



REPUBLIKA E SHQIPËRISË
UNIVERSITETI POLITEKNIK I TIRANËS
FAKULTETI INXHINIERISË MATEMATIKE DHE INXHINIERISË FIZIKE
DEPARTAMENTI I INXHINIERISË FIZIKE

**VLERËSIMI DOZIMETRIK I TUFAVE TË RREZATIMIT
PA FILTËR RRAFSHUES NË AKSELERATORËT LINEAR
TË PËRDORUR NË RADIOTERAPI**

DISERTACION

Për mbrojtjen e gradës shkencore *“Doktor i Shkencave”*

Kandidati
MSc Lulzime Daçi

Udhëheqës Shkencor
Prof. Dr. Partizan Malkaj

Tiranë 2017



REPUBLIKA E SHQIPËRISË
UNIVERSITETI POLITEKNIK I TIRANËS
FAKULTETI INXHINIERISË MATEMATIKE DHE INXHINIERISË FIZIKE
DEPARTAMENTI I INXHINIERISË FIZIKE

DISERTACION

Paraqitur nga

LULZIME DAÇI

Për mbrojtjen e gradës shkencore “*Doktor i Shkencave*”

TEMA

Vlerësimin Dozimetrik i Tufave të Rrezatimit pa Filtër Rrafshues në Akseleratorët Linear të Përdorur në Radioterapi

Mbrohet më datë / / 2017 para komisionit

Prof. Dr. Pëllumb BERBERI	Kryetar
Prof. Dr. Theodhori KARAJA	Anëtar - Oponent
Prof. Dr. Kostandin DOLLANI	Anëtar - Oponent
Prof. Dr. Tatjana MULAJ	Anëtar
Prof. Asoc. Odeta KOJA	Anëtar

ABSTRAKT

Filtri rrafshues është një copë metali i vendosur brenda kokës së përshpejtuesit linear. Tufat e rrezeve X pas daljes nga objektivi kanë formë konike dhe filtri rrafshues përdoret për t'i shndërruar ato në tufa uniforme. Gjithmonë ka patur disa çështje të pazgjidhura mirë përse i përket përdorimit të tufave me filtër edhe pse filtri është përdorur që në vitet 1950. Një nga sfidat është modelimi i shpërhapjes fotonike si dhe kontaminimi elektronik, të cilat shfaqen si rezultat i modifikimit të fluksit. Gjithashtu është e vështirë të modelohet ndryshimi në spektrin energjetik i shkaktuar nga përthithja diferenciale përgjatë fushës. Rrezatimi rrjedhës shkakton një rritje të dozës së përthithur në gjithë trupin e pacientit, si dhe vetë filtri vepron si amplifikues në përkuljen e tufave dhe drejtimit të tyre.

Me zhvillimin e teknologjisë në imazheri, optimizimin e dozës dhe implementimin e imazherisë në dhomën e trajtimit (IGRT), është e mundur të lokalizohet saktësisht tumori duke bërë të mundur hartimin e fushave të rrezatimit në përputhje me formën e tij, duke shmangur indet normale ngjitur me tumorin dhe organet kritike.

Kjo tezë raporton mbi hulumtim për dy përshpejtues linearë pa filtër rrafshues (FFF), duke përfshirë: operimin themelor, komisionimin e tyre, optimizimin, karakteristikat dozimetrike dhe modelimin e rrezeve, përmes planifikimit të trajtimit dhe dhënies së dozës.

Përdorimi i tufave FFF kanë reduktuar disa nga problemet e para me gjeneratën aktuale të përshpejtuesëve linearë, siç janë: prodhimi i tufave më të qëndrueshme, modelimi i thjeshtë i tyre dhe reduktimi i rrezatimit rrjedhës në pacientë. Rritja e fuqisë së dozës çon në kohë më të shkurtër të trajtimit për shumë raste, duke ndihmuar në komoditetin e pacientit dhe reduktimin e problemeve të lidhura me çdo lëvizje të pacientit në momentet e trajtimit gjatë një fraksioni.

Fjalë Kyçe: fusha rrezatimi pa filtër rrafshues(FFF), përshpejtues linear, karakteristika dozimetrike, IMRT, VMAT.

ABSTRACT

The flattening filter is a piece of metal with conical shaped mounted within the treatment head of a linear accelerator, used to produce a flat, uniform beam of X-rays from the forward-peaked distribution exiting the target. They have been used since the introduction of the linac in the 1950's, however, there are still several unresolved issues surrounding their use. The photon scatter and electron contamination introduced by modifying the fluence are difficult to model, as is the variation in energy spectrum caused by differential absorption across the field. Leakage radiation also causes increased whole body doses to the patient, and the filter itself acts as an amplifier for beam bending and steering issues.

With advances in imaging, dose optimisation and imageguidance it is now possible to locate a tumour accurately in space and to design radiation fields conform to its shape, avoiding adjacent normal and critical tissues. This active production of non-flat fields means that the prerequisite for flat fields no longer exists, and the filter is potentially no longer a necessary component.

This thesis reports on research of two filter-free linear accelerator, from basic operation and optimisation, dosimetric characterisation and beam modelling, through to treatment planning and dose delivery. FFF beams have been shown to produce beams that are more stable, simple to model and with reduced patient leakage (leading to reduced secondary cancers). The increase in dose rate also translates into shorter treatment times for many treatments, aiding patient comfort and reducing problems associated with intra-fraction motion. during a treatment fraction.

Key words: *flattening filter free radiation beams (FFF), linear accelerator, akselerator linear, dosimetry of FFF, IMRT, VMAT.*

MIRËNJOHJE

Dëshiroj të falënderoj udhëheqësin shkencor Prof. Dr. Partizan Malkaj, për udhëzimet e shumta dhe të çmuara dhe mbështetjen e vazhdueshme në realizimin e këtij studimi.

Falënderime të veçanta shkojnë për departamentet ku kam pasur fatin të punoj dhe ku janë realizuar matjet e këtij studimi, që janë Uniteti X-Knife në klinikën e Neurokirurgjisë në QSUT, si dhe departamenti i radioterapisë në Spitalin Nordlandssykehuset në Norvegji.

Punimi nuk do të ishte i mundur pa mbështetjen e vazhdueshme të Dr. Jose Miguel Delgado që ka ndihmuar në formimin tim profesional si dhe ka ndihmuar gjatë implementimit për herë të parë të radiokirurgjisë në Shqipëri.

Në fund dëshiroj të falënderoj të gjithë ata që kanë dhënë kontributin e tyre moral në hartimin e këtij punimi, veçanërisht familjen time.

.

DEDIKIM

Familjes dhe miqve.

TABELA E LËNDËS

ABSTRAKT.....	II
ABSTRACT.....	III
MIRËNJOHJE.....	IV
DEDIKIM	V
FIGURA	IX
TABELA	XII
LISTA E SIMBOLEVE.....	XIII
KAPITULLI 1 HYRJE NË RADIOTERAPI.....	1
1.1 Tumoret.....	1
1.1.1 Biologjia e tumoreve	1
1.1.2 Incidenca e kancerit dhe shkaqet e kancerit.....	2
1.1.3 Llojet e kancerit	3
1.1.4 Stadi i kancerit dhe trajtimi i tij	3
1.2 Radioterapia	5
1.2.1 Historiku.....	5
1.2.2 Parimi i justifikimit në radioterapi dhe nevoja për saktësi.....	6
1.2.3 Procesi i planifikimit të trajtimit.	8
1.3 Pajisjet radioterapeutike	12
1.3.1 Përshpejtuesit linearë	16
1.4 Bazat për përshpejtuesit linear pa filtër rrafshues.....	25
1.5 Qëllimi i punës.....	29

KAPITULLI 2 KONFIGURIMI I PËRSHPEJTUESVE LINEAR DHE KARAKTERISTIKAT

DOZIMETRIKE..... 31

2.1 Karakteristikat dozimetrike..... 31

2.1.1 Fuqia e Dozës..... 31

2.1.2 Doza për puls 33

2.1.3 Shpërhapja e rrezatimit në kokën e përshpejtuesit linear (Sc). 34

2.1.4 Shpërhapja Totale (Sc, p)..... 36

2.1.5 Efekti i këmbimit të kolimatorit..... 36

2.1.6 Përqindja e dozës në thellësi PDD. 37

2.1.7 Doza në sipërfaqe..... 39

2.1.8 Profilet e tufave të rrezatimit. 42

2.1.9 Drejtimi i tufës së rrezatimit 43

2.1.10 Gjysmëhija (penumbra)..... 45

2.1.11 Tufat me pyka. 45

2.2 Diskutim..... 47

2.3 Përmbledhje 48

KAPITULLI 3 MODELIMI I TUFËS..... 50

3.1 Eclipse TPS..... 50

3.1.1 Komisionimi i modelit 52

3.1.2 Spektri energjetik i fotoneve 53

3.1.3 Energjia mesatare 54

3.1.4 Profili i intensitetit 55

3.1.5 Modelimi i burimit sekondar..... 56

3.1.6 Fluksi i energjisë së burimit sekondar..... 56

3.1.7 Parametrat e burimit sekondar 57

3.1.8 Modelimi i kontaminimit elektronik	57
3.1.9 Modifikuesit e tufës në modelin e rrezeve të trajtimit	58
3.1.10 Rezultatet e verifikimit me fantomë uji.	58
3.2 X-Knife TPS	64
3.3 Përmbledhje	66
KAPITULLI 4 SISTEMI I PLANIT TË TRAJTIMIT.....	67
4.1 Hyrje	67
4.2 Cilësitë kryesore të rrezeve.	69
4.3 Planifikimi i gjirit.....	73
4.4 Planifikimi i Pulmonit.....	75
4.5 Radiokirurgjia stereotaktike.....	76
4.6 IMRT.....	79
4.7 VMAT.....	86
4.8 SBRT/SABR.....	90
4.9 Diskutime dhe konkluzione.	92
KAPITULLI 5 PËRMBLEDHJE.....	95
BIBLIOGRAFI	98
SHTOJCA I IMRT	109
SHTOJCA II VERIFIKIMI I IMRT /VMAT.....	112
SHTOJCA III PUBLIKIME DHE KONFERENCA	118

FIGURA

Figura 1-1: Incidenca e kancerit në Shqipëri në 2012 (WHO http://www.eco.iarc.fr).....	2
Figura 1-2 Grafiku i përgjithësuar i përgjigjes së dozës për tumorin dhe indet normale.Në këtë rast një ndryshim i vogël në dozë ka më shumë efekt në indet normale se në vetë tumorin.	7
Figura 1-3 Fluksi i punës në procesin radioterapeutik.....	9
Figura 1-4 Simulimi virtual i ca esofagus. (a) prerje koronale CT me volumin tumoral dhe organet në risk të konturuara, (b) rindërtim 3D i të dhënave të CT që tregon pozicionin e volumit tumoral dhe organeve në risk, (c) mbrojtja individuale me MLC, (d) prezantimi 3D i simuluar i përshpejtuesit linear.	10
Figura 1-5 Karakteristikat e dozës në përqindje në thellësi të rrezeve X..	14
Figura 1-6. Imazh historik i Gordon Isaacs, pacienti i parë i trajtuar në përshpejtuesin e parë në Stanford.....	16
Figura 1-7. Diagramë e një përshpejtuesi linear.	18
Figura 1-8 Filtri rrafshues vepron mbi spektrin energjetik me formë konike të prodhuar nga objektivi për të prodhuar një tufë ‘të sheshtë’	20
Figura 1-9 Pamje e thjeshtuar e kokës së aparatit.....	22
Figura 1-10 Diagramë e zbërthyer e dhomës së jonizimit me transmetim.	23
Figura 1-11. Diagramë për të ilustruar konceptin e izoqendrës së aparatit.	25
Figura 1-12 Filtri rrafshues eliminon një sasi të madhe të tufës, duke reduktuar dozën në aksin qendror me afërsisht 50% të vlerës fillestare (6MV).	26
Figura 1-13 Ndryshimi në profilin e tufave për thellësi të ndryshme, normalizuar 100% në aksin qendror dhe përshkallëzuar për të hequr divergjencën, vihet re ndryshimi i profileve në cepat e tyre me rritjen e thellësisë.....	27
Figura 1-14 Procesi IMRT mbështetet në MLC për të modeluar rrafshin e tufës që të prodhohet fluksi i nevojshëm i fotoneve. Është e mundur që tufa e sheshtë të mos jetë e nevojshme dhe MLC të realizojë modulimin e nevojshëm (b).	29
Figure 2-1 Lineariteti i dozës si funksion i njësive monitorike (MU), dhe të outputit për MU normalizuar me dozën e regjistruar për 100MU.	32
Figure 2-2 Varësia e dozës për puls e dhomës së jonizimit Farmer.	34
Figure 2-3 Matje të shpërhapjes së rrezatimit në kokën e përshpejtuesit(Sc) me anë të mini-phantomës (normalizuar në fushën $10 \times 10 \text{ cm}^2$).....	35
Figure 2-4 Ndryshimi i faktorëve të shpërhapjes totale të matur në SSD 100cm në Dmax dhe normalizuar në $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field.....	36
Figure 2-5 Efekti i këmbimit të kolimatorit. Faktori i fuqisë së dozës ‘Output’ jepet si funksion i gjerësisë së fushës, duke mbajtur njërin nga nofullat X ose Y të fiksuar në 4cm.	37
Figure 2-6 PDD për një fushë rrezatimi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ në 100cm SSD. Mungesa e forcimit të tufës shihet si ulje e energjisë prej afërsisht 5MV.	38

Figure 2-7 Mbivendosja e dozës në sipërfaqe për 10x10cm ² e matur në ujë, për energjinë 6MV, me dhe pa filtër.....	40
Figure 2-8 Ndryshimi i dozës në sipërfaqe për fusha të ndryshme normalizuar për fushën 10x10cm ²	41
Figure 2-9 Doza laterale në profilet e tufave në thellësinë 10cm, për fushat 5, 10, 15, 20 dhe 30cm.....	42
Figure 2-10 Vetëm kur tufa në qendër është e sheshtë, kemi prodhim të tufave simetrike. Në rast të zhvendosjes këndore apo anësore tufa bëhet asimetrike. Asimetria e tufës për paqëndrueshmëri në 2R (divergjence këndore) dhe Bf (zhvendosje anësore) paraqitet në këtë figurë. Përshtatur nga Karzmark, 1993.....	44
Figure 2-11 Krahاسimi i matjeve të profileve me pyka për fushat 20x20cm ² , normalizuar në dmax. Profilet janë matur në thellësinë 15, 50, 100 dhe 200 mm.....	46
Figure 2-12 Faktorët e pykave të përshkallëzuar në të njëjtën shkallë për të krahasuar varësinë ndaj madhësisë së fushës.	47
Figura 3-1 Komponentët e kokës së trajtimit, ndarja e tufës së gjerë në TPS	53
Figura 3-2 Shembull i spektrit të fotoneve me energji 6MV FFF.	54
Figura 3-3 Shembull i energjisë mesatare si funksion i distancës nga CAX i energjisë 6MV FFF i spektrit bremsstrahlung.....	54
Figura 3-4 Shembull i profilit të intensitetit rrezeve me energji 15MV.	55
Figura 3-5 Shembull i profilit të intensitetit i tufave me energji 10 MV pa filtër planar.	56
Figura 3-6 Shembull të kurbës së kontaminimit elektronik.....	58
Figura 3-7 Faktorë absolutë të fuqisë së dozës si funksion i madhësisë së fushës për FFF dhe tufa konvencionale me energji 6MV ashtu siç parashikohen nga TPS(a) krahasuar me matjet. b) diferenca mes faktorëve të matur dhe të llogaritur	59
Figura 3-8 Kurba e PDD për fushën 2x2 cm ² (a), profile të tufës FFF së rrezatimit për fushën 30x30cm ² . (b).....	60
Figura 3-9. Diferenca e dozës absolute mes PDD të matura dhe llogaritura (100cm SSD) për fushat e treguara për (a) rreze 6MV FFF, dhe (b) 6MV.	61
Figura 3-10 Krahاسimi i profileve të llogaritura dhe matura për fushat a) 2x2, b)5x5, c) 10x10, d) 15x15, e) 20x20 dhe f) 30x30cm ² në 100cm SSD dhe në thellësi 5cm. Kriteret për analizën gama janë 2% / 2mm.....	62
Figura 3-11 Histograma e gabimit gama, shkëputur nga TPS pas modelimit të tufave 6MV FFF.....	63
Figura 3-12 Gjysëm profilet e normalizuara për çdo kon. Të dhënat e energjisë 7 MV pa filtër FFF në të majtë dhe 6MV me filtër në të djathtë.....	64
Figura 4-1 Krahاسimi i shpërndarjeve së isodozave për një fushë katrore 5x5cm ² a) 6MV tufë me filtër, b) 6MV FFF	68

