forgács, Számítógépes besugárzástervezés: visszatekintés és korszerű módszerek, *Hungarian Oncology* 49:245-249, 2005
5. L. Lu, Dose Calculation algorithms in external beam radiation therapy, *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*, 2013
6. P. Mayes, A.Nahum,J.C.Rosenwald, *Handbook of radiotherapy physics: Theory and Practice*,Taylor&Francis, ISBN 978-0-07503-0860-1, 2007
7. A. Ahnesjö, M.M.Aspradakis, Dose calculations for external photon beams in radiotherapy, *Phys. Med. Biol.* 44, R99-R155, 1999
8. G.A.Failla, T.Wareing,Y.Archambault, S.Thompson, Acuros XB advanced dose calculation for the Eclipse11 treatment planning system, Varian Medical Systems, RAD 10156
9. International Atomic Energy Agency, *Commissioning of Radiotherapy Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques*, IAEA-TECDOC-1583, ISBN 978-92-0-100508-3, 2008
10. Computerized Imaging Reference Systems, Inc, IMRT Thorax Phantom, Model 002LFC, Model parameters, 002LFC DS 100213, 2013
11. E. Nilsson, Evaluation of the Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) in lung tumours for 6MV photon energy, Göteborg University, 2009
12. Oyewale S. Dose prediction accuracy of collapsed cone convolution superposition algorithm in a multi-layer inhomogeneous phantom. *Int J Cancer Ther Oncol* 2013; **1**(1):01016.
13. Cs. Pesznyák, A megavoltterápia minőségellenőrzésének néhány kérdése (Sugárfizikai és informatikai szempontok), Semmelweis Egyetem, 2009
14. F. Hasenbalg, H. Neuenschwander, R Mini, E.J.Born, Collapsed cone convolution and analytical anisotropic algorithm dose calculations compared to VMC++ Monte Carlo simulations in clinical cases, *Phys Med Biol* 52 (2007), 3679-3691

15. L.R.Aarup, A.E.Nahum, C.Zacharatou, The effect of different lung densities on the accuracy of various radiotherapy dose calculation methods: implications for tumour coverage, *Radiotherapy and Oncology* 91 (2009), 405-414

### **Ábrajegyzék**

1. ábra – Cs. Pesznyák, A megavoltterápia minőségellenőrzésének néhány kérdése (Sugárfizikai és informatikai szempontok), Semmelweis Egyetem, 2009
2. ábra – Y. Wang, S.B.Easterling, J.Y.Ting, Ion recombination corrections of ionization chambers in flattening filter-free photon radiation
3. ábra – IAEA TECDOC-1583
6. ábra – IAEA TECDOC-1583
7. ábra – IAEA TECDOC-1583

A dolgozat többi ábráját és táblázatát a munkám során a Pinnacle és az Eclipse11 tervezőrendszerekből exportáltam ki.