

DIPLOMAMUNKA

Besugárzás-tervezés és minőség-ellenőrzés a RapidArc sugárterápiás technika esetében

Hügelné Imecs Gabriella

Témavezető: **Dr. Pesznyák Csilla**
Egyetemi docens

BME Nukleáris Technikai Intézet
Nukleáris Technika Tanszék

BME
2017



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

Diplomamunka feladat a Fizikus mesterképzési (MSc) szak hallgatói számára

A hallgató neve: ImeCs Gabriella	szakiránya: orvosi fizika
A diplomamunkát gondozó (a záróvizsgát szervező) tanszék:	Nukleáris Technika Tanszék



A diplomamunka készítésének helye: Fővárosi Onkoradiológiai Központ, Uzsoki utcai kórház	
A témavezető neve: Dr. Pesznyák Csilla	A konzulens neve:
– munkahelye: BME NTI	(külső témavezető esetén kijelölt tanszéki munkatárs)
– beosztása: egyetemi docens	– beosztása:
– e-mail címe: pesznyak@reak.bme.hu	– e-mail címe:

A diplomamunka címe: Besugárzástervezés és minőségellenőrzés a RapidArc sugárterápiás technika esetében	azonosítója: DM-2014-39
--	--------------------------------

A téma rövid leírása, a megoldandó legfontosabb feladatok felsorolása:

A klinikai gyakorlatban minőségi változást jelent a konformális besugárzás-tervezéshez képest az intenzitás modulált forgó besugárzási technika (IMAT) megjelenése. Az IMAT során több mezőből történik a besugárzás, miközben a lineáris gyorsító gantry-je folyamatosan mozog. Optimalizáló eljárások segítségével tetszőleges számú szegmens (al-mező) hozható létre, melyek biztosítják a kívánt dóziseloszlást, ehhez inverz tervezési módszert használnak. Az Uzsoki utcai Kórház onkoradiológiai osztályának fejlesztése következtében rendelkezésre áll a Varian Eclipse tervezőrendszer intenzitás modulált forgómezős (RapidArc) modulja, és olyan Varian lineáris gyorsító, ami alkalmas az intenzitás modulált forgó besugárzás klinikai alkalmazására. A diplomamunka célja, hogy a daganatos betegek esetén vizsgálja a besugárzási terv minőségi és dozimetriai paramétereit, és meghatározza a klinikai alkalmazhatóságának minőségi követelményeit. A hallgató feladatai: 1. Intenzitás modulált forgó besugárzástervezés megismerés, irodalomkutatás 2. Különböző anatómiai régiók sugárterápiás tervének elkészítése RapidArc technikával. 3. Dózis-térfogat hisztogram elemzése és dozimetriai paraméterek gyűjtése a céltérfogatról és védendő szervekről, az eredmények értékelése a homogenitás és konformitás indexek segítségével. 4. A RapidArc technika minőségellenőrzési, minőségbiztosítási protokolljának elkészítése. 5. A RapidArc technikával készült besugárzási tervek dozimetriai ellenőrzése és elemzése.

A feladat kiadásának időpontja: **2013.12.12**

Témavezető vagy tanszéki konzulens aláírása: 	A diplomamunka témakiírását jóváhagyom (tanszékvezető aláírása): 
---	--

Önállósági nyilatkozat

Alulírott Hügelné Imecs Gabriella, a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Fizikus mesterszak (MSc) Nukleáris Technika 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, 2017. június 6.

.....
Hügelné Imecs Gabriella

Tartalom

1. Bevezetés.....	5
1.1. A kezdetek	5
2. Módszerek.....	7
2.1. Felhasznált eszközök	7
2.1.1. Varian IX gyorsító	7
2.1.2. Eclipse V11 tervezőrendszer	8
2.1.3. ArcCHECK mérőberendezés.....	10
2.1.4. Portál dozimetria	13
2.2. Besugárzás-tervezési protokoll RapidArc technikával	15
2.2.1. Fej-nyak tumorok	17
2.2.2. Gyomor tumorok	22
2.3. Védendő szervek.....	24
2.4. Dozimetriai paraméterek és indexek.....	25
2.4.1. Homogenitási index	25
2.4.2. Konformitási szám.....	26
2.4.3. Konformitási index	26
2.4.4. Tervminőségi index	26
3. Minőségbiztosítási protokoll.....	28
4. Eredmények és megbeszélés	31
4.1. Céltérfogatok ellátottsága	31
4.1.1. Fej-nyak tumorok	31
4.1.2. Gyomor tumorok	32
4.2. Védendő szervek.....	32
4.2.1. Fej-nyak tumorok	32
4.2.2. Gyomor tumorok	36
4.3. Indexek.....	40
4.3.1. Fej-nyak tumorok	40

4.3.2.	Gyomor tumorok	43
4.4.	Minőségbiztosítási mérések	46
4.4.1.	Fej-nyak tumorok	46
4.4.2.	Gyomor tumorok	47
5.	Következtetés	48
6.	Összefoglalás.....	49
7.	Rövidítésjegyzék	50
8.	Ábra – és táblázatjegyzék.....	51
9.	Irodalomjegyzék.....	54
10.	Köszönetnyilvánítás	56

1. Bevezetés

Hazánkban a különböző európai uniós pályázatoknak köszönhetően egyre korszerűbb gyorsítók kerültek beszerzésre. Az egyes sugárterápiás centrumok gépparkjainak részleges vagy teljes megújulása révén lehetőség nyílt a forgóíves besugárzási technika (RapidArc) bevezetésére, amely mára az egyik legkorszerűbb eljárásnak számít. Forgóíves besugárzás közben a gyorsító forgóállványa (gantry) a beteg körül ívet ír le, és a sokleveles kollimátorok (multi-leaf collimator - MLC) is folyamatosan mozognak.

Diplomamunkám célja, hogy fej-nyak és gyomordaganatos betegek esetén kidolgozzak egy-egy besugárzás-tervezési protokollt RapidArc technika alkalmazásával.

Mindkét tumor típusnál nagyon fontos ennek a technikának az alkalmazása, hiszen elhelyezkedésükből adódóan a különböző védendő szervek sokkal jobban védhetőek (fej-nyak daganatoknál a gerincvelő és a két fültőmirigy, gyomordaganatok esetén a jobb és bal oldali vese) szemben a hagyományos 3D konformális technikával (3D-CRT), és a kezelési idő is lerövidül más intenzitás modulált sugárterápiás technikához (IMRT) képest.

Ezt követően vizsgáltam az elkészített tervek minőségi és dozimetriai paramétereit, és meghatároztam a klinikai alkalmazhatóságának követelményeit minőségbiztosítási szempontból.

1.1. A kezdetek

A röntgensugarakat rosszindulatú daganatok gyógyítására először Emil Grubbe orvostanhallgató alkalmazta kiújult emlődaganat palliatív sugárkezelésére, 1896. január 12.-én Röntgen publikálása után 17 nappal.

Victor Despeignes (1866-1937) volt az első, aki röntgensugárzást alkalmazott terápiás céllal előrehaladt gyomordaganatos betegnél. Meggyőződése volt, hogy a daganat egy parazita betegség, melynek növekedésére gátló hatást fejt ki a röntgensugár alkalmazása. A beteget nyolc egymást követő napon, egy nap két frakcióban fél órán keresztül sugározta. Nyolc nappal később már nem volt szükség narkotikumok használatára a beteg fájdalmainak enyhítésére. Megfigyelte, hogy a beteg általános állapota hirtelen drámaian javult, és a daganat térfogata lényegesen csökkent.

Leopold Freund (1868-1943) a bécsi egyetem radiológia professzora, illetve bőrgyógyásza, 1896-ban sikeresen kezelt egy öt éves beteget Bécsben, akinek a hátán volt

egy kiterjedt szőrös anyagjegy. Az esetet 1901-ben publikálta. 1903-ban írta meg a legelső sugárterápiás tankönyvet.

Takahashi írta le először 1965-ben az ívek alkalmazását, dinamikus mezők esetén, melyek kialakítását MLC-k végezték.

Chin és munkatársai 1983-ban számítógépes optimalizációt javasoltak, és bebizonyították, hogy jobb konformitás érhető el, ha a gantry forgása közben a kollimátorok mozognak és változik a dózisteljesítmény.

1985-ben Brahme és munkatársai tanulmányban ismertették, hogy a sugárnyaláb intenzitásának modulálásakor a magasabb dózistartományok alakjának meghatározása pontosabb, mint 3D-CRT esetén. Convery és Rosenbloom 1992-ben publikálták azt a matematikai képletet, ami leírja a dinamikusan mozgó kollimátorok által létrehozott intenzitás modulációt.

1995-ben Cedrix X. Yu bevezette az intenzitásmodulált ívterápiát (IMAT).^[1,2]

A technika fejlődése lehetővé tette az egyre pontosabb sugárterápiás kezelések megjelenését. A hagyományos forward tervezést, mely statikus mezőket alkalmazott különböző irányokból, kezdte felváltani az IMRT technika ami, a „steep and shoot”, a „sliding window”, illetve az IMAT/VMAT technikákra osztható fel.

2. Módszerek

2.1. Felhasznált eszközök

2.1.1. Varian IX gyorsító

A munkámban a Varian IX lineáris gyorsítójára készítettem el a besugárzási terveket és végeztem el a minőségellenőrzési méréseket, a gyorsító az 1. ábrán látható.



1. ábra: Varian IX gyorsító ^[3]

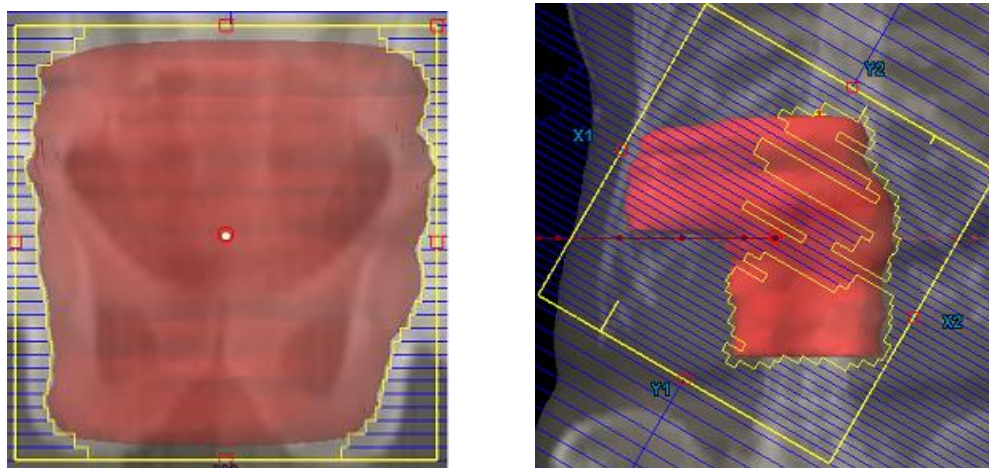
A gyorsító 6MV-os és 18MV-os fotonenergián működik, maximális dózisteljesítménye 600 MU/min. Ezen kívül rendelkezik 5 elektron energiával: 6, 9, 12, 16 és 20MeV, ebben az esetben a maximális dózisteljesítmény 1000 MU/min. Az elektronnyalábhoz használatos applikátorok a következő méretekben érhetőek el: 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 illetve 25x25 cm. A gyorsító többféle dinamikus ékkel rendelkezik, ezek szögei: 10°,15°,20°,25°,30°,45° és 60°, valamint 15°, 30°, 45°, 60°-os ékszögű fizikai ékekkel van felszerelve. Az ICRU 24-es ajánlása szerinti meghatározás használatos, eszerint a 10 cm mélységben metsző izodózisgörbe szelőjének a vízszintessel bezárt szöge határozza meg az ékszöget.

Az aS100 típusú PortalVision képalkotó rendszer a besugárzófejjel szemben helyezkedik el. Lehetővé teszi a betegbeállítás pontosságának ellenőrzését a sugárkezelés

megkezdése előtt, és közben. Az amorf szilícium detektor aktív képalkotó felülete 40 cm x 30 cm-es, képpont felbontása 1024 x 768 pixel.

A gantry két oldalán az OBI (On-Board-Imager) rendszer található, ami kúpsugaras röntgentomográf berendezést tartalmaz (Cone-Beam CT) a megfelelő detektorral, KV-os tartományban működik, ezáltal a csontos struktúrák jobban láthatóak, mint a MV képalkotók esetén, ennek köszönhetően a betegbeállítás pontosabban valósítható meg. A gyorsító karbonszálas sík indexelt asztallappal van felszerelve.

A gyorsítóban Millennium 120-as MLC található, melynek A és B oldalai összesen 120 db levelet tartalmaznak. A mező két szélén 1cm-es levelek helyezkednek el, ezek fogják közre a 0,5 cm-es leveleket, melyek statikus és dinamikus módban is működnek (2. ábra). Foton sugárzás esetén a legnagyobb mezőméret 40 cm x 40 cm-es, a legkisebb 0,5 cm x 0,5 cm-es. [3,4]



2. ábra: Statikus (balra, 0⁰-os kollimátor állásnál) és dinamikus (jobbra, 30⁰-os kollimátor állásnál) módban működő MLC-k

2.1.2. Eclipse V11 tervezőrendszer

A sugárterápiás tervek elkészítéséhez az Eclipse 11-es verziójú tervezőrendszert használtam, mely az alábbi dózisoptimalizáló algoritmusokat tartalmazza:

1. Dose Volume Optimizer (DVO): Iteratív módon meghatározza a mező alakját és intenzitását, előre definiált célkitűzések alapján.
2. Plan Geometry Optimization (PGO): Kiválasztja a sugárnyaláb szögét, alapul véve a felhasználó által megadott dózis-térfogati célkitűzéseket. A PGO algoritmus a DVO algoritmuson alapul, és ugyanazokat a célkitűzéseket használja.
3. Progressive Resolution Optimizer (PRO): RapidArc tervet hoz létre, a felhasználó

által megadott dózis-térfogati célkitűzések alapján.

4. Multi-Resolution Dose Calculation (MRDC): Lehetővé teszi a DVO, PGO és PRO-n belül a gyors dózisbecslést, az optimalizálási pontosság javítása érdekében.

A 3. pontban levő PRO optimalizáló algoritmus a RapidArc tervekben szereplő mezők esetén dinamikus sokleveles kollimátort használ (DMLC). Működése során változhat a dózisteljesítmény, illetve a gantry forgási sebessége.

Az algoritmus olyan ellenőrzési pontok sorozatát hozza létre, amelyek meghatározzák a sokleveles kollimátorok (MLC) pozícióit, és a fokenkénti monitoregység (MU/fok) értékeket a gantry szög függvényében. A fokenkénti monitoregységeket egy faktor segítségével (Cumulative Meterset Weight-CMW) a DICOM-ban és a Varian rendszer adatbázisában kódolják, amely meghatározza a monitoregységek relatív értékeinek növekedését az ellenőrző pontok között, a teljes mező monitoregységéhez viszonyítva. Ez az információ átküldésre kerül a gyorsítóra, ahol a vezérlő rendszer meghatározza, hogy a dózisteljesítmény és a gantry forgási sebességének modulálása hogyan valósuljon meg.

Dózisszámolás után az Eclipse tervezőrendszerben látható a becsült dózisteljesítmény és a gantry forgási sebességének értéke, viszont ezek becslések, és nem képezik részét a kezelőgéphez küldött információknak.

Az algoritmus egy célfüggvényt használ a terv optimalizálására, amely összegzi a dózis-térfogati és egyéb, a felhasználó által megadott célokat. Az optimalizálás során lehetőség van módosításokra a felhasználó által megadott paramétereiket illetően, de csak a kezdeti fázisban, melyeket fokozatosan használ majd fel az optimalizálás előrehaladásával az algoritmus.

A dózisszámítási szegmenseken belüli dózist, az MLC nyílásokon keresztüli együttes fluensekből számolja ki az algoritmus, a körív bizonyos szakaszaiban található ellenőrzőpontokon.

Az MLC mozgást az ellenőrzőpontok közötti MLC pozíciók interpolálásával modellezi. A dózisszámítási szegmensek szöge az optimalizálás előrehaladtával pontosabbá válik, tehát a dózis pontosabb lesz. Az ellenőrzési pontok száma ugyanaz marad a teljes optimalizálás során. Az optimalizálás elején az MLC körbeveszi a céltérfogatot, illetve a kezdeti dózisteljesítmény minden dózisszámítási szegmens esetében azonos, az optimalizálás előrehaladtával fog megváltozni a különböző ellenőrzési pontokban az MLC alakja és a dózisteljesítmény értéke.

A dózisszámítás a PRO algoritmusban az MRDC-n, azaz a több-felbontású dózisszámításon keresztül valósul meg. Ez egy gyors dózisszámító algoritmus, amelyet optimalizáláskor lehet alkalmazni. Minden egyes iterálás után kiszámítja a dózist. A szuperpozíció elvén alapszik a működése, illetve a Monte-Carlo szimulációkból származó pontszórásfüggvényt használja fel.

Optimalizálás előtt meglehet adni olyan tartományokat (avoidance sector), ahol a dózisteljesítmény 0-a, ezáltal kerülve bizonyos védendő szerveket, illetve olyan területeket, amelyeket nem szeretnénk besugarazni. A minimum körív, melyet alkalmazni lehet, tizenöt fok.

Meg lehet adni még a normál szöveti célkitűzés különböző paramétereinek értékét (NTO). A dózis-térfogat feltételek mellett megadható az átlagdózis is, hogyha a tervező fizikus azt szeretné, hogy egy adott struktúra átlagdózisa ne léphesse túl az általa megadott dózisértéket.