Figura 4-2 Krahاسimi i tufave FFF dhe FF për teknikën me 4 fusha.....	70
Figura 4-3 Shpërndarja e izodozave për fushën 20x20cm ² për 6MV FFF.	71
Figura 4-4 Kombinimi i dy tufave FFF dhe konvencionale me pesha të ndryshme.....	72
Figura. 4-5 Gjysëm fusha e një tufe FFF prodhon efektin e njëjtë të një pyke. Kombinimi i peshave relative të FFF dhe konvencionale mundëson krijimin e këndeve të ndryshme pykash. 72	
Figura. 4-6 Radioterapia e përgjithshme e trurit, me tufa konvencionale tenton të prodhojë pika të nxehta(a). Tufa shtesë FFF (b) bën një shpërndarje më uniforme të dozës (c).....	73
Figura. 4-7 Plan tipik për trajtimin e gjirit, ku vihen re pikat e nxehta në shpërndarjen e izodozave.	74
Figura. 4-8 Kombinimi i tufave me dhe pa filtër rrafshues për të realizuar shpërndarje homogjene të dozës.....	75
Figura. 4-9 Nuk ka ndryshime në përdorimin e tufave me(a) dhe pa filtër(b) përveç se në zonën qendrore të tumorit.....	76
Figura 4-10 Tre rastet klinike a) MAVc) Clival Cordoma, b) Vestibular schwannoma,	77
Figura 4-11 Shpërndarje e harqeve të tufave të rrezatimit, tipike për një plan SRS i dizenuar me tufa jo koplanare, në mënyrë që të mos kemi mbivendosje dozash jashtë volumnit të trajtimit.....	78
Figure 4-12 Krahاسimi i dy planeve IMRT me 5 fusha për energji 6MV me dhe pa filtër rrafshues.....	82
Figura 4-13 Vendosja e tufave për planifikimin IMRT në rastin e një kokë-qafe dhe shpërndarja e dozës në dy plane (a) histograma dozë-vëllimin (b). Tufat FFF me vija me pika, 6MV vijë e vazhduar.....	85
Figure 4-14 Pamje të tre teknikave të trajtimit për trajtimin e prostatës me 74Gy në 37 fraksione të përshkruara. Majtas lart: 5 fusha IMRT, majtas poshtë: VMAT, në fund djathtas: fushë-në-fushë 3DCRT Në të djathtën e sipërme DVH krahason mbulimin e PTV dhe OAR për çdo teknikë.....	87
Figure 4-15 Plan stereotaktik për rast pulmon, me 7 fusha për planin 3DCRT (lart majtas), dhe një hark i vetëm VMAT (poshtë majtas) për 6MV dhe 6FFF (poshtë djathtas).....	91
Figure 4-16. Plane VMAT me tufa me energji 6MV dhe 6MV FFF me 3 harqe për të shmangur krahun e djathtë.....	92
Figure A-1 Shpërndarja e dozave është më konformale me teknikën IMRT.	110
Figure A-2 Pamje e fantomës Delta4.....	115
Figure A-3 Llogaritja e izodozave në TPS, duke synuar gradient në zonën e OAR, dhe mbulim sa më të mirë në PTV.....	116
Figure A-4 Analiza gamma në fantomën Delta4.	117

TABELA

Tabela 1-1 Pasiguritë në shpërndarjen e dozës në radioterapi (95% 2SD). (Knoos dhe McClean, 2007).	8
Tabela 1-2. Përmbledhje e metodave të trajtimit të radioterapisë me tufa të jashtme (EBRT) ...	15
Tabela 2-1 Krahasoni i parametrave të cilësisë së tufave të rrezatimit.	38
Tabela 3-1 Matjet e bëra për komisionimin e TPS Eclipse. Doza në thellësi dhe profilet janë matur me një dhomë Semiflex 0.125cc, faktorët e shpërhapjes me një dhomë Wellhöfer IC 70 Farmer.	51
Tabela 3-2 Gjerësia e fushës si dhe gjysmëhija(80-20%) për konet për përdorim në stereotaksi për rrezet 6MV dhe 7 MV FFF.	65
Tabela 4-1 Njësitë monitorike për secilin plan SRS për dy energji të ndryshme me dhe pa filtër.78	
Tabela 4-2 Parametrat dozimetrik të përdorura në vlerësimin planeve IMRT.	79
Tabela 4-3 Mbulimi i volumit të trajtuar për secilin nga planet e treguara të IMRT.	80
Tabela 4-4 Ruajtja e organeve në risk për secilin plan IMRT.	80
Tabela 4-5 Segmentet dhe njësitë e monitorimit të kërkuara për të dhënë plane identike sipas metodave të ndryshme.	81
Tabela 4-6 Numri i segmenteve dhe MU të nevojshme për çdo plan trajtimi dhe rritja relative e tyre në planet FFF.	84
Tabela 4-7 Mbulimi i i dozës së PTV dhe OAR për planet e prostatës të optimizuar për 3DCRT, IMRT and VMAT për tufat standarde dhe FFF. Numrat në kllapa janë $\pm 1SD$	88
Tabela 4-8 Dozat e PTV dhe OAR për rastin e një pulmoni me trajtim stereotaktik 3 SABR. Çdo rast është planifikuar me 3DCRT, 6MV VMAT dhe 6MV FFF VMAT	89
Tabela 4-9 MU, segmentet dhe koha e shpërndarjes për secilin plan jepen në tabelën e mëposhtme.	90

LISTA E SIMBOLEVE

3D-CRT	Radioterapia 3-dimensionale konformale
ART	Radioterapia adaptive
CAX	Boshti qendror
CI	Indeksi i konformitetit
CT	Tomografia e kompjuterizuar
CTV	Vëllimi i indit që përmban një GTV të dukshme dhe/ose sëmundje subklinike malinje përreth GTV.
DD	Doza në thellësi
Dmax	Thellësia e dozës maksimale
DVH	Histograma Dozë-Volum
EPID	Pajisje digjitale elektronike e imazhit
ESTRO	Shoqata Europiane për Radioterapi dhe Onkologji
EUD	Doza uniforme ekuivalente
FF	Filtër rrafshues
FFF	Pa filtër rrafshues
GTV	Volumi i dukshëm, i palpueshëm i tumorit.
HI	Indeksi i homogjenitetit
IGRT	Radioterapi e udhëzuar me imazh
IMRT	Radioterapia me intensitet të moduluar
MLC	Kolimator multifletësh
MRI	Imazheria me rezonance magnetike
MU	Njësi monitorike
NTCP	Probabiliteti i komplikimit të indeve normale
OAR	Organ në risk
PTV	Koncept gjeometrik i përdorur për të siguruar që CTV mbulohet nga doza e përshkruar në të gjitha drejtimet me probabilitet klinik të pranueshëm.
QI	Indeksi i cilësisë
RF	Radiofrekuencë
SABR	Radioterapia stereotaktike ablative
SBRT	Radioterapia stereotaktike e trupit

SCD	Distanca burim-dhomë jonizimi
SRS	Radioterapi stereotaktike
SSD	Distanca burim sipërfaqe
TBI	Rrezatim total i trupit
TCP	Probabiliteti i kontrollit të tumorit
TPR	Raporti ind – fantomë në ujë në thellësinë 20 dhe 10 g/cm ² , për një madhësi fushe 10 x 10 cm dhe një SSD 100 cm. Ky raport shërben si një indeks i cilësisë së tufës për rrezatimin fotonik me energji të lartë.
TPS	Sistemi i planit të trajtimit
VMAT	Radioterapia me hark me volum të moduluar

HYRJE NË RADIOTERAPI

Ky kapitull paraqet bazat e biologjisë së sëmundjes së kancerit, shkaqet dhe trajtimin e tij duke u fokusuar veçanërisht në trajtimet me radioterapi. Gjithashtu jepen konceptet e funksionimit të përshpejtuesëve linearë dhe të sistemit të planit të trajtimit (TPS) ashtu si dhe prezantohen arsyet për heqjen e filtrit rrafshues dhe pasojat që vijnë si rezultat i saj.

1.1 Tumoret

1.1.1 Biologjia e tumoreve

Shumimi i qelizave është një proces normal fiziologjik, që ndodh pothuajse në të gjitha indet. Normalisht ekziston një ekuilibër midis shumimit dhe vdekjes së qelizave i cili rregullohet nga mekanizma që sigurojnë integritetin e organeve dhe indeve. Mutacionet në ADN mund të ndërpresin këto procese dhe të çojnë në shkaktimin e kancerit. Kanceri i referohet një grupi sëmundjesh që karakterizohen nga ndarja e pakontrolluar e qelizave që çon në rritjen e parregullt të indeve. Përhapja e pakontrolluar dhe shpesh e shpejtë e qelizave mund të çojë në shfaqjen e një tumori benign ose një tumori malinj (kanceri). Tumoret benignë nuk përhapen në pjesë të tjera të trupit apo të pushtojnë indet e tjera dhe rrallë janë kërcënuese për jetën. Tumoret malinje në anën tjetër, mund të pushtojnë organet e tjera të përhapen në distancë në trup nëpërmjet sistemit limfatik ose qarkullimit të gjakut duke u bërë kërcënuese për jetën.

1.1.2 Incidenca e kancerit dhe shkaqet e kancerit.

Ka më shumë se 200 lloje të ndryshme kanceri tek njeriu, secili me shkaqe simptoma dhe trajtime të ndryshme. Rastet e kancerit rriten çdo ditë e më tepër dhe sipas organizatës botërore të shëndetësisë (WHO). Rastet e reja të diagnostikuar me kancer janë 3.7 milion, ky numër parashikohet të rritet deri në vitin 2030 me 25%. Rreth 90-95% të sëmundjeve kancerogjene i atribuohen faktorëve të jetesës, dhe 5-10% shfaqen për shkak të gjenetikës.

Disa lloje kanceri të zakonshme zhvillohen me rritje të ngadalshme, dhe janë vënë re në studimet post-mortum në Evropë, Azi, duke treguar se rreth 36% e njerëzve kanë kancer të pa diagnostikuar në tiroide në kohën e vdekjes së tyre, dhe se 80% e meshkujve kanë të zhvilluar kancerin e prostatës në moshën 80 vjeç, (2006 Fraumeni et al, Bostwick et al 2007). Megjithëse kanceri mund të shfaqet në njerëz të të gjitha moshave, risku që kanceri të zhvillohet rritet me moshën. Në vitin 2007, kanceri ka qenë shkaktari i vdekjeve në njerëz në mbarë botën duke kontribuar me 13% (7.9 milion). Këto numra janë në rritje për shkak se njerëzit jetojnë më gjatë dhe për shkak të ndryshimeve në mënyrën e jetesës që ndodhin në botën në zhvillim. Figura 1-1 paraqet incidencën e kancerit në Shqipëri në vitin 2012 sipas Organizatës Botërore të Shëndetit.

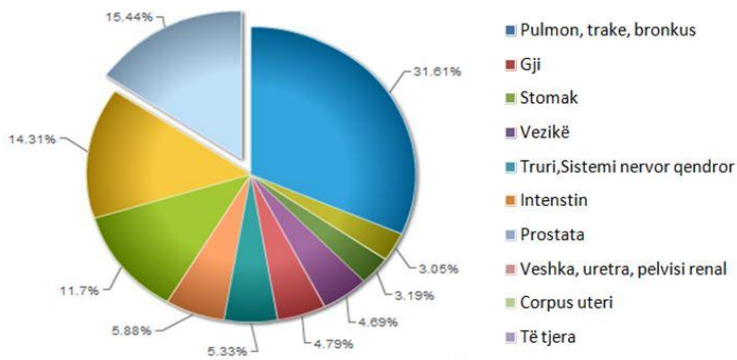


Figura 1-1: Incidenca e kancerit në Shqipëri në 2012 (WHO <http://www.eco.iarc.fr>)

1.1.3 Llojet e kancerit

Kanceri e ka origjinën nga një qelizë e vetme, kështu llojet e tij mund të klasifikohen sipas tipit të qelizës në të cilën prodhohet dhe nga vendndodhja e saj.

Karcinoma: Kancer që vjen nga qelizat epiteliale. Ky grup përfshin shumë prej llojeve më të zakonshme dhe pothuajse të gjithë ato që zhvillohen në gji, prostatë, mushkëri, pankreas dhe zorrën e trashë. Kanceri në të rritur zakonisht formohet në indet epiteliale.

Sarkoma: Kancer që origjinoi nga inde lidhës, (p.sh kocka dhe muskuj).

Limfoma dhe leukemia: Këto dy klasa të kancerit lindin nga qelizat e gjakut, (të formimit të gjakut) që largohen nga palca dhe kanë tendencë të maturohen respektivisht në nyje limfatike, (indet limfatike) dhe në gjak, (qelizat e palcës së kockave).

Teratoma / Tumori i qelizave terminale (embrionale): Fillon brenda qelizave embrionale më shpesh në testikuj ose vezore (seminoma dhe dysgerminoma).

Blastoma: Kancer që rrjedh nga qelizat immature "pararendëse" ose indeve embrionale, këto janë më të zakonshme te fëmijët.

Melanoma: lind në qelizat që prodhojnë melaninën, zakonisht ato në lëkurë

1.1.4 Stadi i kancerit dhe trajtimi i tij

Stadi i kancerit përshkruan përhapjen e tij në trupin e pacientit duke marrë parasysh madhësinë e një tumori, sa thellë ka depërtuar, sa shumë nyje limfatike ka prekur (nëse ka), dhe nëse ai është përhapur në organe të tjera në distance (metastaza).

Sistemi TNM është përdorur për të përcaktuar stadin në tumoret solide, është një akronim për fjalët "Tumor", "Nyjet", dhe "Metastaza". Për shembull, një kancer T1N2M0 do të jetë një kancer me një tumor T1, përfshirja N2 e nyjave limfatike, dhe asnjë metastazë.

