

DIPLOMAMUNKA

**Teleterápiás foton mezők illesztésének  
dozimetriai elemzése**

Hegyesi Szilvia

Témavezető: Dr. Pesznyák Csilla

Egyetemi docens

BME Nukleáris Technikai Intézet

Nukleáris Technika Tanszék

BME

2020



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2



## Diplomamunka feladat a Fizikus mesterképzési szak hallgatói számára

A hallgató neve: Hegyesi Szilvia	specializációja: Fizikus MSc - orvosi fizika
A záróvizsgát szervező tanszék neve: Nukleáris Technikai Intézet	

A témavezető neve: Dr. Pesznyák Csilla
- tanszéke: Nukleáris Technikai Intézet
- beosztása: egyetemi docens
- email címe: pesznyak@reak.bme.hu

A kidolgozandó feladat címe: Teleterápiás foton mezők illesztésének dozimetriai elemzése
A téma rövid leírása, a megoldandó legfontosabb feladatok felsorolása:
Napjainkban minden tervezőrendszer több számolási algoritmussal rendelkezik, az orvosi fizikus feladata, hogy az adott anatómiai régió esetében a legmegfelelőbb algoritmust alkalmazza. A klinikai gyakorlatban minőségi változást jelent a konformális besugárzás-tervezéshez képest az intenzitás modulált besugárzás-tervezés (IMRT). Az IMRT során több mezőből történik a kezelés. Különböző anatómiai régiók esetén, mint az emlő vagy a nőgyógyászati tumorok, a besugarazandó térfogat mérete miatt a foton mezőket illeszteni kell. Ezeket az illesztéseket minél pontosabban kellene kivitelezni, hogy a tumor térfogatban nem legyen alul, illetve túldozirozott területek, mivel mindkettő a sugárterápiában balesethez vezethet.
A hallgató feladatai:
<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Irodalomkutatás az adott témában.</li> <li>2. Intenzitásmodulált és 3D konformális besugárzástervezés elsajátítása.</li> <li>3. Különböző anatómiai régiók sugárterápiás tervének elkészítése (emlő besugárzástervezés nyirokrégióval, ginekológiai daganat paraaorticus nyirok régió érintettséggel, stb.).</li> <li>4. A terv dozimetriai ellenőrzése ionizációs kamrával, filmdozimetriával és felvevő detektorokkal, az eredmények elemzése.</li> </ol>
A diplomamunka készítésének helye: Országos Onkológiai Intézet, 1122 Budapest Ráth György u. 7-9.
A záróvizsga kijelölt tételei:

Dátum: 2019.02.07.
--------------------

Hallgató aláírása:	Témavezető aláírása*:	Tanszéki konzulens aláírása:	A témakiírását jóváhagyom (tanszékvezető aláírása):

\*A témavezető jelen feladatkiírás aláírásával tudomásul veszi, hogy a BME TVSZ 145. és 146.§ alapján az egyetem a képzési célok megvalósulása érdekében a szakdolgozatok, illetve diplomamunkák nyilvánosságát tartja elsődlegesnek. A hozzáférés korlátozása csak kivételes esetben, a dékán előzetes hozzájárulásával lehetséges.



# Önállósági nyilatkozat

Alulírott Hegyesi Szilvia a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem fizikus MSc szakos hallgatója kijelentem, hogy ezt a diplomamunkát meg nem engedett segédeszközök nélkül, önállóan, a témavezető irányításával készítettem, és csak a megadott forrásokat használtam fel. Minden olyan részt, melyet szó szerint, vagy azonos értelemben, de átfogalmazva más forrásból vettem, a forrás megadásával jelöltem.

Budapest, 2020. 05. 31.



# Tartalomjegyzék

1. Bevezetés.....	6
1. 1. Teleterápia fejlődése hazánkban .....	6
2. Célkitűzés.....	8
3. Módszerek .....	8
3. 1. Mezőillesztés.....	8
3. 1. 1. Mezőillesztést megkövetelő irradiációs régiók .....	9
3. 1. 2. A mezőillesztés szabályai.....	10
3. 1. 2. 1. Koplanáris mezők illesztése .....	10
3. 1. 2. 2. Non-koplanáris mezők illesztése .....	11
3. 1. 3. A mezőillesztés fő irányelvei.....	13
3. 2. Tervezés .....	14
3. 2. 1. Komputertomográfia (CT).....	15
3. 2. 2. Háromdimenziós konformális sugárterápia (3-D CRT).....	16
3. 2. 3. Intenzitás modulált sugárterápia .....	18
3. 3. Tervértékelési paraméterek.....	21
3. 3. 1. Dózis-térfogat hisztogram (DVH) .....	21
3. 3. 2. Tervminőségi indexek .....	22
3. 3. 2. 1. Homogenitási index.....	22
3. 3. 2. 2. Konformitási index.....	22
3. 4. Portál dozimetria.....	23

4. 1. Céltérfogat .....	25
4. 2. Védendő szervek .....	27
4. 4. Portál dozimetriai felvételek kiértékelése.....	32
5. Összefoglalás .....	42
6. Köszönetnyilvánítás .....	44
7. Ábrák jegyzéke.....	45
8. Táblázatok jegyzéke.....	47
9. Irodalomjegyzék .....	48

# 1. Bevezetés

## 1. 1. Teleterápia fejlődése hazánkban

Az ionizáló sugárzások tanulmányozását és alkalmazását három fontos felfedezés előzte meg:

- ❖ 1895. november 8.- Wilhelm Conrad Röntgen- X-sugarak felfedezése.
- ❖ 1896. március 1.- Henry Becquerel- uránt tartalmazó rézben természetes radioaktivitás felfedezése.
- ❖ 1898. december 26.- Pierre és Marie Curie- rádium és polónium felfedezésének bejelentése a francia akadémián. [1]

Az első dokumentált teleterápiás elektron sugárkezelésre 1896. január 28-án került sor, melyet egy amerikai származású kémikus, Emil Grubbé vezetett, de jelen volt a páciens orvosa Dr. Reuben Ludlam is. A beteg Rose Lee volt, aki teljes masztektómiát követő, mellkasfalán kiújuló malignus daganattal küzdött. A kezelést egy felfüggesztett katódsugárcsővel végezték el, a készülék és a páciens bőrfelszíne között 7,62 cm-es (3 inch és 1 inch=2,54 cm) távolságot tartva. Egy - egy kezelés során körülbelül 1 órán keresztül történt besugárzás, melyet a következő 17 napban többször megismételtek.

Nagyjából két hét eltéréssel, február közepén egy másik páciens kezelését is megkezdte Grubbé. Dr. Halphide betege, Mr. A. Carr a tuberkulózis fertőzése okozta bőrön jelentkező fekélyes sebekről szenvedett, melyek nyakát és arcát fedték. Szintén néhányszor egy órás expozíciót alkalmazott.

Mindkét páciens a kezeléseket követő egy hónapon belül meghalt. Rose Lee a daganat áttéteinek következtében, míg Mr. A. Carr Chicagóban leugrott egy felüljáróról, ezzel véget vetve földi szenvedéseinek.

Grubbé beszámolóit csak 1933-ban kerültek elő, így a mai napig kérdéses, hogy miért nem publikált rögtön 1898-ban orvosi tanúsítványának megszerzését követően. [2][3]

Nem csak Grubbében merült fel a sugárzások szövetkárosító hatásának gyógyászatban való felhasználása. Hazánk egyik kivételes tudósa Hőgyes Endre is felveti az orvosi terápiás hasznosítás lehetőségét. 1896. január 19-én jelentek meg következő sorai: *"Nem lehetetlen, hogy ezen új sugaraknak, melyeknek mechanikai tekintetben oly hatalmas szövet penetráló hatásuk van, a mellett kétségen kívül kémiai tekintetben is hatnak, therapeutikai tekintetben is szerepük fog lenni a medikában."* [1]

Az első kobaltágút 1951-ben helyezték üzembe Kanadában. Hazánkban az ötvenes években drága külföldi besugárzó készülékek beszerzésére nem volt anyagi keret, de ennek ellenére, 1958-ban az Országos Onkológiai Intézetben is

elkezdődött a  $^{60}\text{Co}$  terápiás alkalmazása, mint külső besugárzás. Bozóky László professzor megtervezte, majd munkatársaival meg is építette az első hazai kobaltágyút, a Gravicertet, mellyel az első teleterápiás kezelést 1958. február 5-én végezték el. A Medicor hamarosan elkezdte a Gravicert típusú kobaltágyúk sorozatgyártását. A hatvanas években ilyen készüléket állítottak üzembe a budapesti Uzsoki utcai Onkológiai Központban (ahol a tubusokat hamarosan lecserélték változtatható kollimátorra), a Szombathelyi Megyei Kórházban, a Pécsi és Debreceni Tudományegyetemen, és egyet később Afganisztánban. Az első kobaltágyú 25 évig, 1958-tól 1983-ig működött.

1965-ben állították üzembe a Rotacert típusú kobaltágyút, azaz a Gravicert továbbfejlesztett változatát, melyet Bozóky László tervei alapján szintén a Medicor vállalat készített el. Ez már többirányú besugárzásra, ill. forgó besugárzásra is alkalmas volt. A besugárzó fej asztal körüli forgási tartománya  $270^\circ$  volt. Rotacert típusú kobaltágyú csak az OOI-ben működött, 1965 és 1997 között. [4]

Az 1960-as, 1970-es években Magyarországon az anatómiai metszetek sematizáltak voltak, mivel csak röntgen képalkotó eljárást tudtak alkalmazni és az anatómiai metszeteket kézzel kellett megrajzolni. A tervezési folyamat gyorsításának érdekében a testkontúr görbületét számításba vevő egy mezős dóziseloszlásokat archiváltak az Országos Onkológiai Intézetben. Ezek alapján a több mezős dóziseloszlásokat grafikus összeadással nyerték. Képesek voltak tervezni röntgenterápiát, kobaltágyúk gammasugárzását, a betatron fékezési- és elektronnyalábját illetve ezek keverékét.

Az eredményes kezelések klinikai következményekkel társultak:

- ❖ visszaszorultak a röntgenterápiák és nőtt az igény a megavoltos besugárzóeszközök iránt;
- ❖ három évtized alatt, több mint kétszeresére nőtt a kiszolgáltatott dózis nagysága, ugyanakkor a mezők méretei és a beteget érő sugárterhelés jelentősen csökkentek, leszűkítve a kezelésekkal járó mellékhatások körét, továbbá javítva a tumorkontrollt.

A számítógépek megjelenése lehetővé tette a dóziseloszlás meghatározásának digitalizálását. Bozóky László vezetésével elkezdődött a Számítógépes Országos Besugárzás Tervezési Hálózat szervezése az Egészségügyi Minisztérium és a Nemzetközi Atomenergia Ügynökség közreműködésével. 1978. október 16-tól az ország összes sugárterápiás intézményében lehetővé vált a számítógépes besugárzástervezés J. van de Geijn jóvoltából, aki ingyenesen rendelkezésre bocsátotta saját dóziseloszlást kiszámító programját.

Hazánkban a korszerű besugárzástervezés kezdetének 1981. márciusát tekintjük. Ekkor jelent meg klinikai alkalmazásban a CT, ami lehetővé tette az anatómiai felépítés és a sűrűségeloszlás pontos megadását. A besugárzási tervek készítéséhez szükséges alapadatok kimérésére és a tervek ellenőrzésére film-, ionizációs- és termolumineszcens dózismérők, valamint Alderson-Rando fantom

állt rendelkezésre. Lehetővé vált a dózisoszlás pontos kiszámításához szükséges szervek és szövetek sűrűségének mérése. További fejlődést jelentett a szoftver független DIACOM formátum 1985-ös megjelenése, amivel lehetővé vált az inhomogenitás információk univerzális figyelembevétele a Hounsfield számokon keresztül. Az említett klinikai előnyök egyre nyilvánvalóbbakká váltak, hiszen a jobb dózisoszlásnak, pontosabb dozírozásnak és a nagyobb dózisok leadásának maradéktalanul pozitív klinikai következményei voltak.

Az első lineáris gyorsítót 1985-ben helyezték üzembe az Országos Onkológiai Intézetben. A Neptun 6, 8 és 10 MeV-os elektron- és fotonenergiával rendelkezett és korszerű dozimetriai rendszerrel (Therados vízfantom, IONEX dózismérő, stb.). A lineáris gyorsító nagyobb mélydózissal, szélesebb mezőméret tartománnyal, kisebb félárnyékkal és egyéb előnyös beállítási lehetőségekkel szolgált, szemben az addigi kobaltágyúkkal.

A további évek fejlesztéseinek és újabb besugárzóeszközök telepítésének köszönhetően az emberi test bármely régiójában, különböző mélységében elhelyezkedő céltérfogatokhoz kiválasztható a megfelelő sugárenergia, sugárfajta és besugárzási technika. [5]

## 2. Célkitűzés

Napjainkban minden tervezőrendszer több számolási algoritmussal rendelkezik. Az orvosi fizikus feladata, hogy az adott anatómiai régió esetében a legmegfelelőbb algoritmust alkalmazza. A klinikai gyakorlatban minőségi változást jelent a konformális besugárzás-tervezéshez képest az intenzitás modulált besugárzás-tervezés (IMRT). Az IMRT során több mezőből történik a kezelés. Különböző anatómiai régiók esetén, mint az emlő vagy a nőgyógyászati tumorkok, a besugarazandó térfogat mérete miatt a foton mezőket illeszteni kell. Ezeket az illesztéseket a lehető legpontosabban kell kivitelezni, hogy a tumor térfogatban nem legyenek alul, illetve túldozírozott területek, mivel mindkettő balesethez vezethet a sugárterápiában.

## 3. Módszerek

### 3. 1. Mezőillesztés

A szomszédos kezelési területek teleterápia esetén megkövetelik a besugárzási mezők háromdimenziós illesztését a találkozási síkok mentén. A széttartó foton nyalábok divergenciájának következtében fellépő effektus figyelmen kívül hagyása

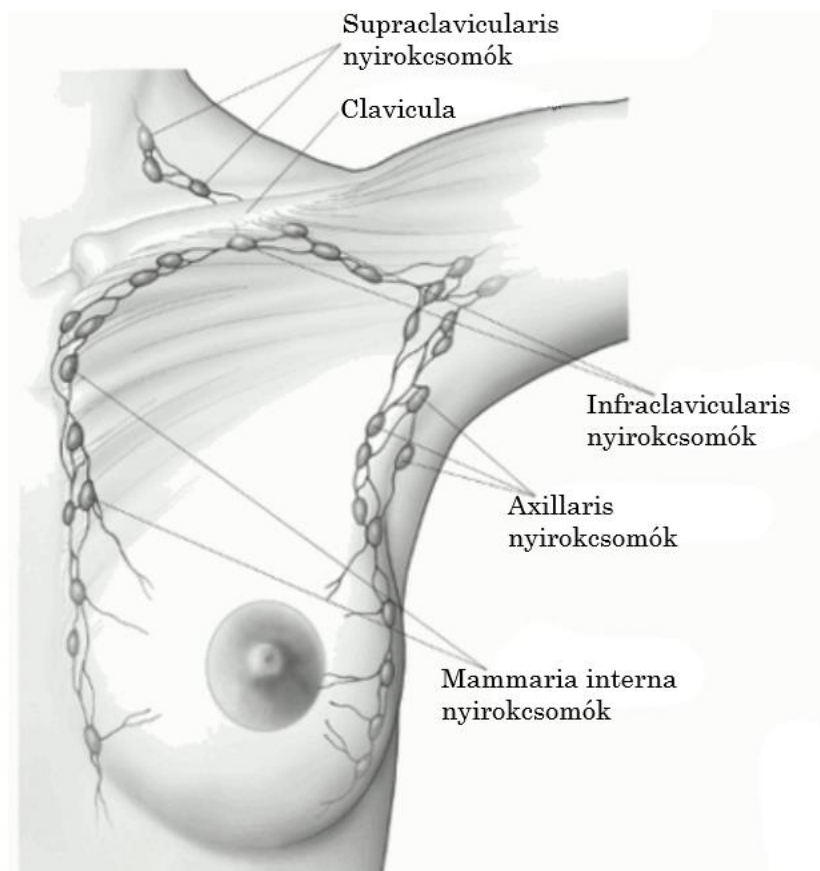


szignifikánsan az adott terület túldozírozásához és/vagy aluldozírozásához vezet. Túldozírozás következtében az adott terület szövetállományának fibrózisa, míg aluldozírozás esetén elégtelen lokális tumorkontroll kialakulása áll fenn.

A szomszédos mezők problémáját széles körben tanulmányozták és számos technikát fejlesztettek ki a mezők találkozási régiójában a dózis egységességének elérése érdekében. [6][7]

### 3. 1. 1. Mezőillesztést megkövetelő irradiációs régiók

A korai emlőrák sugárterápiás kezelése irányulhat kizárólag a mellkasfalra, illetve az emlőre, de előfordul, hogy magába kell foglalnia a regionális nyirokcsomókat is. Az emlőt körülvevő nyirokláncokat az 1. ábrával szemléltetem. A supraclaviculáris területek besugárzását adjuváns kezelésként (-e kezelési forma a daganatos megbetegedés kiújulását hivatott megelőzni) szokás alkalmazni, ezzel javítva a tumorkontrollt. A supraclaviculáris régió besugárzásának fő célcsoportjába azon magas kockázatú betegek tartoznak, akiknél négy vagy több pozitív axilláris- supraclaviculáris nyirokcsomó található, azaz e terület kezelése indokolt.



1. ábra: Az emlőt körülvevő nyirokláncok elhelyezkedésének sematikus ábrája

A kezelés hatására a betegek ezen csoportjának vonatkozásában a regionális tumorkontroll javuló tendenciáját figyelhetjük meg. A régió komplexitása megköveteli a szomszédos sugárzási mezők illesztését. [8]

Az idősebb gyermekek, illetve felnőttek esetén, azaz, ha a gerinc hossza meghaladja a 40 cm-t a craniospinalis elváltozások terápiás kezelése fizikailag csak abban az esetben kivitelezhető a besugárzókészülékek mechanikai határai miatt, ha két- esetenként három izocentert alkalmazunk. Az egyes mezők minden lehetséges találkozásánál a fizikusoknak meg kell határozniuk személyre szabottan az asztal elforgatást, a kollimátor szöget és a mezők közti rés méretét. Ezen terápiák esetén bármely helytelen illesztésből adódó hiba katasztrofális végkimenetelhez vezethet a beteg életminőségére nézve, hiszen a gerincvelőt érő túldozírozás esetén az adott ponttól distalis irányú teljes bénulás következhet be. Ezenkívül késői mellékhatások alakulhatnak ki a mandibula és a száj-garat területén, illetve a pajzsmirigyben, hiszen ezek a struktúrák épp a koponya és a gerinc irradiáló mezőinek találkozásánál találhatóak. [9]

### 3. 1. 2. A mezőillesztés szabályai

#### 3. 1. 2. 1. Koplanáris mezők illesztése

A koplanáris mezők alkalmazása során a geometriai illesztést akkor használhatjuk, amikor két, vagy több, egy síkban elhelyezkedő mező egymáshoz igazítását próbáljuk megvalósítani. Ha a mező geometriai határának az 50%-os izodózis görbét tekintjük (azt a vonalat, amely azon pontokat köti össze azonos szöveti mélységben, ahol a központi tengely dózis értéke felére csökken), akkor a besugárzási mezőket úgy kell elhelyezni, hogy az illesztési pontban a dózis 100%-a legyen. A laterális dóziseloszlás homogenitása az illesztések mentén attól függ, hogy milyen a nyaláb penumbra karakterisztikája, illetve, hogy mekkora a szórt sugarak dózishoz való hozzájárulása. Ha az illesztendő mezők azonos oldalról érkeznek és határaik adott mélységben metszik egymást, akkor a találkozási pont felett kisebb, míg az alatt nagyobb lesz a dózis, mint az adott pontban.