A PRO algoritmus az alábbi számítási lehetőségekkel rendelkezik:

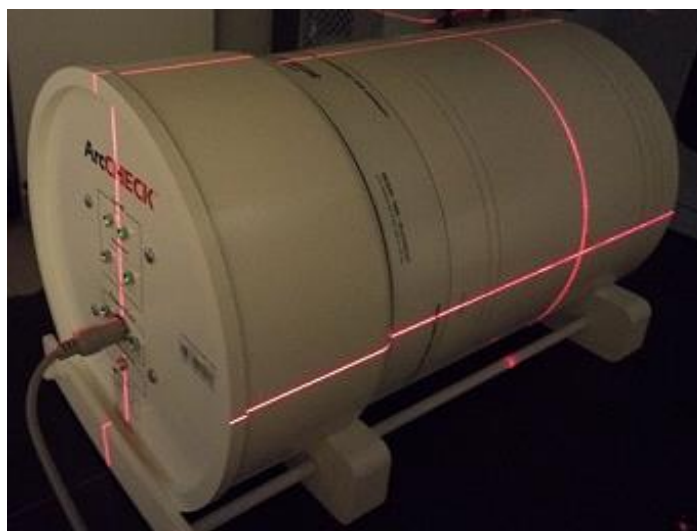
- inhomogenitás korrekció - meghatározza, hogy a szöveti heterogenitás korrekciót felhasználja-e az optimalizálás során.
- levegő korrekció – egy további paraméter az inhomogenitás korrekciójának finomhangolásához. Ez a paraméter nincs hatással, ha az inhomogenitás korrekció ki van kapcsolva. Üreges szervben lévő levegő esetén korrekció nélkül a dózis kisebbnek adódik. ^[5]

2.1.3. ArcCHECK mérőberendezés

Az ArcCHECK egy háromdimenziós, hengeres kialakítású vízekvivalens félvezető detektor. Az 1220-as modellben a diódák száma 1386 db, 0,8 mm x 0,8 mm, és spirálisan helyezkednek el, egymástól 1 cm-es térközzel, aktív térfogatuk 0.019 mm³. Felhasználásával a minőségellenőrzéshez és minőségbiztosításhoz elengedhetetlen mérések végezhetők.

A RapidArc technikával elkészített terveket a detektor segítségével lemértem, a mérés lépéseit az alábbiakban ismertetem.

A detektort mérés előtt megfelelően pozicionálni kellett úgy, hogy a lézerek a detektoron feltüntetett szagittális, koronális és tranzverzális vonalakra essenek, amint az a 3. ábrán látható.



3. ábra: ArcCHECK mérőberendezés

Az elkészült tervekről készítettem egy verifikációs tervet a tervezőrendszerben, ezt exportáltam egy adathordozó eszközre. Erre azért volt szükség, mert a mérőberendezés szoftvere nem része az ARIA rendszernek.

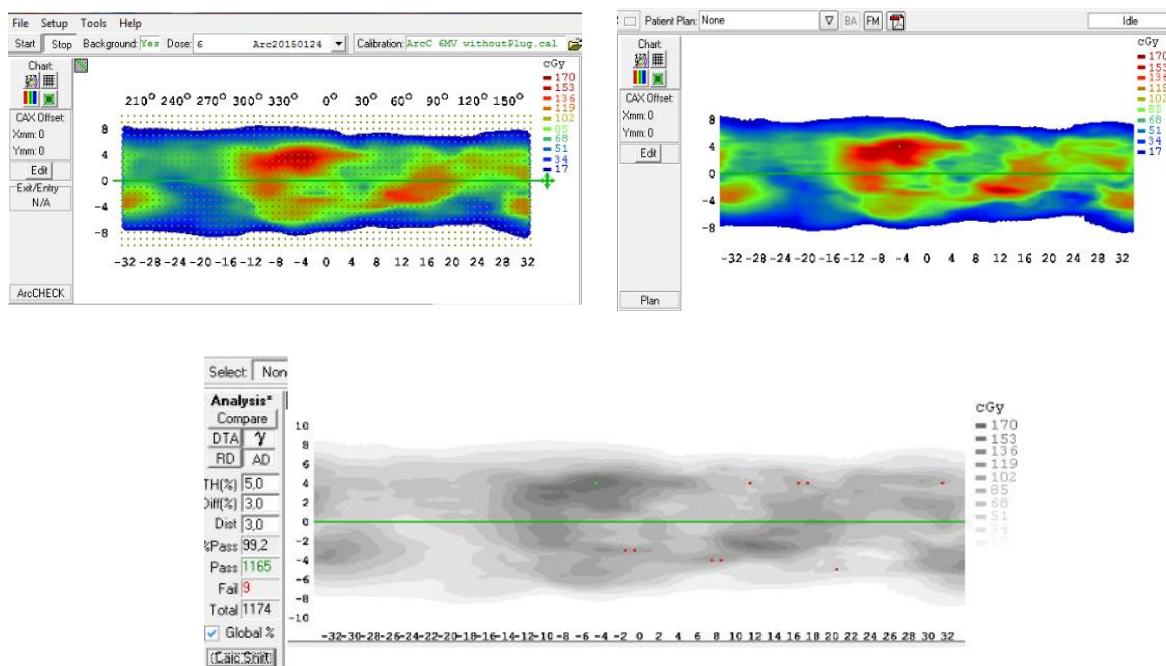
Az ARIA egy onkológiai információs rendszer, amely felügyeli az onkológiai ellátás minden aspektusát a beteg számára azáltal, hogy a különböző információk és képfelvételek kezelésére átfogó megoldást nyújt. Egyesíti az orvosi, a sebészeti és a besugárzási információkat, és lehetővé teszi, hogy a beteg teljes onkológiai útját nyomon lehessen követni.

Az ARIA-val lehetséges:

- diagnózis - specifikus adatok értékelése, a kezelésre adott akut válaszok és a hosszú távú klinikai eredmények összehasonlításával
- betegség - specifikus klinikai protokollok készítése, melyek megkönnyítik az egységes ellátást, és a minőségi munkavégzésben következetességet nyújtanak
- a kezelési képek vizsgálatával eldönthető, hogy szükséges-e a terv módosítása
- megfontolt döntések hozatala, beágyazott szabályalapú döntéstámogatás segítségével
- a daganat túlélőinek támogatására és a kezelésük utáni felügyeletére, létrehozható egy strukturált, onkológia-specifikus gondozási terv ^[6]

A méréseket az SNC PatientTM nevű szoftver segítségével értékelt ki. A program elindításakor a háttérmérés automatikusan elindult. A detektorra ezt követően leadásra került az egyes betegek verifikációs terve.

A mérés dózisképe a 4. ábrán, fent balra látható. A pontok a diódákat illusztrálják, 21 soros és 66 oszlopos mátrixba rendezve ($21 \cdot 66 = 1386$ db dióda).



4. ábra: A mért dóziskép (fent, balra), a tervezőrendszerben számolt dóziskép (fent, jobbra), illetve a két dóziskép különbsége (lent, középen), gyomor tumoros beteg esetén

Az adathordozóra kimentett verifikációs terv dózisképe a 4. ábrán, fent jobbra látható. A mért dózisképből a szoftver kivonta a tervezőrendszer által kiszámolt dózisképet, és az eredményt cGy-es beosztású szürkeshálán jelenítette meg, ami szintén a 4. ábrán, lent középen látható. Ez által lehetővé válik a mért és a számolt adatok összehasonlítása, elemzése. A szoftver mind relatív, mind pedig abszolút dózisban meg tudja jeleníteni az adatokat.

A klinikai gyakorlatban minden RapidArc technikával készült terv esetén el kell végezni a méréseket, és gamma analízis után el kell dönteni, hogy az adott betegre elkészített terv leadásra kerülhet-e.

Annak érdekében, hogy a mért és számolt dóziskép kvantitatív elemzése elvégezhető legyen Low és munkatársai 1998-ban kidolgozták a gamma analízis módszerét. Ez egy olyan kétparaméteres mérőszám, melynek segítségével megvizsgálhatjuk, hogy mennyire

egyezik meg a mért és a számított dóziseloszlás. A gamma kiértékelési módszer lényege abban áll, hogy egy pixelt akkor tekintünk elfogadottnak, ha dózisa közelebb van a tervezetthez, egy előre meghatározott korláton belül (esetünkben 3%), illetve talál egy olyan pixelt a tervezett dóziseloszláson, mely előre megadott távolságon belül van, és mellyel megegyezik a mért érték (esetünkben 3mm). [7,8,9]

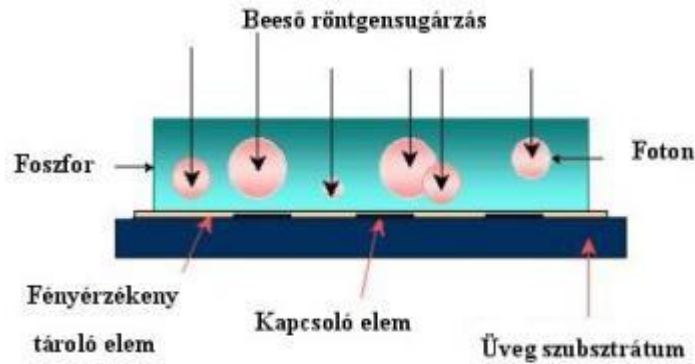
2.1.4. Portál dozimetria

A portál dozimetria az IMRT tervek ellenőrzésére szolgáló rendszer. Nagy előnye, hogy az ARIA rendszer részét képezi, ezáltal a minőségbiztosításhoz elengedhetetlen méréseket gyorsabban és egyszerűbben elvégezhetjük, mint más mérőberendezésekkel. A rendszer a következő elemeket tartalmazza:

- Portál dózisképet becsülő (PDIP- Portal Dose Image Prediction) szoftver, mely portál dózisbecslést (PDP- Portal Dose Prediction), és portál dóziskép (PDIC- Portal Dose Image Calculation) számolást is végez. Ez a modul az Eclipse tervezőrendszer része.
- Portál képalkotó rendszer (aSi100 amorf szilícium detektor), mellyel a méréseket végezzük.
- Az ARIA portál dozimetria áttekintését végző munkaállomása összehasonlítja a becsült és mért képeket.

A Varian a portál dozimetriában kerüli a Gy használatát, helyette a szoftver a kalibrációs egységet (CU- calibrated unit) használja. Egy kalibrációs egység 1 Gy-nek felel meg. A méréseket az aSi1000 típusú EPID (electronic portal imaging devices) segítségével végeztem el. Ez a detektorrendszer egy robotkarra van felszerelve, aktív képalkotó területének nagysága 40*30 cm-es, felbontása 0,39 mm-es, a képmátrix 1024*768 pixeles. [10,11]

Ez az újgenerációs mezőellenőrző berendezés a-Si (amorf-szilícium) detektort tartalmaz, és az indirekt detektálás elvén alapul, működési elve az alábbi ábrán látható:

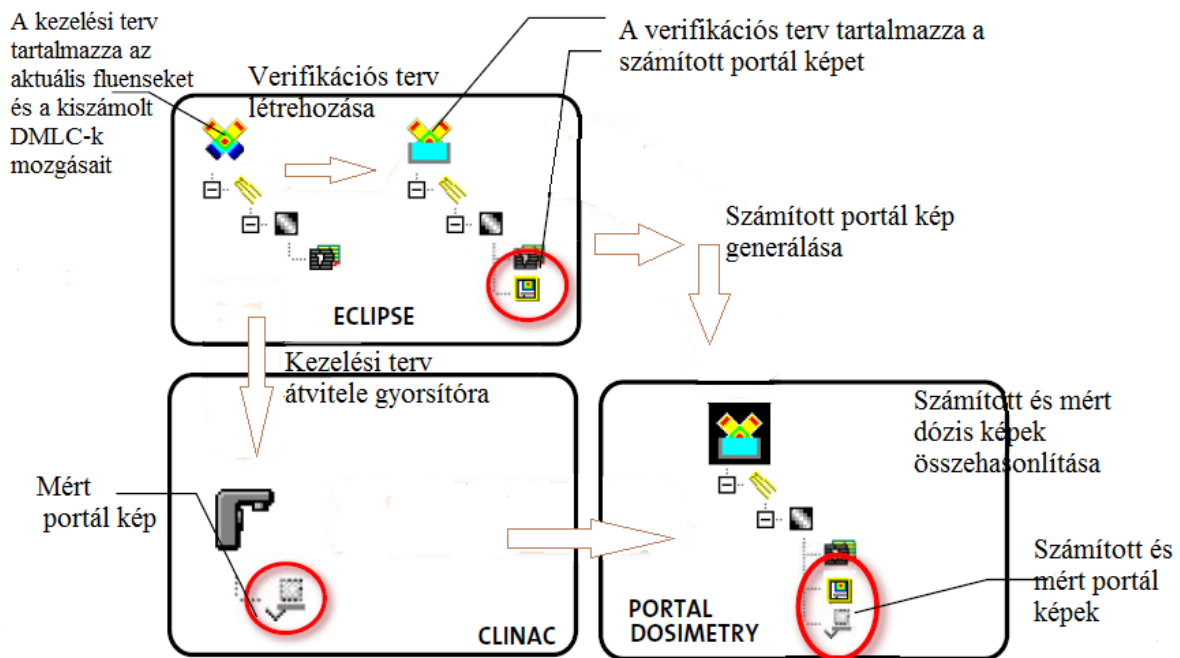


5. ábra: Az indirekt detektálás elvén alapuló a-Si EPID-ek vázlatos rajza
(http://radonc.ucsf.edu/research_group).^[12]

A sík panel detektorok digitális röntgenkamerák. A detektor érzékelői amorfszilícium fotodiódák, amiket szcintillátor réteggel ellátott üvegre visznek fel. Az a-Si fotodiódák a látható fényre érzékenyek. Az érzékenységi csúcs a zöld tartományban van, jól illeszkedik a Gd₂O₂S:Tb (LANEX) érzékenységi görbéjéhez. A beeső röntgensugarakat a szcintillátor látható fényé alakítja, ami az előfeszített fotodiódában elektron-lyuk párokat kelt. A TFT-et (thin-film transistor) a kapcsolódó kapuáramkörök vezérli, címzés után az összes oszlop töltése párhuzamos jelkimenetté alakul. A jelek erősítőn haladnak át, majd az AD konverter ezeket digitális jelekké alakítja, amik a képrögzítő adatgyűjtő egységbe, és innen a számítógép memóriájába kerülnek. Az így keletkezett képek minősége megközelíti a röntgenképek minőségét. Az amorfszilíciumos berendezések alkalmasak dozimetriai feladatok ellátására is.^[13]

A klinikum mindennapjaiban gyakran használt eszköz a betegbeállítás pontosságának ellenőrzésében.

A minőségbiztosításhoz szükséges méréseket portál dozimetriával a 6. ábrán látható módon végeztem el:



6. ábra: QA mérési lépései portál dozimetriával^[14]

Minden RapidArc terv esetén az Eclipse tervezőrendszerben létrehozunk egy verifikációs tervet, mely tartalmazza a becsült dózist (predicted dose). A számításokhoz ugyanazokat a DMLC szekvenciákat, illetve mezőméreteket, energiát, dózisteljesítményt és monitoregységet (MU) kell alkalmazni, mint amit az eredeti mezőben használtunk. A felhasználó módosíthatja a kollimátor szögét, illetve minden olyan paramétert, amelynek nincs hatása a dozimetriára.

A forrás-detektor távolságnak ugyanannyinak kell lennie méréskor, mint amennyi a képkalkotó abszolút kalibrációjakor volt, 10*10 cm-es mezőméretnél.

Mérés után a képeket összehasonlítjuk a becsült képekkel, egy erre a célra kijelölt munkaterületen az ARIA rendszerben. Gamma analízist követően eldönthetjük, hogy az elkészített terv dozimetriailag megfelelő-e.

2.2. Besugárzás-tervezési protokoll RapidArc technikával

RapidArc technika alkalmazásakor szükség van olyan segédkontúrok elkészítésére, melyeket a DVH elemzésekor nem kell figyelembe venni, viszont az optimalizáló algoritmus használatához elengedhetetlenek.

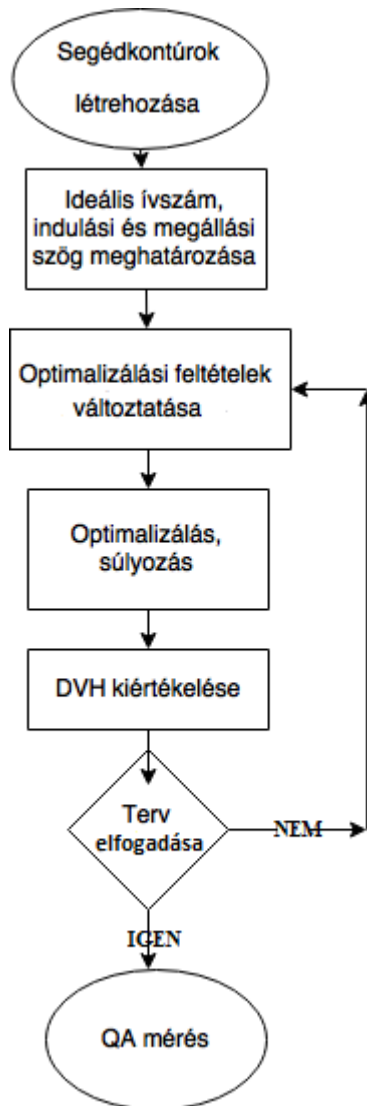
Az öt gyomor és öt fej-nyak tumoros beteg esetén a következő eljárást alkalmaztam: a céltérfogatot kiterjesztettem egy 2mm-es margóval (PTV+2mm), és minden olyan esetben kivontam az adott védendő szerv térfogatából ezt a térfogatot, amelyik a célterület részét

képezte. A feltételeket optimalizáláskor az így létrehozott segédkontúrokra adtam meg, mivel a védendő szervnek azon részei védhetőek, melyek a céltérfogaton kívül esnek, hiszen elsődleges célom a céltérfogat megfelelő dózisellátottságának biztosítása volt. A célterületre vonatkozó feltételeket természetesen nem a kiterjesztett térfogatra adtam meg (PTV+2mm), hanem az eredeti célterületre (PTV). A 2mm-es margó a védendő szerv és a céltérfogat határán a dózisesés tartományát képezte.