Stadifikimi për kancerin është kritik për shkak se stadi në diagnozë është parashikuesi më i fuqishëm i mbijetesës, mënyrat e trajtimit shpesh bazohen në stadin e kancerit. Kështu, përcaktimi i gabuar i stadi mund të çojë në trajtim jo të përshtatshëm. Stadi mund të përdoret gjithashtu për të identifikuar studimet klinike që mund të jenë të përshtatshme për një pacient të veçantë.

Stadi i kancerit mund të ndahet në stad klinik dhe në stad patologjik dhe shënohet me një "c" të vogël ose "p" para stadi, (p.sh. cT1N1M0 ose pT2N0). Në mungesë të prefiksit p nënkuptohet prefiksi c. Stadi klinik është bazuar në të gjithë informacionin e disponueshëm, i marrë para një operacioni për heqjen e tumorit, për këtë arsye ai mund të përfshijë informacion në lidhje me tumorin i përfituar nga ekzaminimi fizik apo radiologjik. Stadi patologjik shton një informacion shtesë i përfituar nga shqyrtimi mikroskopik i tumorit nga një patolog. Duke qenë se ato përdorin informacione të ndryshme, stadi klinik dhe patologjik janë shpesh të ndryshëm.

Metastazat janë shumë të zakonshme në stadet e vona të kancerit dhe mund të përhapen nëpërmjet gjakut sistemit limfatik, ose nga të dyja. Vendet më të zakonshme në të cilat ndodhin metastazat janë mushkëritë, mëlçia, truri, kockat.

Kur qelizat e tumorit krijojnë metastaza, tumori i ri quhet dytësor ose metastazë dhe qelizat e tij janë si ato të tumorit fillestar. Kjo do të thotë që nëse një kancer i gjirit lëshon metastaza në mushkëri, tumori sekondar përbëhet nga qeliza anormale të gjirit.

Kategorizimi i tumorit është i ndryshëm nga stadifikimi në faktin që përshkruan se si qelizat jonormale tumorale duken nën ekzaminimit mikroskopik. Tumoret kategorizohen zakonisht nga 1 në 4 në varësi nga sasia e anomalisë, kështu në klasën 1 futen qeliza kancerogjene të ‘mirë-diferencuara’, d.m.th, qelizat e tumorit janë të organizuara në një mënyrë të ngjashme me qelizat normale. Në klasën e katërt futen qelizat e ‘padiferencuara’, d.m.th qelizat kanë natyrë të

çrregullt, dhe mungon struktura normale e indeve. Tumoret që i përkasin kategorive më të larta kanë tendencë të rriten dhe të përhapen më shpejt se klasat e ulëta, kështu që në përgjithësi tregojnë një prognozë më të keqe.

Trajtimi i kancerit mund të përfshijë kirurgjinë, kimioterapinë, radioterapinë dhe terapi të dedikuara (duke përdorur terapi hormonale dhe agjentë biologjikë). Kirurgjia konvencionale është zakonisht zgjedhja e parë për tumoret, por në praktikë shumica e pacientëve marrin një kombinim trajtimesh, natyra e saktë e të cilave varet nga lloji i kancerit, vendndodhja e tij dhe kategoria, stadi i sëmundjes, si dhe gjendja e përgjithshme shëndetësore e një personi.

Shumica e tumoreve diagnostikohen nga shenja ose simptoma fillestare ose nëpërmjet fushatave të shqyrtimit (screening), por diagnoza definitive nëse ato janë malinje , duhet të konfirmohet nga ekzaminimi histologjik i qelizave kanceroze nga një patolog.

Diagnoza e indeve tregon llojin e qelizës që shumohet, kategorinë histologjike, anomali të gjenetike dhe karakteristika të tjera të tumorit. Ky informacion i përbashkët është i dobishëm për të vlerësuar prognozën e pacientit dhe për të zgjedhur kursin e trajtimit më të mirë.

1.2 Radioterapia

1.2.1 Historiku

Rrezatimet me energji të lartë të rrezeve X, ashtu si dhe grimcat, (elektronet, protonet dhe jonet e rënda), kanë aftësinë të dëmtojnë qelizat e gjalla dhe mund të përdoren për të dëmtuar tumoret. Radioterapia është thjesht përdorimi i rrezatimit për të trajtuar sëmundje dhe është një nga mënyrat më efektive të trajtimit të kancerit. Menjëherë pas zbulimit të tyre në vitin 1895 nga ana e Roentgen, rrezet X u përdorën për të trajtuar pacientët me kancer gjiri. Që nga ajo kohë ato kanë marrë një rol rutinë në studimin, diagnostikimin dhe trajtimin e sëmundjeve, ku 40-50% e njerëzve me kancer kryejnë radioterapi, si pjesë e trajtimit të tyre.

Nga studimet është vlerësuar se shtimi i radioterapisë në protokollet e trajtimit të kancerit përmirëson me rreth 16% mbijetesën deri në 5 vjet (Barton et al 1995). Kontributi për mbijetesën nga kimioterapia është vlerësuar në 2% (Morgan et al 2004), duke e bërë radioterapinë të dytën pas kirurgjisë në efektivitetin e saj.

Terapia me rrezatim mund të jepet nga:

Radioterapia me rrezatim të jashtëm, (teleterapia): Rrezatimi jepet nga një burim nga jashtë trupit të pacientit duke përdorur rrezet X, rrezet gama apo grimcat me energji të lartë.

Brakiterapia: rrezatimi jepet nga burime radioaktive të implantuara në pacient, në afërsi ose brenda volumit për trajtim.

Terapia me burim të hapur: substanca radioaktive gëlltitet ose injektohet në trupin e njeriut.

Këtu ne kemi konsideruar vetëm radioterapinë me rrezatim të jashtëm, e cila aktualisht përbën përafërsisht 90% të trajtimeve të radioterapisë.

1.2.2 Parimi i justifikimit në radioterapi dhe nevoja për saktësi.

Radioterapia mbështetet në dhënien dhe shpërndarjen e dozave terapeutike mbi volumen e tumorit, ndërsa tentohet të mbahet në minimum doza përreth indeve normale. Në mënyrë që të kemi një probabilitet të lartë kontrolli të tumorit (TCP), duhet ti japim një dozë sa më të madhe volumit tumoral, në mënyrë që të vriten të gjithë qelizat e mundshme kanceroze.

Rritja e dozës në volumen tumoral dëmton indet normale përreth, dhe kjo dozë duhet të jetë minimale për të dhënë një probabilitet të ulët, ndërlikimi për indet normale (NTCP). [figura 1-2]. Ashtu si në shumicën e trajtimeve radioterapinë, e ndan një linjë e hollë mes kurës dhe ndërlikimeve që mund të shkaktojnë ate.

Në praktikë duhet të zgjidhet një doze, që për një kurë të mundshme ,të japi nivele të pranueshme komplikimesh. Për shkak të gradientit të grafikëve përkatës në nivelin e dozës së përshkruar, çdo pasiguri në doze, do të thotë se përgjigjja mund të jetë më e madhe në indet normale se në tumor (shih figurën 1-2), duke theksuar nevojën për saktësi më të madhe në dhënien dhe raportimin e dozave në radioterapi.

Doza e rrezatimit dhënë volumit tumoral dhe indeve përreth është një nga parashikueset e mëdha të rezultatit të trajtimit në radioterapi. Supozohet në përgjithësi që doza e dhënë, duhet të ketë një pasiguri më pak se $\pm 3.5\%$ nga ajo e përshkruar, në mënyrë që të sigurohemi që përmbushen qëllimet e trajtimit (IAEA Teçdoc 734, 1994).

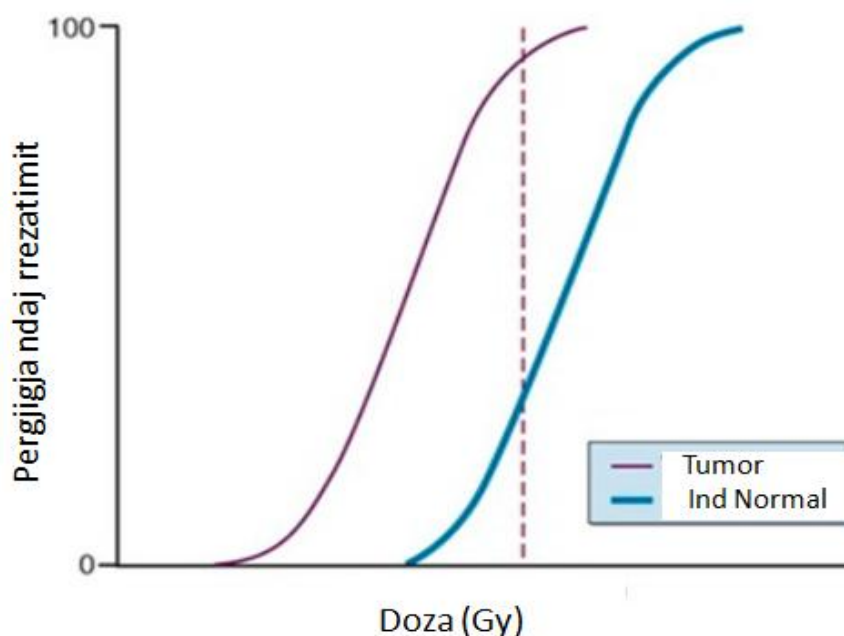


Figura 1-2 Grafiku i përgjithësuar i përgjigjes së dozës për tumorin dhe indet normale. Në këtë rast një ndryshim i vogël në dozë ka më shumë efekt në indet normale se në vetë tumorin.

Në klinikë pasiguria është realisht 5-8% (Svensson H, 1984), me "praktikat më të mira" tenton të jetë 5% (tabela 1-1).

Tabela 1-1 Pasiguritë në shpërndarjen e dozës në radioterapi (95% 2SD). (Knoos dhe McClean, 2007).

Doza në pikën e kalibrimit	1.5%
Doza në pika të tjera	1.1%
Të dhënat e pacientit	1.5%
Llogaritja e dozës	3%
Vendosja në aparat	2.5%
Stabiliteti i monitorimit të tufës	1%
Sheshtësia dhe simetria e tufës	1.5%
TOTAL	5.0%

Indet normale, zakonisht për doza të ulëta, kanë mekanizma riparimi më superiore se sa qelizat tumorale. Për të reduktuar më tej toksicitetin, doza totale ndahet në fraksione më të vogla, me dozë tipike prej 2Gy për fraksion. Dhënia e dozës në këtë mënyrë gjatë një periudhe të gjatë (fraksionizmi) dhe jo në një dozë të vetme, kërkon që pacienti të rrezatohet në të njëjtin pozicion në mënyrë të përsëritur dhe është me rëndësi që, secili fraksion të jepet çdo ditë sipas trajtimit të planifikuar, ndaj pozicionimi duhet të jetë i qëndrueshëm dhe i riprodhueshëm.

1.2.3 Procesi i planifikimit të trajtimit.

Rruga që ndjek pacienti përmes procesit të trajtimit, (figura 1-3), fillon në përgjithësi me paraqitjen e tij tek mjeku i përgjithshëm me simptoma jo-specifike, apo nga një proces fushatash

diagnostikuese, siç ndodh p.sh në fushatat e mamografisë. Kur dyshohet për kancer, pacienti referohet tek mjeku onkolog. Në rast të diagnostikimit me kancer përcaktohet stadi i tij. Rezultatet e trajtimit janë të lidhura shumë ngushtë me stadin e sëmundjes dhe kategorizimi i pacientëve në këtë mënyrë çon në vlerësim të mirë të prognozës dhe në një kurs trajtimi të duhur.

Në varësi të këtyre vlerësimeve vendoset nëse trajtimi do të jetë radikal, (me qëllim kurativ) , apo paliativ, (për lehtësim simptomash), dhe më pas, merren vendime të cilat lidhen me mënyrën e trajtimit (kirurgji, kimioterapi, radioterapi apo kombinim i tyre).

Pas vendimit për radioterapi, realizohen një seri imazhesh dhe studimesh të mëtejshme (të tilla si MRI, SPECT, ultratinguj e.t.j.), me qëllim lokalizimin e tumorit, përcaktimin e vëllimit dhe formës së tij. Zakonisht është e nevojshme që pacienti të fiksohet përpara marrjes së imazheve në mënyrë që pozicioni të jetë i riprodhueshëm në çdo seancë trajtimi, për të lejuar dhënien sa më të saktë të dozës. Një skicë e thjeshtë e pacientit mund të jetë e mjaftueshme në disa raste, por në përgjithësi realizohet një skaner CT i zonës për të lejuar përcaktimin e saktë të volumit tumoral dhe strukturave kritike përreth.



Figura 1-3 Fluksi i punës në procesin radioterapeutik

Historikisht, përcaktimi i hyrjes së rrezeve në trupin e pacientit, kryhej duke përdorur një njësi të dedikuar të njohur si simulator (imitues), i projektuar për të imituar me saktësi lëvizjet mekanike të aparatit të trajtimit. Zonat e trajtimit lokalizoheshin duke përdorur rrezet X diagnostikuese me energji të ulët.

Në praktikat e sotme është më e zakonshme që pacienti ti nënshtrohet një ekzaminimi në skaner CT përpara trajtimit dhe të përdoret simulimi virtual. Një simulator virtual është një program kompjuterik i projektuar për të lejuar rindërtimin e të dhënave imazherike për të ndihmuar në krijimin dhe vëzhgimin e vëllimit që duhet trajtuar, në pamje tredimensionale (3D) dhe përcaktimin e organeve në risk (figura 1-4).

Plani i trajtimit realizohet duke përdorur programe të specializuara, që mundësojnë llogaritjen e dozës brenda një vëllimi të caktuar. Kompleksiteti i llogaritjeve të dozës është rritur me kalimin e kohës nga llogaritje të thjeshta dy dimensionale (2D), për të cilat përdorehin tabela konsultimi deri në algoritme të sofistikuar 3D dhe simulime Monte Carlo.

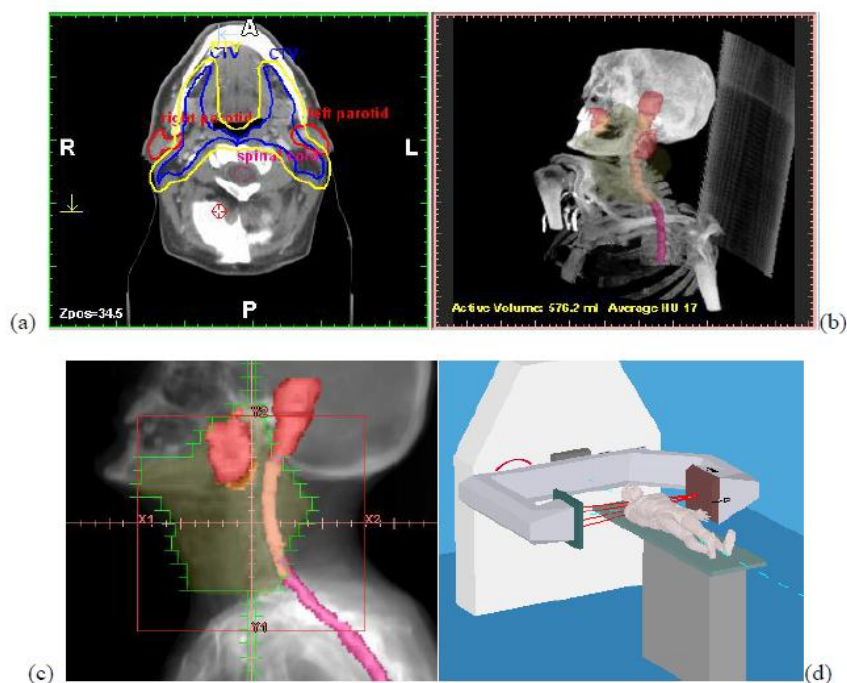


Figura 1-4 Simulimi virtual i ca esofagus. (a) prerje koronale CT me volumin tumoral dhe organet në risk të konturuara, (b) rindërtim 3D i të dhënave të CT që tregon pozicionin e volumit tumoral dhe organeve në risk, (c) mbrojtja individuale me MLC, (d) prezantimi 3D i simuluar i përshpejtuesit linear.