Az 2. ábra két koplanáris mező geometriáját mutatja, melyek illeszkedési pontja  $d$  mélységben van.  $L_1$  és  $L_2$  jelölik a mezők felületen mért hosszát,  $SSD_1$  és  $SSD_2$  pedig a forrás-bőr távolságokat. Mivel az ABC és a CDE háromszögek hasonlóak, így a következő összefüggést írhatjuk fel:

$$\frac{CD}{DE} = \frac{BC}{AB} \rightarrow S_1 = \frac{L_1 \cdot d}{2 \cdot SSD_1}$$

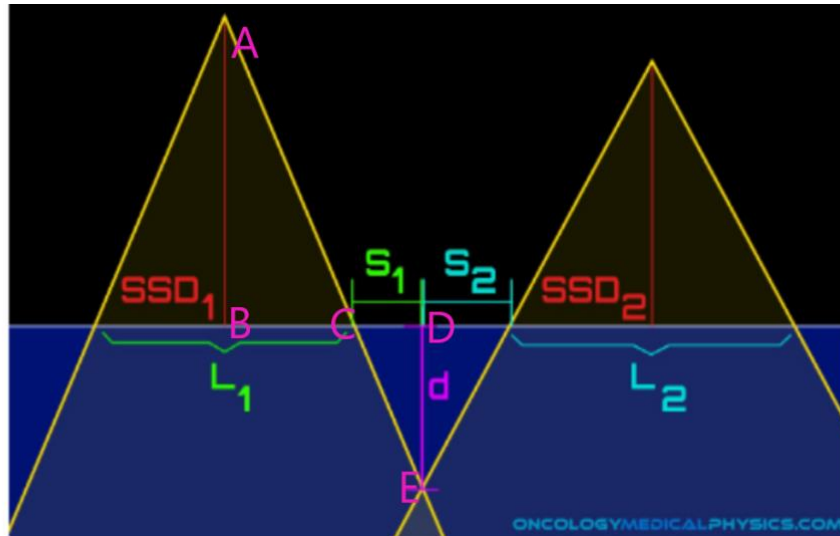
Hasonlóan:

$$S_2 = \frac{L_2 \cdot d}{2 \cdot SSD_2}$$

Tehát a mezők egymástól való távolsága a bőrfelszínen:

$$S = S_1 + S_2 = \frac{L_1 \cdot d}{2 \cdot SSD_1} + \frac{L_2 \cdot d}{2 \cdot SSD_2}$$

[7]



2. ábra: Koplanáris mezők geometriai illesztése

### 3. 1. 2. 2. Non-koplanáris mezők illesztése

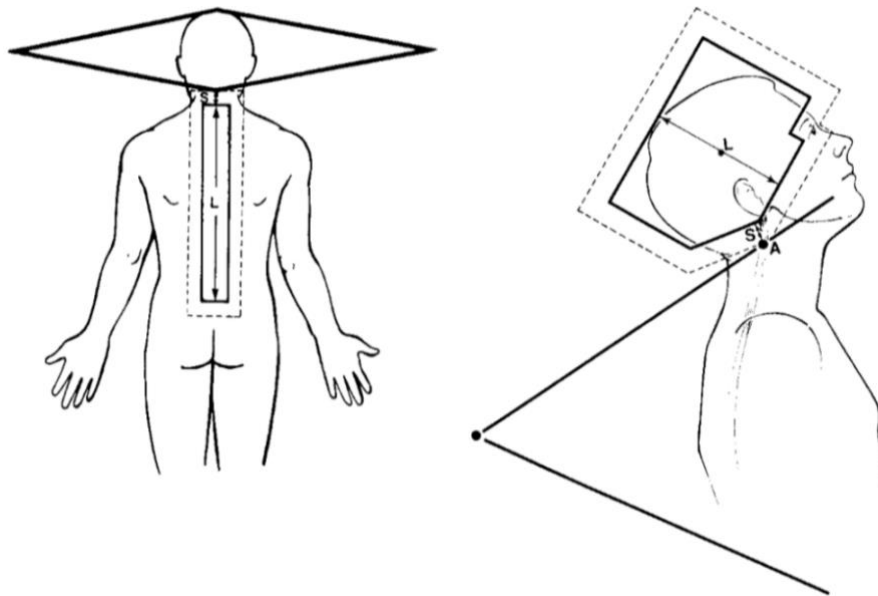
A non-koplanáris, vagy másnéven ortogonális mezők olyan elrendezést jelölnek, mely esetén az illesztendő mezők központi tengelyei szöget zárnak be egymással. A mezőelrendezést leggyakrabban a medulloblastoma kezelése során alkalmazzák. Ebben az esetben, a craniospinalis régió besugárzásakor, a koponyára irányuló két opponáló laterális mezőt kell illeszteni a gerincet irradiáló posterior-anterior irányultságú mezővel. Emellett a terápiás kezelés megtervezése során alkalmazni kell az előzőekben ismertetett koplanáris mezők geometriai illesztését is a gerinc régióban, mivel annak nagysága meghaladja a besugárzó készüléken beállítható mezőméretek határait. Abban az esetben, ha az illesztési síkban egy különösen sugárérzékeny szövet található - mint pl. a gerincvelő - a mező alakját mezőmódosító eszközökkel kell átalakítani, hogy az érzékeny területet megóvjuk a terheléstől, feltéve, hogy az árnyékolt régióban nincs tumor.

A non-koplanáris mezők geometriai illesztését 1991-ben Werner, Khan, Sharma és munkatársaik írták le. Eszerint az opponáló mezőpár párhuzamos fénymezőinek divergálása lehetővé teszi a mezőhatárok metszéspontjának

kijelölését a bőrfelszínen. Ettől a ponttól számítják ki az  $S$  távolságot, amely megadja, hogy a bőrfelszínen mekkora helyet kell kihagyni az ortogonális mezők között,

$$S = \frac{L_{koponya} \cdot d}{2 \cdot SSD_{gerinc}}$$

ahol  $d$  a gerinc szöveti mélysége a posterior bőrfelszíntől számítva,  $L_{koponya}$  a koponyát besugárzó mezők szaggitális hossza és az  $SSD_{gerinc}$  a gerincmező forrásbőr távolság.



3. ábra: Non-koplanáris mezők geometriai illesztése

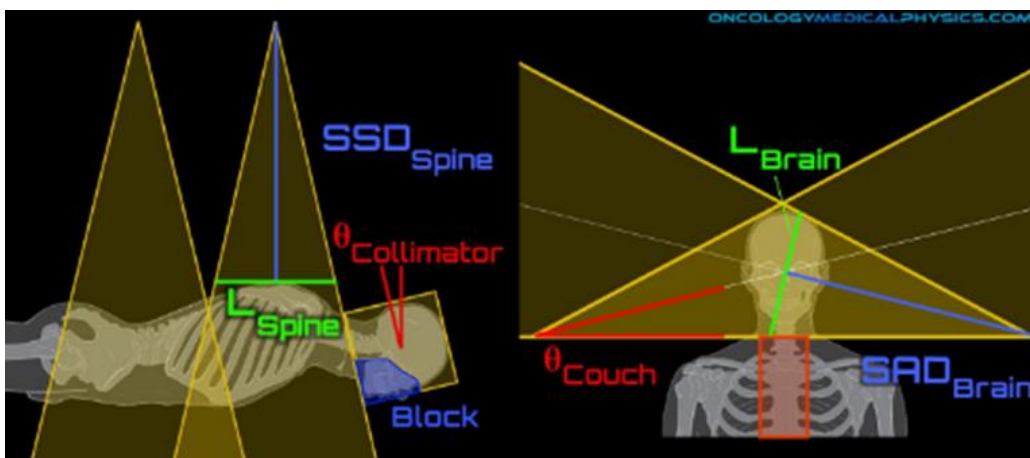
A 3. ábrán a folytonos vonal a mezők felületi kiterjedését, míg a szaggatott vonal a  $d$  mélységre vetített mezőket mutatja.

A gerinc régió mezőjének fej felőli határa a nyakon fut, anélkül hogy a szájüregen át lépne ki. A koponya fénymezőinek megnyitásával meghatározható, hogy a gerinc mező proximális határát hol metszik a koponya széttartó határvonalai a nyak két oldalán. A határvonalat jelölhetjük a páciens bőrfelszínén, hogy illesztési síkként szolgáljon a laterális koponyamezők számára. A koponya mezőket úgy kell orientálni, hogy caudalis határuk párhuzamos legyen a gerincmező proximális határával, ami a széttartó sugárnyalábnak köszönhetően a transzverzális síkkal szöget zár be. Emiatt a koponyamezők kollimátorait el kell forgatni  $\theta_{kollimátor}$  szöggel. Ha a koponyamezők nem lennének széttartóak, akkor a kollimátorok elforgatása elegendő lenne a kívánt geometriai illeszkedés biztosításához az ortogonális mezők közt. Ahhoz azonban, hogy a széttartó koponyamezőket össze tudjuk kapcsolni a széttartó gerincmezővel, szükség van az asztal elforgatására is  $\theta_{asztal}$  szöggel.

$$\theta_{kollimátor} = \arctan\left(\frac{L_{gerinc}}{2 \cdot SSD_{gerinc}}\right)$$

$$\theta_{asztal} = \arctan\left(\frac{L_{koponya}}{2 \cdot SAD_{koponya}}\right)$$

ahol  $L_{kollimátor}$  a gerinc régiót besugárzó mező szaggitális hossza,  $L_{koponya}$  a koponya régiót besugárzó mezők szaggitális hossza, az  $SSD_{gerinc}$  a gerincmező forrás-bőr távolsága, az  $SAD_{koponya}$  a koponyamezők forrás-tengely távolsága, ahogyan azt a 4. ábrán is láthatjuk. Az asztalt mindig abba az irányba kell forgatni, ahol a koponya régiót besugárzó mezők belépnek. [7]

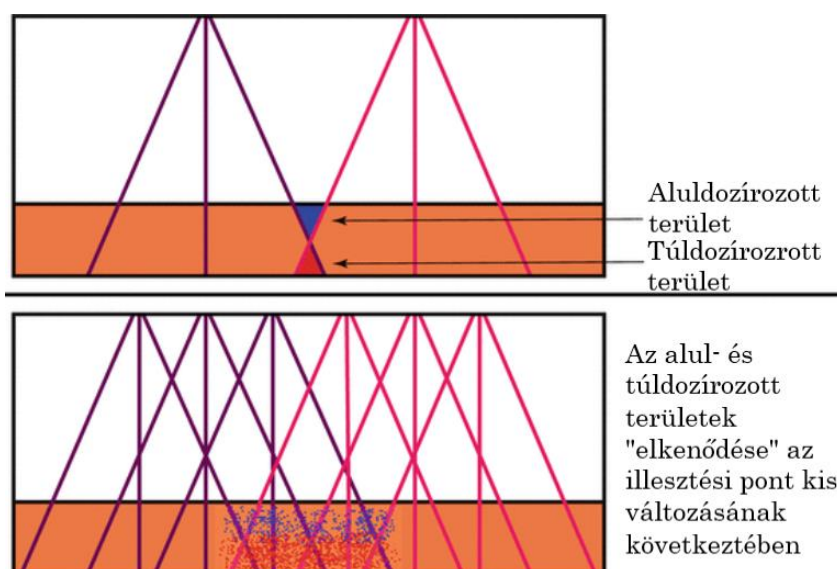


4. ábra: Non-koplanáris mezők illesztése a koponyamezők kollimátorának elforgatásával és az asztal kiforgatásával

### 3. 1. 3. A mezőillesztés fő irányelvei

- ❖ A mezőillesztés helyét mindig úgy kell megválasztani, hogy a lehető legtávolabb kerüljön a daganattól, illetve a különösen sugárérzékeny szervektől. Ugyanakkor bőrfelszínhez közeli mezőillesztés esetén érdemes elkerülni a felületi egyenetlenségeket pl. műtéti hegeket.
- ❖ Abban az esetben, ha az illesztés mentén a daganat felületi komponensekkel is rendelkezne, a mezőket nem szabad szétválasztani. Az ilyenkor kialakuló aluldozírozott terület - azaz a daganat adott területen való elégtelen ellátása - megnöveli a kiújulás kockázatát.
- ❖ Bizonyos esetekben klinikailag elfogadható a védendő szervek magasabb sugárterhelése, ha ez a tumor elhelyezkedéséből kifolyólag elkerülhetetlen. Az elnyelt dózis mennyisége viszont ilyenkor sem haladhatja meg az adott szövetre jellemző tolerancia értéket.

- ❖ Abban az esetben, ha a daganat egy sugárérzékeny szerv felett, de néhány centis szöveti mélységben helyezkedik el a mezők illesztése történhet a páciens bőrfelszínén, de a széttartó sugárnyalábokat koordinálni kell nyalábmódosító eszközökkel, vagy meg kell változtatni a kollimátor szögét.
- ❖ Az illeszkedési síkot minden egyes terápiás kezelés esetén egyénre szabottan kell meghatározni az alkalmazott besugárzási mezőktől függően. Anatómiai szempontból nem szükséges a frakciók alkalmával tökéletesen pontosan reprodukálni az illesztési pontot, mivel ennek kis perturbációja mindössze elkeni azt, ahogyan az 5. ábrán látható. Ez a terápia szempontjából szerencsés, hiszen így az alul- és túldozírozott területek sem esnek ugyanoda, ami csökkenti a mellékhatások valószínűségét. Ugyanezen okokból kifolyólag előfordulnak olyan kezelések, melyek során szándékosan 2-3 mezőillesztési pontot is alkalmaznak. [7]



5. ábra: Mezőillesztési pont helyzetváltozásának hatása a frakcionált kezelés során

### 3. 2. Tervezés

A betegek hagyományos frakcionálással: 2.67 Gy/kezelés, 15 frakcióban, 40.05 Gy összdózist kaptak az emlő, az axilláris és a supraclaviculáris nyirokcsomók területére. Minden mező esetén 6 MV-os fotonmezőket alkalmaztam. A sugárterápiás terveket a Varian Eclipse v11 tervezőrendszer segítségével készítettem el.

A betegre szabott kezelési terv meghatározásának legmegfelelőbb folyamata, a következő négy alapvető lépés kombinációjának alkalmazása:

1. A beteg megfelelő pozícionálása és az ehhez szükséges betegrögzítők kiválasztása a kezelések reprodukálhatósága érdekében;
2. A tumor alakjának és elhelyezkedésének pontos definiálása (céltérfogat meghatározása), illetve az azt körülvevő védendő szervek szegmentálása;
3. Megfelelő sugárminőség (foton vagy elektron), besugárzási energia, mezőelrendezés, mezők relatív súlyának és a mezőmódosító eszközöknek a megválasztása;
4. A kapott dóziseloszlás értékelése az izodózis görbék, ill. a dózis-térfogat hisztogram alapján, majd szükség esetén visszatérés a 3. lépéshez.

A besugárzástervezés megkezdése előtt meg kell határozni a daganat méretét és természetét különféle diagnosztikai modalitások segítségével. A tervezéshez a betegnek pontos kezelési helyzetben kell lennie a felvételek készítéskor, hogy az adott páciens geometriailag pontos háromdimenziós modelljével lehessen dolgozni (pl. csak sík asztal használható a tervezésre használt felvételek elkészítése során, mivel a teleterápiás kezelőasztal is sík felületű). [7]

### 3. 2. 1. Komputertomográfia (CT)

A sugárterápiás kezelés megtervezéséhez ideális képészletet biztosító modalitás a komputertomográfia, melynek tulajdonságai:

- ❖ A szervezet számára jól tolerálható és nem okoz traumát, azonban fontos megjegyezni, hogy kerülendő a vizsgálatok többszöri megismétlése, figyelembe véve, hogy egy-egy mellkas CT vizsgálat átlagosan 7 mSv effektív dózissal jár, ami az éves háttérsugárzás háromszorosa; [10]
- ❖ Gyors képalkotást tesz lehetővé (ezzel minimalizálva a mozgásból adódó műtermékeket);
- ❖ Kiváló lágyszövet és csont kontraszt nagy felbontással;
- ❖ Háromdimenziós képészlet felvételére alkalmas;
- ❖ Sugárterápiás dózis számításokhoz felhasználható adatkészletet biztosít, ugyanis a jel arányos a beteg lokális elektronsűrűség eloszlásával;
- ❖ Széleskörben elérhető és költséghatékony.

A teleterápiás kezelése során a szövetekkel való interakcióba lépését a sugárzásnak leginkább az elektronsűrűség határozza meg (Compton-szórás), tehát a CT-adatkészlet felhasználható az abszorbeált dózisszámításra. Tervezés során csakis natív CT felvételekkel dolgozunk, hiszen a szöveti inhomogenitások figyelembevételéhez a beteg elektronsűrűség eloszlására van szükség. [11]

A tervezéshez általam felhasznált CT képészleteket Siemens Somatom Sensation típusú 64 detektoros szkennelével készítették 0.25, 0.5, illetve 0.38 cm-es axiális szeletvastagsággal. A felvételek a vállak felett, a száj vonalában kezdődnek és a tüdők alatt a has középső részén érnek véget. A betegeket háton

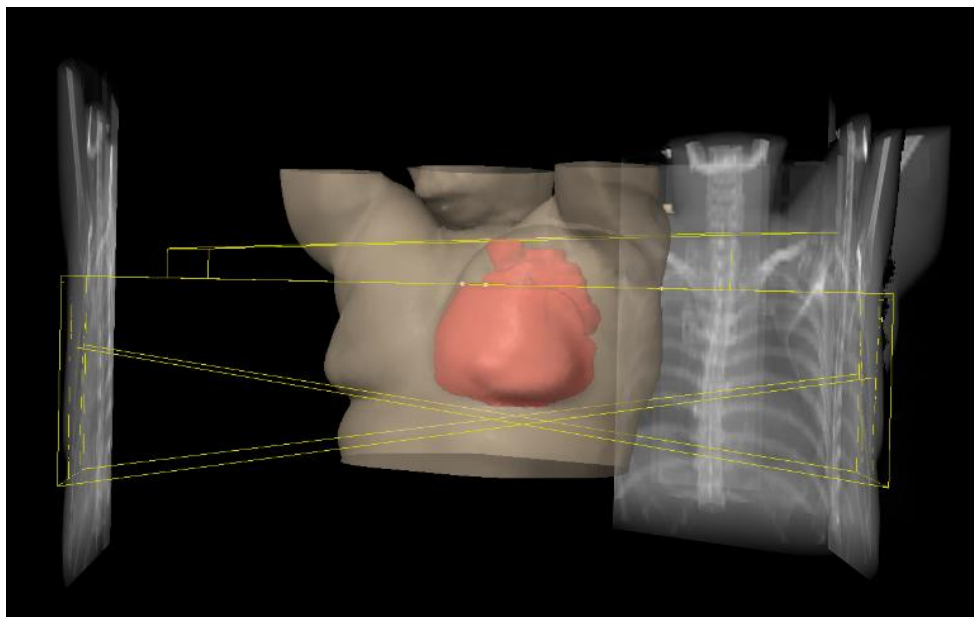
fekve, fejük felé emelt karjukat H-fogantyús Wing Board (Civco) betegrögzítővel pozicionálták a felvételek elkészítése, illetve a későbbi kezelések során.