A második lépés az volt, hogy protokollonként találjam meg az ideális ívszámot, és a kiindulási és megállási szögét az íveknek. Az ív paramétereit tervezéskor a fizikus adja meg (hány ív legyen, mi legyen a kiindulási és megállási szög). Minden esetben 6MV foton energiát alkalmaztam, a mezők nem tartalmaztak ékeket egyik esetben sem. A kollimátorok 30^0 és 330^0 -os állásban helyezkedtek el azért, hogy az MLC-k közötti átfújás minél kisebb legyen a kezelés folyamán. A mezőméretet és az izocentrum koordinátáit a tervezőrendszer automatikus illesztését követően kerekítettem.

Minden terv esetén (5 PTV+5 boost fej-nyak, 5 PTV gyomor) a céltérfogat minimum 95 %-a az előírt dózis minimum 95%-át megkapta.

A protokollok elkészítésének harmadik lépése az optimalizálási feltételek kidolgozása volt. A létrehozott segédkontúrokra és a célterületekre megadtam egy kezdőfeltételt, és optimalizálás után kiértékeltem a dózis-térfogat hisztogramokat (DVH) figyelve, hogy az egyes védendő szervekre teljesíthetőek-e a rájuk vonatkozó dózismegszorítások, melyeket előzőleg a QUANTEC táblázata alapján állítottam össze. Amennyiben nem sikerült teljesíteni az előírásnak megfelelő értéket, úgy a megadott feltételen módosítottam, és közben optimalizálás alatt is figyeltem az értékek változását, és szükség szerint változtattam a súlyozást, illetve módosítottam a feltételt. A fenti lépések folyamatábrája a 7. ábrán látható:



7. ábra: Besugárzás-tervezési protokoll

2.2.1. Fej-nyak tumorok

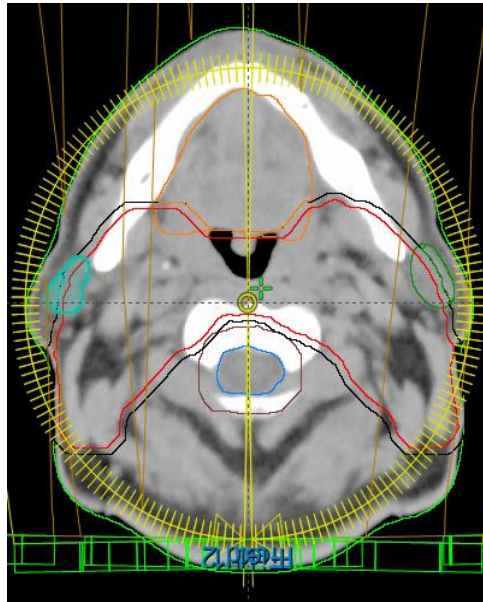
Fej-nyak daganatok esetén megkülönböztethetünk supraglotticus, glotticus és subglotticus gégedaganatokat. Felmérések alapján megállapítható, hogy a supraglotticus régióból indul ki a gégedaganatok valamivel több mint 50%-a, nagyjából a glotticus régióban keletkező is ehhez hasonló. A subglotticus régióból csupán 1-2%-a ered.

A gégedaganatok elsősorban lymphogen úton, a nyaki nyirokcsomókba adnak áttétet, távoli áttétképződéssel alig kell számolni. Az egyik legfontosabb tünete a rekedtség, esetemben mind az öt betegnél fennállt ez a tünet, akiket a protokoll elkészítéséhez kiválasztottam.

Korai tünete még a féloldali, fülbe sugárzó fájdalom ^[15].

A supraglottis gazdag nyirokellátása miatt egy időben kell besugarazni a primer

tumort és a regionális nyirokcsomókat, megfelelő biztonsági zónával ^[16]. Mivel a protokoll RapidArc technikával készült, ezért az előírt dózis a PTV-re 50 Gy volt. A boost (szűkített) térfogatra az előírt dózis 20 Gy volt, az összdózis így 70 Gy-nek adódott minden esetben, 2 Gy-es frakciódózissal, 7 hetes kezelési idővel. A kezelőorvos által bekontúrozott védendő szervek a következők voltak: szájüreg, jobb és baloldali fültőmirigy, agytörzs, gerincvelő.



8. ábra: Segédkontúrok alkalmazása, és a két felvett teljes körív; PTV (piros), PTV+2mm (fekete), jobb fültőmirigy (világoskék), bal fültőmirigy (sötétzöld), szájüreg (narancssárga), gerincvelő (sötétkék), gerincvelő+7mm (barna), test (világoszöld)

A szakirodalomban a legtöbb helyen két teljes körívet használtak a célterület megfelelő ellátottságának biztosításához, egyet az óramutató járásával megegyezően (CW) 181⁰-os indulási és 179⁰-os megállási szöggel, egyet azzal ellentétesen vettek fel (CCW), 179⁰-os indulási, és 181⁰-os megállás szöggel ^[17].

A besugárzás-tervezési protokoll (7. ábra) lépéseit betartva, az általam legideálisabbnak bizonyult feltételrendszer a 9. ábrán látható:

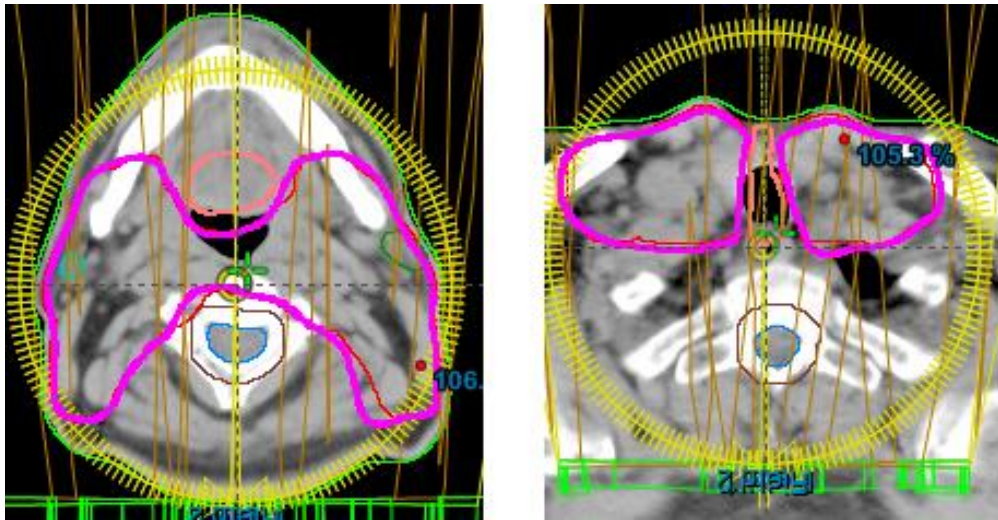
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Body	Volume [cc]:	17152	Points:	169404
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Brain stem	Volume [cc]:	34	Points:	1710
		Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [Gy]:	52.0
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Control	Volume [cc]:	11	Points:	2000
		Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [Gy]:	45.0
		Upper		30.0		40.0
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Control1	Volume [cc]:	8	Points:	2000
		Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [Gy]:	45.0
		Upper		30.0		40.0
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	LP-(Ptv+2mm)	Volume [cc]:	15	Points:	1348
		Upper	Volume [%]:	32.0	Dose [Gy]:	14.0
		Mean			Dose [Gy]:	16.0
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	OC-(Ptv+2mm)	Volume [cc]:	54	Points:	1830
		Mean			Dose [Gy]:	26.0
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	ptv-buu	Volume [cc]:	1049	Points:	34980
		Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [Gy]:	51.0
		Upper		50.0		50.0
		Lower	Volume [%]:	98.5	Dose [Gy]:	50.0
		Lower		98.0		49.5
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	RP-(Ptv+2mm)	Volume [cc]:	9	Points:	859
		Upper	Volume [%]:	32.0	Dose [Gy]:	14.0
		Mean			Dose [Gy]:	16.0
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Spinal cord +1cm	Volume [cc]:	264	Points:	8794
		Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [Gy]:	39.0
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Spinal Cord +7mm	Volume [cc]:	186	Points:	6435
		Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [Gy]:	34.0

9. ábra: Számítógépes optimalizáció folyamán alkalmazott dóziszfeltételek, PTV 50 Gy esetén

A bal fültőmirigy (LP-(Ptv+2mm)), a jobb fültőmirigy (RP-(Ptv+2mm)), a szájüreg (OC-(Ptv+2mm)), a gerincvelő (Spinal Cord +1cm és 7 mm), illetve a céltérfogat (ptv-buu) esetén alkalmaztam segédkontúrokat. A két fültőmirigynél és a szájüregnél azért volt erre szükség, mert térfogatuknak egy része átfedést képezett a céltérfogattal. A gerincvelő esetén azért alkalmaztam a 7 mm-es és 1 cm-es margókat, mert a PTV-re előírt dózis 50 Gy, a boostra 20 Gy, így szükségszerű a gerincvelő esetén figyelni, hogy tőle távolodva hogyan esik a dózis értéke. PTV esetén azért alkalmaztam segédkontúrt, mivel fejnyak tumoroknál le kell vonni a felépülési zónát (build up) a PTV-ből azért, hogy az optimalizáló algoritmus ne adjon túl nagy maximumokat az végett, hogy megpróbálja ellátni a felépülési zónát is. Az agytörzsnél nem volt szükség segédkontúr alkalmazására,

mivel a céltérfogatot nem terjedt ki az agytörzsig.

Előfordult, hogy szükség volt további segédkontúrok (Control, Control1) berajzolására, mivel a 95%-os izodózisgörbe a célterületen kívül is megjelent. Fej-nyak tumorok esetén ez gyakran előfordul, a PTV kontúr pillangószerű alakja miatt, lásd a 10. ábrán:



10. ábra: Segédkontúrok alkalmazása, baloldali ábrán Control1, jobboldali ábrán Control elnevezéssel, narancsszínnel rajzolva, illetve rózsaszínnel a 95%-os izodózisgörbe látható

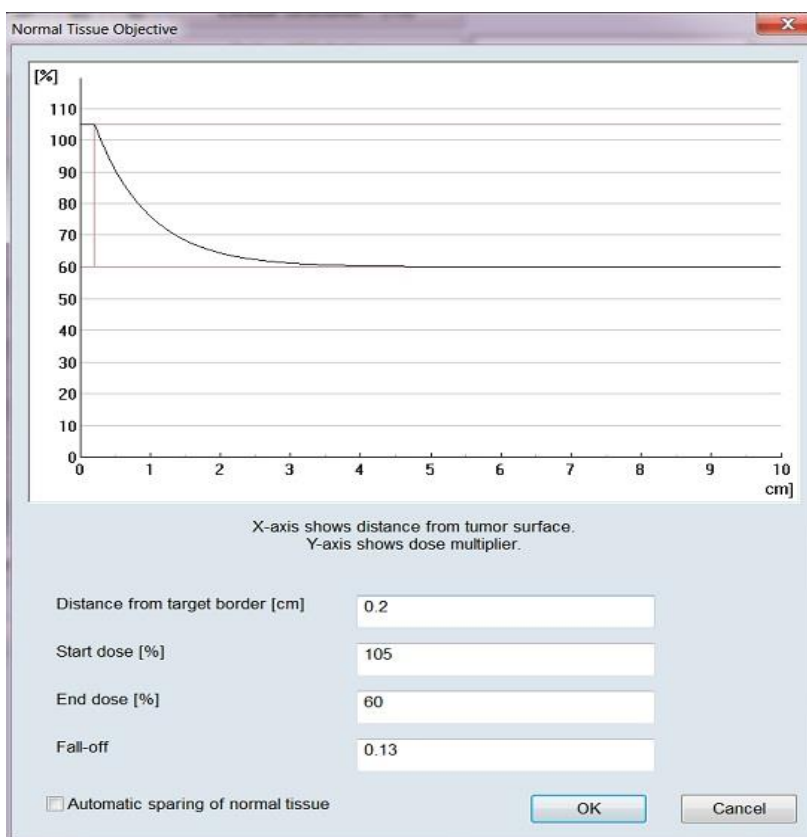
A boost térfogatra a 11. ábrán látható optimalizálási feltételeket alkalmaztam:

<input checked="" type="checkbox"/>	Body	Volume [cc]:	17152	Points:	169404
<input checked="" type="checkbox"/>	Brain stem	Volume [cc]:	34	Points:	1820
	Upper	Volume [%]:	1.0	Dose [Gy]:	2.0
<input checked="" type="checkbox"/>	left parotid	Volume [cc]:	24	Points:	2000
	Mean			Dose [Gy]:	3.0
<input checked="" type="checkbox"/>	oral cavity	Volume [cc]:	66	Points:	3200
	Mean			Dose [Gy]:	7.0
<input checked="" type="checkbox"/>	Boost-70Gy	Volume [cc]:	169	Points:	5623
	Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [Gy]:	20.4
	Upper		50.0		20.0
	Lower	Volume [%]:	98.0	Dose [Gy]:	19.8
<input checked="" type="checkbox"/>	right parotid	Volume [cc]:	22	Points:	2000
	Mean			Dose [Gy]:	3.0
<input checked="" type="checkbox"/>	Spinal cord +1cm	Volume [cc]:	264	Points:	8794
	Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [Gy]:	10.0
<input checked="" type="checkbox"/>	Spinal Cord +7cm	Volume [cc]:	186	Points:	6204
	Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [Gy]:	6.0

11. ábra: Számítógépes optimalizáció folyamán alkalmazott dóziszfeltételek, boost 20 Gy esetén

A két fültőmirigy (left parotid, right parotid) és a szájüreg (oral cavity) térfogatai a boost (Boost-70 Gy) térfogatával nem képeztek közös térfogatot, ezért nem volt szükség segédkontúrokra. A gerincvelő (spinal cord) esetén szintén használtam az 1 cm-es, és 7 mm-es kiterjesztéseket, a fentebb tárgyalt okokból.

Mind PTV, mind boost tekintetében ugyanazokat az optimalizálási feltételeket alkalmaztam (9, 11. ábra) az öt betegnél, egyedül a súlyozáson változtattam. Az optimalizálás megkezdése előtt még definiáltam a normál szöveti cékitűzést (Normal Tissue Objective - NTO), a megadott értékek a 12. ábrán láthatók.



12. ábra: Normál szövetre vonatkozó beállítási paraméterek

A normál szöveti célkitűzés a test azon részeinél használható, amelyek nem tartalmazzák a PTV-t. A megadott értékek beállításával korlátozzuk az egészséges szövetek dózisterhelését, illetve a forró pontok kialakulását. Ezek a feltételek határozzák meg, hogy a dózis csökkenését leíró exponenciális függvény a céltérfogat határától kezdve milyen paraméterekkel rendelkezzen. A fenti négy paraméter a következő: kezdeti relatív dózis (start dose), ennek helyzete a céltérfogat határához képest (distance from target border), a függvény esése (fall-off), és a végső relatív dózis (end dose).^[5]

2.2.2. Gyomor tumorok

A rosszindulatú gyomordaganatok többsége az 50-70 év közötti korcsoportban fordul elő, a férfiak és nők aránya 2:1. A korai tünettana emésztési zavarok és étvágytalanság, mire a panaszok fokozódnak (fájdalom, fogyás) a betegek többsége már előrehaladott stádiumú. Közel 95%-uk adenocarcinoma. A tumorterjedés módja: szervfalon belüli, felületi, szomszédos szervekre történő terjedés, lymphogen, haematogen, illetve peritonealis. Kezelése elsődlegesen műtéti úton, majd kemoterápia illetve sugárterápia révén lehetséges. [15]

A protokoll elkészítéséhez öt beteget választottam ki, melyek mindegyike átesett gastrectomián, így a műtéti területre, illetve nyirokcsomó régiókra kellett elkészítenem a besugárzási terveket. Minden esetben a leadott dózis 45 Gy volt, 1,8 Gy-es frakciódózissal, 5 hetes kezelési idővel. A kezelőorvos által bekentűrozott védendő szervek a következők voltak: szív, tüdő, máj, gerincvelő, vékonybél, jobb és bal vese.



13. ábra: Segédkontúrok alkalmazása, és a két felvett félkörív; PTV (piros), PTV+2mm (narancssárga), bal vese (világoskék), máj (sárga), gerincvelő (barna), test (zöld)

A segédkontúrok elkészítése után következett a tervezés, melynek első lépése az ívek megfelelő kiindulási és megállási szögének meghatározása volt.

A szakirodalomban két, nem teljes körívet használtak, 179° -os indulási, és 330° -os megállási szögértékekkel, szintén gyomordaganatok esetén [18], egyet az óramutató járásával megegyezően (CW), egyet azzal ellentétesen vettek fel (CCW). Mivel nem teljes

körívekről van szó, a kezelési idő mindenképp lerövidül, és ez pozitívum, továbbá a máj és mindkét oldali vese jobban védhetőek ilyen szög tartomány alkalmazása mellett.

Az általam kiválasztott betegekre ideálisnak minősült ez a kiindulási és megállási szög, illetve ívszám, viszont azt tapasztaltam, hogy amennyiben a céltér fogat nagysága meghaladja az 1000 cm³-t (az öt beteg esetén ez alatt volt), vagy a máj felé nagyon kiterjedő a daganat, akkor alkalmazhatatlan lesz a protokoll, és indokoltá válik a teljes körívek használata.