Shumica e sistemeve të planit të trajtimit tani përdorin algoritme të tufave të bazuara në ndarjen e dozës në komponentë primar dhe të shpërhapjes të cilat shfrytëzojnë modelet specifike të tufave sipas llojit të përsheptuesit dhe energjisë. Këto algoritme nga ana tjetër kërkojnë informacione nga skaneri CT për llogaritjen e saktë të dozës, pasi këto imazhe sigurojnë të dhëna të sakta mbi densitetin elektronik, (dhe si rezultat përthithjen e dozës). Pas marrjes së imazheve të CT, është e zakonshme të përcaktohet zona e trajtimit dhe strukturat normale. Shpesh është e dobishme të përfshihen imazhe të tjera, (PET dhe MRI), për të ndihmuar procesin e përcaktimit të tumorit dhe strukturave të tjera, për shkak se imazhet e CT mund të mos jenë të mjaftueshme. Për të marrë në konsideratë përhapjen mikroskopike të kancerit, si dhe çdo lëvizje të pakontrolluar (p.sh. për shkak të frymëmarrjes ose mbushjes së rektumit apo fshikëzës), duhet të shtohen vëllime të tjera shtesë gjatë konturimit.

Planifikimi specifik i pacientit është i bazuar në standarde fillestare, ku specifikohen numri i tufave të rrezatimit, mënyra e vendosjes së tyre rreth pacientit dhe parametra të tjerë specifik. Duke ndryshuar këto parametra mund të realizohet një shpërndarje e dozës së përshkruar në tumor, (brenda -5% dhe + 7% [ICRU 50, 1993 and ICRU 62, 1999]), ndërkohë që bëhen përpjekje për të minimizuar dozën përreth në indet normale dhe strukturat kritike. Kjo do të realizonte qëllimin për të patur një TCP të lartë dhe NTCP të ulët. Plani i trajtimit është gjithmonë i kufizuar nga toleranca e indeve normale, dhe në qoftë se nuk arrihet ky nivel i mbrojtjeve të indeve normale atëherë duhet të sakrifikohet mbulimi i volumit të tumorit duke ulur dozën e planifikuar. Për të ndihmuar në dhënien e dozave të larta sipas formës së tumorit dhe për të mbrojtur strukturat kritike, mund të përdoren pajisje të modifikimit të tufave siç janë pykat, apo blloqet e personalizuara.

Një alternativë për prodhimin fizik të blloqeve të personalizuara është përdorimi i kolimatorëve multi-fletësh (MLC), të cilat janë fletë të veçanta prej tungsten që mund zhvendosen brenda tufave të rrezatimit duke i kontrolluar kompjuterikisht (figura 1-4,c).

Pasi plani i trajtimit është gati ai duhet të vlerësohet nga një onkolog dhe të kontrollohet më tej nga fizikanë para se të mund të transferohet në mënyrë elektronike për tek sistemi i menaxhimit të pacientit. Ky program vepron si një sistem ruajtje dhe "regjistrim - verifikimi". Ai kontrollon aparatin e trajtimit dhe regjistron dhënien e dozës pas trajtimit. Përpara se të fillojë trajtimi, duhet të verifikohen pozicionimi i tufave të rrezatimit në lidhje me anatomicën e brendshme të pacientit, ose duke përdorur imazhet e transmetimit 2D (portal) ose me përdorimin e imazheve 3D të rrezeve konike CBCT. (tufat e rrezeve X divergjojnë në formë konike).

Çdo mospërputhje në pozicion duhet të vlerësohet dhe duhet të korrigjohet pozicionimi i pacientit përpara trajtimit të tij. Në rast se diferenca është shumë e madhe përsëriten imazhet ose planifikimi. Imazhet realizohen gjithashtu në disa fraksione të tjera gjatë trajtimit ,për të siguruar qëndrueshmëri dhe për të monitoruar ndryshimet në anatomicën e pacientit ,(p.sh. për shkak të humbjes së peshës apo tkurrjes të tumorit). Nëse ndodhin ndryshime gjatë periudhës së trajtimit, të tilla që ndikojnë në shpërndarjen e planit të synuar, atëherë duhen ndërmarrë veprime për të ndryshuar trajtimin, në mënyrë që të kompensohet për këto ndryshime. Këto janë konceptet themelore të radioterapisë me imazh të udhëzuar (IGRT) dhe të radioterapisë adaptive (ART).

1.3 Pajisjet radioterapeutike

Figura 1-5 tregon karakteristikat e dozës në thellësi për disa tufa rrezesh X me energji të ndryshme. Për të trajtuar tumore që gjenden në thellësi pa e tejkaluar tolerancën e dozës në lëkurë, nevojiten disa tufa me energji të lartë (konvergjente) . Me rritjen e energjisë, doza relative në thellësi rritet. Rrezet X me energji më të lartë lejojnë gjithashtu në një sasi të caktuar efektin

e quajtur ‘ ruajtje e lëkurës’. Ruajtja e lëkurës është klinikisht e rëndësishme sepse të gjitha tufat në radioterapinë e jashtme hyjnë nëpërmjet saj, pikërisht aty ndodh efekti i mbivendosjes së dozave (build-up).

Përvojat e para me radioterapi kanë qenë të limituara nga energjia e kufizuar që prodhonin gjeneratorët e rrezeve X. Ato ishin të dobishme për trajtimin e lezioneve të lëkurës. Për tumoret në thellësi energjia ishte e pamjaftueshme për të dhënë doza të larta të nevojshme për tumorin, pa kaluar tolerancën e dozës për lëkurën. Përparimet në teknologji përsa i përket radioterapisë si fillim u përqendruan në prodhimin gjithnjë e në rritje të energjisë së tufave me qëllim maksimizimin e dozës në thellësi për të përmirësuar efektin e ruajtjes së lëkurës. Burimet e para të përdorura për radioterapinë me tufa të jashtme ishin tubat e rrezeve X të mbushur me gaz, të cilët u pasuan shpejt nga tuba vakumi që vepronin deri në 140kVp. Modelet që pasuan, pas vitit 1913 lejuan prodhimin e rrezeve X deri në 400kVp, por ishin tufa ende 'të buta' me doza maksimale të depozituara në sipërfaqe të lëkurës duke kufizuar dozën që mund të aplikohet në mënyrë të sigurt në tumor.

Në vitin 1912 e me pas vëmendja u zhvendos në radionuklidët që emetonin rrezatim gama me futjen e "topit të Radium", prodhimi i të cilit për shkak të kostos së lartë dhe disponueshmërisë së kufizuar të ^{226}Ra , u ndal shpejt.

Në fillim të viteve 1930 filloi puna për përdorimin transformatorëve rezonantë, mund të prodhonin tensione deri në 1-2MV, por përsëri, kjo teknologji u zëvendësua shpejt nga futja e aparatit të -Van de Graff- (ku pari trajtoi pacientë në Boston në vitin 1937). Prodhimi komercial i këtyre përshpejtuesëve filloi në vitin 1946 dhe deri në vitin 1959 ishin ndërtuar rreth 40 njësi, (12 prej të cilave janë përdorur deri në vitin 1983). Megjithatë këto njësi kishin struktura të mëdha, dhe shumë të shtrenjta.

Për këto arsye vëmendja u zhvendos përsëri në aparate radionukleidesh, duke u fokusuar në burimet Co^{60} , prej të cilëve tre të parët u prodhuan në vitin 1952 dhe u instaluan në Kanada dhe SHBA. Çdo burim i Co^{60} përmban disa kilokuri, duke emetuar rreze gama me energji 1.17 MeV dhe 1.33 MeV (me energji mesatare 1.25MeV). Thellësia e dozës së depozituar e Co^{60} ka maksimumin e saj në 5 mm nën sipërfaqen e lëkurës dhe lejon ruajtje të lëkurës nga doza. (Figura 1-5).

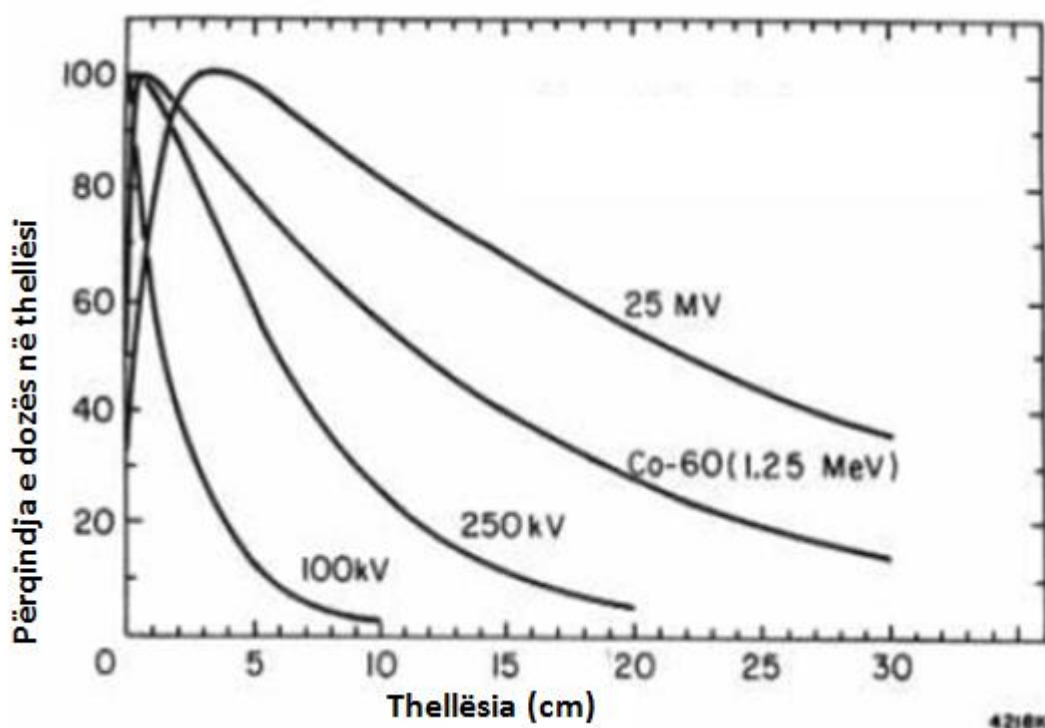


Figura 1-5 Karakteristikat e dozës në përqindje në thellësi të rrezeve X..

Në të njëjtën kohë rritja e mëtejshme e energjisë për fotonet, u bë e mundur nga prezantimi i betatronit, i cili prodhonte rreze X të prodhuara nga elektrone me energji 20MeV, dhe trajtimi i parë në pacientë u realizua në 1949 (SHBA). Betatronët kanë luajtur një rol të rëndësishëm në zhvillimi e terapisë rrezatuese duke qenë se rritja e energjisë rriti ruajtjen e

lëkurës nga dozat e larta, rriti dozën në thellësi dhe prodhonin më pak rrezatim shpërhapës krahasuar me burimet jonizuese apo tubat e rrezeve X. Disavantazhet kryesore ishin: pesha e tyre, intensiteti i ulët i rrezeve (përafërsisht. 40cGy/min) dhe madhësia e vogël fushës të trajtimit ($12.5 \times 12.5\text{cm}^2$). Përsheptuesit linear RF u bënë të mundur nga përparimet e bëra gjatë luftës së dytë botërore si rezultat i ndërtimit të magnetronëve për radarët.

Tabela 1-2. Përmbledhje e metodave të trajtimit të radioterapisë me tufa të jashtme (EBRT)

Rreze X sipërfaqësore	40 - 120kVp
Rreze X Ortovoltazh	150 - 400kVp
Njësi me burime radioaktive	^{137}Cs dhe ^{60}Co
Rreze X megavoltazh	Përsheptues linear (MV)
Elektrone	Përsheptues linear (MeV)
Grimca të ngarkuara të rënda	Protone, C, Ar, ... (MeV - GeV)
Të tjera	Neutrone, pione

I pari akselerator linear me valë udhëtuese u instalua në Angli (duke përdorur gjeneratorë me mikrovalë për përsheptimin elektronik) në vitin 1946 nga DW Fry. Në kontrast me betatronët përsheptuesit me RF mund të ofronin fuqi të lartë doze rreth 400cGy/min për fusha trajtimi 40x40cm. I pari u instalua në Spitalin Hammersmith në vitin 1952. Pacienti i parë është trajtuar në vitin 1953 (Figura 1-6). Tabela 1-2 përmbledh metoda të ndryshme të trajtimit në radioterapi dhe energjitë përkatëse.

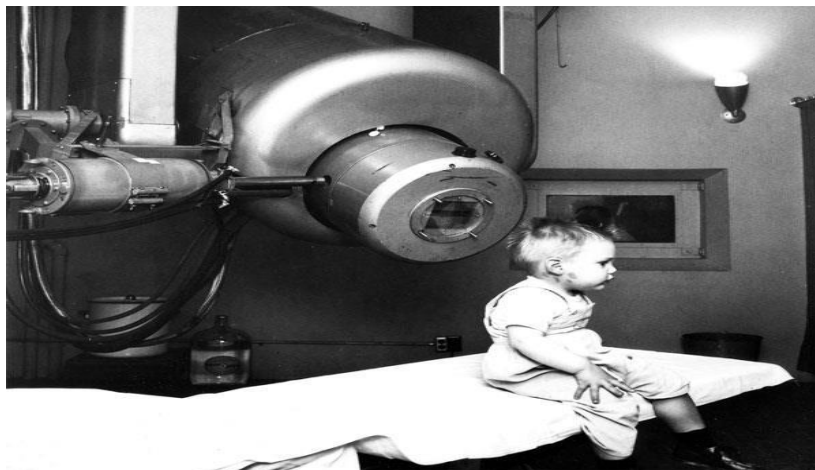


Figura 1-6. Imazh historik i Gordon Isaacs, pacienti i parë i trajtuar në përshpejtuesin e parë në Stanford.

1.3.1 Përshpejtuesit linearë

Përshpejtuesi linear (Akselerator) është një makinë e përdorur për të trajtuar kancerin në pacientë duke rrezatuar tumorin me rreze X, apo elektrone me energji të lartë, megjithëse ekzistojnë shumë lloje përshpejtuesish lineare për përdorim mjekësor. Ata në përgjithësi të gjithë përbëhen nga një nën-bashkësi standarde komponentësh siç ilustrohet në diagramën e më poshtme (Figura 1-7).Përbërësit kryesorë që marrin pjesë në formimin e tufave të rrezatimit në përshpejtuesit modern mund të grupohen në gjashtë kategori (Podgorsak 2005):

- Sistemi i Injektivit
- Gjeneratori i valëve me frekuencë të lartë RF
- Drejtuesi i valëve përshpejtuese
- Transportuesi i tufave të rrezatimit
- Kolimatorët e tufave dhe monitorimi
- Sistemet ndihmëse (p.sh. ftohje- vakum)

Struktura e Përsheptuesëve

Valët elektromagnetike udhëtojnë me shpejtësinë e dritës në ajër të lirë, por kur i kufizon brenda një drejtuesi valësh të projektuar në mënyrë të përshtatshme, kjo shpejtësi mund të reduktohet. Një fushë me radiofrekuencë RF të lartë, mund të përdoret për të përshpejtuar elektrone me kushtin që drejtuesi i valëve të jetë projektuar në mënyrë të tillë që në çdo pikë përgjatë gjatësisë së saj, shumëfishimi i shpejtësisë të përputhet me atë të elektroneve.