### 3. 2. 2. Háromdimenziós konformális sugárterápia (3-D CRT)

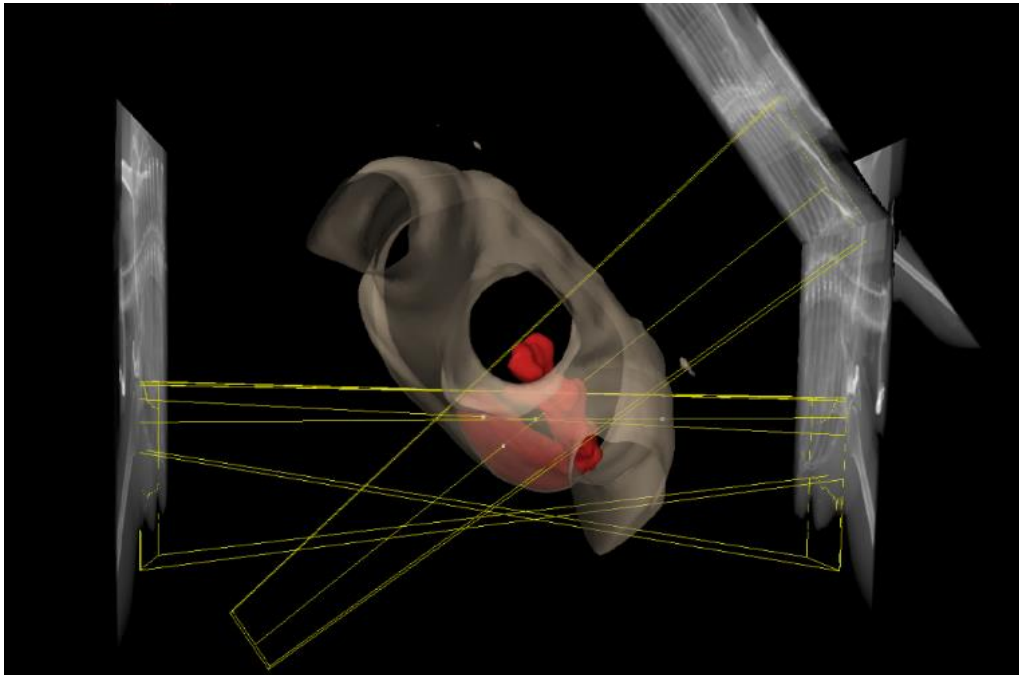
A konformális besugárzási tervek olyan kezelési útmutatók, melyek individuálisan a betegek háromdimenziós anatómiai információihoz illeszkednek és igyekeznek olyan dóziseloszlást kialakítani, mely a lehető legjobban körülveszi a céltérfogatot, így biztosítva elegendő dózist a daganat pusztulásához, a normál szövetetek terhelésének minimalizálása mellett.

A szakorvosoknak a rendelkezésre álló tervezési CT képkészlet axiális szeleteiként meg kell határozniuk a céltérfogatot a megfelelő margókkal, melyeknek magukban kell foglalniuk látható tumortérfogatot, a daganat feltételezett terjedését és a beteg mozgásából (pl. légzés) és pozicionálási pontatlanságából adódó bizonytalanságot. Az így meghatározott térfogatot nevezzük PTV-nek (planning target volume), azaz tervezési térfogatnak. A nemzetközi ajánlások alapján a sugárterápiás szakorvos által előírt dózis 95%-át a céltérfogat minimum 95%-ának meg kell kapnia ahhoz, hogy az ellátottság megvalósuljon, ugyanakkor a védendő szervek esetében is tartani kell a szigorú dózismegszorításokat. [7]

Az intézet sugárterápiás protokollja az emlő ellátottságra vonatkozóan azt mondja ki, hogy a teljes emlő állományt a 95%-os izodózis görbének kell határolnia. Az izocentert minden esetben az emlő tetejéhez, a céltérfogat közepében helyeztem el, az anatómiai struktúrák tekintetében a humerusfej alá került 2-3 cm-rel, a sternum cranialis végének síkjába. Minden esetben a szakorvos által definiált PTV alapján határoztam meg a mezők hosszát. A mezők geometriai elrendezését az 6. ábrán szemléltetem.







6. ábra: Hagyományos tervek mezőelrendezése

A teljes emlő állomány ellátására használt opponáló mezők:

- ❖ mediális mezők → jobb oldali emlő esetén a gantry szöge  $60^\circ \pm 15^\circ$ ; bal oldali emlő esetén a gantry szöge:  $300^\circ \pm 15^\circ$ ; kollimálás szöge mindkét esetben  $0^\circ$ ;
- ❖ laterális mezők → jobb oldali emlő esetén a gantry szöge  $235^\circ \pm 15^\circ$ ; bal oldali emlő esetén a gantry szöge:  $125^\circ \pm 15^\circ$ ; kollimálás szöge mindkét esetben  $0^\circ$ .

A mediális mező méretét és a gantry szögét igyekeztem úgy megválasztani, hogy az ellenoldali emlőt a sugárnyaláb ne érintse, de a szegycsont középvonalában lépjen be. A laterális mező irányát meghatározta a mediális irány, hisz az opponálás csak adott gantry szög esetén valósulhatott meg. A belépési pont a beteg oldalsó középvonalában jellemző. Protokoll szerint ezen tervek esetén kollimálás nélküli elrendezés alkalmazandó, viszont a tüdők és az ellenoldali emlő védelme érdekében be kellett rajzolnom a páciensek középvonalát, majd ehhez igazítottam az MLC-eket, így kitakarva a védendő területeket. A perifériális mezőszéleket az emlő határától minimum 2 cm-re választottam, annak érdekében, hogy a beteg „ne lélegezzen ki” a mezőből. Minden esetben field-in-field technikát alkalmaztam, azaz MLC-k segítségével módosítottam a mezőket, a dózishomogenizálásának érdekében.

Az axilláris és supraclaviculáris nyirokcsomókat, azaz a régiót egy nyílt anterior irányú mezővel sugaraztam be. Egyes esetekben szükség volt a régiósmezőnél is kis súlyú takarómező alkalmazására 1-1 MLC használatával, hogy kiküszöböljem a mezők illesztési síkjában a nagy dózisoskat. A mező szögei → jobb oldali régió esetén:  $15^\circ \pm 10^\circ$ , míg bal oldali esetén:  $345^\circ \pm 10^\circ$  voltak. A mező

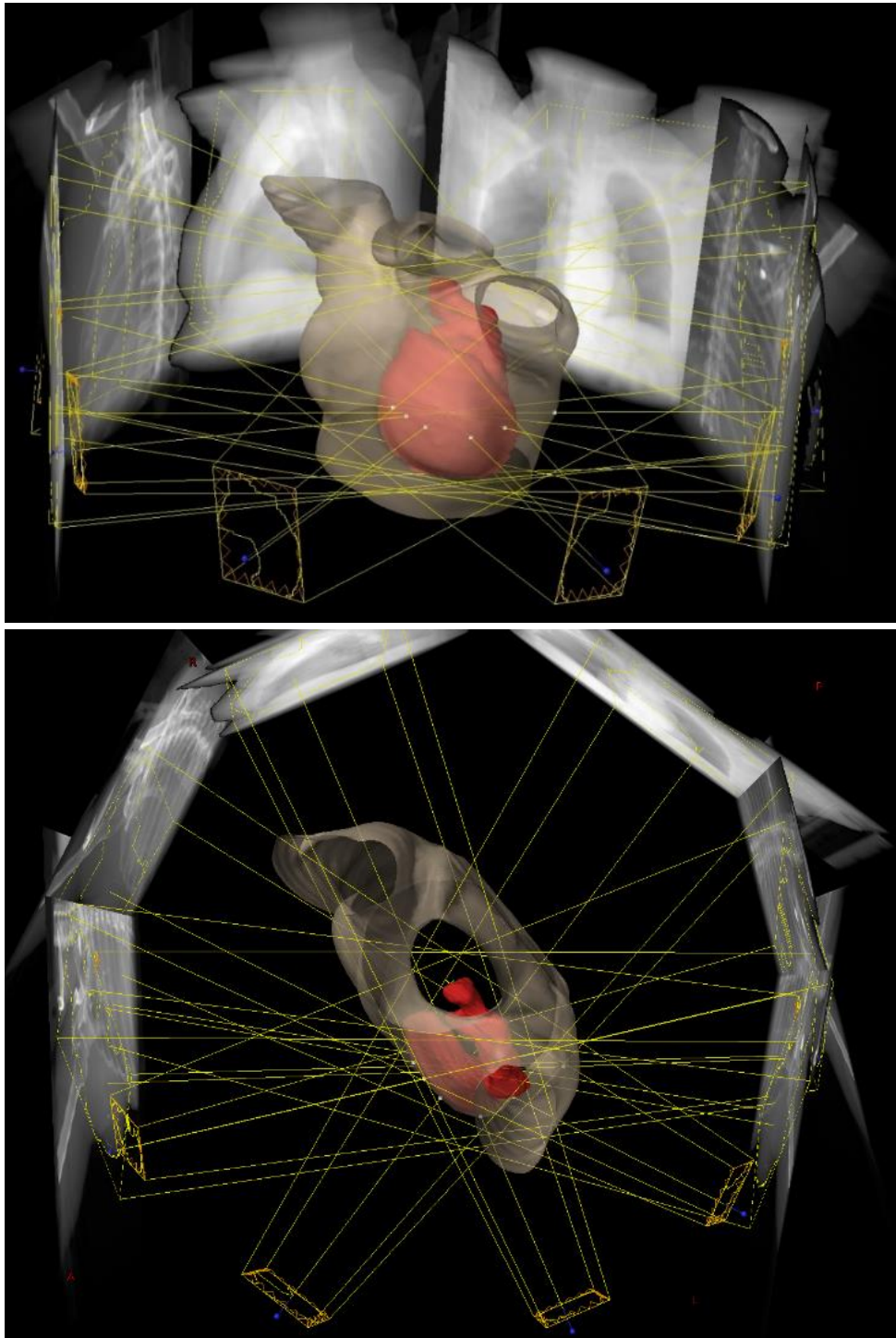
alsó határa egybe esett az emlő mező felső szélével. Felső határát a pajzsporc caudális vége határozta meg. Oldalsó mediális határa a gerincvelő laterális oldaláig terjedt. Oldalsó laterális határa a humerusfej maximum 2/3-áig nyúlt, ha az axilláris nyirokcsomókat is el kellett látni és ha elegendő volt a supraclaviculáris nyirokcsomók besugárzása, akkor a mező széle a humerusfej mediális oldaláig terjedt.

A konformális besugárzástervezések során minden beteg esetén 2-2 tervet készítettem, melyek között a különbséget az jelentette, hogy míg az egyik esetben a koplanáris mezők kollimálás nélkül illeszkedtek, addig a másik esetben a régiós mezőt 90°-kal elkollimáltam. A régiós mező elforgatásának következtében más mezőszélek illesztése valósult meg, mellyel a besugárzókészülék irányfüggését igyekeztem feltérképezni. A vizsgálat gyakorlati szempontból is érdekes, ugyanis a tervezőfizikus a mezőillesztés síkjában gyakran megjelenő nagy dózisértékeket vagy kis súlyú MLC-kel formált takarómezőkkel ignorálja, vagy a régiós mezőt elforgatja 90°-kal és ékeket használ.

### 3. 2. 3. Intenzitás modulált sugárterápia

Az intenzitás modulált sugárterápia olyan technikára utal, mely esetén inhomogén foton fluensű, modulált besugárzási mezőkkel kezeljük a pácienseket, az összetett dóziseloszlás optimalizálása érdekében. A terv elkészítése során a védendő szervek, ill. a céltérfogat különböző térfogataira vonatkozó dóziskritériumokat és prioritásokat a tervező határozza meg, melyek alapján számítógépes program határozza meg a mezőnként változó, egyenletlen intenzitáseloszlásokat. Ez a folyamat az inverz tervezés. E módszer segítségével a céltérfogat alakja pontosan követhető és konformális térbeli dóziseloszlást tesz lehetővé, a védendő szervek terhelésének minimalizálása mellett. [7]

Az általam alkalmazott dinamikus intenzitás modulált besugárzási technika az úgynevezett Sliding Window volt, ami azt jelenti, hogy egy adott gantry állásban az MLC folyamatosan mozogva veszi fel a tervezőrendszer által kiszámolt mezőalakokat, melyeket épp annyi ideig tart meg, hogy a kívánt dózismennyiség érkezzon a céltérfogat adott térfogatelemébe, miközben a sugárzás is folyamatos.



7. ábra: IMRT tervek mezőelrendezése

A tervezések során 6 koplanáris 6 MV-os fotonmezőt alkalmaztam a beteg körül félkörben egyenletesen elosztva, ahogy az a 7. ábrán is látható:

- ❖ A mediális mező gantry szögét igyekeztem úgy megválasztani, hogy a BEV (beam eye view) nézetben az emlő mediális és laterális szélei minél inkább fedésbe kerüljenek;

- ❖ A laterális mező a mediális mezővel szembe került a mediálishoz hasonló megfontolás alapján, de a mezőszélek nem opponáltak;
- ❖ A mediális mezőn  $\pm 22^\circ$ -ot és a laterális mezőn  $\pm 22^\circ$ -ot forgatva kaptam két további mezőt;
- ❖ A mediális mezőn további  $\pm 40^\circ$ -ot és a laterális mezőn  $\pm 40^\circ$ -ot forgatva kaptam két közel anterior irányú mezőt.

A mezőkön  $5-35^\circ$ -os kollimálást alkalmaztam, a szív, a tüdők és a máj védelmének érdekében.

Szemben a hagyományos tervekkel ez esetben nincs szükség a mezők illesztésére, a kezelendő területek között mivel egy PTV-ként vesszük figyelembe a régió és az emlő területét. Az IMRT tervek elkészítéséhez elengedhetetlenül szükséges céltérfogatok és védendő szervek berajzolását követően megkezdtem a dózisoptimalizálást. Az optimalizáció kezdeti lépéseként deklaráltam a kívánt dóziskorlát előírásokat. A védendő szervek esetén felső határértékeket adtam meg és igyekeztem a lehetőségekhez mérten minimalizálni a terhelést. A céltérfogat esetén kezdetben maximális dózisnak az előírt dózis 102.5%-át, és minimális dózis kritériumnak az előírt dózis 100%-át választottam. A konkrét kiindulási értékeket az 1. táblázatba foglaltam össze.

*1. táblázat: Az első optimalizálási ciklus során alkalmazott határértékek*

	Térfogat-százalék	Dózis [cGy]	Prioritás	Határértékek
PTV	100%	4005	225	minimum
	0%	4105	200	
Teljes test	0%	3950	200	maximum
Gerinccsatorna	0%	1500	190	
Szív	30%	200	190	
	10%	500	190	
	3%	1250	190	
Tüdő (kezelendő emlő oldalán)	40%	300	175	
	12%	1500	175	
Ellenoldali emlő	0%	1200	150	

Egy páciens esetén volt szükség májra vonatkozó feltétel alkalmazására is, ugyanis az adott betegnek olyan mélyen helyezkedtek el az emlői, hogy jobb oldali, kezelendő emlője mögött javarészt nem a jobb tüdőfél, hanem a máj volt található ( $V_{50\%} < 3500$  cGy).

Eclipseben az optimalizáció hatására bekövetkező dózis-térfogat hisztogram változásai nyomon követhetők, és a kritérium paraméterek megváltoztathatók a számítási folyamat közben. Ennek ellenére az individuális beteganatómiai adottságokhoz illeszkedő dóziseloszlás eléréséhez az optimalizációs algoritmus

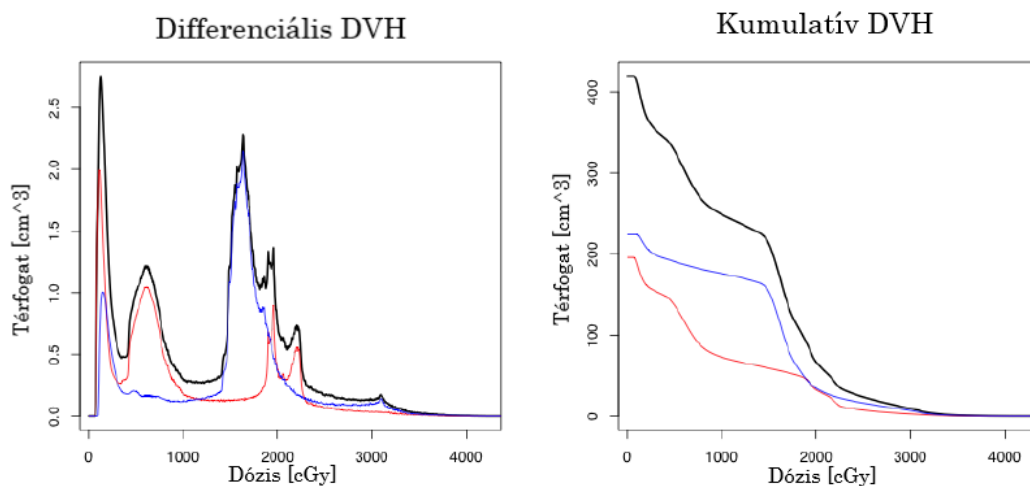
többszöri futtatását kellett végrehajtani. Az egyes optimalizálások befejezését követően minden alkalommal ellenőriztem a dóziseloszlást és a dózis-térfogat hisztogram kiértékelését követően változtattam az előzőekben ismertetett feltételrendszeren.