A 14. ábrán látható az általam alkalmazott feltételrendszer.

<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Body	Volume [cc]:	23787	Points:	234931
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Hrt-(PTV+2mm)	Volume [cc]:	247	Points:	8226
		Upper	Volume [%]:	10.0	Dose [Gy]:	21.0
		Upper		25.0		7.0
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	LK-(PTV+2mm)	Volume [cc]:	108	Points:	3594
		Upper	Volume [%]:	55.0	Dose [Gy]:	4.0
		Upper		15.0		20.0
		Upper		25.0		14.0
		Upper		35.0		9.0
		Upper		5.0		28.0
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Lvr-(PTV+2mm)	Volume [cc]:	1058	Points:	35264
		Upper	Volume [%]:	50.0	Dose [Gy]:	12.0
		Upper		20.0		20.0
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	PTV	Volume [cc]:	985	Points:	32840
		Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [Gy]:	46.5
		Upper		50.0		45.5
		Lower	Volume [%]:	99.0	Dose [Gy]:	44.5
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Right Kidney	Volume [cc]:	123	Points:	4088
		Upper	Volume [%]:	45.0	Dose [Gy]:	3.0
		Upper		10.0		14.0
		Upper		20.0		10.0
		Upper		30.0		6.0
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	SB-(PTV+2mm)	Volume [cc]:	1084	Points:	36129
		Upper	Volume [%]:	30.0	Dose [Gy]:	33.0
		Upper		45.0		25.0
<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Spinal cord	Volume [cc]:	63	Points:	2087
		Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [Gy]:	45.0

14. ábra: Számítógépes optimalizáció folyamán alkalmazott dóziszfeltételek, gyomordaganatok esetén

A szív (Hrt-(PTV+2mm)), a máj (Lvr-(PTV+2mm)), a bal vese (LK-(PTV+2mm)) illetve a vékonybél (SB-(PTV+2mm)) esetén alkalmaztam segédkontúrokat, mivel valamely térfogatelemük a célterülettel átfedést képezett. Minden eset más és más, ezért egyénre szabottan kell eldönteni azt, hogy mely szervek esetén kívánjuk alkalmazni a segédkontúrokat és a rájuk előírt feltételeket, és mely esetekben nem. Ez egy általános protokoll, ahol mindent figyelembe vettem.

A jobb vesénél (right kidney) nem volt szükség segédkontúr létrehozására, mivel nem képezett közös térfogatot a célterülettel. Rá szigorúbb megszorításokat alkalmaztam, hiszen ellenoldali veseként jobban kímélhető, illetve a gerincvelőnél (spinal cord) sem volt szükség segédkontúrra. Optimalizáláskor a tüdőkre nem adtam meg feltételt.

A normál szöveti célkitűzést ugyanúgy adtam meg, mint előzőleg a fej-nyak tumoroknál.

2.3. Védendő szervek

A QUANTEC ajánlását figyelembe véve összeállítottam az alábbi táblázatokat, melyek tartalmazzák a dózismegszorításokat az egyes tumor típusok esetén a különböző védendő szervekre. Ezek alapján értékeltem ki a DVH-at. Fej-nyak tumoroknál az 1. táblázatban összefoglalt dózismegszorításokat alkalmaztam.

Brain stem (agytörzs)	Dmax < 54 Gy
Oral cavity (szájüreg)	Dmean < 30 Gy
Spinal cord + 7mm (gerincvelő)	Dmax < 45 Gy
L/R Parotid (Bal/Jobb fültőmirigy)	Dmean < 26 Gy
	V30 < 45 %

1. táblázat: Dóziskorlátok a különböző védendő szervekre, fej-nyak tumoroknál

Gyomordaganatoknál a 2. táblázatban foglaltam össze a különböző szervekre vonatkozó dózismegszorításokat:

Heart (szív)	Dmean < 26Gy
Lung (tüdő)	Dmean < 7Gy
Lung (tüdő)	V20 < 30%
Spinal cord (gerincvelő)	Dmax < 45Gy
Liver (máj)	Dmean < 28Gy
Small Bowel (vékonybél)	V45 < 195 cm ³
L/R Kidney (Bal/Jobb vese)	Dmean < 15Gy
	V12 < 55%
	V 20 < 32%
	V23 < 30%
	V28 < 20%

2. táblázat: Dóziskorlátok a különböző védendő szervekre, gyomordaganatoknál

D_{mean} az adott szerv átlag dózisát jelenti, D_{max} pedig azt a dózist, amelyet maximálisan megkap. A $V_{xx} < YY\%$ azt jelenti, hogy az adott szerv térfogatának $YY\%$ -a kevesebb dózist kaphat, mint xx Gy. A vékonybél esetén a térfogat nem százalékosan, hanem cm^3 -ben van megadva. [17,19]

2.4. Dozimetriai paraméterek és indexek

2.4.1. Homogenitási index

Az ICRU 83-as ajánlása alapján az alábbi képletet alkalmaztam a céltérfogat homogenitásának vizsgálatakor:

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

A $D_{2\%}$, $D_{98\%}$ és $D_{50\%}$ a céltérfogat 2%-át, 98%-át és 50%-át ellátó dózisértékek. Ideális esetben a HI index értéke 0-a. A valóságban ez sohasem teljesül. Segítségével össze lehet hasonlítani különböző tervek homogenitását. [20,21]

2.4.2. Konformitási szám

Több lehetőség van a konformitás meghatározásához, én a van't Riet és munkatársai által leírt egyenletet alkalmaztam:

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

A képletben szereplő TV_{RI} a céltérfogatnak a referencia izodózisgörbével körülvevő térfogata. A TV a céltérfogat nagysága és V_{RI} a referencia izodózisgörbe által határolt térfogat. Ez a szám információt ad arról, hogy a céltérfogatot mennyire konformálisan veszi körül a referencia izodózisgörbe. A referencia izodózis alatt az előírt dózis 95%-a értendő. Ideális esetben értéke 1.

2.4.3. Konformitási index

A fent leírt konformitási szám (CN) nem veszi figyelembe a védendő szerveget, ezért ezek figyelembevételéhez módosították az előző képletet. Baltas és munkatársai a konformitási indexre az alábbi egyenletet adták meg:

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

A képletben szereplő CN a fentebb leírt konformitási szám. N_{co} a védendő szervek száma. $V_{COref, i}$ az i . védendő szerv referencia izodózisgörbe által határolt térfogata. $V_{CO, i}$ pedig az i . védendő szerv térfogata. A konformitási index ideális értéke szintén 1. [21,22]

2.4.4. Tervminőségi index

A besugárzási terv jóságát a H normál szöveti konformitási index segítségével vizsgáltam, melyet az alábbi egyenlettel számoltam:

$$H = \frac{TV_{RI}}{V_{RI}}$$

A képletben szereplő TV_{RI} a céltérfogatnak a referencia izodózisgörbével körülvevett térfogata, V_{RI} a referencia izodózisgörbe által határolt térfogat.

A céltérfogat dózisellátottságát jellemző tag az M index. Ellenőrzi a célterületen belüli forró és hidegpontokat.

$$M = \frac{\sum_{i=1}^p \left(\frac{V_{Di}}{V_{RD_i}} \right) + \sum_{i=1}^q \left(1 - \frac{V_{Di}}{V_{AD_i}} \right)}{\sum_{i=1}^p \left(\frac{100}{V_{RD_i}} \right) + q}$$

A képletben a hidegpontok ellenőrzésének számát p , a forrópontokét q jelöli. V_{Di} megadja a céltérfogat i . dózisszint által lefedett térfogatát, V_{RD_i} és V_{AD_i} pedig a feltételként meghatározott térfogat értékek.

A PTV-re a következő feltételeket alkalmaztam: $V_{90} > 98\%$, $V_{95} > 95\%$, $V_{107} > 2\%$. A hidegpontok száma így $p=2$, a forrópontok száma $q=1$. A jósági függvény a következőképp alakult:

$$M = \frac{\left(\frac{V_{90}}{98} \right) + \left(\frac{V_{95}}{95} \right) + \left(1 - \frac{V_{107}}{2} \right)}{\frac{100}{98} + \frac{100}{95} + 1}$$

A P index a védendő szervek védelmét ellenőrző hibafüggvény. Az alábbi képlettel számolható:

$$P = \frac{1}{n} \times \sum_{j=1}^n \left\{ \frac{1}{m} \times \sum_{i=1}^m \left[1 - \frac{V_{O_j, Di}}{V_{O_j, AD_i}} \right] \right\}$$

A képletben szereplő n a védendő szervek száma, m a j . védendő szervre előírt feltételek száma, $V_{O_j, Di}$ a j . védendő szerv i . dózisszint által besugarazott térfogata, V_{O_j, AD_i} pedig a j . szerv i . dózisszint által maximálisan besugarazható térfogata.

Mindhárom index (N , M , P) ideális értéke 1.

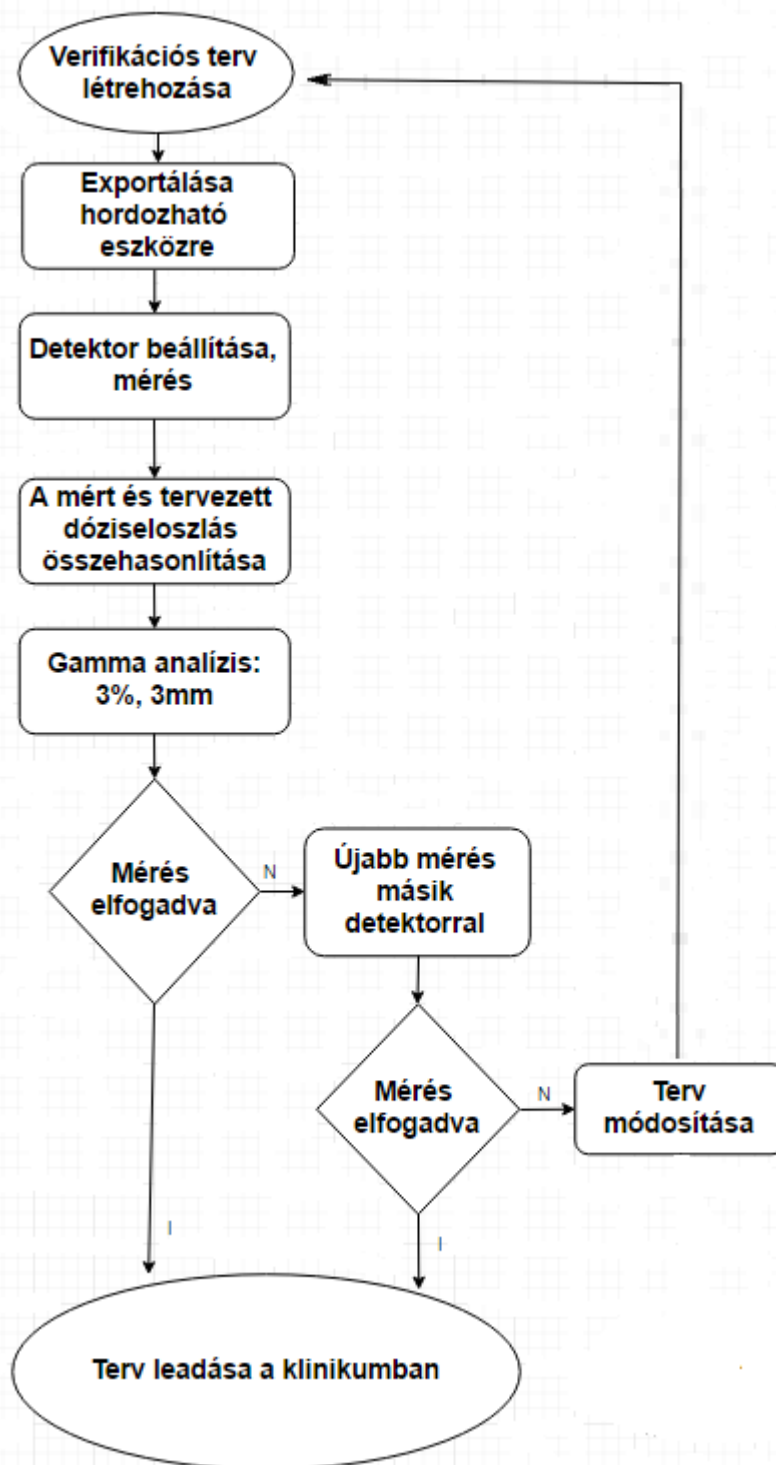
A három paraméter felhasználásával számítható ki az alábbi képlet segítségével a terVMinőségi index, melynek ideális értéke 0. [23]

$$PQI = \sqrt{(1 - H)^2 + (1 - M)^2 + (1 - P)^2}$$

3. Minőségbiztosítási protokoll

A minőségbiztosítás megvalósítása IMRT technika esetén sokkal komplexebb, mint statikus mezőket alkalmazó technika esetén. A dózisterv bonyolultsága miatt nem elegendő csupán egy pontban végezni az ellenőrzést. Két és háromdimenziós dózismérő eszközökkel (PV, ArcCheck) lehet egy adott síkban, vagy hengeres felületen méréssel ellenőrizni az egyedi mezők, vagy az összes mező eredő dóziseloszlását. A tervezőrendszerben a fantomra át lehet másolni a beteg teljes RapidArc tervét a mezőkonfigurációkkal és dóziselőírással együtt, majd a fantomban az adott síkban kiszámoljuk a dóziseloszlást. A számolt dózisértékeket a detektorok elrendezésének megfelelő mátrixpontokba exportáljuk, amit a mérési adatokkal kvantitatívan összehasonlítunk, miután a beteg besugárzási tervével a detektort besugarazzuk. [24]

A minőségbiztosítási protokoll folyamatábrája a 15. ábrán látható:



15. ábra: Minőségbiztosítási protokoll folyamatábrája

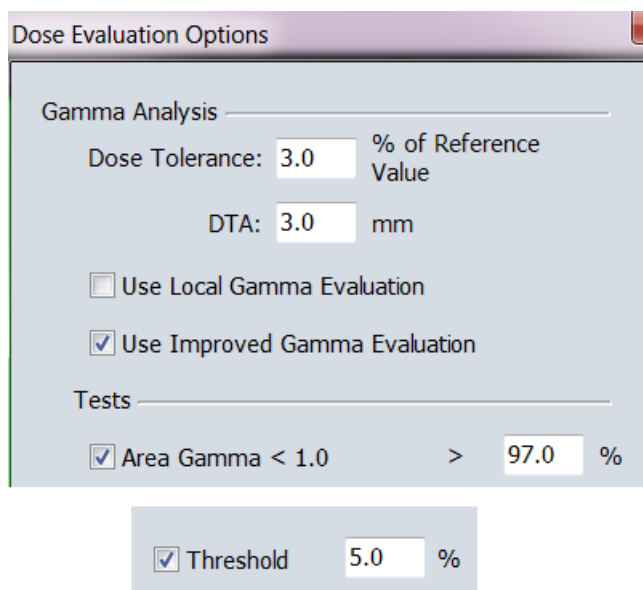
A folyamatábrán szereplő első lépés a verifikációs terv létrehozása. Ezt mindkét detektorral (PV, ArcCheck) végzett mérés esetén létre kell hozni a tervezőrendszerben. Exportálását hordozható eszközre, csak ArcCheck-el történő mérés esetén szükséges

(portál dozimetriánál ezt a lépést ki kell hagyni, ebben rejlik nagy előnye a többi detektorhoz képest, mivel a szoftver az ARIA rendszer részét képezi).

A detektor pontos beállítása után elkezdődhet a mérés. Mérést követően el kell végezni a mért és a tervezett dóziseloszlások összehasonlítását, gamma analízis segítségével. Amennyiben 97% fölötti értékeket kapunk, elfogadhatjuk a mérést, és a terv leadásra kerülhet.

Abban az esetben, hogyha a kapott érték 97% alatti, szükséges elvégezni a mérést egy másik detektorral is. Hogyha a mérés sikeres lesz a második esetben, akkor a terv leadásra kerülhet, amennyiben nem, akkor az elkészített tervet módosítani kell, és újra le kell mérni. A fenti lépéseket addig kell ismételni, amíg megfelelő eredményre nem jutunk.

A 16. ábrán látható paramétereket a fizikusok a nemzetközi ajánlásoknak megfelelően állították be, és én is ezt alkalmaztam minden esetben a portál dozimetriai mérések során.