Udhëzuesi i valëve elektromagnetike është një tub cilindrik me një seri kavitetesh sferike të dizenuara në mënyrë të tillë që, shpejtësia e propagandimit të mikrovalëve të përdorura për përshpejtim të rritet në pjesën e parë të strukturës dhe të arrijë pothuajse shpejtësinë e dritës në pjesën tjetër. Tufa e elektroneve që del nga topi elektronik, injektohet në drejtuesin e valëve ku përkon me pulset që vijnë nga burimi i mikrovalëve dhe përshpejtohet nga vala duke rritur si rrjedhim shpejtësinë e elektroneve.

Si burim i radiofrekuencave RF që përdoret për prodhimin e mikrovalëve shërben një magnetron (oshilator RF) ose një klistron (përforcues RF) që operojnë në rangun 2 - 10MW, me fuqi burimi që përcakton energjinë maksimale të përshpejtimit.

Burimi i mikrovalëve e merr fuqinë nga pulse të tensionit të lartë, me anë të një modulatori. Pastaj mikrovalët transportohen në përshpejtues nëpërmjet drejtuesit të valëve në formë drejtkëndore, i cili presionohet me gaz SF_6 për të parandaluar shkarkesat elektrike.

Sistemi i kontrollit automatik të frekuencave (AFC) vazhdimisht monitoron frekuencat brenda përshpejtuesit, duke akorduar magnetronin për prodhim optimal. Ka dy lloje të veçanta të valëve përshpejtuese: valë udhëtuese (vala prodhohet përgjatë boshtit përshpejtues, e përdorur nga Elekta) dhe valë të qëndrueshme (ku vala është e qëndrueshme, e përdorur nga Varian, Siemens).

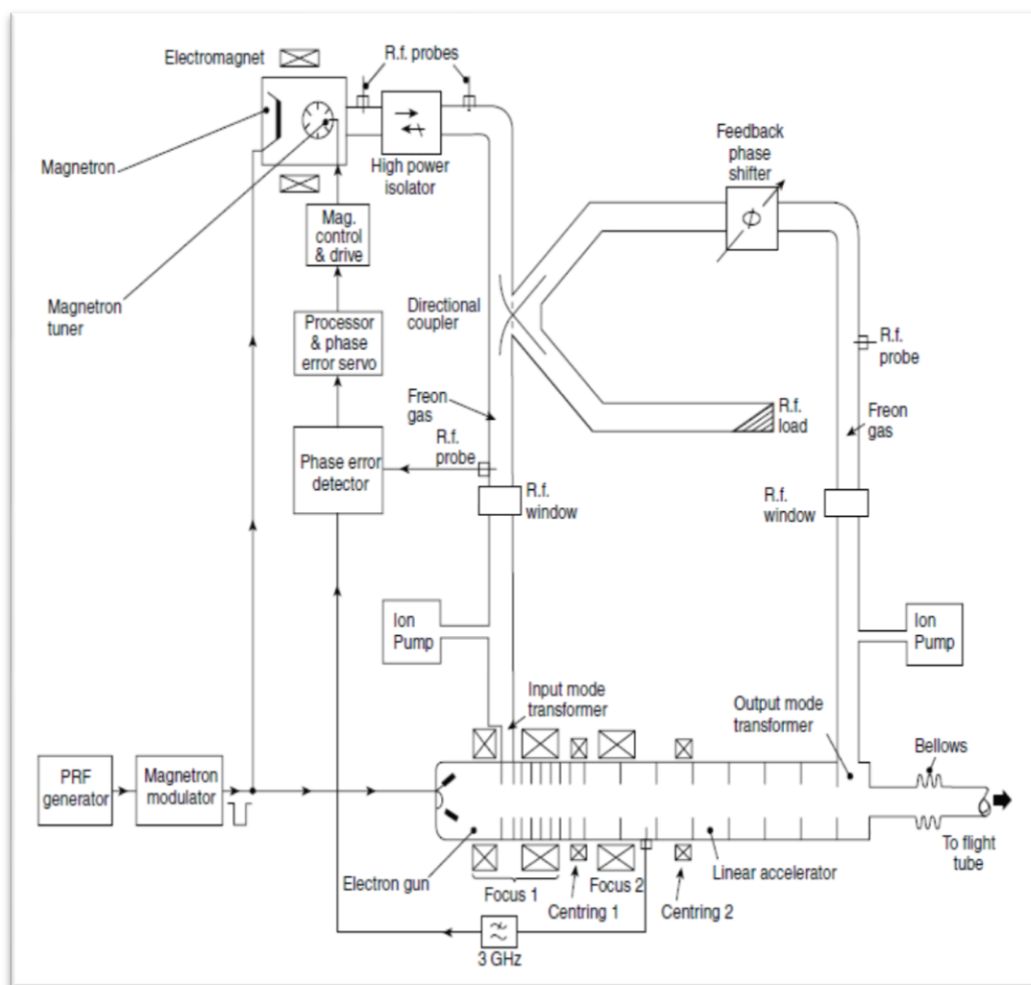


Figura 1-7. Diagramë e një përshpejtuesi linear.

Të dy sistemet injektojnë elektrone në valën përshpejtuese në fazë me burimin e RF. Elektronet hyjnë në një seksion fillestar grupimi (tipik 30cm i gjatë), në të cilin shpejtësia rritet afërsisht sa shpejtësia e dritës. Pas kësaj zgavrat kanë një ndarje konstante dhe energjia e fituar rezulton në rritje të masës relativiste.

Tufa e elektroneve të pulsuara prodhohet nga një filament i nxehtë prej tungsten (volfram) që quhet top elektronik, temperatura e të cilit mund të përdoret për të kontrolluar energjinë dhe fuqinë e dozës së përshpejtuesit linear.

Sistemi i vakumit siguron presione të ulëta të nevojshme për topin elektronik, përshpejtuesin e valëve dhe sistemin e përkuljes së tufës. Pa këtë filament do të digjej dhe elektronet do të shpërhapeshin për shkak të përplasjeve me molekulat e ajrit.

Për shkak të shtytjes reciproke të elektroneve në udhëzues, shkaktohet një devijim në rrugën e rrezeve, ndaj përgjatë udhëzuesit përdoret një sistem bobinash që shërbejnë për fokusimin dhe drejtimin e tufës së rrezatimit. Shumica e tyre janë vendosur gjatë instalimit, por një grup bobinash janë montuar pranë fundit të strukturës (2R dhe 2T) të cilat janë nën kontrolluesit ndihmës (servos) për të drejtuar dhe fokusuar rrezet gjatë operimit.

Meqenëse strukturat e përshpejtuesit fizikisht nuk mund të montohen vertikalisht në kolonën mbështetëse të akseleratorit duke qenë se janë shumë të gjata, atëherë është e nevojshme përkulja e tufës së rrezeve me përafërsisht 90° në drejtim të pacientit. Kjo arrihet duke përdorur një magnet përkulës. Për një tufë klinikisht të përdorshme është e nevojshme që tufa e elektroneve të futet në kokën e trajtimit në këndin dhe energjinë e duhur dhe të sigurojë një vatër të vogël fokale. Kjo do ishte një detyrë mjaft e thjeshtë nëse rrezja do ishte mono-energji. Duke qenë se është e vështirë të kontrollohet përhapja e energjisë, zakonisht përdoret një sistem akromatik përkulës, i cili siguron që elektronet me energji të ndryshme të dalin nga sistemi i lakimit në të njëjtën pikë dhe në të njëjtin drejtim pavarësisht energjisë së tyre fillestare.

Koka e trajtimit

Rrezet X prodhohen si rezultat i goditjes së elektroneve me një metal me numër atomik Z të lartë, i cili quhet target ose objektiv, (Figura 1.8). Këto elektrone i nënshtrohen frenimit të shpejtë duke prodhuar kështu rrezet X. Prodhimi rrezeve X tenton të realizohet në të njëjtin drejtimin me atë të udhëtimit të elektroneve. Përshpejtuesit linear të energjive të megavoltazhit përdorin kështu objektiva transmisioni.

Për shkak të efikasitetit të ulët të prodhimit të spektrit energjetik (bremsstrahlung), objektivi duhet të ftohet me ujë. Sistemi i ftohjes vepron për të hequr nxehtësinë nga komponentët e akseleratorit, si dhe të mbajë një temperaturë të qëndrueshme për çdo komponent të ndjeshëm ndaj ndryshimeve të temperaturës, (si p.sh përshpejtuesi i valëve).

Rrezja e fotoneve kalon nëpër një kolimator primar i cili ka një hapje rrethore dhe vendos një kufizim fillestar në madhësinë dhe formën e rrezeve.

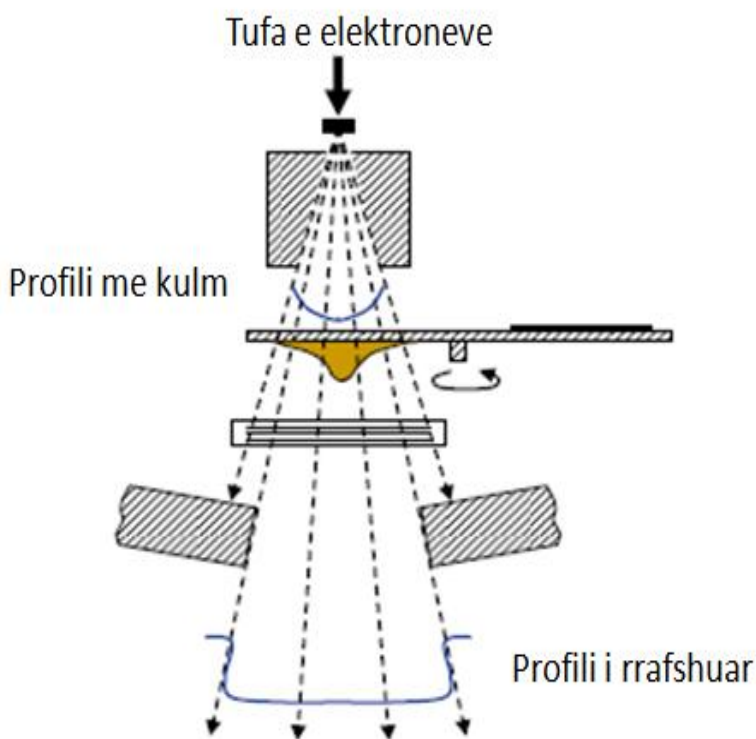


Figura 1-8 Filtri rrafshues vepron mbi spektrin energjetik me formë konike të prodhuar nga objektivi për të prodhuar një tufë 'të sheshtë'

Problemi me prodhimin e rrezeve X me energji të lartë me anë të procesit të bremsstrahlung është se fotonet emetohen brenda një koni relativisht të ngushtë ky kon bëhet edhe më i ngushtë me rritjen e energjisë. Shpërndarja 'ideale' e rrezeve X pas daljes nga objektivi, do të ishte një përhapje uniforme e intensitetit përgjatë të gjithë gjerësisë së tufës së

rezesh, që do të rezultonte në rrezatim uniform të një vëllimi tumoral në një pacient. Duke qenë se prodhimi i rrezeve X është predominant në drejtimin e përparmë, rezulton në një intensitet rrezesh X me sipërfaqe që ka një kulm në këtë drejtim. Për të shmangur dhënien e një doze më të lartë në aksin qendror të tufës përdoret një filtër rrafshues.

Vetë filtri rrafshues është një copë metali në formë koni, absorbon në formë favorizuese rrezet X në boshtin qendror (CAX) duke siguruar një intensitet uniform përgjatë tufës së rrezatimit.

Si rezultat i kalimit nëpër filtër i tufës së rrezeve ndodh një ndryshim i pashmangshëm në spektrin energjistik. Materialet e përdorura për prodhimin e filtrit rrafshues ndryshojnë, por në përgjithësi përdoren materiale të tilla si alumini, bakri dhe çeliku ,dhe shmangen materiale me numër atomik të lartë siç është p.sh. plumbi. Meqenëse forma e kulmit varet nga energjia, për çdo energji fotonesh përdoret një filtër i ndryshëm rrafshues (ose një kombinim filtrash). Në përshpejtuesit e sotëm mund të prodhohen fotone dhe elektrone me energji të ndryshme, ndaj filtrat e ndryshëm të përdorur vendosen në një karuselë, në kokën e trajtimit të aparatit (figura 1-9).

Poshtë filtrit rrafshues ndodhet një sistem dhomash jonizimi për të matur dozën e rrezatimit dhe për të ruajtur stabilitetin e tufave të rrezeve. Një grup kolimatorësh dytësor (nofullash), i jep formë tufave të rrezatimit në fusha kuadratike apo drejtkëndëshe. Tufat e rrezatimit mund të marrin formën e dëshiruar sipas vëllimit të tumorit, me anë të kolimatorit shumë fletësh (MLC)

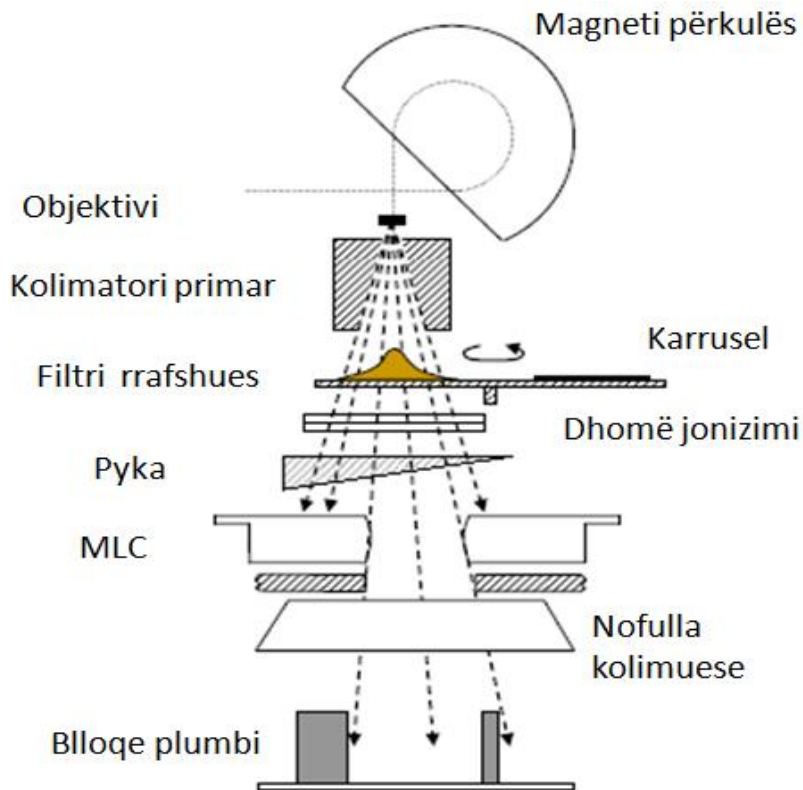


Figura 1-9 Pamje e thjeshtuar e kokës së aparatit

Monitorimi i tufave së rrezatimit dhe kontrollimi i tyre.