### 3. 3. Tervértékelési paraméterek

#### 3. 3. 1. Dózis-térfogat hisztogram (DVH)

A dózis-térfogat hisztogram a besugárzott terület dózis általi lefedettségét adja meg grafikusan az egyes védendő szervekre és céltérfogatokra vonatkozóan. A grafikonról leolvasható, hogy a leadott dózis hány százalékát kapta meg a definiált térfogatok adott százaléka, így a felállított dóziskritériumok alapján eldönthető a terv milyensége (pl. az előírt dózis 95%-át a teljes céltérfogat 95%-ának meg kell kapnia; a szív átlagosan maximálisan 4.5 Gy-t kaphat; stb.). Tehát a besugárzási terek értékelésének fontos lépése a klinikai gyakorlatban a DVH elemzése.

A DVH differenciális és kumulatív/ integrális típusait különböztethetjük meg, melyek a 8. ábrán láthatók. Mindkét esetben az egyes kotúrozással definiált anatómiai képletek és célterületek térfogatát láthatjuk a dózis függvényében.



8. ábra: Differenciális és kumulatív DVH formaisága

A differenciális DVH egy szerv adott dózissal besugárzott térfogatáról ad információt. Az integrális DVH megadja azt a térfogatot, amelyet legalább egy bizonyos dózissal besugarazunk az adott frakció- vagy összdózis esetén. Kvantitatív elemzéshez az Eclipse tervezőrendszer lehetővé tette az elektronikus adat exportot a tervek dózis-térfogat hisztogramjaiból. A számítások elvégzéséhez

szükséges adatokat a térfogatokhoz tartozó  $V_{xx}$  (-azon térfogat, melynek ellátottsága az előírt dózis minimum  $xx\%$ -a) értékek, illetve  $D_{xx}$  (-azon dózis, melyet a térfogat minimum  $xx\%$ -a kapott) értékek jelentették. Ezentúl szükségem volt a definiált térfogatokat ért maximális és átlag dózisértékekre, melyeket a tervezőrendszer automatikusan kiszámolt. [12]

### 3. 3. 2. Tervminőségi indexek

#### 3. 3. 2. 1. Homogenitási index

Tervezés során az egyik fontos feladat a céltérfogat minél homogénebb dózissal való ellátása. A homogenitás meghatározására többféle tudományos módszer ismert, de a gyakorlatban legelterjedtebb mérőszámát, a  $HI$  indexet az ICRU (International Commission on Radiation Units) 83-as ajánlása tartalmazza, mely a DVH görbe három pontja alapján kiszámítható:

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}}$$

Ideális esetben a  $HI$  index értéke 0. [12]

#### 3. 3. 2. 2. Konformitási index

A konformitás lényege, hogy a tumor ellátottságának maximalizálása mellett a védendő szerveket a lehető legkisebb mértékben terheljük, így minimalizálva a károsodás kockázatát. Tehát a konformitási index, számot ad arról, hogy a céltérfogat mekkora részét sikerült ellátni a referenciadózissal (- az előírt dózis  $95\%$ -a), illetve arról, hogy mekkora a védendő szervek dózisterhelése. Az irodalomban ugyancsak többféle definíció lelhető fel a konformitás meghatározására. Az általam alkalmazott indexet van't Riet és munkatársai vezették be:

$$CN = \frac{TV_{RI}}{TV} \cdot \frac{TV_{RI}}{V_{RI}}$$

ahol  $TV_{RI}$  a referencia izodózis görbe által lefedett céltérfogat, a  $TV$  a teljes céltérfogat, a  $V_{RI}$  pedig a referencia izodózis görbe által határolt térfogat. Értéke 0 és 1 közé eshet, de ideális esetben 1 lenne. A  $CN$  index hátránya, hogy a védendő szervekről nem ad tájékoztatást, így ennek kiküszöbölésére a következő összefüggés alkalmazható:

$$COIN = CN \cdot \prod_{i=1}^{N_{CO}} \left( 1 - \frac{V_{COref,i}}{V_{CO,i}} \right)$$

ahol  $N_{CO}$  a védendő szervek száma,  $V_{COref,i}$  az  $i$ -dik védendő szerv legalább a referenciadózissal terhelt térfogata,  $V_{CO,i}$  az  $i$ -dik védendő szerv térfogata és  $CN$  az előbb definiált konformitási szám. Ideális esetben  $COIN$  értéke szintén 1, de ez a gyakorlatban szinte sosem fordul elő. [12]

### 3. 4. Portál dozimetria

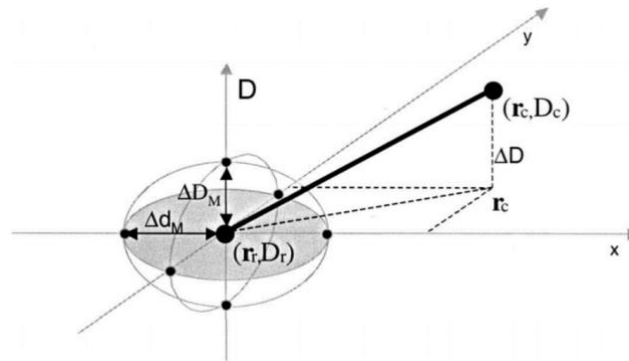
A lineáris gyorsítók elterjedésével együtt megjelentek a kezdetben szcintillációs, később pedig félvezető detektorokkal felszerelt portálkép felvételek készítésére alkalmas elektronikus mezőellenőrző berendezések (EPID- Electronic Portal Imaging Device), melyek lehetővé teszik a kezelések megkezdése előtt vagy közben a tervezőrendszer által meghatározott tervtől független ellenőrzést. [7]

A kezelés megkezdését megelőző verifikációs mérések, intenzitás modulált technikával készített tervek esetén, az MLC-k bonyolult mozgásából adódóan minden egyes páciens kezeléséhez külön-külön elvégzendők a minőségbiztosítási ellenőrzések. A verifikációs mérések célja a portál doziméter segítségével mért dóziseloszlás összevetése a tervezőrendszer által kiszámított és fizikus által elfogadott dóziseloszlással, melynek alapja a gamma analízis. Az elemzés során távolság, illetve dózis kritériumokat alkalmazunk egyidejűleg:

- ❖ Nagy dózisgradiensű területeken a távolságra előírt feltétel releváns, melynek lényege, hogy a tervezőrendszer által meghatározott dóziseloszlás egy adott voxeléhez tartozó dózisértéket a mért dóziseloszlás azonos voxele körül kis távolságban megtalálható azonos dózis értékkel, általában 2, ill. 3 mm-en belüli térben.
- ❖ Kis dózisgradiensű területeken dóziskritérium jelent domináns előírást, mely során szintén a tervezőrendszerrel kiszámított dóziseloszláson kijelölt referenciapont dózisértékét vetjük össze a mért dóziseloszlás azonos pontjának dózisértékével és mindössze 2-3 %-os eltérést fogadunk el.

Leggyakrabban a 3%- 3mm vagy 2%- 2mm elfogadási kritériumokat használják gyakorlatban. A szoftver, mellyel elvégezhetjük az analízist két dózisértékeket tartalmazó mátrixot hasonlít össze, és ezen mátrixelemek térbeli lokalizációval rendelkeznek. Csak akkor egyezik meg a két eloszlás a felállított kritériumoknak megfelelően, ha a tervezett dóziseloszlás referenciapontja köré illesztett ellipszisen belül található azonos helyen, illetve azonos dózisértékkel rendelkező voxel, méghozzá minden egyes pontpár esetén. A kritérium ellipszisének egyik tengelyét

a távolságbeli hibahatár-  $\Delta d_m$  a másik tengelyét pedig a dózisbeli eltérés korlátja-  $\Delta D_m$  jelöli ki, ahogyan az a 9. ábrán is látható.



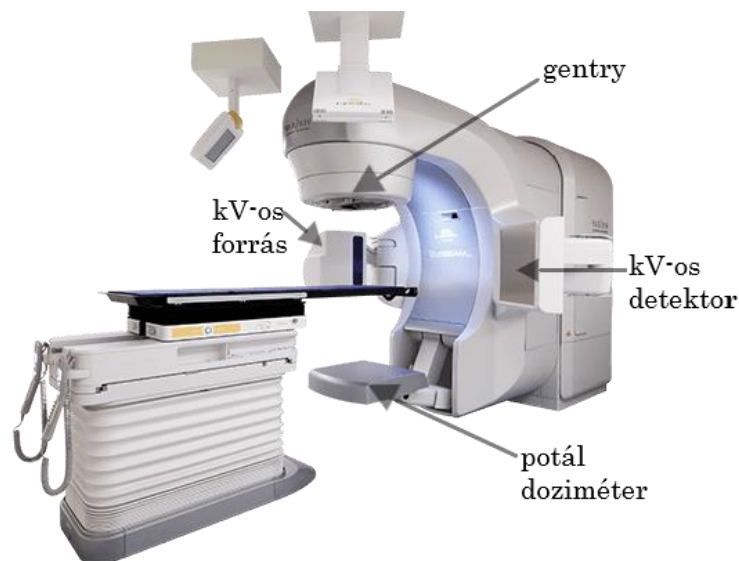
9. ábra: Gamma-analízis sematikus ábrája

A gamma-indexek kiszámítása a következő összefüggés segítségével végezhető el:

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\left(\frac{\delta r(r_m, r_c)}{\Delta d_m}\right)^2 + \left(\frac{\delta(r_m, r_c)}{\Delta D_m}\right)^2}$$

ahol  $\delta r(r_m, r_c)$  az azonos dózisú mért és számított pont közti távolság,  $\delta(r_m, r_c)$  pedig az adott koordinátájú pont mért és számított dózisa közti különbség. [13]

A portál doziméter Varian TrueBeam gyorsítón való elhelyezkedését a 10. ábra szemlélteti. A nagyenergiás röntgen-fotonok a fősugárra merőleges, gentry-re szerelt amorf szilíciumos félvezető detektoron való elnyelődésük során ionokat keltenek, melyek száma arányos az őket kiváltó sugárzás intenzitásával.



10. ábra: Portál dozimetria Varian lineáris gyorsítón



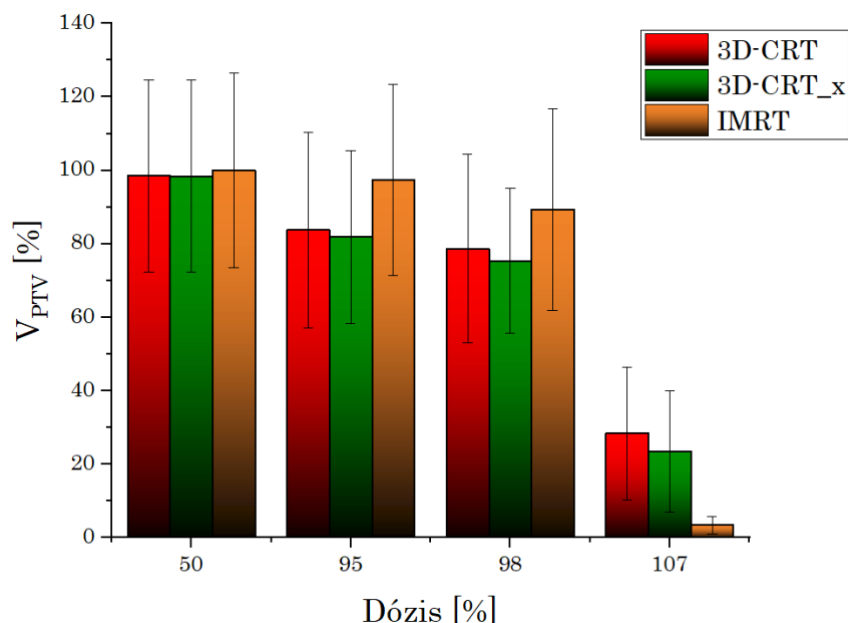
Az így kapott képi információt át kell konvertálni, mely kétféleképpen valósulhat meg. Az egyik esetben a portál doziméteren várható képet, azaz a referenciaképet (Digitally Reconstructed Radiograph – DRR) határozzák meg a besugárzásiterv és a CT képek alapján, amelyet aztán összehasonlítanak a mérésből kapott portálképpel, ez teszi lehetővé a betegpozicionálást néhány milliméteres pontossággal, illetve a kezelés közben is készíthetők ellenőrző felvételek, melyek alapján szükség esetén korrigálható a betegfektetés. A másik esetben a mért portál képet összekapcsolják egy visszavetítő algoritmussal, amely azt határozza meg, hogy mekkora a térfogati elemekben elnyelődött dózis, amit összehasonlítunk a besugárzási terv dózisparamétereivel. [14]

## 4. Eredmények

### 4. 1. Céltérfogat

Diplomamunkám során a 3D-CRT és az IMRT technikákat hasonlítottam össze az emlő és a supraclaviculáris, axilláris nyirokcsomók területének kezelése kapcsán a céltérfogat dozimetriai tulajdonságainak függvényében, szem előtt tartva a besugárzástervezés alapvető célját, azaz a PTV lehető legkonformálisabb előírt dózissal való ellátását a védendő szervek terhelésének minimalizálása mellett.

A céltérfogatok átlagos térfogata: 1574,03 cm<sup>3</sup> volt. A 11. ábrán a céltérfogat az előírt dózis minimum 50, 95, 98 és 107%-ával terhelt térfogatainak átlaga és szórása látható a két alkalmazott technika és a három elkészített terv esetében.



11. ábra: A céltérfogat térfogatszázalékának átlaga az előírt dózis adott százalékának dózisterhelése függvényében, tervekre bontva

A 11. ábrán látható, hogy a két konformális technikával készített terv közt minden dózisszázalék esetén maximum néhány térfogatszázaléknyi különbség van, azon terv javára mely esetén a régiós mező kollimálatlan.  $V_{50\%}$  esetén nincs jelentős eltérés a különböző technikák közt, azonban a  $V_{95\%}$  és a  $V_{98\%}$  értékei jól szemléltetik, hogy a célterület ellátottsága IMRT technika esetén ideálisabb. A két technika közti különbség a céltérfogat ellátottsága szempontjából átlagosan 8,62%. A legszembetűnőbb különbség az, hogy az IMRT technikánál a 107%-os izodózis görbe által határolt terület 24,9%-kal kisebb, mint konformális tervek esetén, ez a hagyományos technika esetén tapasztalható térfogatszázalék ~tizede.

Az előírt dózis 107%-ával terhelt térfogat céltérfogaton kívüli részét a következő összefüggéssel számíthatjuk ki:

$$V_{107\%}^{\text{külső}} = \frac{V_{107\%}^{\text{teljes test}} - V_{107\%}^{\text{PTV}}}{V_{107\%}^{\text{teljes test}}}$$

Az így kiszámított paraméterek tervenkénti átlagát a 2. táblázatban foglaltam össze.

2. táblázat: Céltérfogaton kívüli épszöveteket terhelő nagy dózisok térfogatszázalékainak tervenkénti átlaga

	3D-CRT	3D-CRT_x	IMRT
$V_{107\%}^{\text{külső}}$ [%]	17,36 ± 9,3	18,41 ± 7,3	6,76 ± 2,3

A céltérfogaton kívüli nagy dózisok terhelése a hagyományos technika esetén sokkal jelentősebb, nagyjából 3-szorosa az IMRT technika esetén elérhetőnek.

A céltérfogaton belüli maximális dózis értékeinek és az átlagos ellátottságának tervenkénti átlagát a 3. táblázatban foglaltam össze.

3. táblázat: Céltérfogaton belüli dózismaximumok és átlagos dózisértékek átlaga

	3D-CRT	3D-CRT_x	IMRT
$D_{\text{max}}$ [cGy]	4501,34 ± 56,8	4505,36 ± 58,2	4468,94 ± 53,6
Átlag [cGy]	4025,4 ± 85	4019,94 ± 110,3	4059 ± 29,3

Ezen paraméterek szintén az ellátottság mutatói, viszont ezek tekintetében nincs szignifikáns különbség az egyes tervek, illetve technikák közt.

Az általam tervezett öt páciens esetén megállapítható, hogy a céltérfogat ellátottságának és a nagydózisok PTV-n belül tartásának tekintetében az intenzitás modulált besugárzástervezés bizonyul előnyösebb választásnak.

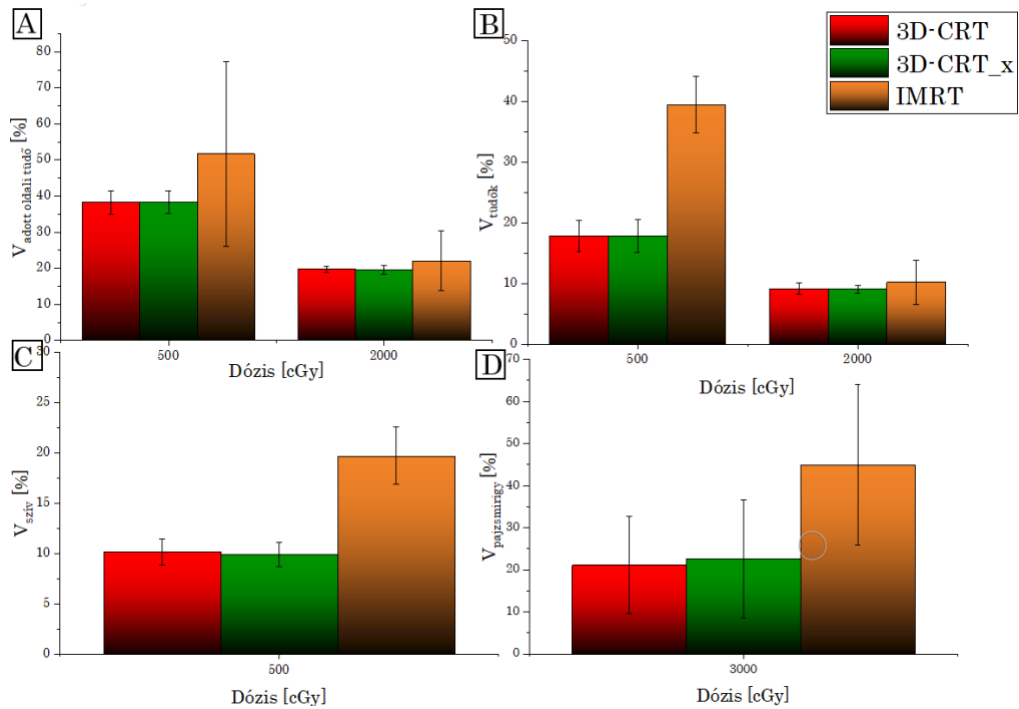
## 4. 2. Védendő szervek

A betegek kezelést követő életminősége szempontjából nem szabad elhanyagolni a kritikus szervek védelmét, így a tervek elkészítése során a szervek különböző térfogataira vonatkozó jól meghatározott dóziskorlátok betartása minden esetben ajánlott. A következő kritériumok teljesülnek mind a hagyományos technikával elkészített tervek esetén, mind az intenzitás modulált technikával elkészítetteknél:

- ❖ A céltérfogaton belüli dózismaximum nem lépheti túl az előírt dózis 115%-át. E kritérium betartását a 3. táblázat első sorának értékei igazolják. Egyik sem lépi túl a 4605 cGy-es határt.
- ❖ A szív átlagosan 4,5 Gy-el terhelhető, illetve maximuma nem lépheti át a 62 Gy-es korlátot. A szív LAD (-left anterior descending coronary artery) coronariájának maximális dózisterhelésére fontos kritériumot jelent a 10 Gy-es határ betartása, ugyanis ennek túllépésével nő a kardiovaszkuláris betegségek kockázata. [15] A LAD teljes térfogatára vonatkozó átlagos terhelhetősége nem egyértelmű. Forrásonként különböző ajánlott értékek jelentek meg 3 és 13 Gy közt. [16]
- ❖ A teljes tüdőtérfogat 20%-a által elszenvedett dózis, maximum 30 Gy lehet, illetve a teljes tüdőtérfogat 30%-a maximum 20 Gy-el terhelhető.
- ❖ A supraclaviculáris és axilláris nyirokcsomókat is érintő emlő kezelés esetén az adott oldali tüdő átlagos dózisterhelésének 15 Gy alatt kell maradnia. [17]
- ❖ A gerinccsatorna maximális terhelése nem érheti el a 50 Gy-t.