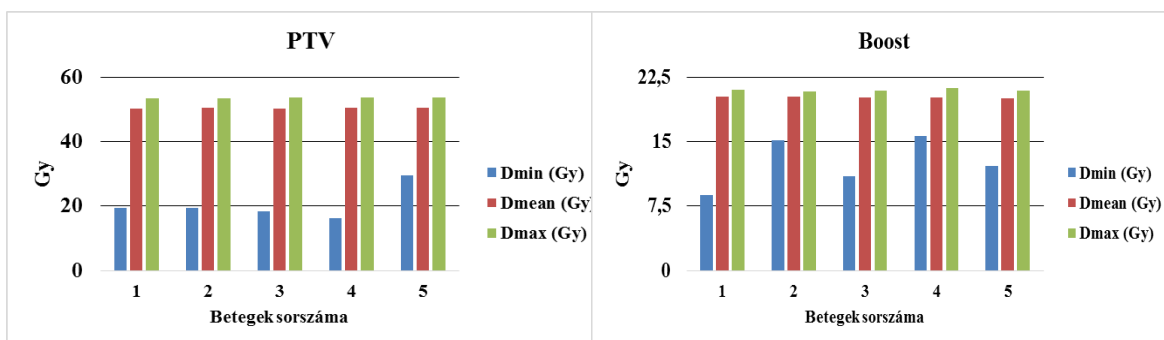
16. ábra: Beállítási paraméterek

4. Eredmények és megbeszélés

4.1. Céltérfogatok ellátottsága

4.1.1. Fej-nyak tumorok

A PTV-re és a boost-ra vonatkozó dózisértékek a 17. ábrán láthatók:



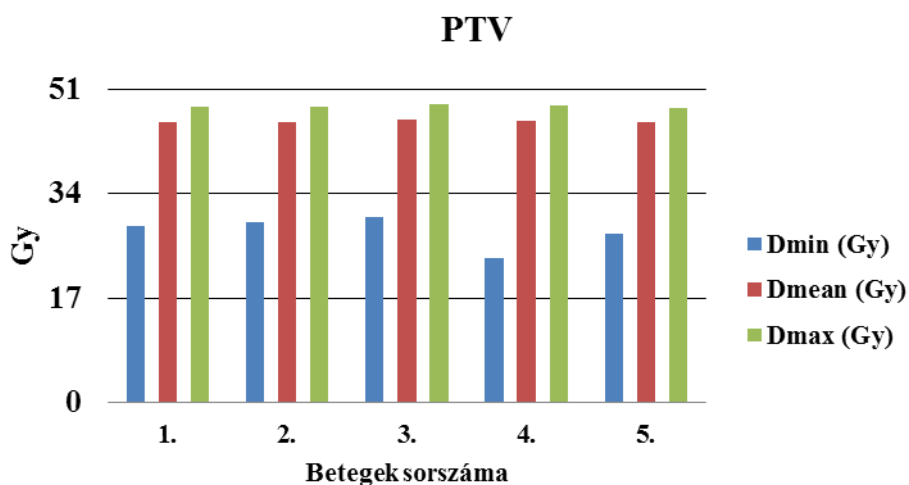
17. ábra: A PTV és a boost dózisminimuma (kék), átlagdózisa (piros) és dózismaximuma (zöld), fej-nyak daganatoknál

PTV-n belül a legkisebb dózisminimum 16,36 Gy, az előírt dózis 32,7 %-a, a legnagyobb maximumdózis 53,85 Gy, az előírt dózis 107,7 %-a volt. Mind az öt esetben a dózismaximum 107,1% - 107,7% közötti értéknek adódott.

A boost térfogatán belül a legkisebb dózisminimum 8,81 Gy, az előírt dózis 44%-a, a legnagyobb dózismaximum 21,31 Gy, az előírt dózis 106,6 %-a volt. A dózismaximum értékei 104,4 % - 106,6 % közöttiek lettek.

4.1.2. Gyomor tumorok

Gyomor tumorok esetén a céltérfogatra vonatkozó dózisértékek a 18. ábrán láthatók:



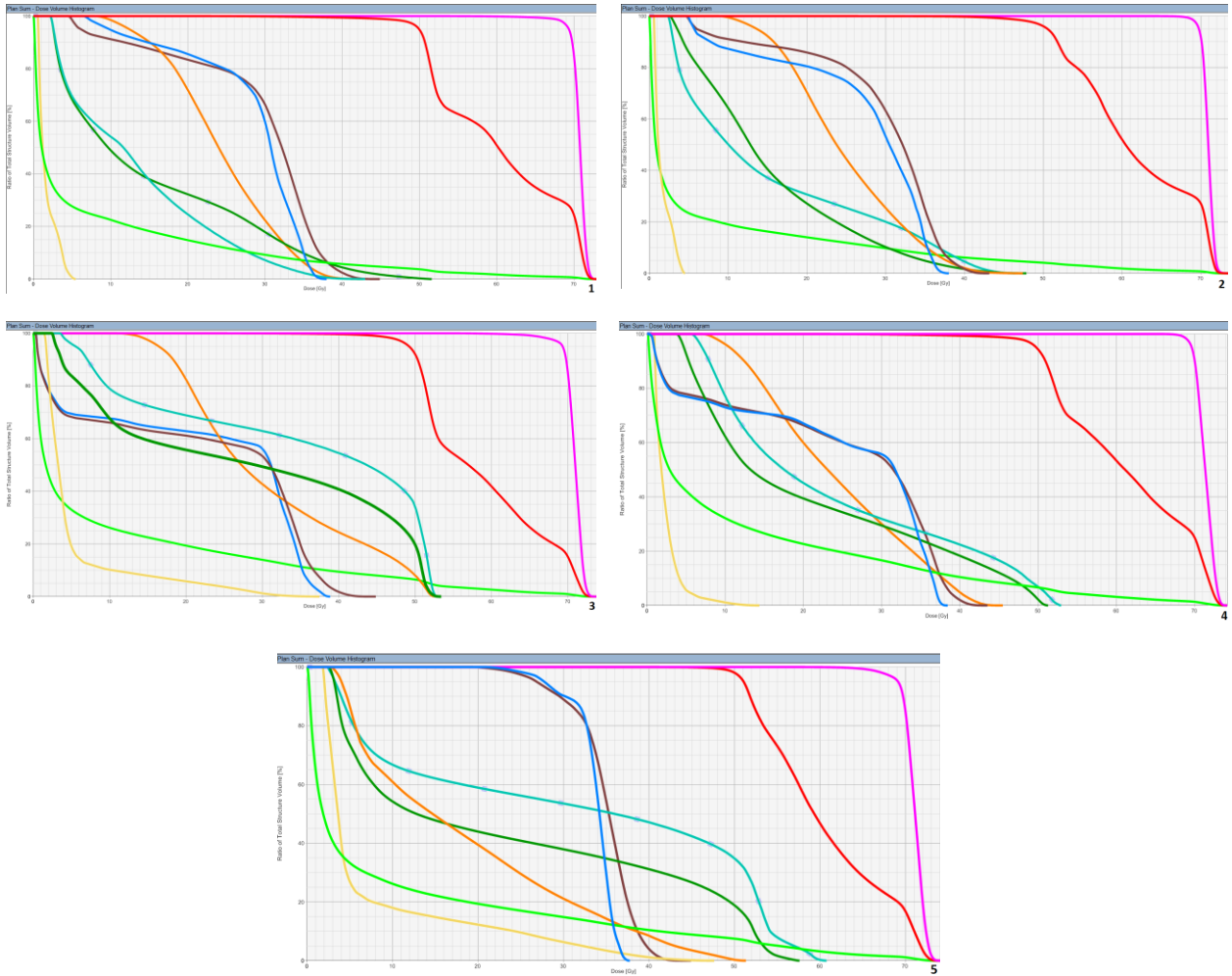
18. ábra: A céltérfogat dózisminimuma (kék), átlagdózisa (piros) és dózismaximuma (zöld), gyomordaganatoknál

Céltérfogaton belül a legkisebb dózisminimum 23,5 Gy, az előírt dózis 52,2 %-a, a legnagyobb dózismaximum 48,5 Gy, az előírt dózis 107,8 %-a volt. A dózismaximum értékek 106,4% - 107,8 % közöttiek voltak.

4.2. Védendő szervek

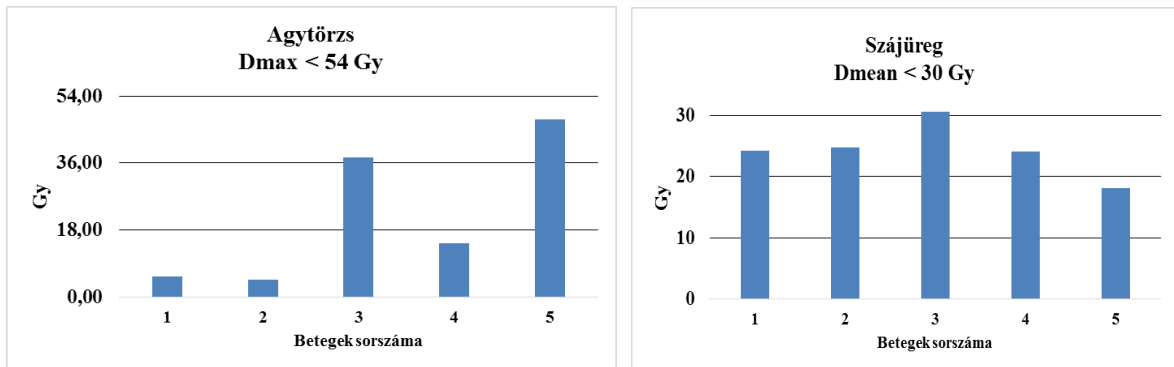
4.2.1. Fej-nyak tumorok

Diplomamunkám során a fej-nyak tumorokra két tervet készítettem, egyet a PTV-re 50 Gy összdózissal, és egyet a boost-ra 20 Gy összdózissal, ezért létre kellett hoznom az összesített tervet, így az előírt 70 Gy összdózisra értékeltem ki a DVH-at.



19. ábra: Az összesített tervek dózis-térfogat hisztogramjai fej-nyak tumoroknál; boost (ciklámen), PTV (piros), gerincvelő+7mm (barna), gerincvelő (sötétkék), jobb fültőmirigy (világoskék), bal fültőmirigy (sötétzöld), szájüreg (narancssárga), agytörzs (citromsárga), test (világoszöld)

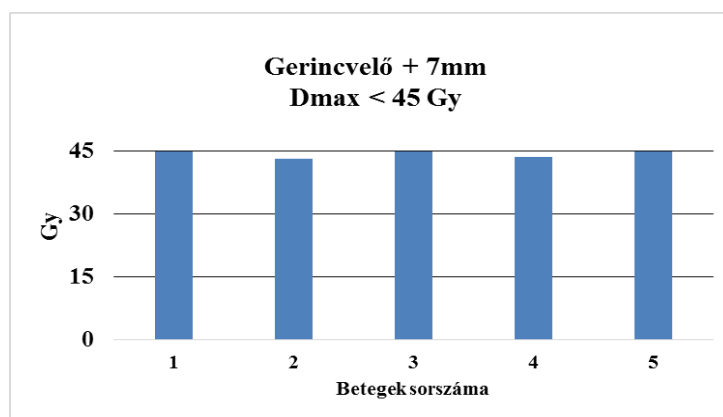
Az öt beteg esetén az összesített hisztogramokból kapott eredmények a 20.-23. ábrákon láthatók.



20. ábra: Az agytörzs által megkapott maximális dózisértékek (balra), illetve a szájüreg átlagdózis értékei (jobbra)

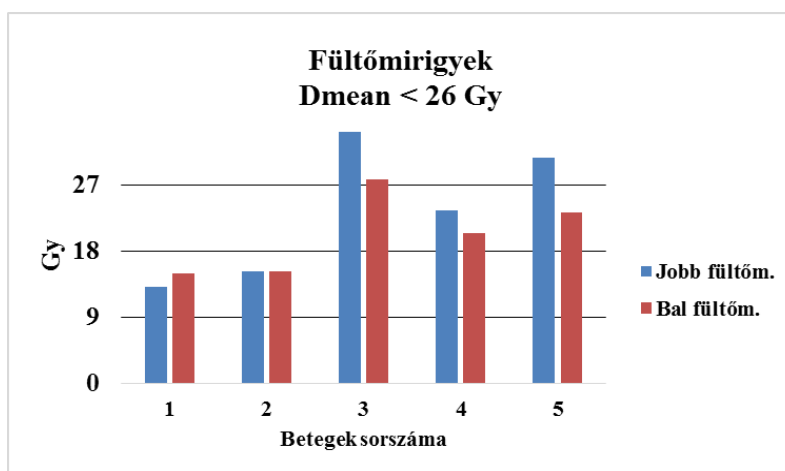
Fej-nyak tumoroknál az agytörzs a védendő szervek részét képezte. Jelen esetben megfelelően lehetett védeni. Az 1., 2. és 4. számú betegnél jóval 54 Gy alatt volt a dózismaximum, mivel az agytörzs a mezőhatároktól távolabb helyezkedett el, nem úgy, mint a 3. és 5. számú betegekénél.

A következő védendő szerv a szájüreg volt. A 3. betegnél látható, hogy az átlagdózis 30 Gy felett van 0,61 Gy-el. Ennek oka, hogy a szájüreg térfogatának 18 %-a a célterület részét képezte. A többi négy esetben megfelelően lehetett védeni a szájüreget, az átlagdózis értékek 25 Gy alattiak voltak.



21. ábra: A gerincvelő + 7mm-es tartományának maximális dózisértékei

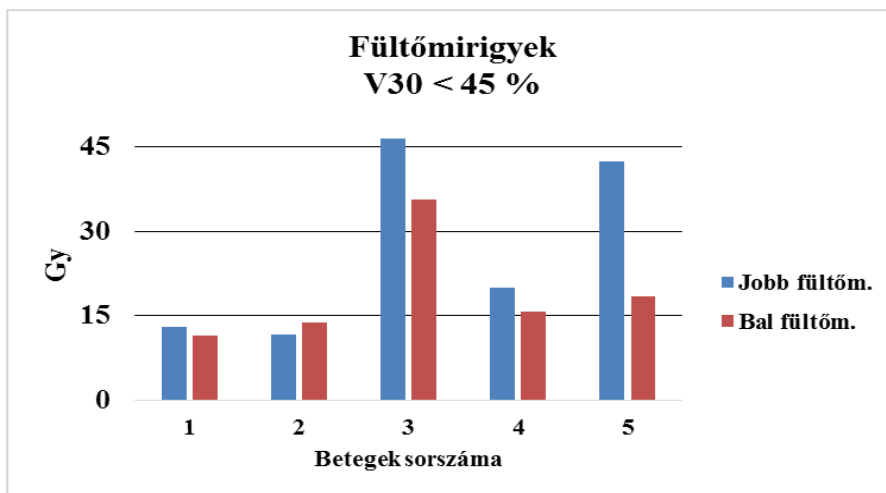
A gerincvelőt kiterjesztettem egy 7 mm-es margóval, és ezt tekintettem védendő szervnek biztonsági okokból, hiszen fej-nyak tumorok besugárzása esetén a leadott dózis 70 Gy. Az 1., 3., és 5. számú betegekénél 45 Gy volt a maximális dózis. A 2. és 4. számú betegek esetében 45 Gy alattiak voltak a dózismaximum értékek.



22. ábra: A kétoldali fültőmirigyek átlagdózis értékei

A jobb és baloldali fültőmirigyek átlagdózis értékeit a 3. számú beteg esetén nem sikerült határérték alatt tartani. Ennek oka az volt, hogy a jobboldali fültőmirigy

térfogatának 58%-a, a baloldalinak 38 %-a képezett közös térfogatot a célterülettel. Az 5. számú beteg esetén a jobb fültőmirigy értékét szintén nem sikerült határérték alatt tartani, mivel térfogatának 41,7%-a volt a célterület része. Ebben az esetben az átlagdózis 30,82 Gy volt. A többi esetben a fültőmirigyek átlagdózis értékei 24 Gy alattiak voltak.



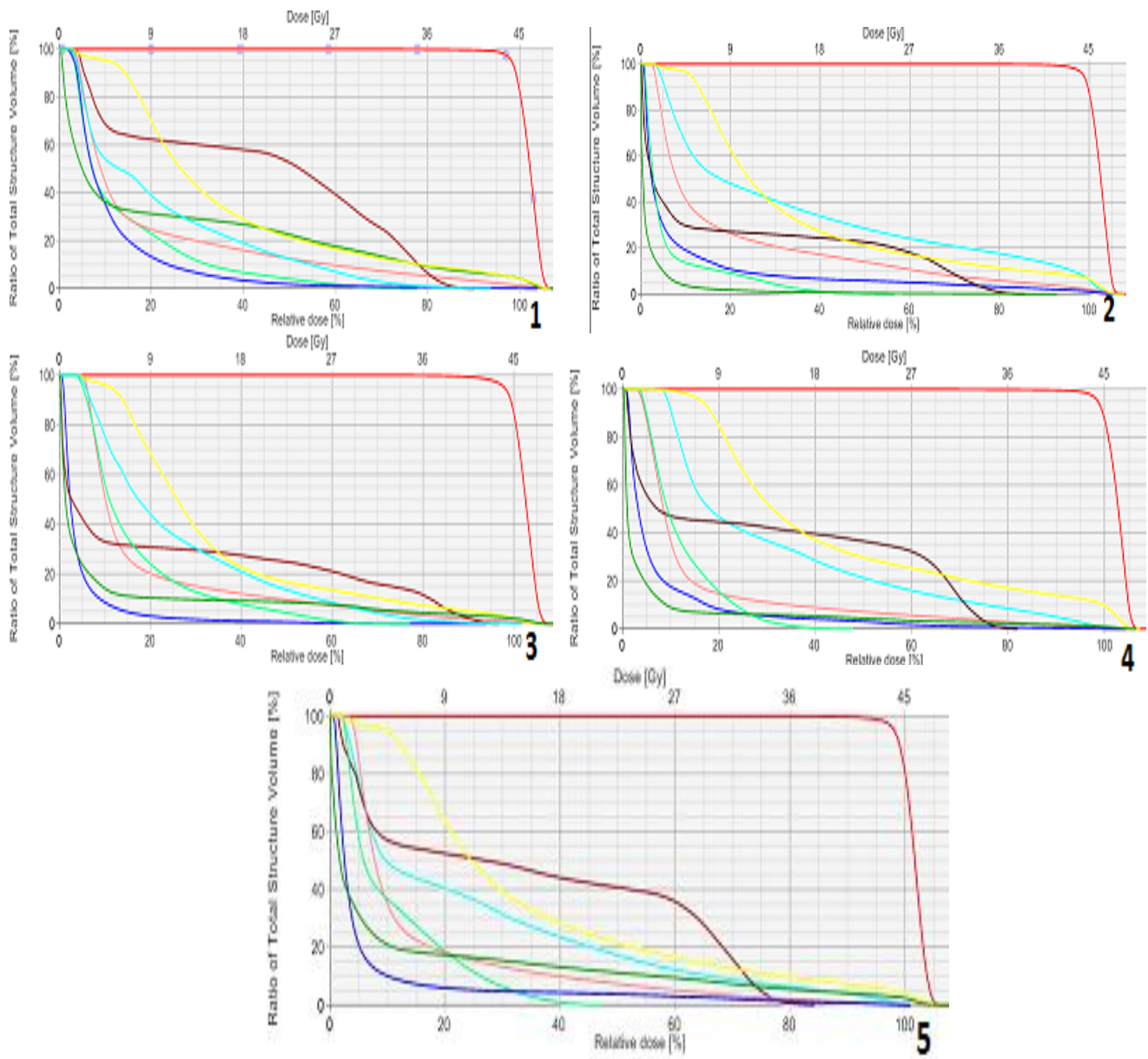
23. ábra: A fültőmirigyek térfogatának 45%-a által megkapott dózisértékek

A fültőmirigyekre még alkalmaztam a 23. ábrán látható dózismegszorítást ($V_{30} < 45\%$) szakirodalmi ajánlások alapján ^[17].