Një dhomë jonizimi me transmetim është vendosur në kokën e trajtimit direkt nën filtrin rrafshues për monitorimin dhe kontrollin e dozës së dhënë. Ajo përbëhet nga një seri dhomash plan-paralele të mbivendosura, secila e ndarë në zona të veçanta (figura 1-10). Përdorimi i dy dhomave siguron dozimetri të dyfishtë në rast të dështimit në një nga njësitë.

Rrymat në bobinat drejtuese në fund të topit elektronik në drejtuesin e valëve, bobinat fokusuese të tufës si dhe magneti lakues furnizohen me energji elektrike të stabilizuar në vlera të paracaktuara në varësi të energjisë së rrezeve.

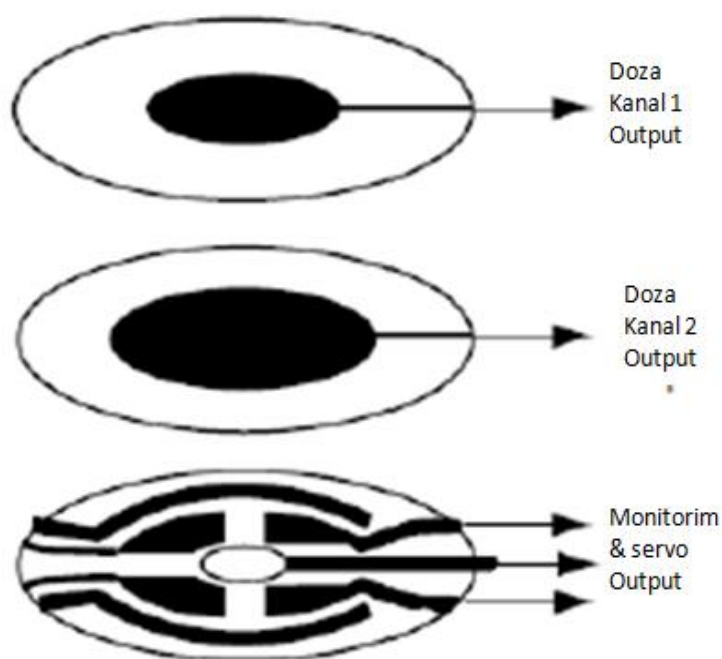


Figura 1-10 Diagramë e zbrërthyer e dhomës së jonizimit me transmetim.

Rryma në bobinat drejtuese në fund të objektivit kontrollohen nga sinjale që vijnë nga dhomat monitoruese. Kur prodhohen tufa rrezatimi, informacioni i marrë nga dhomat e jonizimit, përdoret për të rregulluar pozicionin e fokusimit të tufës i cili duhet të monitorohet nga afër për të pasur një tufë të sheshtë dhe uniforme rrezesh. Dhomat monitorojnë energjinë e tufave të rrezatimit, fuqinë e dozës, uniformitetin e rrezeve, simetrinë dhe rrafshësinë e tyre. Çdo mosbalancë në njërin prej sinjaleve nga çifti i dhomave të jonizimit, mund të përdoret që të kontrollohet në mënyrë aktive topi elektronik, si dhe magnetet e drejtimit të tufës të ruajnë kushtet e sakta të punës (2R dhe 2T).

Koka e trajtimit dhe krahu mbështetës i aparatit (gantry) në vetvete janë të aftë të kryejnë rrotullim prej 360 ° rreth një pike referimi të vetme.

Ndërprerja e aksit qendror të tufës së rrezatimit me aksin e krahut, kolimatorin ,dhe aksin e rrotullimit të shtratit, është i njohur si izoqendër (figura 1-11). Izoqendra është në mënyrë ideale një pikë e vetme në hapësirë, por për shkak të peshës së krahut mbështetës dhe momentit rrotullues të ushtruar nga koka e trajtimit, është realisht një sferë me diametër prej përafërsisht 1mm. Koncepti në radioterapinë e sotme është pozicionimi i pacientit në mënyrë të tillë që, vëllimi tumoral të jetë në izoqendër në mënyrë që tufat e rrezatimit të mund të drejtohen në pacient nga kënde të ndryshme, pa qenë nevoja për të hyrë në dhomën e trajtimit apo të lëvizet pacienti në intervalin midis fushave. Gjatë rrotullimit të krahut të aparatit, përshpejtuesi i valëve dhe sistemi i lakimit të fushës dhe lëvizin nëpër fushën magnetike të tokës, e cila edhe pse e vogël në forcë, është mjaft e fortë për të zhvendosur tufën nga trajektorja korrekte e saj. Kështu për këtë arsye rrymat në magnetet drejtuese 2T dhe 2R, duhet të variojnë me ndryshimin e këndit të gantrit dhe kontrollohen nga tabela të përcaktuara. Vlera e duhur rregullohet me ndryshimin e këndit, dhe servot ndihmuese operojnë rreth kësaj vlere për të ruajtur drejtimin e rrezes.

Përshpejtuesit monitorohen vazhdimisht nga një sistem kontrolli digjital, për të siguruar performancë të sigurt dhe shpërndarje të saktë të dozës tek pacienti. Çdo shmangie nga performanca e synuar mund të çojë në një seri paralajmërimesh të cilat mund të kycin rrezatimin në varësi të ashpërsisë së gabimit të paraqitur.

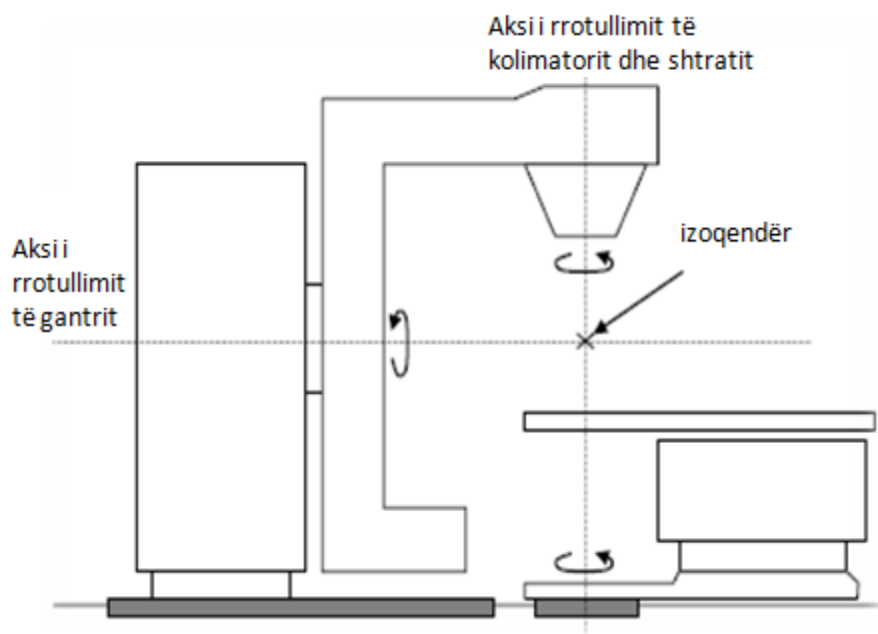


Figura 1-11. Diagramë për të ilustruar konceptin e izoqendrës së aparatit.

1.4 Bazat për përshpejtuesit linear pa filtër rrafshues

Rrafshuesit e tufave të rrezeve X janë konsideruar si një komponent thelbësor që nga prezantimi i përshpejtuesëve lineare në 1950. Megjithatë, pavarësisht përdorimit të tyre të gjatë, ka ende një numër çështjesh të pazgjidhura në lidhje me përdorimin e tyre. Në mënyrë që këto tufa rrezatimi të jenë të sheshta, është e nevojshme që të eliminohet një pjesë e madhe e intensitetit të tufave (shih figurën 1-12). Ky rrezatim konvertohet në rrezatim të shpërhapur ku filtri rrafshues shërben si burim dytësor i tij (përfshirë fotonet dhe elektronet). Fotonet e shpërhapura nga koka e akseleratorit dhe ndotja elektronike prodhuar nga filtri rrafshues janë ende subjekt i shumë hulumtimeve dhe ende nuk janë modeluar saktë në shumicën e sistemeve të planifikimit të trajtimit në radioterapi. Studimet me Monte Carlo kanë treguar se, filtri rrafshues është përgjegjës për shumicën e rrezatimit të shpërhapur të prodhuar në kokën e trajtimit (Petti et al 1983, Zhu dhe Bjarngard 1995).

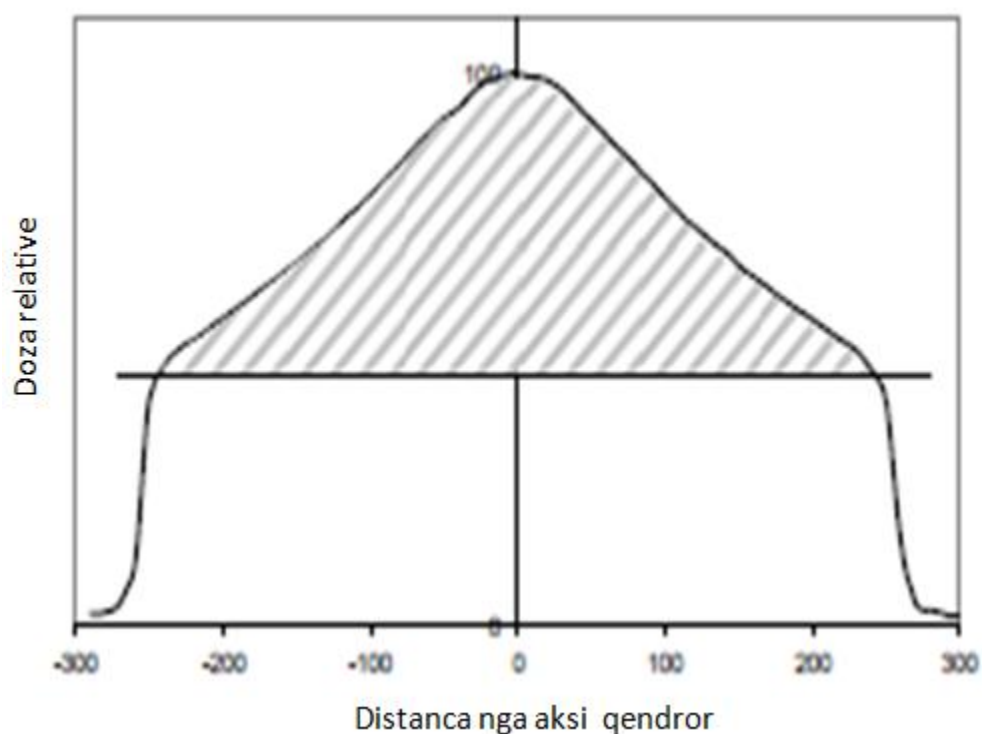


Figura 1-12 Filtri rrafshues eliminon një sasi të madhe të tufës, duke reduktuar dozën në aksin qendror me afërsisht 50% të vlerës fillestare (6MV).

Është vlerësuar se 11-16% e fluksit të fotoneve në izoqendër, vjen si rezultat i rrezatimit ekstra-fokal dhe rreth 70%, vjen pikërisht nga filtri rrafshues (Liu et al 1997 Petti et al 1983). Këto vlera ndryshojnë në varësi të prodhuesit. Filtri gjithashtu vepron si burimi kryesor i ndotjes elektronike (e cila gjithashtu është shumë e vështirë për tu modeluar) (Klein dhe Esthappan 2003). Rrezatimi rrjedhës nga koka e aparatit jep një dozë në gjithë trupin e pacientit duke bërë që të lindi nevoja për përdorimin e sasive të mëdha materiali mbrojtës rreth kokës së aparatit me qëllim reduktimin e tij.

Funksioni kryesor i filtrit rrafshues është që të sigurojë një tufë të sheshtë rrezatimi. Megjithatë, për shkak të efekteve të shpërhapjes në pacient, dhe ndryshimit të spektrit, nuk është e mundur të krijohet një tufë me profil totalisht të "sheshtë" në të gjitha thellësitë në ind. Në

përgjithësi filtrat rrafshues janë të dizenuara për të prodhuar një profil të sheshtë vetëm në një thellësi (zakonisht 10cm). Në afërsi të sipërfaqes, profili i tufës së rrezatimit ka formë të ngritur në cepat e fushës dhe formon 'veshë', ndërsa në thellësi më të madhe profili është më i lakuar (figura 1-13). Prandaj filtri rrafshues vetëm prodhon një tufë rrezatimi me rrafshësi 'nominale'.

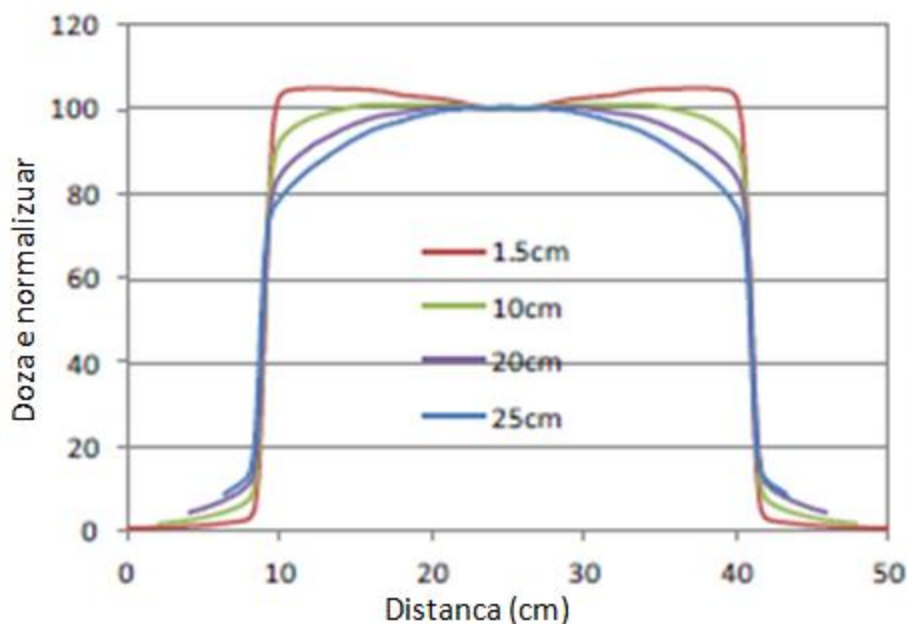


Figura 1-13 Ndryshimi në profilin e tufave për thellësi të ndryshme, normalizuar 100% në aksin qendror dhe përshkallëzuar për të hequr divergjencën, vihet re ndryshimi i profileve në cepat e tyre me rritjen e thellësisë.

Filtri pavarësisht se përdoret për të prodhuar një tufë të sheshtë, shkakton një sërë problemesh si më poshtë:

Zvogëlon intensitetin primar të rrezeve, duke çuar në reduktimin e fuqisë së dozës.

Përthith rrezatimin në mënyrë të diferencuar përgjatë fushës, (ndryshim në spektrin e tufave), shkakton probleme për llogaritjen e dozës dhe modelimin e tufave.