A pajzsmirigy (átlagos terhelése maximum 21 Gy lehet és teljes térfogatának 50%-ában maximum 30 Gy dózis nyelődhet el [18]), illetve a humerus fej (maximális terhelése 40 Gy lehet [19]) védelme az adott kezelés esetén kivitelezhetetlen, mivel ezeket majdnem minden esetben körülöleli, illetve lefedi a PTV. Ugyanakkor tervminőségi szempontból információval szolgálhat terhelésük.

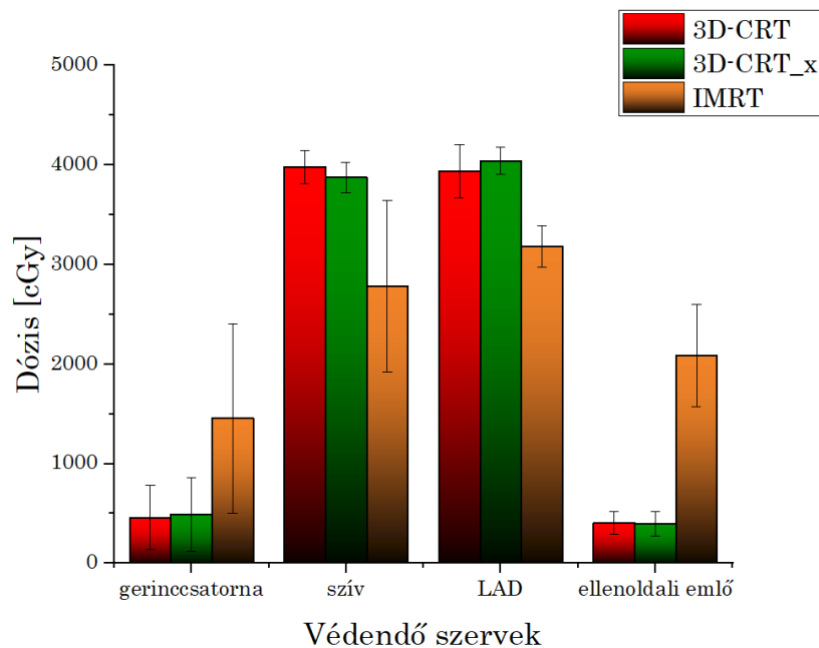
A 12. ábrán látható, hogy a védendő szervek tekintetében az IMRT technika alkalmazása jár jelentősebb dózisterheléssel főleg az alacsony dózisú területeket tekintve, viszont az adott oldali tüdő esetén és a teljes tüdőállományra vonatkozólag a nagy dózisok közt minimális a különbség.



12. ábra: A kezelt emlő mögött elhelyezkedő tüdő (A), a tüdők (B), a szív (C) és a pajzsmirigy (D) adott dózis által terhelt tervenként átlagolt térfogatszázalékai

A két hagyományos terv közti különbség minden szerv és dózisterhelés kapcsán elhanyagolható.

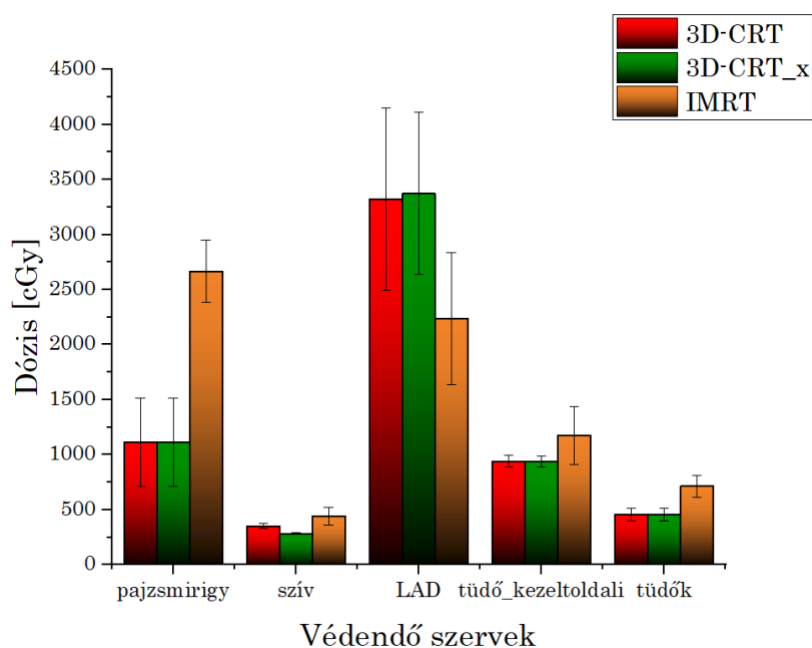
A maximális dózisterheléseket különböző védendő szervek esetén tervenként átlagolva a 13. ábra szemlélteti.



13. ábra: Védendő szervek maximális abszolút dózisterhelése tervenkénti átlagokat tekintve

A szív maximális dózisterhelésében az IMRT technika az ideálisabb. A tervek elkészítése során csak a teljes szívre vonatkozó dóziskorlátok betartását tartottam szem előtt. Látható, hogy a LAD maximális terhelése közel akkora, mint a teljes szívé, tehát ez azt is jelenti, hogy sok esetben a szívre vonatkozó dózismaximum épp ebben a térfogatban, vagy ennek közelében nyelődött el. A LAD maximális terheltsége mindhárom esetben jelentősen meghaladja a 10 Gy-es határértéket. A LAD-ot tekintve szintén az IMRT technika tűnik megfelelőbbnek. Ez utóbbi esetben a térfogat maximális terheltsége ~20%-kal alacsonyabb. A gerinccsatorna maximális dózisa a hagyományos technikával készült tervek esetén ~egyharmada az IMRT terveknek és az ellenoldali emlő maximumát tekintve is a konformális technika jár kisebb dózissal.

A 14. ábrán a védendő szervek átlagos terheltségét jelenítettem meg tervenként átlagolva.



14. ábra: Védendő szervek átlagos abszolút dózisterhelése tervenkénti átlagokat tekintve

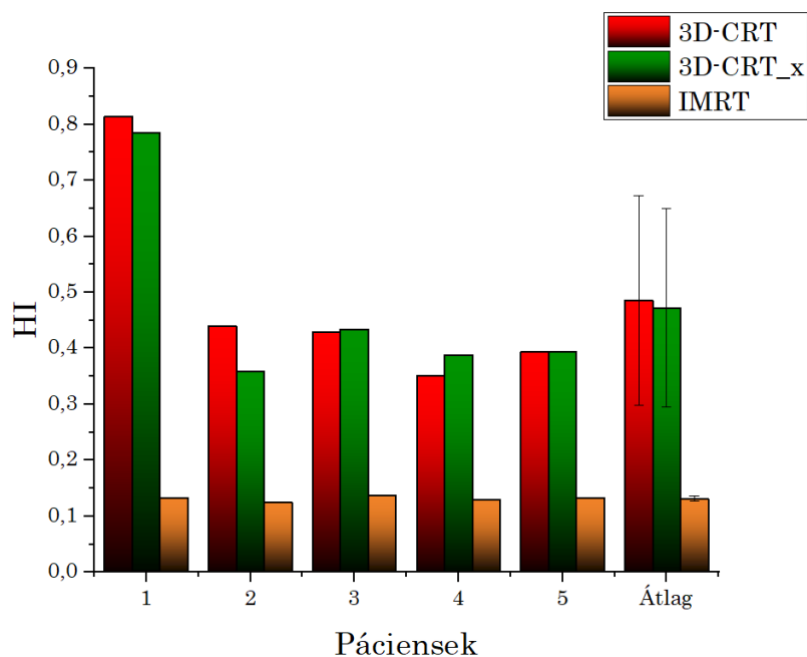
Az átlagos terheltség tekintetében pajzsmirigynél látható a legnagyobb különbség a technikák között, melynek oka az intenzitásmodulációnál alkalmazott mező elrendezése; hiszen amíg hagyományos esetben az ellenoldali pajzsmirigy csak szórt sugárzást szenved el, addig ennél belekerül a direkt nyálába teljes térfogata. A szív és a coronaria átlagos terheltsége közti óriási (6-7-szeres) különbséget az okozza, amit az előzőekben is láthattunk. Általában épp ezeken a kis térfogatú területeken jellemző a dózismaximum megjelenése, megjegyezve azt is, hogy a LAD-ot a bal emlőhöz legközelebbi szív régió foglalja magában. A LAD

esetén az átlagos dózisterhelésben ~34%-os csökkenést eredményez az IMRT technika alkalmazása. Figyelembe kell venni, hogy a tervezés során előírt optimalizációs dóziskorlátok csak a teljes szívre vonatkoztak, nem a LAD területére, így valószínűleg intenzitás modulált technika esetén ennél az eredménynél sokkal kedvezőbbet is ellehetett volna érni, de még így is nagy védelmet jelent a technika alkalmazása. Az irodalomban fellelhető legmagasabb 13 Gy-es teljes LAD térfogatra vonatkozó átlagos terhelhetőséghez tartozó dóziskorlátot 2-3-szorosan meghaladta mindhárom technika.

Általánosan megfigyelhető az általam tervezett öt páciensnél, hogy a védendő szervek terhelése szempontjából a hagyományos technika ideálisabb választásnak tűnik, kivéve a LAD dózisterhelését. Érdeemes lenne elgondolkozni azon, hogy a védendő szervek közé a szív mellé bekerüljön a bal oldali elülső leszálló coronaria. Ahogyan a példa mutatja, hiába teljesülnek a teljes szívre vonatkozó előírások mindkét technikánál, a LAD terhelése lényegesen nagyobb az ajánlott értéknél, ráadásul tényleges egzakt értéke a kontúrozás hiányában meg sem határozható. A nagy dózisterhelés a szív és érrendszeri betegségek kialakulásának kockázatát nagyban megnöveli, ami késői mellékhatásként főként a fiatal pácienseket fenyegeti.

### 4. 3. Tervminőségindexek

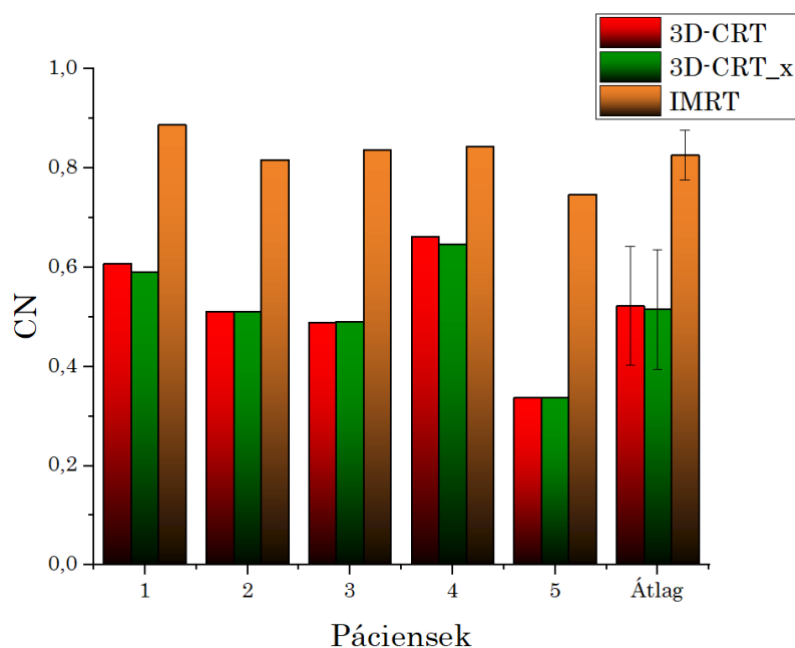
A homogenitási index értékét betegenként, illetve azok átlagát és szórását a 15. ábrán foglaltam össze.



15. ábra: Céltérfogatra vonatkozó homogenitási indexek páciensenként és tervenkénti átlagban (HI ideális értéke 0).

A hagyományos besugárzási tervek homogenitása közt nincs számottevő különbség. Az IMRT technika alkalmazásával minden páciens esetén az ideális 0 értékhez közeli 0,124 és 0,137 közti eredményeket sikerült elérnem, függetlenül a betegek anatómiai individualitásától. Azonban az egyéni anatómiai adottságoktól függően az intenzitás modulált technika alkalmazásával minimum 1/3 részére csökkentettem a homogenitási számokat a hagyományos technikával kapott értékekhez képest.

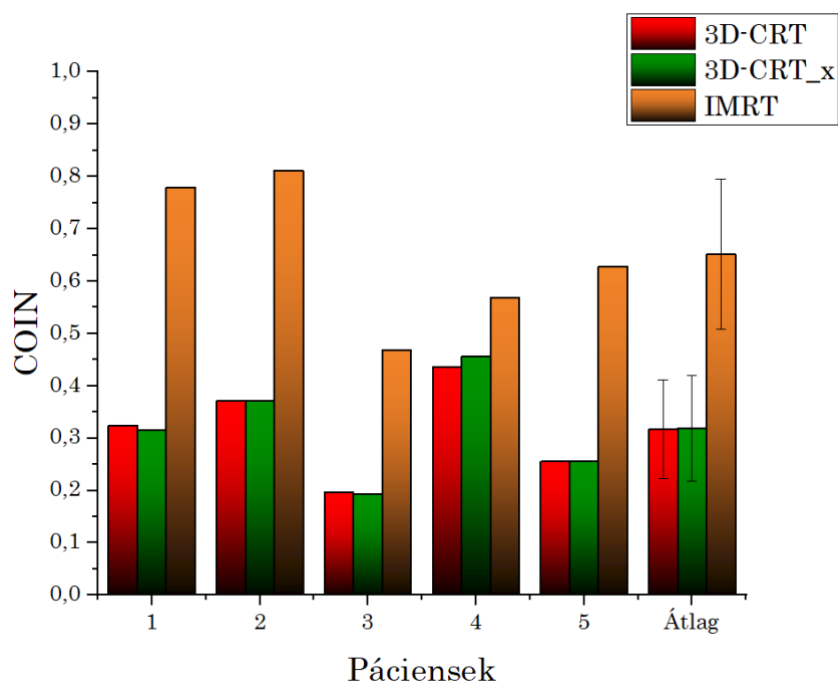
A konformitási számok páciensenkénti értékét és azok tervenkénti átlagát a 16. ábrán foglaltam össze, mely az elméleti megfontolások alapján várható eredménnyel szolgáltak.



16. ábra: Céltérfogatra vonatkozó konformitási számok páciensenként és tervenkénti átlagban (CN ideális értéke 1).

Amint látható a hagyományos tervekre kiszámított konformitási értékek, illetve azok átlaga és szórása közt minimális az eltérés. Mivel a konformitási index ideális értéke 1, így a céltérfogat konformális besugárzásának tekintetében jelentős javulást mutat az intenzitás modulált technika alkalmazása minden egyes páciens esetében.

A védendő szervek dózisterhelésével súlyozott konformitási indexek páciensenkénti értékét, illetve ezek átlagát és szórását a 17. ábrán ismerttettem. E konformitási szám esetén is az 1 az ideális érték. A védendő szerveknek csak a céltérfogaton kívüli kis térfogathányadát vettem figyelembe, hiszen a PTV-n terület teljes előírt dózissal való ellátása a cél, ennek a pajzsmirigy, a clavicula és a humerus esetén volt jelentősége.



17. ábra: Céltérfogatra vonatkozó konformitási indexek a kritikus szövetek figyelembevételével páciensenként és tervenkénti átlagban (COIN ideális értéke 1).

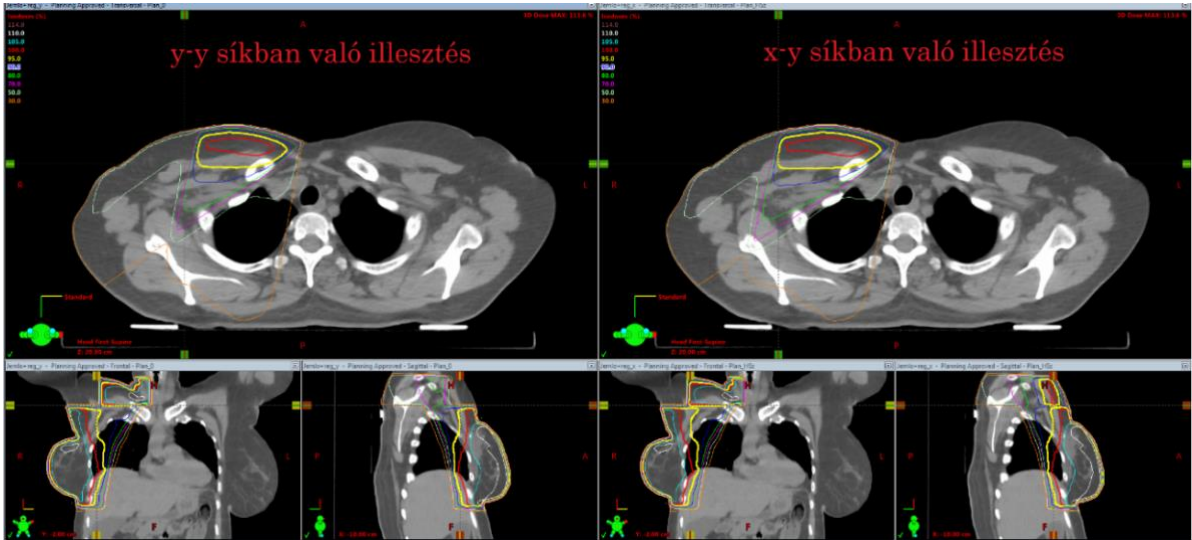
A védendő szervek figyelembevétele esetén hasonló eredményre jutottam, mint a hagyományos konformitási index kapcsán. Az értékek összevetésével kijelenthető, hogy az intenzitás modulált technika konformálisabb besugárzástervezést tesz lehetővé.