A fentebb már tárgyalt okokból adódóan látható, hogy a 3. számú betegnél mindkét fültőmirigy, az 5. számú betegnél a jobboldali fültőmirigy dózisértékeit nem sikerült határérték alatt tartani, jóval meghaladták a 30 Gy-es dózismegszorítást. A többi esetben 20 Gy alattiak voltak a dózisértékek.

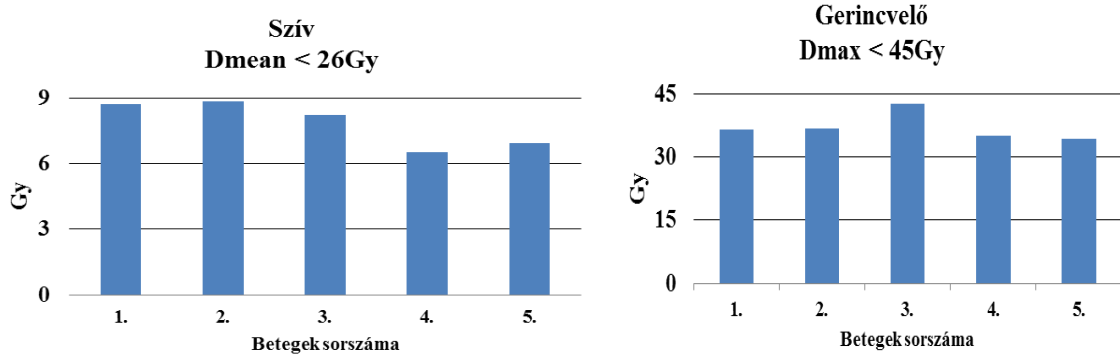
4.2.2. Gyomor tumorok

Az elkészített tervek kummulatív dózis-térfogat hisztogramjai a 24. ábrán láthatók.



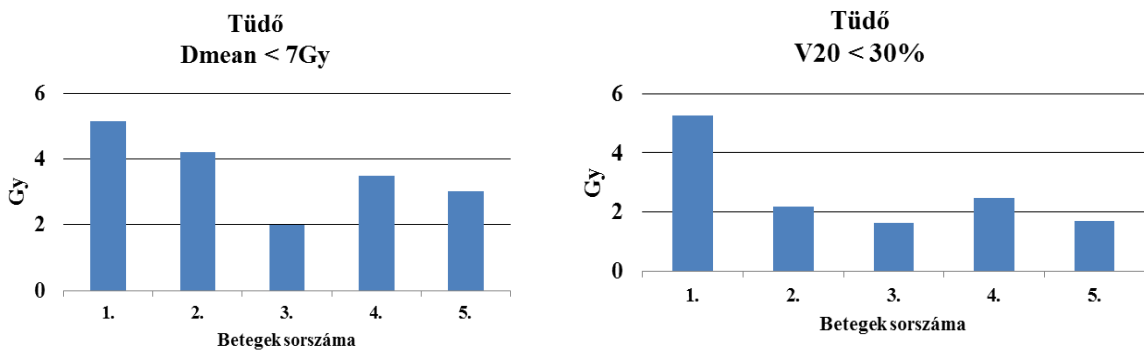
24. ábra: Dózis-térfogat hisztogramok gyomor tumorok esetén; PTV (piros), gerincvelő (barna), máj (sárga), tüdő (sötétkék), bal vese (világoskék), jobb vese (világoszöld), szív (rózsaszín), vékonybél (sötétzöld)

Az öt DVH-ból kinyert eredmények a 25. - 30. ábrákon láthatók.



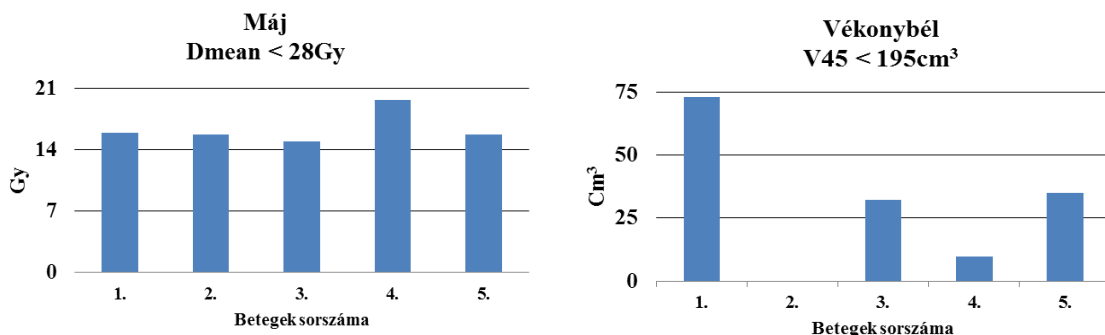
25. ábra: A szív átlagdózis értékei (balra), illetve a gerincvelő által megkapott maximális dózisértékek (jobbra)

Mind az öt beteg esetén a szív átlagdózisa jóval 26 Gy alatt volt. A gerincvelő által kapott maximális dózis egy esetben sem haladta meg a 45 Gy-t.



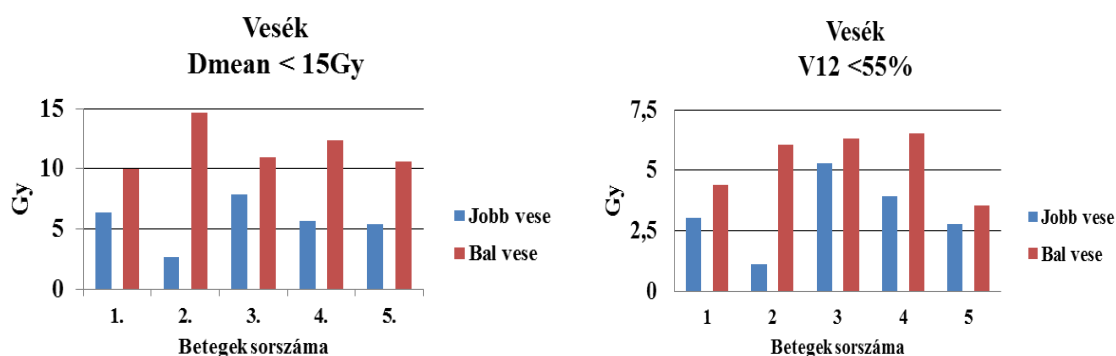
26. ábra: A tüdők átlagdózis értékei (balra), illetve a tüdők térfogatának 30%-a által megkapott dózisértékek (jobbra)

A jobb és baloldali tüdő együtt lett megkontúrozva, így ezeket a feltételeket a teljes tüdőtérfogatra vizsgáltam. A tüdők átlagdózisai minden esetben 7 Gy alattiak voltak, és térfogatuknak 30 %-a jóval kevesebb dózist kapott, mint 20 Gy.



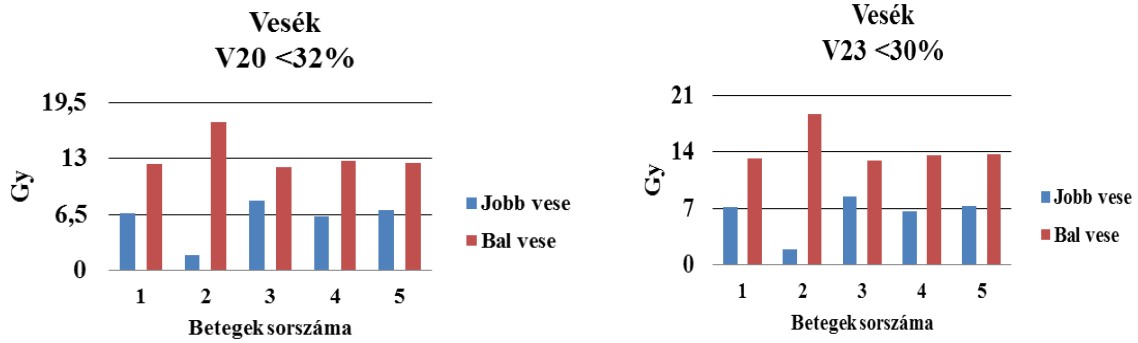
27. ábra: A máj átlagdózis értékei (balra), illetve a vékonybél térfogat értékei (jobbra)

A máj átlagdózisa minden esetben 20 Gy alatt volt, a 28 Gy-es dóziskorlátot nagyon jól lehetett teljesíteni. A vékonybél esetén a 27. ábra azokat a térfogat értékeket mutatja, melyek 45 Gy-t kaptak. Egy esetben sem érték el a 195 cm³ térfogat értéket.



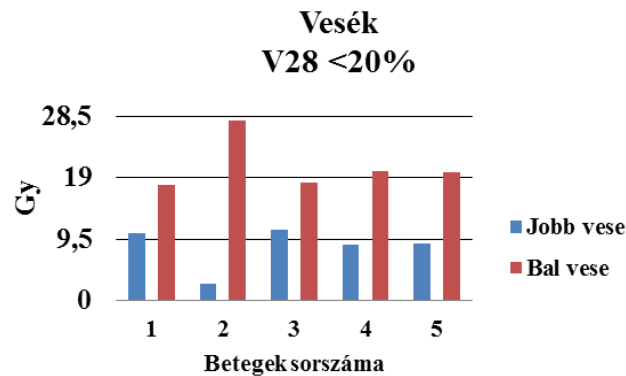
28. ábra: A vesék átlagdózis értékei (balra), illetve a vesék térfogatának 55%-a által megkapott dózisértékek (jobbra)

Mindkét oldali vese átlagdózisa 15 Gy alatt volt. Az ábrákon jól látható, hogy a bal vesék minden esetben nagyobb dózist kaptak, mint a jobb vesék. A vesetérfogatok 55%-a minden esetben jóval kevesebb dózist kapott, mint 12 Gy. A gyomor elhelyezkedésével magyarázható a bal vese nagyobb terheltsége, hiszen besugárzás közben az jobban érintett.



29. ábra: A vesék térfogatának 32%-a (balra) illetve 30%-a (jobbra) által megkapott dózisértékek

A vesetérfgatok 32%-a minden esetben kevesebbet kapott, mint 20 Gy, illetve 30%-a, mint 23 Gy.



30. ábra: A vesék térfogatának 20%-a által megkapott dózisértékek

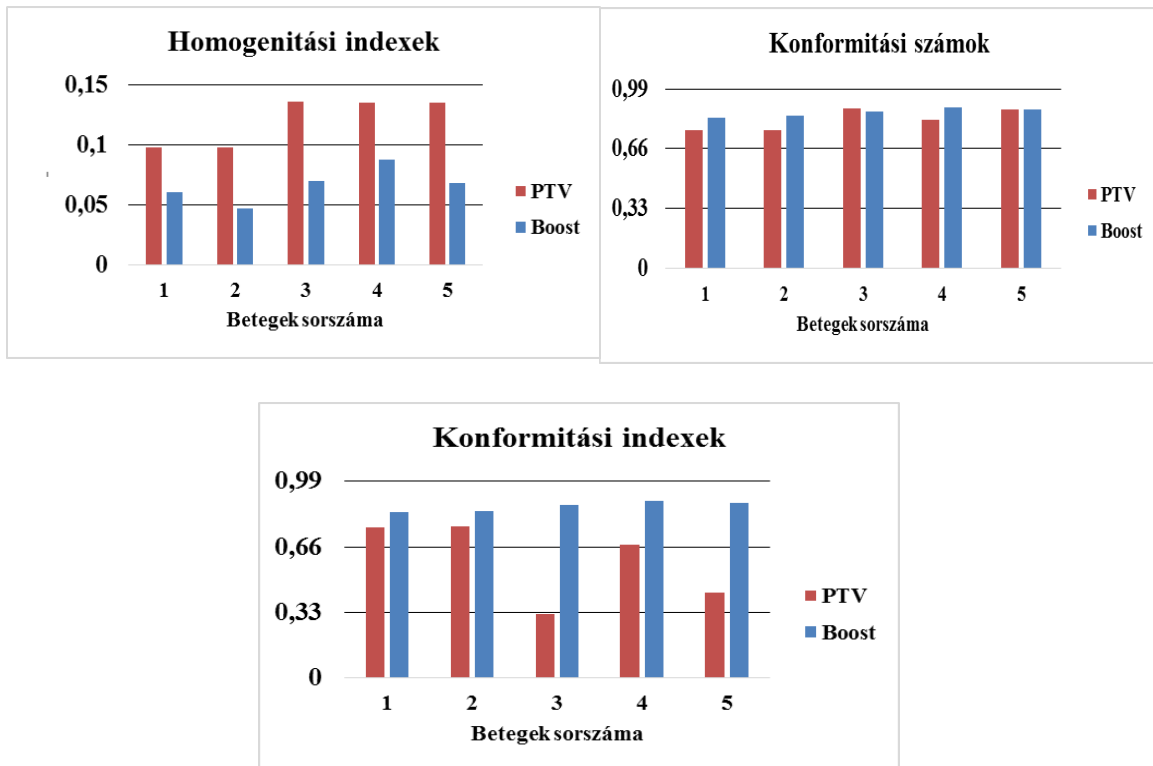
A vesetérfgatok 20%-a minden esetben 28 Gy alatt volt, a 2.-ik sorszámú betegnél alig teljesült ez a feltétel, mivel térfogatának valamely hányada átfedést képezett a célterülettel. Látható, hogy az előző grafikonokon is ez teljesített a legrosszabbul, viszont a jobb vese ennél a betegnél volt a legjobban védhető.

A fenti eredményekből látható, hogy a QUANTEC ajánlásának alapján a kiértékelt dózis-térfgat hisztogramok nagyon jó eredményeket produkáltak, minden esetben a dóziskorlát alatt volt az adott szerv százalékos térfogata, illetve átlag és dózismaximuma.

4.3. Indexek

4.3.1. Fej-nyak tumorok

A PTV és boost térfogatok ellátottságának vizsgálatát fej-nyak tumorok esetén különböző indexek segítségével végeztem el. Minden esetben a boost-ot jellemző indexek álltak közelebb az ideális értékekhez. Ennek oka, hogy ez a térfogat jóval kisebb a PTV térfogatánál, és a védendő szervek már átfedést sem képeztek a térfogatával, ezért sokkal homogénebben és konformálisabban ellehetett látni a PTV-hez képest.



31. ábra: Homogenitási indexek (fent, balra), konformitási számok (fent, jobbra), konformitási indexek (lent, középen)

A legalacsonyabb homogenitási index PTV esetén 0,098 volt az 1., és 2. számú betegnél, a boost-nál 0,047 volt szintén a 2. számú betegnél. A legmagasabb érték 0,136 a 3. számú betegnél volt PTV esetén, és 0,088 boost-nál a 4. számú beteg esetén.

A legalacsonyabb konformitási szám PTV-nél a 2. számú betegnél látható 0,764 értékkel, boost esetén pedig az 1. számú betegnél 0,833 értékkel. Legmagasabb érték az 5. számú betegnél látható 0,877-el PTV-nél, és 0,89 értékkel a 4. számú beteg esetén boost-

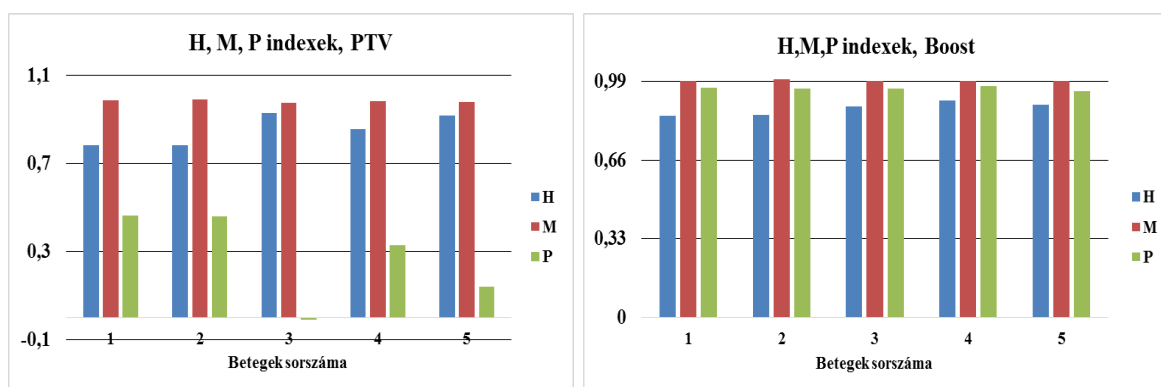
nál.

Az 1., és 2. számú betegek konformitási száma (CN) elmarad a másik hároméhoz képest, viszont homogenitási (HI) és konformitási index (COIN) tekintetében ők bizonyultak jobbnak, PTV esetén. Boost-nál a 3., 4., és 5. számú betegek CN értékei jobbak az első kettőhöz képest, viszont HI vonatkozásában rosszabbnak bizonyultak.