Krijon nevojën për futjen e "qosheve" në fluksin e grimcave për të kompensuar për këtë variacion këndor të spektrit.

Krijo një burim të konsiderueshëm të rrezatimit të shpërhapur ekstra-fokal të shpërndarë në tufën e rrezatimit.

Ndotjen elektronike në tufën primare.

Rritjen e rrezatimit rrjedhës nga koka e trajtimit.

Amplifikimi i gabimeve të drejtimit të tufave që kanë nevojë për monitorim dhe kontrollin aktiv nga sistemi kontrollues ndihmës (servot).

Problemi me tufat jo të sheshta ka qenë gjithmonë përdorimi i kulmit në shpërndarjen e dozës. Historikisht, radioterapia ka qenë e bazuar në shpërndarjen e sheshtë (ose me filtër) të tufave për të trajtuar vëllime me një dozë uniforme. Teknikat moderne të imazhit dhe përparimet në inxhinierinë kompjuterike (hardware / software) lejojnë tani një pamje shumë më të detajuar të anatomisë së pacientit që ka nevojë për modulimin e intensitetit për çdo fushë. Radioterapia moderne gjithnjë e më pak mbështetet në fushat e sheshta të rrezatimit dhe më shumë në përdorimin rutinë të pajisjeve dhe teknikave që mundësojnë modifikimin e fluksit. Radioterapia me intensitet të moduluar (IMRT), është një teknikë që përdor këto tufa. Në këto rrethana është e mundshme që filtri rrafshues të jetë i panevojshëm për shkak se të gjitha modulimet mund të realizohen nga MLC (Figura 1-14). Në qoftë se forma fillestare e tufës mund të merret parasysht në procesin e segmentimit, atëherë filtri mund të mos jetë fare i nevojshëm.

Studimi i tufave jo të sheshta njihet me akronimin FFF, (tufa pa filtër rrafshues, në anglisht). Tufat FFF janë studiuar më parë nga O'Brien (1991), i cili hulumtoi përdorimin e tyre në një përshpejtues linear të tipit Therac-6. Qëllimi ishte rritja e fuqisë së dozës për të reduktuar kohën në trajtimet stereotaktike intrakraniale (SRS). Përshpejtuesi i parë linear, që vepronte pa filtër rrafshues, Racetrack Microtron MM50, përdorte një tufë elektronesh me skanim që binin

mbi një objekt, për të mbivendosur dozën në pacient në një mënyrë të ngjashme me rrezet e protoneve me skanim (Brahme et al 1980 Karlsson et al 1993).

Në vitet e fundit përsheptuesit pa filtër rrafshues kanë fituar popullaritet, me disa publikime në literaturë mbi dozimetinë e tufave FFF. (Fu et al 2004, Titt et al 2006a & b, Vassiliev et al 2006a & b, Mesbahi 2007, Ponisch et al (2006) dhe Zhu et al (2006)).

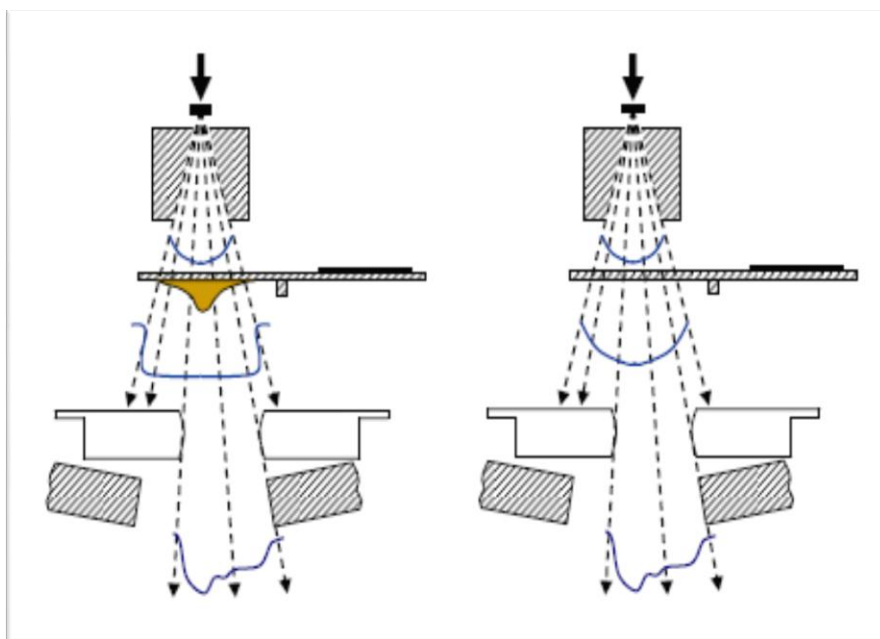


Figura 1-14 Procesi IMRT mbështetet në MLC për të modeluar rrafshin e tufës që të prodhohet fluksi i nevojshëm i fotoneve. Është e mundshme që tufa e sheshtë të mos jetë e nevojshme dhe MLC të realizojë modulimin e nevojshëm (b).

1.5 Qëllimi i punës

Heqja e filtrit rrafshues mund të ndihmojë në rritjen e saktësisë në trajtim duke reduktuar burimin e disa pasigurive në modelimin dhe llogaritjen e dozave, duke ndihmuar në reduktimin e variacioneve në simetrinë e tufave dhe pasiguritë në llogaritjen relative të dozës (2, 4 dhe 6 në tabelën 1.1). Në mënyrë të veçantë, heqja e filtrit rrafshues nga tufat e rrezatimit duhet të çojë në:

- Rritjen e fuqisë së dozës.
- Reduktim në masë të shpërhapjes në kokën e trajtimit:
 - dozimetri më e saktë.
 - më pak rrezatim rrjedhës (gjithë-trupit) .
 - gjysmëhije (penumbra) më e ngushtë.
- Stabilitet më të madh të tufave të rrezatimit.
- Reduktim të rangut të outputit dhe faktorëve të filtrave.
- Variacione të thjeshtëzuara të spektrit.
- Profile më të qëndrueshme në thellësi.
- Imazh më të mirë për shkak të komponentit të energjisë të ulët të rrezeve X.

Kjo tezë shqyrton faktorë që ndikojnë në trajtimet me radioterapi kur filtri rrafshues është hequr, duke ndjekur zinxhirin e mëposhtëm të ngjarjeve të nevojshme për të sjellë FFF në përdorim klinik, nga karakterizimi dozimetrik dhe funksionimi i makinës në modelimin e tufave të rrezatimit, planifikimit të trajtimit dhe sigurimit të cilësisë.

Përpjekjet janë përqendruar në përdorimin e dy akseleratorëve linearë:

-Siemens, i cili prodhon tufa 6MV të sheshta dhe 7 MV FFF. Ky akselerator është komisionar fillimisht vetëm për fusha të vogla me qëllim trajtimin SRS.

-Varian, i cili prodhon dy energji me tufa të sheshta 6MV dhe 15MV si dhe dy energji me tufa FFF përkatësisht 6MV FFF dhe 10 MV FFF.

KAPITULLI 2

KONFIGURIMI I PËRSHPEJTUESVE LINEAR DHE KARAKTERISTIKAT DOZIMETRIKE.

Në këtë kapitull do të diskutohen detaje teknike të konfigurimit dhe karakteristikat e aparatit. Në fillim përshkruhet procesi i heqjes së filtrit dhe ndryshimet në operimin e aparatit të shkaktuara nga heqja e tij. Më pas përshkruhen dhe diskutohen karakteristikat e tufave të rrezatimit dhe përparësitë e tyre në radioterapi. Siç është diskutuar në kapitullin e mëparshëm, filtri rrafshues është montuar në një karusel në kokën e trajtimit të aparatit. Në këtë punim matjet janë kryer në dy akseleratorë linearë, njëri prodhim i kompanisë Siemens dhe tjetri Varian të instaluar respektivisht në qendrën spitalore universitare Nënë Tereza, dhe në Spitalin Nordland Hospital Trust.

2.1 Karakteristikat dozimetrike

Seksionet e mëposhtme japin detaje të matjeve të marra në mënyrë që të karakterizohen ndryshimet dozimetrike të shkaktuara nga heqja e filtrit rrafshues.

2.1.1 Fuqia e Dozës

Filtrat rrafshues kanë formë konike dhe përbëhen nga material me numër atomik Z mesatar ose Z të lartë. Për shkak të trashësisë prej disa centimetrash në qendër të aksit, fuqia e dozës ndikohet shumë nga prania e tij, kështu pasoja e parë dhe më e dukshme kur akseleratori operohet në modën FFF, është rritja e fuqisë së dozës deri në 2.3 herë për një fushë të hapur, është e qartë se rritja e fuqisë së dozës mund të jetë një faktor i dobishëm në shumë

trajtime (p.sh. radioterapia me frymëmarrje të kontrolluar apo SRS). Fuqia e dozës për përshpejtuesin Siemens arrin deri në 600MU/min për energjinë 6MV, ndërsa me heqjen e filtrit rrafshues për energjinë 7MV, fuqia dozës shkon deri në 1200MU/min.

Për Varian, vlerat e fuqisë së dozës për energjitë pa filtër rrafshues shkojnë deri në 600MU/min, ndërsa për energjitë pa filtër planar dyfishohet deri në 1200MU/min për 6MV dhe shkon deri në 2400MU/min për energjinë 10MV FFF. Gjatë vendosjes në punë të dy aparateve janë vlerësuar përgjigja e dhomave të jonizimit, përse i përket linearitetit të njësive monitorike, me rritjen e dozës për fuqi të ndryshme, duhet theksuar se përshpejtuesi linear Siemens, është kalibruar në mënyrë të tillë që për një fushë standarde prej 10x10cm, të japë dozën prej 1Gy në thellësinë Dmax për të dy energjitë 6MV dhe 7MV FFF, për SSD 100 cm.

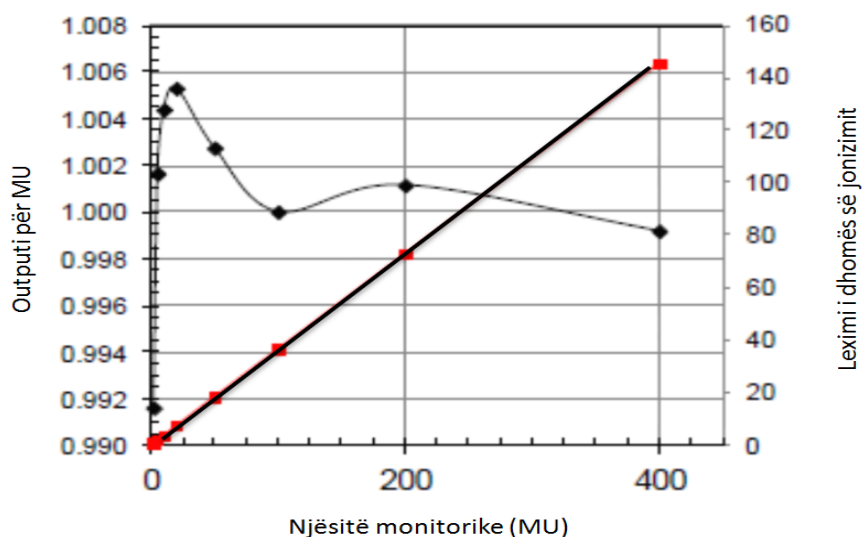


Figure 2-1 Lineariteti i dozës si funksion i njësive monitorike (MU), dhe të outputit për MU normalizuar me dozën e regjistruar për 100MU.

Ndërkohë përshpejtuesi Varian është kalibruar në mënyrë të tillë që, për fushën standarde 10x10cm të japë 1Gy në thellësinë 10cm, për SAD 100cm duke sforcuar në maksimum aparatin.

Figura e mësipërme jep pikërisht linearitetin e dozës si funksion i njësive monitorike. Fuqia e dozës në një farë mënyre ndikohet nga kalibrimi i tufave të rrezatimit si dhe limitet e hardware të secilit tip përshpejtuesi. Për të vlerësuar linearitetin dhe riprodhueshmërinë e dozës janë kryer disa matje (figura 2-1), që konfirmojnë se dhomat e jonizimit kanë një përgjigje të mirë ndaj fuqive të larta të dozës, dhe dozat jepen me saktësi deri në 2 njësi monitorike MU (gabimi <1%).

2.1.2 Doza për puls

Meqenëse elektronet përshpejtohen në tufa rrezatimi, jepen në pulse diskrete rrezatimi. Rritja e fuqisë së dozës e vërejtur me heqjen e filtrit vjen si shkak i rritjes në dozës për puls. Kjo në fakt qëndron konstant, dhe shkalla e dozës ndryshohet duke ndryshuar frekuencën përsëritëse të impulsit (PRF). Edhe pse fuqia e dozës mund të ulet përsëri në nivelin fillestar, rritja e dozës për puls mbetet, dhe ka të ngjarë të ndikojë në shkallën e rikombinimit në dhomat e jonizimit. Doza për puls e tufës së rrezatimit është "fikse", por ajo mund të jetë e ndryshme me ndryshimin e distancës burim-dhomë jonizimi (SCD). Figura 2-2 tregon varësinë e dozës për impuls e një dhomë jonizimi Farmer në tufat FFF; grafikët janë normalizuar në 100cm SSD për një fushë 10x10cm².

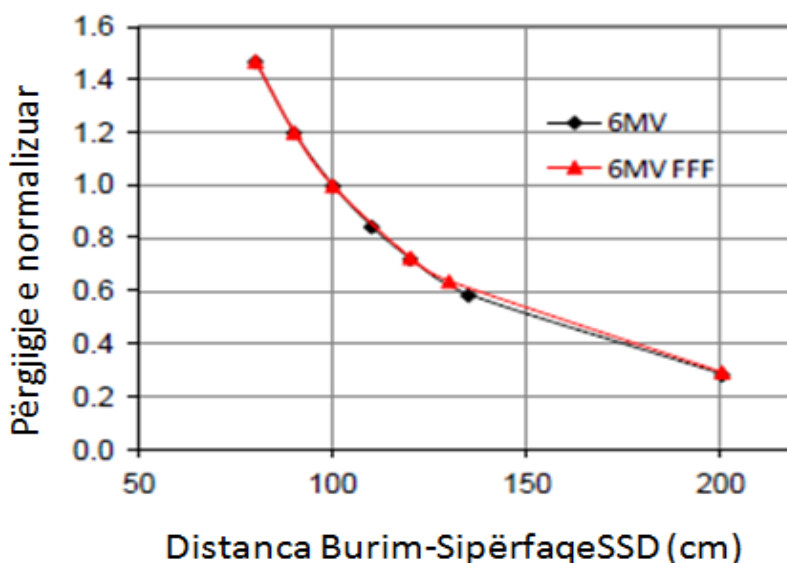


Figure 2-2 Varësia e dozës për puls e dhomës së jonizimit Farmer.

Doza për impuls do të ndikojë në përgjigjen e dhomës së jonizimit por, të dy grafikët mbivendosen duke treguar se këto korrigjime duhet të ruhen edhe në këto fuqi të larta doze. Karakteristikat e dhomave të jonizimit të tufave pulsuese të rrezatimit janë të mirë raportuara (Derikum dhe Roos 1993 Bruggmoser al 2007 et) dhe janë zgjeruar për të përfshirë tufat FFF nga Lang et al (Lang et al 2012a).