#### 4. 4. Portál dozimetriai felvételek kiértékelése

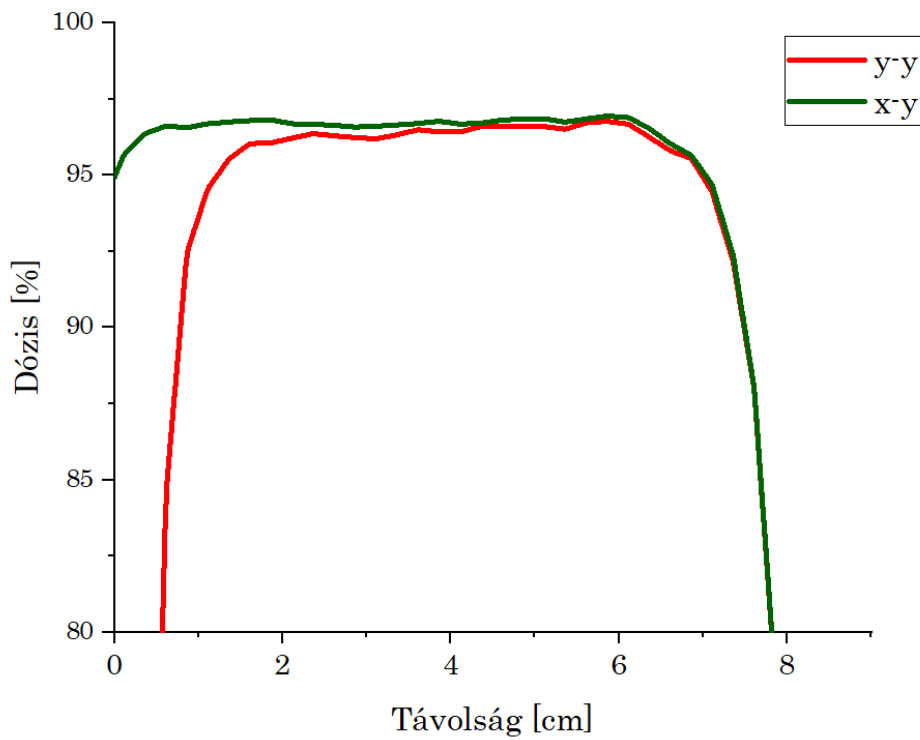
A portál dozimetriai mérések során a konformális besugárzási technika kétféle kivitelezésének összehasonlítására koncentráltam és az izocenter síkjának analízisével foglalkoztam.

Amennyiben az izocenter síkjában a tervezőrendszer által kiszámított dóziseloszlásokat tekintjük az eltérés nem szignifikáns egyik páciens esetében sem, e dóziseloszlásokat a 18., 20., 22. és 24. ábrán, a százalékos dóziseloszlások oldali irányú eloszlását az izocenter síkjában a 19., 21., 23., és 25. ábrán szemléltetem páciensenként. A pácienseket az előzőekben alkalmazott számokkal jelölöm, azonban a 2. beteg portál dozimetriai méréseit technikai okok miatt nem állt módomban elvégezni.

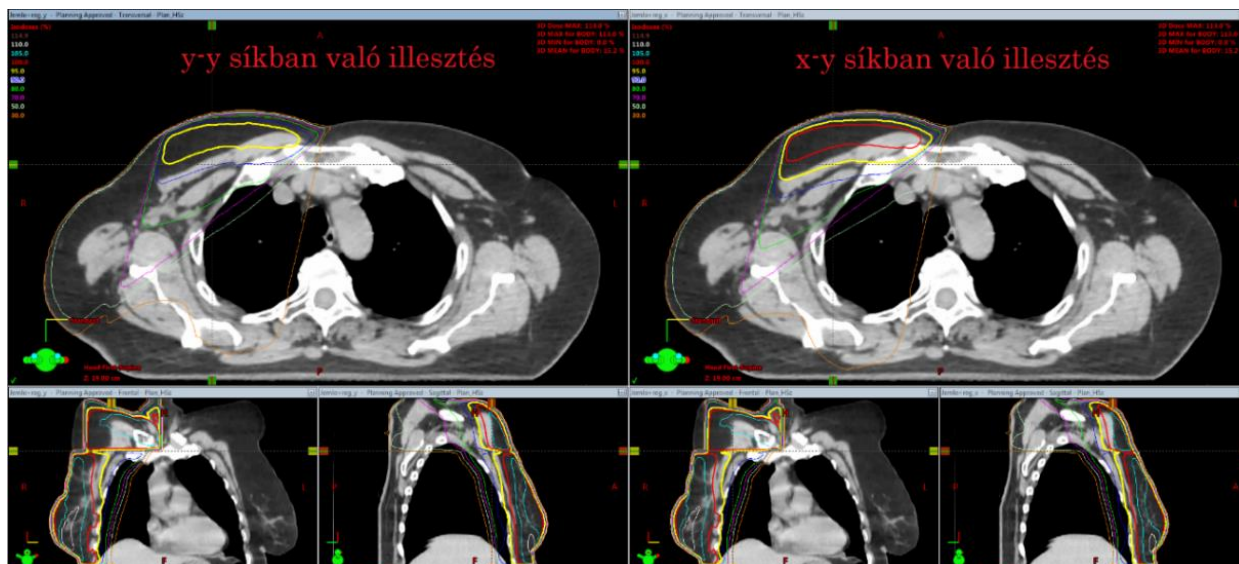




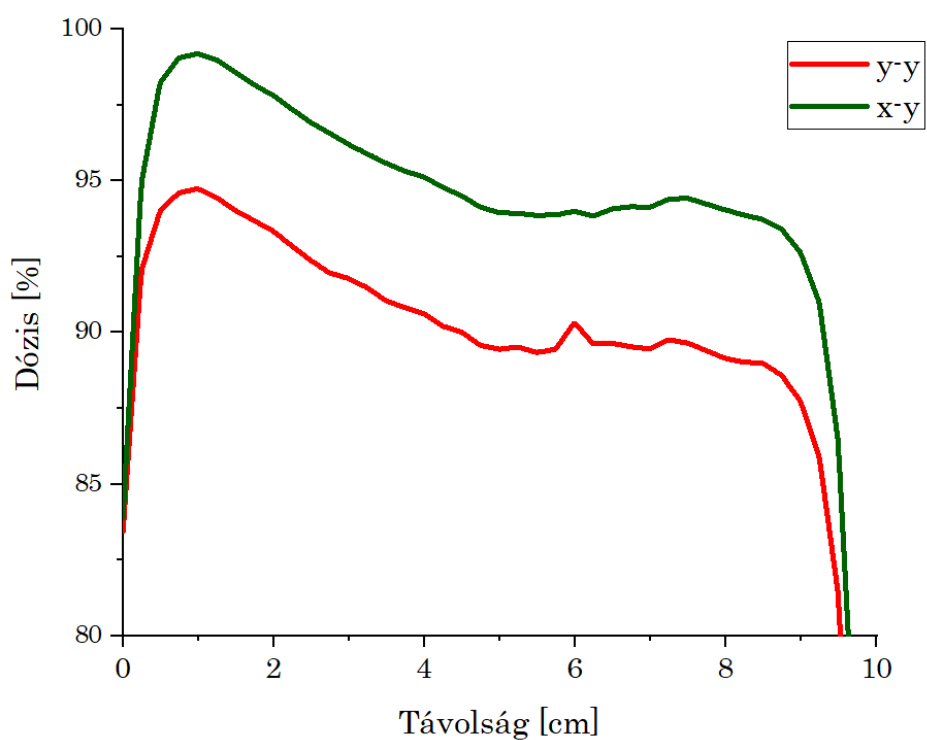
18. ábra: Az 1. páciens tervezőrendszer által meghatározott dóziseloszlásainak szemléltetése a különböző illesztési síkok esetén



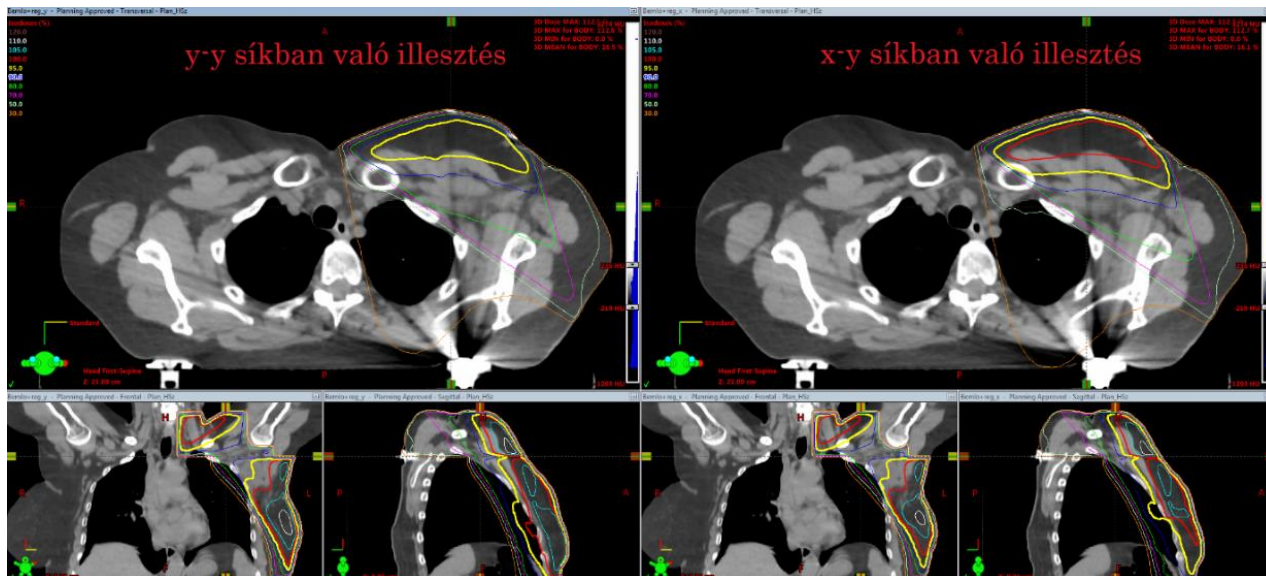
19. ábra: Az 1. páciens tervezőrendszer által meghatározott dózisszázalékai a távolság függvényében



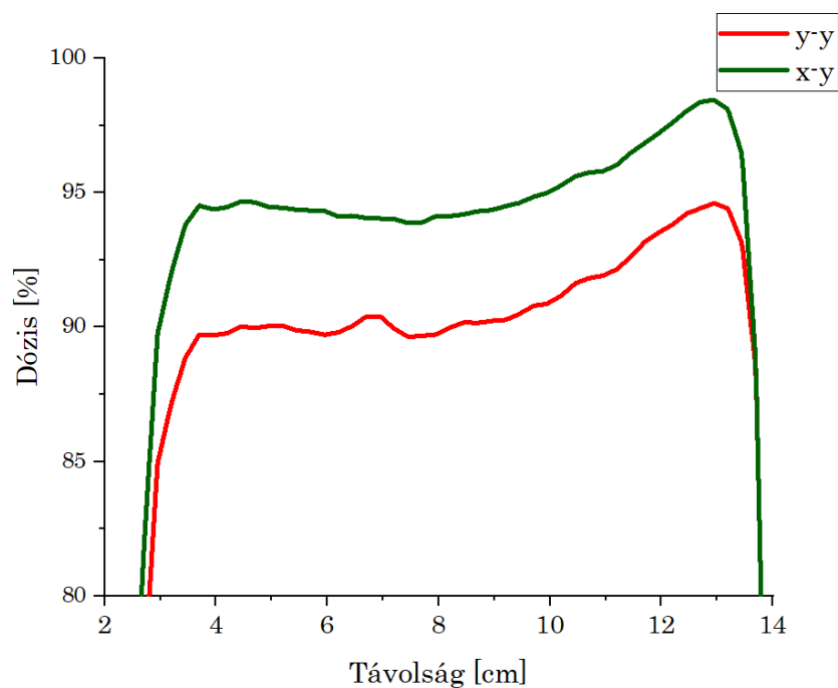
20. ábra: A 3. páciens tervezőrendszer által meghatározott dóziseloszlásainak szemléltetése a különböző illesztési síkok esetén



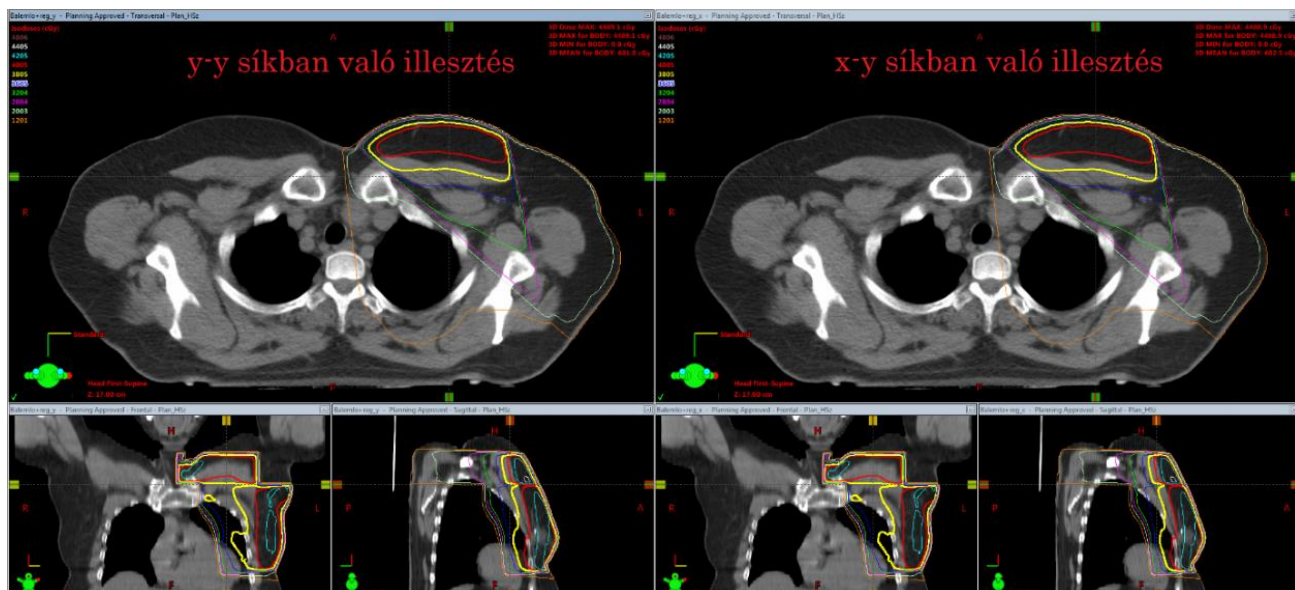
21. ábra: A 3. páciens tervezőrendszer által meghatározott dózisszázalékai a távolság függvényében



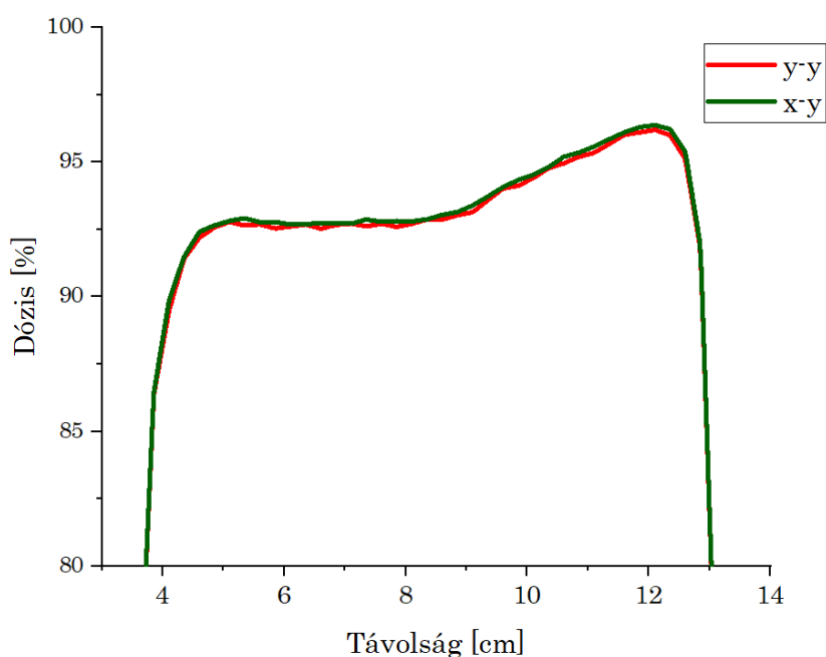
22. ábra: A 4. páciens tervezőrendszer által meghatározott dóziseloszlásainak szemléltetése a különböző illesztési síkok esetén



23. ábra: A 4. páciens tervezőrendszer által meghatározott dózisszázalékai a távolság függvényében



24. ábra: Az 5. páciens tervezőrendszer által meghatározott dóziseloszlásainak szemléltetése a különböző illesztési síkok esetén

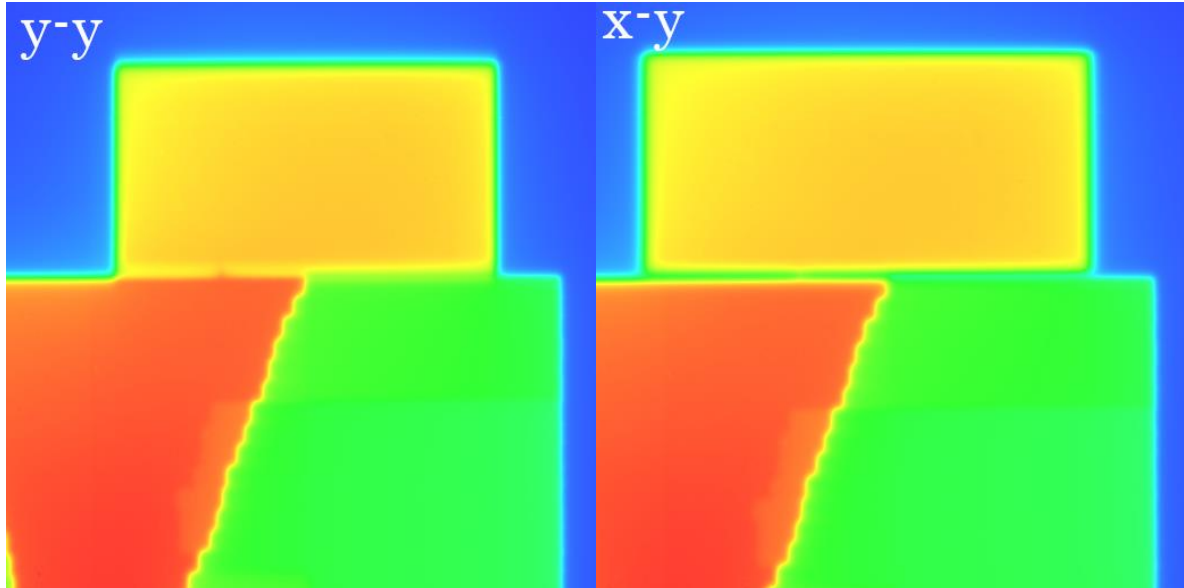


25. ábra: Az 5. páciens tervezőrendszer által meghatározott dóziseloszlásainak szemléltetése a különböző illesztési síkok esetén