A COIN értékei a 3. számú betegnél voltak a legalacsonyabbak, a védendő szerveknél már tárgyalt okokból, 0,323 értékekkel PTV esetén, illetve a legmagasabb érték a 2. számú betegnél látható, 0,764 értékkel.

Boost-nál a COIN értékek megegyeztek minden esetben a CN értékeivel, mivel egyik védendő szervet sem érintette a referencia izodózisgörbe, hiszen távol estek a célterülettől, és ez végett a képlet utolsó tagjában szereplő tört értékére 0-át adtak, így a CN-t 1-el kellett szorozni. Itt a legalacsonyabb érték 0,833, illetve a legmagasabb 0,89, előbbi az 1., utóbbi a 4. számú betegnél.

A tervminőségi index meghatározásához először az alábbi három indexet kellett kiszámolni:



32. ábra: H, M, P indexek értékei (balra PTV, jobbra boost)

A H index az első két betegnél volt a legalacsonyabb 0,78 értékkel, és a 3. számú betegnél a legmagasabb 0,93 értékkel, PTV-nél. Ennek az oka, hogy a CN képletében szereplő második tört adta a H index értékét, így ahol a CN értékei alacsonyok voltak, azoknál a betegeknél itt is ez figyelhető meg. Az M index értékei közel azonosnak adódtak minden esetben. A P index értéke az első két betegnél volt legközelebb az ideálishoz 0,46-al (ezeknél lehetett a legjobban védeni a védendő szerveket, ezért jó a COIN értékük is), és sajnos a legalacsonyabb -0,01 volt, ami azért probléma, mert a szakirodalom azt javasolja, hogy negatív eredmény esetén a tervet nem ajánlott leadni. Mivel a képlet figyelembe

veszi, hogy a védendő szervekre előírt dóziszfeltételeket mennyire sikerült tartanom, így nem csoda, hogy negatív eredményt kaptam, hiszen sem a fültőmirigyeket sem a szájüregtet nem tudtam határérték alatt tartani, aminek a magyarázatát fentebb megadtam.

A P index értékeit az alábbi képlet segítségével számoltam ki PTV és boost esetén is:

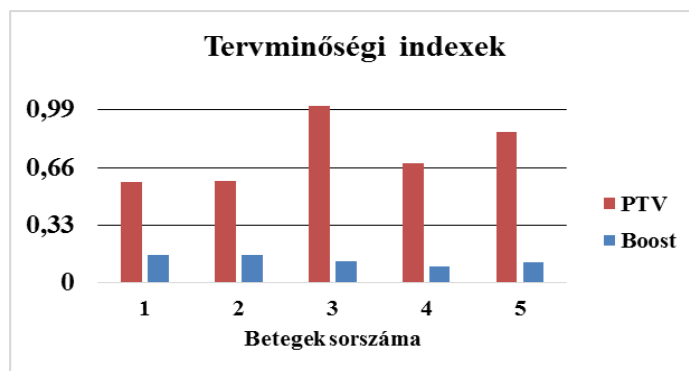
$$P = \frac{1}{5} * \left(1 - \frac{D_{max, Sc + 7mm}}{45}\right) + \frac{1}{5} * \left(1 - \frac{D_{max, Bs}}{54}\right) + \frac{1}{5} * \left(1 - \frac{D_{mean, Oc}}{30}\right) +$$

$$\frac{1}{10} * \left[\left(1 - \frac{D_{mean, Lp}}{26}\right) + \left(1 - \frac{V_{30, Lp}}{30}\right)\right] + \frac{1}{10} * \left[\left(1 - \frac{D_{mean, Rp}}{26}\right) + \left(1 - \frac{V_{30, Rp}}{30}\right)\right]$$

A képlet első tagjának számlálójában ($D_{max, Sc+7mm}$) az a dózismaximum szerepel, amelyet a gerincvelő 7mm-es kiterjesztése, a másodikban pedig ($D_{max, Bs}$), amelyet az agytörzs kapott. A harmadik, a negyedik és a hatodik tagok számlálójában az az átlagdózis szerepel, amelyet rendre a szájüreg ($D_{mean, Oc}$), a bal fültőmirigy ($D_{mean, Lp}$) illetve a jobb fültőmirigy ($D_{mean, Rp}$) kapott.

Az ötödik és hetedik tagokban a számláló a bal illetve jobb fültőmirigy esetén ($V_{30, Lp}$ és $V_{30, Rp}$), azt a dózist jelenti, amelyet a térfogatuknak a 45%-uk kapott. A hét zárójelen belül a nevezőben szereplő értékek Gy-ben vannak, ahogyan a számlálók is. A nevezőben szereplő értékek az adott védendő szervekre vonatkozó megszorítások (1. táblázat).

Boost esetén a H index értékei szintén az első két betegnél voltak a legalacsonyabbak 0,85-al, a legmagasabb a 4. számú betegnél 0,91-al. Az M index értékei minden beteg esetében megegyeztek. A P index értékei is nagyon közel voltak az ideális egyhez, a legalacsonyabb érték 0,95 a legmagasabb 0,97, előbbi az 5., utóbbi a 4. számú betegnél adódott.



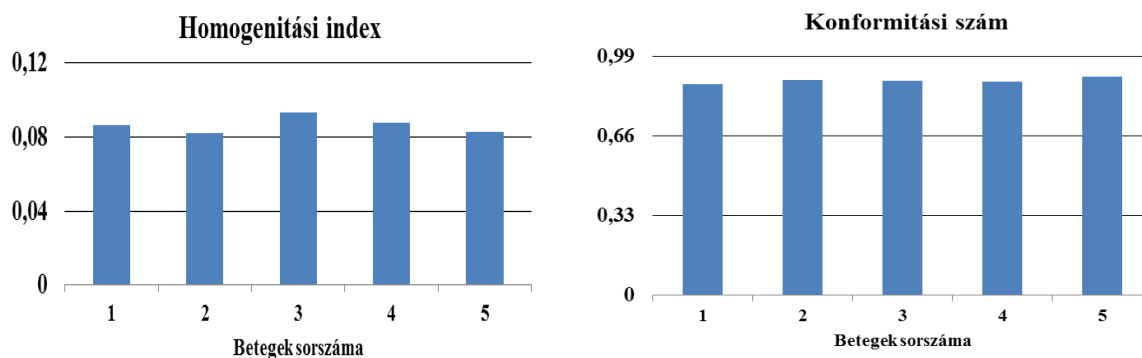
33. ábra: Tervminőségi indexek

A tervminőségi index ideális esetben 0. A boost értékei ennek közel meg is feleltek, a legalacsonyabb 0,096 a 4., a legmagasabb 0,158, az 1., illetve 2. számú betegeknél figyelhető meg.

PTV esetén a legalacsonyabb érték 0,579 az 1., és legmagasabb 1,014 a 3. számú betegnél látható.

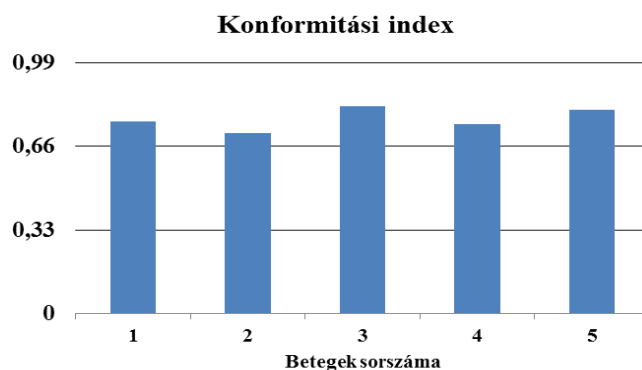
4.3.2. Gyomor tumorok

Gyomordaganatoknál a dozimetriai indexek a következők:



34. ábra: Homogenitási indexek (balra), és konformitási számok (jobbra)

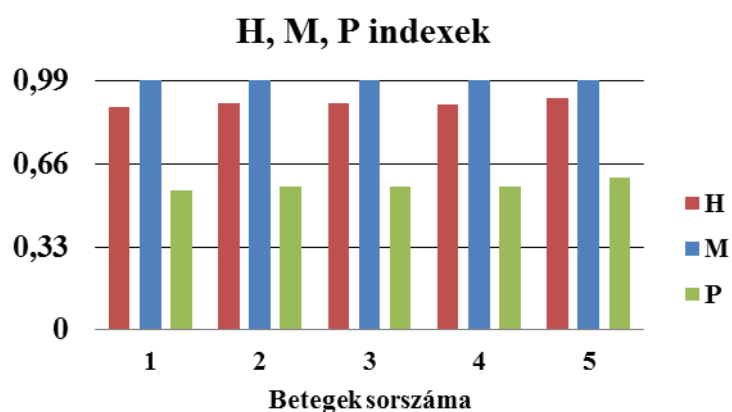
A homogenitási index legalacsonyabb értéke 0,082 volt, amely a 2., és 5. számú betegnél is előfordult. A legmagasabb érték 0,093 volt, a 3. számú betegnél. A konformitási szám legalacsonyabb értéke 0,873 volt az 1. számú betegnél, a legmagasabb 0,906 az 5. számú betegnél látható.



35. ábra: Konformitási indexek

A konformitási számokhoz képest romlottak a konformitási indexek értékei. Ez teljesen reális, hiszen a képlet figyelembe veszi a védendő szerveket is, ezáltal pedig romlanak az eredmények. A legalacsonyabb COIN érték a 2. számú betegnél 0,713, míg a legmagasabb a 3. számú betegnél 0,818 értékkel látható.

A terfvminőségi indexek kiszámításához szükséges H, M illetve P indexek értékei a 36. ábrán láthatók:



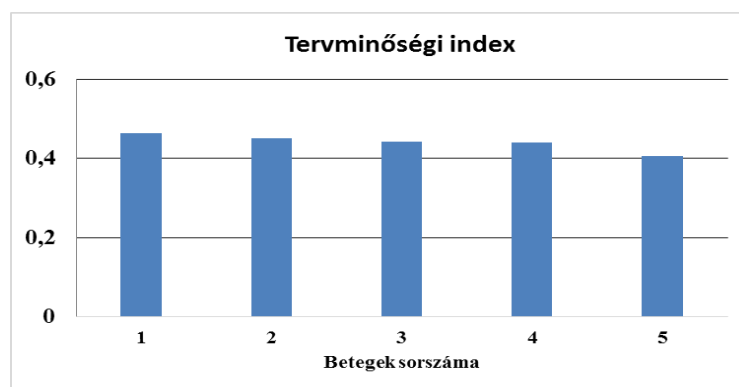
36. ábra: H, M, P index értékei

A H index értéke 0,89 feletti, míg az M indexé pontosan 0,99 értékkel adódott minden esetben. A P indexek értékei mutatják a legnagyobb eltérést az ideális esethez képest. Ennek oka, hogy ez az index figyelembe veszi a védendő szerveket is.

$$\begin{aligned}
P = & \frac{1}{7} * \left(1 - \frac{D_{mean, heart}}{26}\right) + \frac{1}{14} * \left[\left(\frac{D_{mean, lung}}{7}\right) + \left(1 - \frac{V_{20, lung}}{20}\right)\right] \\
& + \frac{1}{7} * \left(1 - \frac{D_{max, Sp.cord}}{45}\right) + \frac{1}{7} * \left(1 - \frac{D_{mean, liver}}{28}\right) + \frac{1}{7} * \left(1 - \frac{V_{45, small\ bowel}}{195}\right) \\
& + \frac{1}{35} * \left[\left(1 - \frac{D_{mean, LK}}{15}\right) + \left(1 - \frac{V_{12, LK}}{12}\right) + \left(1 - \frac{V_{20, LK}}{20}\right) + \left(1 - \frac{V_{23, LK}}{23}\right)\right. \\
& \quad \left.+ \left(1 - \frac{V_{28, LK}}{28}\right)\right] \\
& + \frac{1}{35} * \left[\left(1 - \frac{D_{mean, RK}}{15}\right) + \left(1 - \frac{V_{12, RK}}{12}\right) + \left(1 - \frac{V_{20, RK}}{20}\right) + \left(1 - \frac{V_{23, RK}}{23}\right) + \left(1 - \frac{V_{28, RK}}{28}\right)\right]
\end{aligned}$$

A 2. táblázat felhasználásával a P index a fenti képlettel számolható ki. A számlálóban szereplő D_{mean} az adott védendő szerv átlagdózisa, D_{max} a szerv által megkapott maximális dózis. V_{xx} azt a dózist jelenti, melyet a szerv YY%-a megkap (például a $V_{20, lung} / 20$ azt jelenti, hogy megnéztem a tüdő térfogatának a 30%-a mekkora dózist kap az egyes betegek esetén, és a kapott dózist elosztottam 20 Gy-el, hiszen ez a feltétel úgy szólt, hogy $V_{20} < 30\%$). Ezt alkalmaztam minden olyan esetben, ahol nem dózismaximum illetve átlagdózis szerepel a feltételrendszerben. A vékonybél esetén azt néztem meg, hogy 45 Gy-t a térfogatának hányad része kap meg (cm^3 -ben), és elosztottam a kapott értéket 195 cm^3 -el. A nevezőben szereplő számok itt is az adott védendő szervekre vonatkozó megszorítások.

A legalacsonyabb érték 0,55, a legmagasabb 0,61 volt. A három index közül a P index értékei a legalacsonyabbak. A terVMinőségi index a 37. ábrán látható.



37. ábra: TerVMinőségi indexek

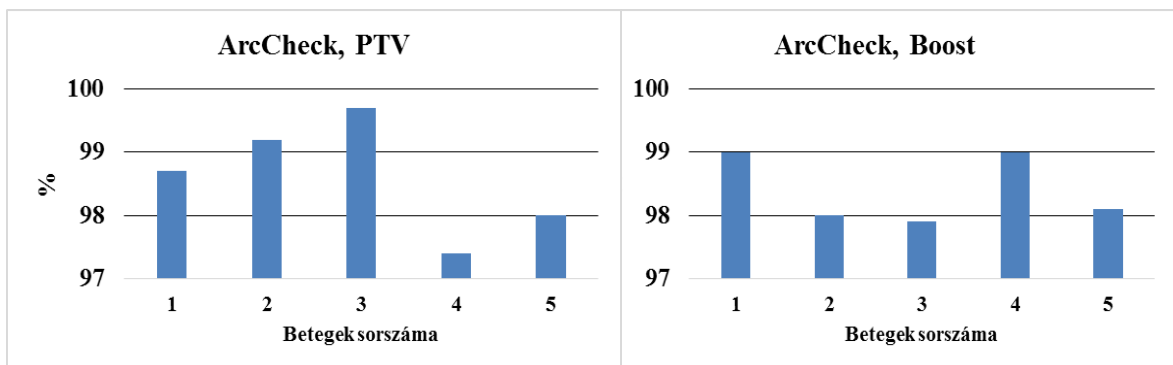
Legalacsonyabb értéke 0,406, az 5. számú betegnél, legmagasabb pedig 0,465 az 1. számú betegnél látható.

4.4. Minőségbiztosítási mérések

A detektor megfelelő pozicionálása után elvégezhetők a mérések. A mért és a számolt dózisképet összehasonlítva, gamma analízis után eldönthetjük, hogy elfogadható-e a terv vagy sem. Ha 97%-nál alacsonyabb értéket kapunk, javasolt elvégezni a mérést másik detektorral is. Ha mindkét detektorral végzett mérés azt mutatja, hogy a terv nem megfelelő, akkor a fizikusnak módosítania kell a tervet. Ezt követően a minőségbiztosítási protokoll folyamatábrája szerinti (15. ábra) lépéseket kell végrehajtania, míg a terv elfogadható nem lesz.

4.4.1. Fej-nyak tumorok

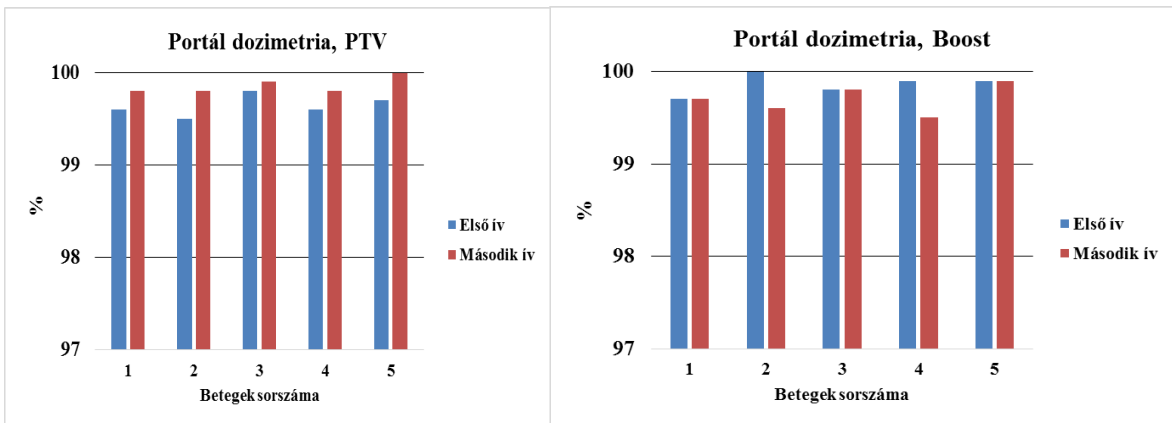
A méréseket elsőként az ArcCheck mérőberendezéssel végeztem el. A szoftver a két ívről készült mérést nem jeleníti meg külön-külön, a terv egészéről dönti el, hogy megfelel-e az elvárásoknak vagy sem.



38. ábra: ArcCHECK-el végzett mérések eredményei, fej-nyak tumorok esetén (PTV balra, boost jobbra)

PTV esetén a %-os egyezés minden esetben 97 % fölötti érték volt. A 4. számú betegnél volt a legalacsonyabb 97,4%-os értékkel, és a 3. számúnál a legmagasabb 99,7 %-al.

Boost esetén is minden az elvárásoknak megfelelően alakult. A legalacsonyabb mérési eredmény a 3. számú betegnél 97,9%-os, a legmagasabb a 4., és 1. számú betegnél 99%-os értékekkel láthatóak.

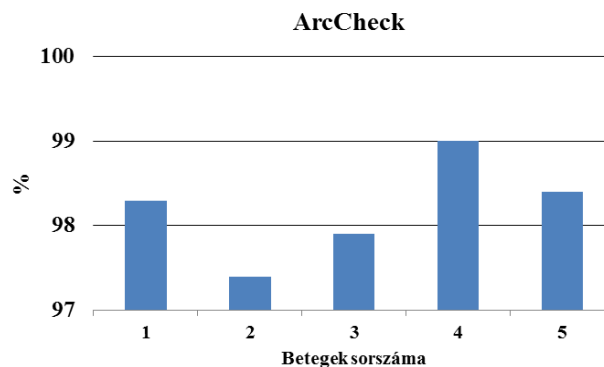


39. ábra: Portál dozimetriával végzett mérések eredményei, fej-nyak tumoroknál (PTV balra, boost jobbra)

Portál dozimetriával végzett mérési eredmények mind a PTV, mind a boost esetén 99,5 % feletti egyezést mutattak, az eredmények jóval kiemelkedőbbek, mint az ArcCheckel végzett mérési eredmények. A szoftver a két ívet egyenként értékeli ki.

4.4.2. Gyomor tumorok

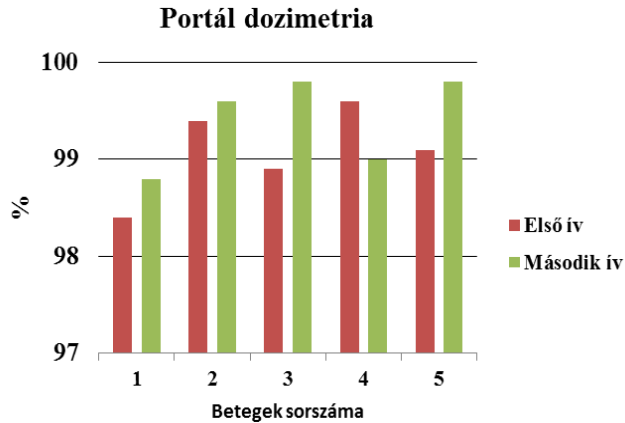
A gyomordaganatos betegek verifikációs terveit elsőként szintén ArcCheck-el mértem le. A 40. ábrán láthatók a mérési eredmények:



40. ábra: ArcCHECK-el végzett mérések eredményei, gyomor tumorok esetén

A legalacsonyabb érték a 2. számú betegnél látható 97,4%-al, a legmagasabb a 4. számú betegnél 99%-al.

Portál dozimetria esetén minden betegnél mindkét ív megfelelt az elvárásoknak.



41. ábra: Portál dozimetriával végzett mérések eredményei, gyomor tumorok esetén

A legalacsonyabb mérési eredmény az 1. számú beteg első ívéénél látható 98,4%-os értékkel, a legmagasabb a 3. és 5. beteg második ívéénél 99,8%-os értékkel.

5. Következtetés

Diplomamunkám során a kidolgozott, fej-nyak tumorok besugárzását tartalmazó protokollból látható, hogy RapidArc technika alkalmazásával mindkét fültőmirigy védhetővé válik, szemben a hagyományos technikával, valamint a többi védendő szerv is jobban védhető.

Gyomor tumorok esetén a baloldali vesét eredményesen lehet védeni, a nemzetközi ajánlásoknak megfelelően. A RapidArc technika alkalmazásával készült protokollban szereplő félkörívek nagy előnye, hogy a kezelés gyorsabban kivitelezhető, illetve a máj és a kétoldali vesék jobban védhetőek. A protokollt viszont csak abban az esetben lehet alkalmazni, hogyha a célterület térfogatának nagysága 1000 cm^3 -nél kisebb, illetve a máj felé nem nagyon kiterjedő a tumor.

A dozimetriai indexekről elmondható, hogy mindkét lokalizáció esetén értékük közel ideális volt, egy esetben a beteg kiterjedt tumora miatt a P indexre negatív előjelű értéket kaptam.

6. Összefoglalás

Diplomamunkám elkészítéséhez áttekintettem az ArcCheck mérőberendezés és a portál dozimetria működési elvét, valamint a nemzetközi szakirodalmat a fej-nyak és gyomor daganatos betegek sugárterápiás ellátására vonatkozóan, RapidArc technika alkalmazásával. A terveket Eclipse tervezőrendszerrel készítettem el, és a Varian IX nevű gyorsítóján kezelték a betegeket.

Elkészítettem egy folyamatábrát, melyben összefoglaltam a besugárzás-tervezési protokollhoz szükséges lépéseket. A protokollok elkészítéséhez kiválasztottam 5 fej-nyak (gége), és 5 gyomor tumoros beteget. Az Uzsoki utcai kórház protokollja szerint fej-nyak tumorok esetén PTV ellátására 50 Gy dózist, és boost ellátására további 20 Gy dózist, összesen 70 Gy összdózist kaptak a betegek, 2 Gy-es frakciódózissal. Gyomor tumorok esetén az előírt dózis 45 Gy volt, 1,8 Gy-es frakciódózissal.

A dózis-térfogat hisztogramokból kinyert dozimetriai paraméterek segítségével vizsgáltam az elkészített tervek homogenitási, konformitási és tervminőségi indexét, és konformitási számát. Gyomor tumorok esetén ezek az indexek közelebb álltak az ideálshoz, a céltérfogatok egyszerűbb elláthatósága miatt.

Megvizsgáltam, hogy az általam összeállított, nemzetközi ajánlásokon alapuló dózis feltételek mennyire teljesíthetők a különböző védendő szervek esetén. A legtöbb esetben sikerült az ajánlott határérték alatt tartani a védendő szervek dózisterhelését, ahol nem, ott elemeztem ennek okát.

A továbbiakban elkészítettem a minőségbiztosítási protokoll folyamatábráját. Mivel a tervek RapidArc technikával készültek, ezért szükséges volt detektor segítségével is lemérni az egyes terveket, hogy azok megfelelnek-e a dozimetriai elvárásoknak, és ez által alkalmasak-e betegkezelésre.

Az elkészített terveket két detektor segítségével mértem meg. Ezt követően kiértékeltem a mérési eredményeket. Mindkét lokalizációnál, és mindkét mérőberendezés esetén gamma analízis során 97% fölötti értékeket kaptam, a mért és a számolt dóziseloszlás összehasonlításakor. A terveim megfeleltek a nemzetközi ajánlásoknak.

7. Rövidítésjegyzék

Rövidítés	Idegen nyelvű jelentés	Magyar megfelelő
3D-CRT	three dimension conformal radiotherapy	háromdimenziós konformális sugárterápia
ArcCHECK		detektor
boost		szűkített céltérfogat
CBCT	cone beam computed tomography	kúpsugaras röntgentomográf
CCW	counter clockwise	óramutató járásával ellentétes
cGy	centigray	mértékegység
CN	conformity number	konformitási szám
COIN	conformity index	konformitási index
CU	calibrated unit	kalibrációs egység
CW	clockwise	óramutató járásával megegyező
DMLC	dynamic multileaf collimator	dinamikus sokleveles kollimátor
DVH	dose-volume histogram	dózis-térfogat hisztogram
DVO	Dose Volume Optimizer	
EPID	electronic portal imaging devices	elektronikus portál képalkotó készülék
HI	homogeneity index	homogenitási index
ICRU	International Commission on Radiation Unites and Measurements	
IMAT	intensity modulated arc therapy	intenzitás modulált ívterápia
IMRT	intensity-modulated radiotherapy	intenzitásmodulált sugárterápia
MLC	multileaf collimator	sokleveles kollimátor
MRDC	Multi-Resolution Dose Calculation	

MU	monitor unit	monitoregység
NTO	normal tissue objective	normál szöveti célkitűzés
OBI	on-board-imager	
PDIC	portal dose image calculation	
PDIP	portal dose image prediction	
PDP	portal dose prediction	
PGO	Plan Geometry Optimization	
PRO	Progressive Resolution Optimizer	
PTV	planning target volume	tervezési céltérfogat
PV	portal vision	portál képalkotó
QA	quality assurance	minőségbiztosítás
QC	quality control	minőség-ellenőrzés
RapidArc		forgóíves besugárzási technika
SNC. Patient™		mérőszoftver
SSD	source-to-surface distance	fókusz-bőr távolság
VMAT	volumetric modulated arc therapy	térfogat modulált ívterápia

8. Ábra – és táblázatjegyzék

- 1. ábra:** Varian IX gyorsító ^[3]7
- 2. ábra:** Statikus (balra, 0⁰-os kollimátor állásnál) és dinamikus (jobbra, 30⁰-os kollimátor állásnál) módban működő MLC-k.....8
- 3. ábra:** ArcCHECK mérőberendezés.....11
- 4. ábra:** A mért dóziskép (fent, balra), a tervezőrendszerben számolt dóziskép (fent, jobbra), illetve a két dóziskép különbsége (lent, középen), gyomor tumoros beteg esetén.....12
- 5. ábra:** Az indirekt detektálás elvén alapuló a-Si EPID-ek vázlatos rajza

(http://radonc.ucsf.edu/research_group) ^[12]	14
6. ábra: QA mérés lépései portál dozimetriával ^[14]	15
7. ábra: Besugárzás-tervezési protokoll.....	17
8. ábra: Segédkontúrok alkalmazása, és a két felvett teljes körív. PTV (piros), PTV+2mm (fekete), jobb fültőmirigy (világoskék), bal fültőmirigy (sötétzöld), szájüreg (narancssárga), gerincvelő (sötétkék), gerincvelő+7mm (barna), test (világoszöld).....	18
9. ábra: Számítógépes optimalizáció folyamán alkalmazott dóziszfeltételek, PTV 50 Gy esetén.....	19
10. ábra: Segédkontúrok alkalmazása, baloldali ábrán Control1, jobboldali ábrán Control elnevezéssel, narancsszínnel rajzolva, illetve rózsaszínnel a 95%-os izodózisgörbe látható.....	20
11. ábra: Számítógépes optimalizáció folyamán alkalmazott dóziszfeltételek, Boost 20 Gy esetén.....	20
12. ábra: Normál szövetre vonatkozó beállítási paraméterek.....	21
13. ábra: Segédkontúrok alkalmazása, és a két felvett félkörív; PTV (piros), PTV+2mm (narancssárga), bal vese (világoskék), máj (sárga), gerincvelő (barna), test (zöld).....	22
14. ábra: Számítógépes optimalizáció folyamán alkalmazott dóziszfeltételek.....	23
15. ábra: Minőségbiztosítási protokoll folyamatábrája.....	29
16. ábra: Beállítási paraméterek.....	30
17. ábra: A PTV és a boost dózisminimума (kék), átlagdózisa (piros) és dózismaximuma (zöld), fej-nyak daganatoknál.....	31
18. ábra: A céltérfogat dózisminimума (kék), átlagdózisa (piros) és dózismaximuma (zöld), gyomordaganatoknál.....	32
19. ábra: Az összesített tervek dózis-térfogat hisztogramjai fej-nyak tumoroknál; boost (ciklámen), PTV (piros), gerincvelő+7mm (barna), gerincvelő (sötétkék), jobb fültőmirigy (világoskék), bal fültőmirigy (sötétzöld), szájüreg (narancssárga), agytörzs (citromsárga), test (világoszöld).....	33
20. ábra: Az agytörzs által megkapott maximális dózisértékek (balra), illetve a szájüreg átlagdózis értékei (jobbra).....	33
21. ábra: A gerincvelő + 7mm-es tartományának maximális dózisértékei.....	34
22. ábra: A kétoldali fültőmirigyek átlagdózis értékei.....	34

23. ábra: A fültőmirigyek térfogatának 45%-a által megkapott dózisértékek.....	35
24. ábra: Dózis-térfogat hisztogramok gyomor tumorok esetén; PTV (piros), gerincvelő (barna), máj (sárga), tüdő (sötétkék), bal vese (világoskék), jobb vese (világoszöld), szív (rózsaszín), vékonybél (sötétzöld).....	36
25. ábra: A szív átlagdózis értékei (balra), illetve a gerincvelő által megkapott maximális dózisértékek (jobbra).....	37
26. ábra: A tüdők átlagdózis értékei (balra), illetve a tüdők térfogatának 30%-a által megkapott dózisértékek (jobbra).....	37
27. ábra: A máj átlagdózis értékei (balra), illetve a vékonybél térfogat értékei (jobbra).....	38
28. ábra: A vesék átlagdózis értékei (balra), illetve a vesék térfogatának 55%-a által megkapott dózisértékek (jobbra).....	38
29. ábra: A vesék térfogatának 32%-a (balra) illetve 30%-a (jobbra) által megkapott dózisértékek.....	39
30. ábra: A vesék térfogatának 20%-a által megkapott dózisértékek.....	39
31. ábra: Homogenitási indexek (fent, balra), konformitási számok (fent, jobbra), konformitási indexek (lent, középen).....	40
32. ábra: H, M, P index értékei (balra PTV, jobbra boost).....	41
33. ábra: Tervminőségi indexek.....	43
34. ábra: Homogenitási indexek (balra), és konformitási számok (jobbra).....	43
35. ábra: Konformitási indexek.....	44
36. ábra: H, M, P index értékei.....	44
37. ábra: Tervminőségi indexek.....	45
38. ábra: ArcCHECK-el végzett mérések eredményei, fej-nyak tumorok esetén (PTV balra, boost jobbra).....	46
39. ábra: Portál dozimetriával végzett mérések eredményei, fej-nyak tumoroknál (PTV balra, boost jobbra).....	47
40. ábra: ArcCHECK-el végzett mérések eredményei, gyomor tumorok esetén.....	47
41. ábra: Portál dozimetriával végzett mérések eredményei, gyomor tumorok esetén.....	48
1. táblázat: Dóziskorlátok a különböző védendő szervekre, fej-nyak tumorok esetén.....	24
2. táblázat: Dóziskorlátok a különböző védendő szervekre, gyomor tumorok esetén.....	25

9. Irodalomjegyzék

1. Božica Vujošević, Bojana Bokorov. Radiotherapy: past and present, 2010.
2. Cedric X.Yu. Intensity Modulated Arc Therapy: Technology and Clinical Implementation, 2002.
3. <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/clinac-ix-system>
4. Clinac iX. Accelerator Innovative platform for today, solid foundation for the future, 2005.
5. Eclipse Algorithms Reference Guide, Varian Medical Systems.
6. <https://www.varian.com/oncology/products/software/information-systems/aria-ois-radiation-oncology>
7. Sun-nuclear corporation-ArcCHECK Reference Guide, 2009.
8. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions: Daniel A. Low,a) William B. Harms, Sasa Mutic, and James A. Purdy, 1998.
9. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation, 2001.
10. How to: Y. Mekuria, M. Bjorkqvist, J. Kulmala. Medical Physics International, Journal, vol.3, No.2, 2015.
11. https://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/pd/pd_overview.htm
12. http://radonc.ucsf.edu/research_group
13. Pesznyák Cs., Sugárterápiás kezelések kivitelezésének ellenőrzése, Tankönyv Fizikusoknak (OF tankönyv), 2011.
14. Eclipse Algorithms Reference Guide, Varian Medical Systems
15. Sugárterápia: Németh György, 2001.
16. Az onkológia alapjai: Kásler Miklós, 2011.
17. A dosimetric comparison of double arc volumetric modulated arc therapy with large field intensity modulated radiation therapy for head and neck cancer: Jayapalan Krishnan, Suresh Rao, Sanath Hegde, Jayarama Shetty, Shambhavi, 2015.
18. Tao Zhang, Zhi-Wen Liang, Jun Han, Jian-Ping Bi, Zhi-Yong Yang and Hong Ma: Double-arc volumetric modulated therapy improves dose distribution compared to

- static gantry IMRT and 3D conformal radiotherapy for adjuvant therapy of gastric cancer, 2015.
19. QUANTEC Summary: Approximate Dose/Volume/Outcome Data for Several Organs Following Conventional Fractionation 3D-CRT.
 20. Conformity index: A review: Oic Feuvret, Georges Noel, Jean-Jacques Mazon, and Pierre Bey, 2005.
 21. ICRU, Prescribing, Recording, and Reporting Photon.
 22. Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT), Report 83, Journal of the ICRU Vol 10 No 1, 2010.
 23. L. H. T. Leung, M. W. K. Kan, A. C. K. Cheng, W. K. H. Wong, C. C. Yau; A new dose - volume based Plan Quality Index for IMRT plan comparison; Radiotherapy and Oncology 85, 2007.
 24. <http://oftankonyv.reak.bme.hu/>

10. Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnék köszönetet mondani témavezetőmnek, Dr. Pesznyák Csillának, diplomamunkám megírásához nyújtott segítségéért és hasznos észrevételeiért.

Köszönöm Dr.Landherr Lászlónak, hogy lehetőséget adott az Uzsoki Utcai Kórház Onkoradiológia osztályán a besugárzás-tervező rendszer, illetve a gyorsító és a mérőberendezés használatához, és hogy hozzáállásával támogatta tanulmányaimat.

Köszönöm továbbá Dr. Farkas Róbertnek és Dr. Plaveczi Évának a tervezéshez szükséges kontúrok elkészítését.

Köszönet illeti munkatársaimat, hasznos tanácsaikért.

Végül, de nem utolsó sorban, szeretném megköszönni Férjemnek kitartó támogatását, és biztatását.