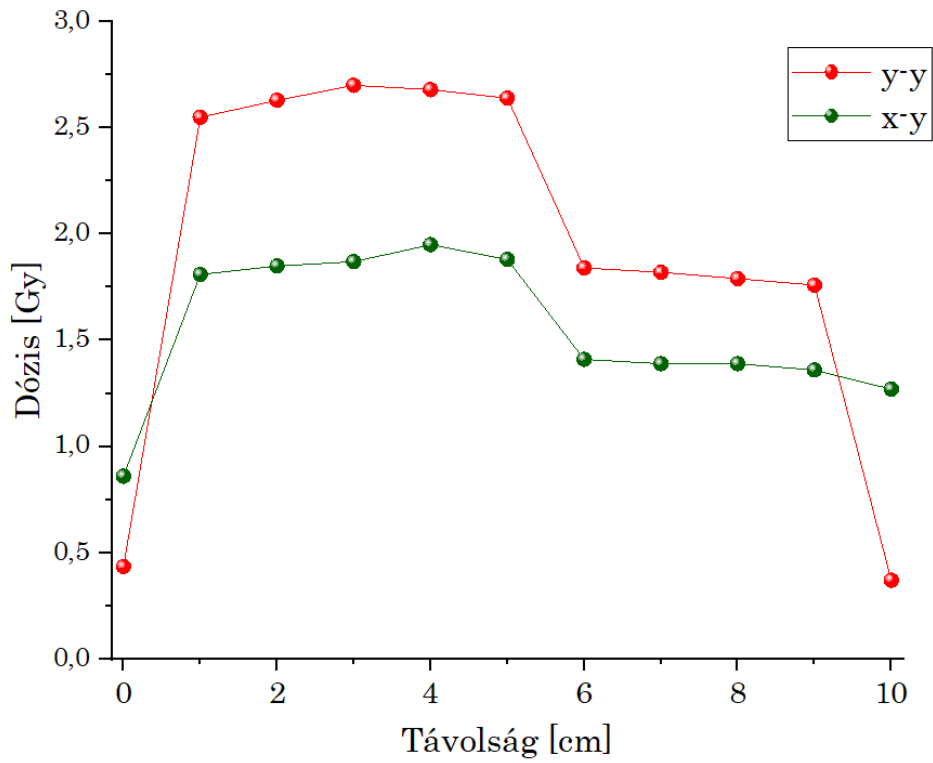
A portál dozimetriai mérésekből származó felvételek szemrevételezése során határozottan kijelenthető, hogy az x-y síkban való illesztés esetén egy-egy diszkrét *coldline* (-aludozírozott pontok sorozata) jelenik meg, e felvételeket a 26., 28., 30., és 32. ábrákon mutatom be. Az illesztések síkjában 1 cm-ként az Eclipse szoftver segítségével kigyűjtöttem a CU (-Calibrated Units) értékek minimumát, melyek arányosak a dózissal (1 CU~ 1 Gy). A kiértékelt mérési eredményeken is határozottan az látszik, hogy az y-y síkban való illesztés esetén az izocenter

síkjában jobb ellátás érhető el azonos mezőparaméterek alkalmazása esetén, mint x-y síkban való illesztésnél, melyek közt a különbség mindössze a régiós mező 90°-kal való elkollimálása volt. A kiértékelt mérési eredményeket 27., 29., 31., és 33. ábrákon szemléltetem. A legnagyobb százalékos eltérés a két illesztési sík között az 5. páciens esetén tapasztalható 15,8%, míg a legkisebb különbség a 4. páciens esetén mindössze 3,7%, így átlagosan 9,4%-os átlagos eltérés adódik az y-y síkban való illesztés javára az izocenter síkjának ellátottságát tekintve.

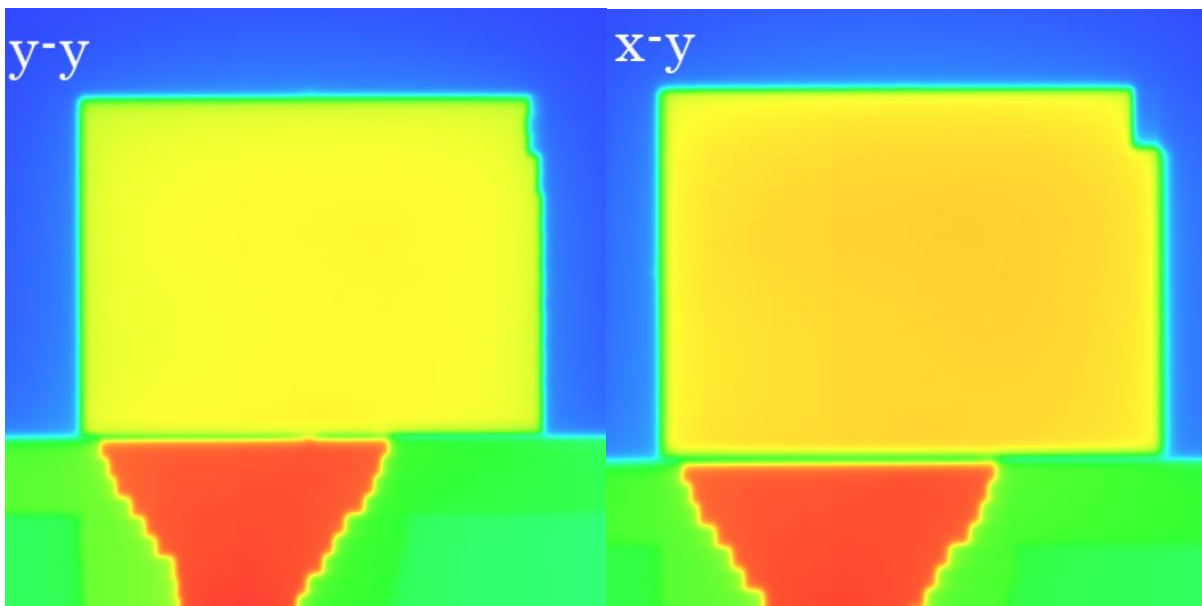
Az is szembeűnő, hogy a tervezőrendszer által kiszámított dóziseloszlások között a legnagyobb különbség a 3. és 4. páciens esetén tapasztalható, hiszen e betegeknel az y-y síkban való illesztés esetén nem jelenik meg a 100%-os izodózis görbe (piros), amíg az x-y illesztésnél nagy felületet fed le. A konkrét százalékos eltérés a 3. páciens esetén 4,54%, míg a 4. páciensnél 4,11% ráadásul a portál dozimetriás felvételekkel épp ellentétesen, ez esetben az x-y síkban való illesztés nagyobb ellátottságot eredményez. Azonban e betegeknel a portál dozimetriás felvételek alapján a leadott dózisok közti különbség a legkisebb, a 3. páciensnél 7,16% és a 4. páciensnél 3,7%. Ugyanakkor a tervezőrendszer dóziseloszlásai közt a legkisebb különbség az 5. páciensnél figyelhető meg, mindössze 0,16%-os eltéréssel tehát, konkrétan a tervezőrendszer által kiszámított adatok alapján azonos leadott dózisokat várnánk és ezzel szemben ekkor volt a legszignifikánsabb különbség a portáldozimetriás képek közt, azaz 15,8%.



*26. ábra: Az 1. páciens portál dozimetriás felvétele*

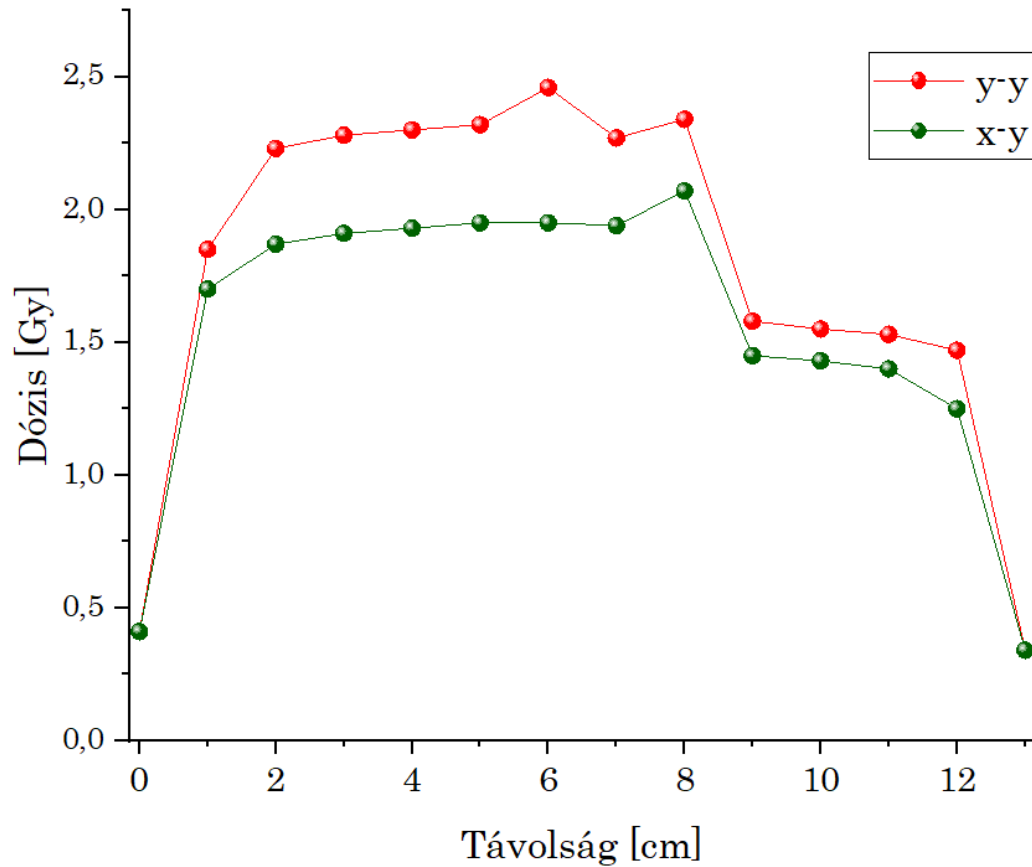


27. ábra: Az 1. páciens illesztési síkjának dózis minimumai a távolság függvényében az y-y és x-y illesztési síkok esetén

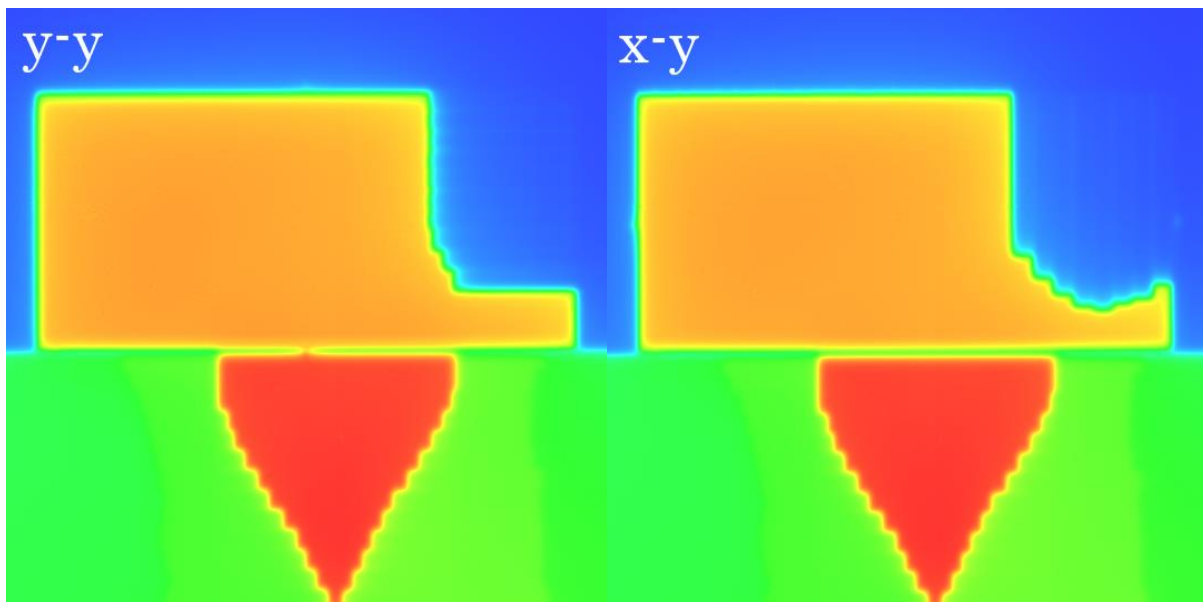


28. ábra: Az 3. páciens portál dozimetriás felvétele

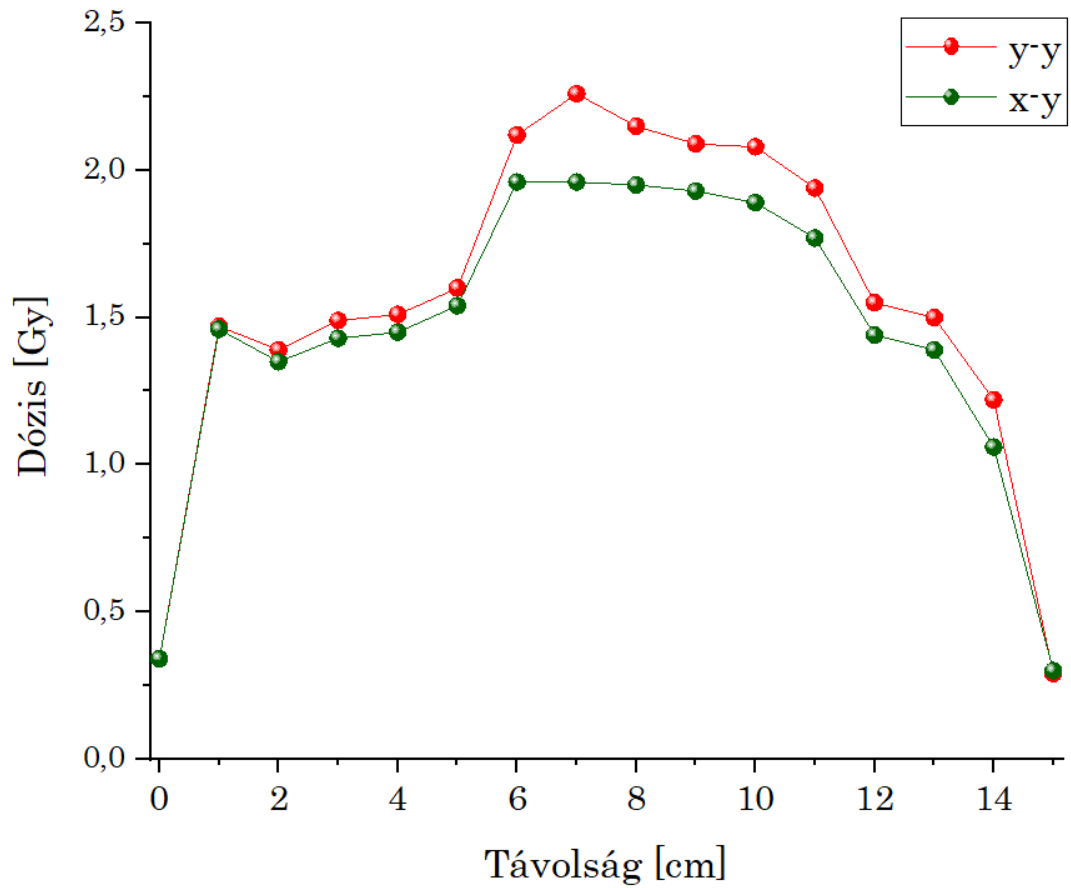




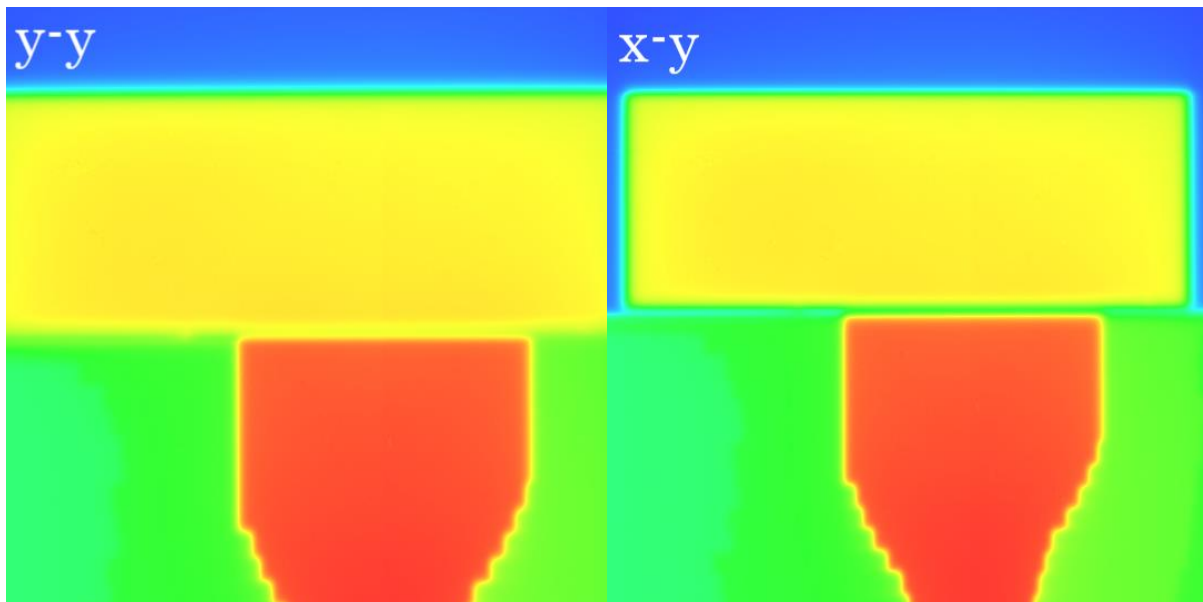
29. ábra: Az 3. páciens illesztési síkjának dózis minimumai a távolság függvényében az y-y és x-y illesztési síkok esetén



30. ábra: Az 4. páciens portál dozimetriás felvétele

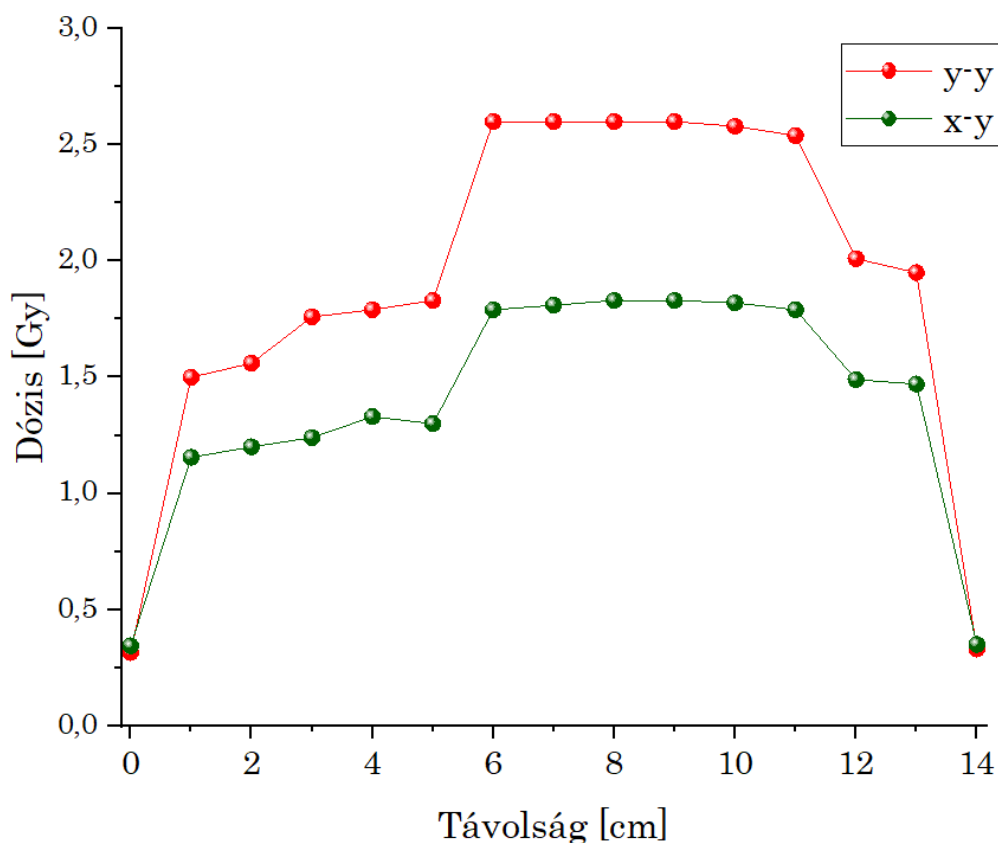


31. ábra: Az 4. páciens illesztési síkjának dózis minimumai a távolság függvényében az y-y és x-y illesztési síkok esetén



32. ábra: Az 5. páciens portál dozimetriás felvétele





33. ábra: Az 5. páciens illesztési síkjának dózis minimumai a távolság függvényében az y-y és x-y illesztési síkok esetén

Ezen eredményeknek esetleges oka a TrueBeam lineáris gyorsító különböző irányokra jellemző elsődleges kollimátorainak MPC (- machine performance check) mérések során meghatározott offset paramétereinek összeadódásából eredő rések és átfedések kialakulása. A kollimátorok iránytól függő beállási pontatlanságait a 4. táblázatban foglaltam össze.

4. táblázat: TrueBeam gyorsító elsődleges kollimátoraira jellemző offsetek

Offset X1 [mm]	-0,43
Offset X2 [mm]	-0,23
Offset Y1 [mm]	-0,02
Offset Y2 [mm]	+0,38

Összegezve, ezek alapján azt mondhatjuk, hogy az y-y síkban való illesztés esetén, amikor az Y1-Y2 kollimátorok pontos illeszkedését várnánk el egy ~0,36 mm-es rés alakul ki. Azonban az x-y síkban való illesztésnél, tehát amikor az Y2-X1 kollimátorok illeszkedése a cél már mindössze 0,05 mm-es réssel kell számolni, amely nem elegendő az izocenter síkjának ellátására. További terveim közt szerepel az, hogy a méréseket megismétlem az illesztésihatárokon az emlő mezők

cranialis illesztésnél található MLC-k kihúzásával, illetve megvizsgálom az x-x síkban való illesztést is. A klinikai gyakorlatban ajánlott lenne, az MPC mérési eredményeinek részletes elemzése a mezőillesztéssel történő kezelések esetén, külön figyelmet fordítva a kollimátoraira jellemző offsetek vizsgálatára.

## 5. Összefoglalás

Diplomamunkám során öt axilláris és supraclaviculáris nyirokcsomókat is érintő emlődaganatos beteg esetén készítettem páciensenként három külső besugárzási tervet a Varian Eclipse v11 tervezőrendszer segítségével a Varian TrueBeam lineáris gyorsítóra hagyományos konformális és intenzitás modulált technikával. A tervezést követően elemeztem a dozimetriai paramétereket a céltérfogatra, valamint a védendő szervek céltérfogaton kívüli területére - szív, tüdők, kezelt emlő mögötti tüdő, gerinccsatorna, humerus fej, pajzsmirigy, ellenoldali emlő és LAD. A dozimetriai paraméterek segítségével különböző tervminőségi indexeket határoztam meg a technikák összehasonlításának céljából. Kiszámítottam a homogenitási indexet, a konformitási számot és a konformitási indexet. A három elkészített terv közül kettőt konformális technikával készítettem és ezek esetén a mezőillesztések irányfüggését elemeztem portál dozimetriai felvételek segítségével.

Munkám során igyekeztem a klinikai gyakorlatban is helytálló tervek elkészítésére, így fő feladatomban a céltérfogat 95%-ának az előírt dózis 95%-ával való ellátását tekintettem a környező szövetek terhelésének minimalizálása és a védendő szervekre vonatkozó dóziskorlátok betartása mellett úgy, hogy a PTV-n belüli dózismaximum ne lépje túl a referenciadózis 115%-át.

A céltérfogat ellátottságát tekintve az IMRT technika bizonyult előnyösebb választásnak, átlagosan 8,62%-kal jobb ellátottságot sikerült elérni a nagy dózisok eredményesebb visszaszorítása mellett. A védendő szervek terheltségét tekintve az IMRT tervek nagyobb dózisterheléssel jártak, de minden esetben sikerült betartani az irodalomban előírt ajánlásokat a dóziskorlátokra vonatkozóan.

A homogenitás és konformitás tekintetében is messze elmaradt a konformális technika az intenzitás modulálttól. A 3D-CRT technika homogenitási indexe - melynek ideális esetben értéke 0- háromszorosa volt az IMRT technikával készített tervekének és a konformitási szám, illetve konformitási index - melynek ideális értéke 1- is duplájára nőtt a modulációs technika alkalmazásával.

Dozimetriai elemzésemmel konzisztens eredményre jutottam Kartick Rastogi és munkatársainak 2018-as munkájával [20], illetve Serhat Aras és munkatársainak 2019-es publikációjával [21].

A portáldozimetriás képek kiértékelése során arra az eredményre jutottam, hogy amíg az y-y síkban való illesztés esetén az izocenter síkjában megfelelő

ellátottságot tapasztaltam, addig a régiós mező 90°-kal való elkollimálása esetén - tehát amikor x-y síkot kellett illeszteni - egy-egy diszkrét *coldline*-ként jelent meg az illesztési sík. A tervezőrendszer által kiszámított dóziseloszlástól való eltérés valószínűsíthető oka a TrueBeam lineárisgyorsító irányfüggő beállási pontatlansága. A probléma kezelésére további méréseket végzek.

A mezőelrendezés irányfüggésének vizsgálatát a rendelkezéseimre álló források egyikében sem diszkutálták.

Eredményeim alapján az fogalmazható meg, hogy a mezőillesztésből adódó bizonytalanságok elkerülése, a céltérfogat megfelelő mértékű, homogén, konformális ellátottsága és túldozírozásának elkerülése érdekében érdekesebb az intenzitás modulált besugárzási technikát választani, még akkor is, ha egyes védendő szervek dózisterhelése bizonyos esetekben nagyobb a hagyományos konformális technikához viszonyítva. A munka folytatásaként szándékomban áll vizsgálni, hogy milyen módszerekkel lehetne csökkenteni a védendő szervek dózisterhelését.

## 6. Köszönetnyilvánítás

Szeretnék köszönetet mondani mindazoknak, akik hozzájárultak munkám elkészítéséhez. Különösképpen témavezetőmnek, Dr. Pesznyák Csillának, aki a diplomamunkám elkészültének minden lépését nyomon követte és a folyamat során értékes szakmai tanácsokkal látott el.

Szeretnék köszönetet mondani az Országos Onkológiai Intézetnek, Prof. Dr. Polgár Csaba főigazgató úrnak és Prof. Dr. Major Tibornak klinikai sugárfizikai részleg vezetőjének, hogy biztosította számomra a diplomamunka készítésének feltételeit és körülményeit.

Köszönettel tartozom munkatársaimnak: Pócza Tamásnak, Gáldi Ádámnak, Melles-Bencsik Barbarának és Szegedi Domonkosnak a mérések elvégzésében és a besugárzástervezésben nyújtott segítségükért.

Megköszönném vőlegényemnek, családomnak és barátaimnak a diplomám megírásához szükséges támogatást és a velem szemben tanúsított türelmet.

## 7. Ábrák jegyzéke

1. ábra: Az emlőt körülvevő nyirokláncok elhelyezkedésének sematikus ábrája  
[http://theblueskycharity.org/?page\\_id=6](http://theblueskycharity.org/?page_id=6)
2. ábra: Koplanáris mezők geometriai illesztése  
<https://oncologymedicalphysics.com/photon-therapy/>
3. ábra: Non-koplanáris mezők geometriai illesztése  
Khan F. M. (2003): The Physics Of Radiation Therapy, ISBN 0-78 17-3065-1, 3rd ed., 608 p.
4. ábra: Non-koplanáris mezők illesztése a koponyamezők kollimátorának elforgatásával és az asztal kiforgatásával  
<https://oncologymedicalphysics.com/photon-therapy/>
5. ábra: Mezőillesztési pont helyzetváltozásának hatása a frakcionált kezelés során  
D. S. Chang, M. S. Mendonca, J. R. Dynlacht, et al. (2014): Dosimetry of Photon Beams in a Patient, Basic Radiotherapy Physics and Biology; pp 93-109.
6. ábra: Hagyományos tervek mezőelrendezése (saját ábra)
7. ábra: IMRT tervek mezőelrendezése (saját ábra)
8. ábra: Differenciális és kumulatív DVH formaisága  
[https://www.researchgate.net/figure/Differential-and-cumulative-kidney-DVHs-A-Differential-DVHs-are-displayed-for\\_fig2\\_268147620](https://www.researchgate.net/figure/Differential-and-cumulative-kidney-DVHs-A-Differential-DVHs-are-displayed-for_fig2_268147620)
9. ábra: Gamma-analízis sematikus ábrája  
[https://radfys.gu.se/digitalAssets/1360/1360092\\_niklas-olofsson-rapport.pdf](https://radfys.gu.se/digitalAssets/1360/1360092_niklas-olofsson-rapport.pdf)
10. ábra: Portál dozimetria Varian lineáris gyorsítón  
<https://www.acibadem.com.tr/en/medical-technology/truebeam/>
11. ábra: A céltérfogat térfogatszázalékának átlaga az előírt dózis adott százaléknak dózisterhelése függvényében, tervekre bontva (saját ábra)
12. ábra: A kezelt emlő mögött elhelyezkedő tüdő (A), a tüdők (B), a szív (C) és a pajzsmirigy (D) adott dózis által terhelt tervenként átlagolt térfogatszázalékai (saját ábra)
13. ábra: Védendő szervek maximális abszolút dózisterhelése tervenkénti átlagokat tekintve (saját ábra)
14. ábra: Védendő szervek átlagos abszolút dózisterhelése tervenkénti átlagokat tekintve (saját ábra)
15. ábra: Céltérfogatra vonatkozó homogenitási indexek páciensenként és tervenkénti átlagban (HI ideális értéke 0). (saját ábra)
16. ábra: Céltérfogatra vonatkozó konformitási számok páciensenként és tervenkénti átlagban (CN ideális értéke 1). (saját ábra)

17. ábra: Céltérfogatra vonatkozó konformitási indexek a kritikus szövetek figyelembevételével páciensenként és tervenkénti átlagban (COIN ideális értéke 1). (saját ábra)
18. ábra: Az 1. páciens tervezőrendszer által meghatározott dóziseloszlásainak szemléltetése a különböző illesztési síkok esetén (saját ábra)
19. ábra: Az 1. páciens tervezőrendszer által meghatározott dózisszázalékai a távolság függvényében (saját ábra)
20. ábra: A 3. páciens tervezőrendszer által meghatározott dóziseloszlásainak szemléltetése a különböző illesztési síkok esetén (saját ábra)
21. ábra: A 3. páciens tervezőrendszer által meghatározott dózisszázalékai a távolság függvényében (saját ábra)
22. ábra: A 4. páciens tervezőrendszer által meghatározott dóziseloszlásainak szemléltetése a különböző illesztési síkok esetén (saját ábra)
23. ábra: A 4. páciens tervezőrendszer által meghatározott dózisszázalékai a távolság függvényében (saját ábra)
24. ábra: Az 5. páciens tervezőrendszer által meghatározott dóziseloszlásainak szemléltetése a különböző illesztési síkok esetén (saját ábra)
25. ábra: Az 5. páciens tervezőrendszer által meghatározott dózisszázalékai a távolság függvényében (saját ábra)
26. ábra: Az 1. páciens portál dozimetriás felvétele (saját ábra)
27. ábra: Az 1. páciens illesztési síkjának dózis minimumai a távolság függvényében az y-y és x-y illesztési síkok esetén (saját ábra)
28. ábra: A 3. páciens portál dozimetriás felvétele
29. ábra: A 3. páciens illesztési síkjának dózis minimumai a távolság függvényében az y-y és x-y illesztési síkok esetén (saját ábra)
30. ábra: A 4. páciens portál dozimetriás felvétele (saját ábra)
31. ábra: A 4. páciens illesztési síkjának dózis minimumai a távolság függvényében az y-y és x-y illesztési síkok esetén (saját ábra)
32. ábra: Az 5. páciens portál dozimetriás felvétele (saját ábra)
33. ábra: Az 5. páciens illesztési síkjának dózis minimumai a távolság függvényében az y-y és x-y illesztési síkok esetén (saját ábra)

## 8. Táblázatok jegyzéke

1. táblázat: Az első optimalizálási ciklus során alkalmazott határértékek
2. táblázat: Céltérfogaton kívüli épszöveteket terhelő nagy dózisok térfogatszázalékainak tervenkénti átlaga
3. táblázat: Céltérfogaton belüli dózismaximumok és átlagos dózisértékek átlaga
4. táblázat: TrueBeam gyorsító elsődleges kollimátoraira jellemző offsetek

## 9. Irodalomjegyzék

- [1] Köteles Gy. (2005): Fizika az orvoslásban. Fizikai Szemle; 1: 17.
- [2] Markel H. (2015): How playing with dangerous x-rays led to the discovery of radiation treatment for cancer. PBS
- [3] Grubbé É. H. (1933): Priority in the Therapeutic Use of X-rays. Radiology; 21(2): 156-62.
- [4] Gyarmathy L., Varjas G., Major T., Fodor J., Kásler M. (2008): Ötvenéves a Telekobalt-Terápia Magyarországon. Magyar Onkológia; 52: 299-304.
- [5] Varjas G., Pazonyi B., Forgács Gy. (2005): Számítógépes besugárzástervezés: visszatekintés és korszerű módszerek. Magyar Onkológia; 49: 245-9.
- [6] Lichter A. S., Fraass B. A., Van De Geijn J., et al. (1983): A technique for field matching in primary breast irradiation. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics; 9: 263–70.
- [7] Khan F. M. (2003): The Physics Of Radiation Therapy. ISBN 0-78 17-3065-1, 3rd ed., 608 p.
- [8] Miles E. A., Venables K., Hoskin P. J., Aird E. G. A. (2009): Dosimetry and field matching for radiotherapy to the breast and supraclavicular fossa. Radiotherapy and Oncology; 91 (1): 42-8.
- [9] Yom S. S., Frija E. K., Mahajan A., Chang E., Klein K., Shiu A., et al. (2007): Field-in-field technique with intrafractionally modulated junction shifts for craniospinal irradiation. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics; 69: 1193–8.
- [10] Lahham A., ALMasri H., Kameel S. (2018): Estimation of female radiation doses and breast cancer risk from chest examinations. Radiat Prot Dosimetry
- [11] Mayles P., Nahum A., Rosenwald I.C. (2007): Handbook of Radiotherapy Physics, ISBN 0-7503-0860-5, 1425 p.
- [12] Pesznyák Cs., Sáfrány G. (2013): Sugárbiológia. ISBN 978-963-279-952-0, 521 p.
- [13] T. Depuydt, V. A. Esch, D. P. Huyskens (2002): A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. Radiotherapy and Oncology, 62: 309-319.
- [14] W. H. Nailon, D. Welsh, K. McDonald, D. Burns, et al. (2018): EPID-based in vivo dosimetry using Dosimetry Check. Journal of Applied Clinical Medical Physics; 20: 6-16.
- [15] B. T. Cooper, S. M. Shin, A. S. Modrek, et al. (2016): Preplanning prediction of the left anterior descending artery maximum dose based on patient, dosimetric, and treatment planning parameters. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics; 1: 373-381.



- [16] A. P.-Chacón, J. C.- Noguera, R. R. Prudencio, et al. (2018): Dosimetry of the left anterior descending coronary artery in left breast cancer patients treated with postoperative external radiotherapy. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*; 23: 91-96.
- [17] H-G. Menzel, P. DeLuca, D. Jones, R. Gahbauer, et al. (2010): The International Commission on Radiation Units and Measurements. *Journal of the ICRU*, Vol. 10., Report 83
- [18] E. Hacıislamoglu, E. Canymaz, S. Gedik, et al. (2019): Effect of dose constraint on the thyroid gland during locoregional intensity-modulated radiotherapy in breast cancer patients. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 20., Issue 7
- [19] N. Dogan, L. Cuttino, R. Loyd, et al. (2007): Optimized dose coverage of regional lymph nodes in breast cancer the role of intensity-modulated radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*; 68: 1238-50.
- [20] K. Rastogi, S. Sharma, S. Gupta, et al. (2018): Dosimetric comparison of IMRT versus 3DCRT for post-mastectomy chest wall irradiation. *Radiation Oncology Journal*; 36: 71-78.
- [21] S. Aras, T. Ikizceli, M. Aktan (2019): Dosimetric Comparison of Three-Dimensional Conformal Radiotherapy (3D-CRT) and Intensity Modulated Radiotherapy Techniques (IMRT) with Radiotherapy Dose Simulations for Left-Sided Mastectomy Patients. *European Journal of Breast Health*; 15: 85-89.