2.1.3 Shpërhapja e rrezatimit në kokën e përsheptuesit linear (Sc).

Me heqjen e filtrit pritet një reduktim në rrezatimin shpërhapës (Sc) nga koka e aparatit duke qenë se filtri është burimi kryesor i shpërhapjes (Petti et al 1983 Zhu dhe Bjanrngard 1995). Ky reduktim në Sc mund të jetë shumë i dobishëm në shumë mënyra. Figura 2.3 tregon matjet e kryera duke përdorur mini-fantomën dhe Sc jepet si funksion i madhësisë së fushës (90cm SSD, në 10cm thellësi) relative me fushën 10x10cm².

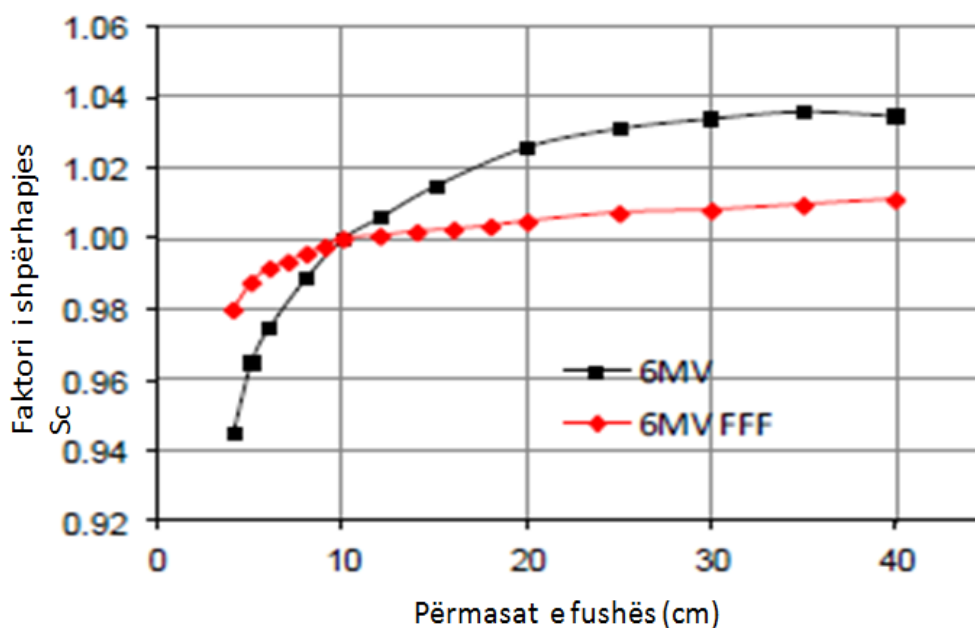


Figure 2-3 Matje të shpërhapjes së rrezatimit në kokën e përsheptuesit(S_c) me anë të mini-phantomës (normalizuar në fushën $10 \times 10 \text{ cm}^2$).

Në krahasim me fushat me filtër rrafshues shihet një rënie e konsiderueshme në rangun e leximeve, dhe kemi një zbritje në leximet e vlerave me një ndryshim prej 3% për gjithë fushat nga $4 \times 4 \text{ cm}^2$ në $40 \times 40 \text{ cm}^2$, krahasuar me një ndryshim prej 9% me filtrin prezent. Modelimi i shpërhapjes për madhësi të ndryshme të fushave të rrezatimit është shumë e rëndësishme, sidomos për IMRT. Filtri rrafshues është burimi kryesor i këtyre ndryshimeve, ndaj heqja e filtrit sjell disa pasoja të favorshme për dozimetrinë e fushave të vogla, dhe tufave të rrezatimit në IMRT ku gabimet në llogaritjen e shpërhapjes së rrezatimit në kokën e përsheptuesit, çojnë në gabime në llogaritjen e njësive monitorike. Heqja e filtrit ul gabimin në llogaritjen e njësive monitorike.

2.1.4 Shpërhapja Totale (Sc, p)

Faktorët e shpërhapjes totale janë matur në 100cm SAD, thellësinë 10cm (Figura 2-4) dhe tregojnë gjithashtu një reduktim të ndjeshëm për fusha të mëdha krahasuar me tufat e rrafshëta. Vlerat e Sc dhe Sc,p bien për fusha të vogla për shkak të mbulimit të burimit. Reduktimi në rangun e leximeve për të dy parametrat duhet të ndihmojë në dozimetrinë e tufave të vogla dhe ato të matura në kushte të jo-ekuilibrit elektronik.

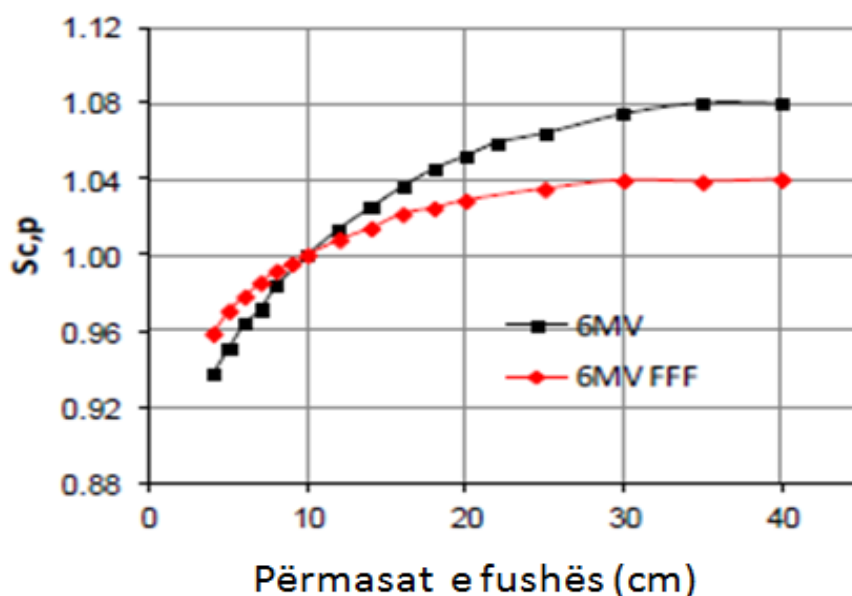


Figure 2-4 Ndryshimi i faktorëve të shpërhapjes totale të matur në SSD 100cm në D_{max} dhe normalizuar në $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field.

Raporti i leximeve të $40 \times 40 \text{ cm}^2$ në $4 \times 4 \text{ cm}^2$ është 1.15, për tufat e rrezeve të rrafshëta dhe 1.08 për tufat FFF. Rezultate të ngjashme janë treguar nga Ponisch et al (2006).

2.1.5 Efekti i këmbimit të kolimatorit.

Reduktimi i shpërhapjes duhet të çojë gjithashtu në reduktim të efektit të këmbimit të kolimatorit, – ndryshimi që vihet re në dozën dalëse ‘output’ për të njëjtën madhësi fushash drejtkëndëshe në varësi se cili grup nofullash përcakton dimensionin më të madh të fushës.

Matjet e këtij efekti janë bërë duke fiksuar njërin nga nofullat në një vlerë fikse dhe duke ndryshuar nofullën tjetër nga 4cm deri në 40cm (siç rekomandohet në ESTRO Broshura 6, Mijneer et al 2001). Madhësia e efektit është mesatarisht 1.6% për tufat standarde dhe 0.6% me filtrin e hequr (figura 2-5). Këto shifra pasqyrojnë reduktimin me dy të tretat të Sc të vërejtur në figurën 2-4.

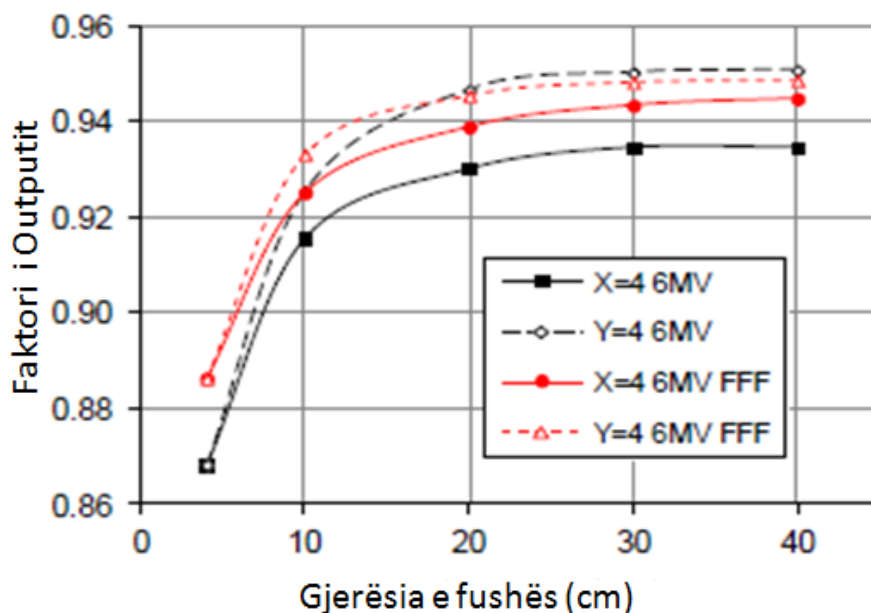


Figure 2-5 Efekti i këmbimit të kolimatorit. Faktori i fuqisë së dozës ‘Output’ jepet si funksion i gjerësisë së fushës, duke mbajtur njërin nga nofullat X ose Y të fiksuar në 4cm.

2.1.6 Përqindja e dozës në thellësi PDD.

Tufat FFF tregojnë qartë dallimet mes rrezeve konvencionale. Për të studiuar ndryshimet në spektrin e tufave të rrezatimit janë matur dozat e përqindjes në thellësi PDD të cilat u krahasuan me të dhënat standarde. Filtri rrafshues forcon në mënyrë të konsiderueshme tufën e rrezatimit, në boshtin qendror, por për shkak të formës së tij fizike cilësia e rrezeve zvogëlohet me distancën jashtë boshtit qendror. Prodhimi i elektroneve kontaminuese gjithashtu ndikon në

dozën në thellësi përtej Dmax, por ndryshimet për shkak elektroneve vihen re kryesisht në zonën e sipërfaqes.

Tabela 2-1 Krahasimi i parametrave të cilësisë së tufave të rrezatimit.

Energjia nominale (MV)	Lloji tufës	PDD D10 (%)	hëllësia cm	Thellësia D max (mm)	QI(TPR 20/10)
6	FF	67.6	6.7	15	0.697
7	FFF	65.2	6.3	13.5	0.653

PDD në aksin qendror janë matur me 100cm SSD dhe normalizuar në një thellësi Dmax për të gjitha fushat e hapura. Profilet e tufave të rrezeve dhe matjet dozës në thellësi janë marrë duke përdorur një fantomë uji Iba Dozimetri me dhoma jonizimi Semiflex 0.125cc dhe duke përdorur softin Omnipro për Varian..

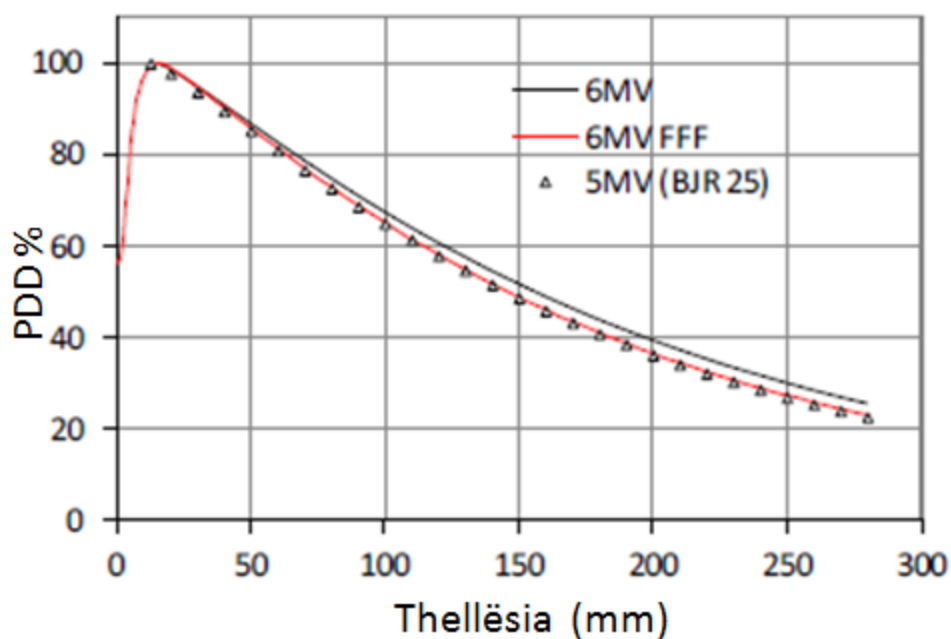


Figure 2-6 PDD për një fushë rrezatimi 10x10cm² në 100cm SSD. Mungesa e forcimit të tufës shihet si ulje e energjisë prej afërsisht 5MV.

Për përshpejtuesin e Siemens është përdorur fantomë uji PTW MP3 Tandem me dhoma semiflex 0.125 cc të menaxhuar me anë të programit Mephysto

Në një tufë rrezeje konvencionale filtri përthith komponentët më të ulët të energjisë e të spektrit duke rritur energjinë e dukshme të tufës. Në tufat FFF këto rreze X të buta kalojnë përmes dhe si rrjedhim i shtimit të tyre energjia e spektrit të rrezeve ulet. Për ta përcaktuar sasinë e këtij ndryshimi, kurbat PDD janë krahasuar me të dhëna të publikuara (BJR 25, Jordan et al 1996). Heqja e filtrit për energjinë 6MV prodhon një rreze me karakteristika të ngjashme me një rreze 5MV (figura 2-6). Tabela 2-2 tregon krahasime për shumicën e parametrave që specifikojnë rrezet të përdorur zakonisht e gjithashtu tregojnë një përputhje të mirë me 5MV. Filtri rrafshues padyshim forcon rrezatimin, por kjo rënie në energji mund të kompensohet lehtë duke rregulluar parametrat e përshpejtuesit linear për të rritur energjinë. Kështu për përshpejtuesin Siemens të dedikuar për radiokirurgji energjia e tufave pa filtër planar është 7MV FFF për të pasur karakteristika të njëjta me tufën me filtër me energji 6MV.

2.1.7 Doza në sipërfaqe.

Ndryshimet në spektrin e rrezatimit dhe shpërhapjes ndikojnë në dozën në sipërfaqe ku kemi një mbivendosje të dozave (build-up). Matjet në këtë zonë, tregojnë se ka një rritje të lehtë të dozës në sipërfaqe për tufat pa filtër (figura 2-7). Për shkak të shpërhapjes së reduktuar në kokën e përshpejtuesit, me rritjen e përmasave të fushës, kemi më pak ndryshim në dozën në sipërfaqe për tufat pa filtër.

Të tre komponentët, objektivi, kolimatori primar dhe filtri rrafshues, sillen si prodhues dhe si përthithës të elektroneve. Elektronet kontamiuese që dalin nga kolimatori primar rrisin dozën sipërfaqësore të pacientit. Filtri përthith shumicën e tyre por, nga ana tjetër prodhon elektronet e veta. Një nga përfitimet e elektroneve të prodhuara nga filtri është se japin një dozë

në dhomën e jonizimit, e cila varet nga pozicioni i prodhimit të elektroneve. Ky informacion përdoret për kontrolluar drejtimin e tufës nga servot.

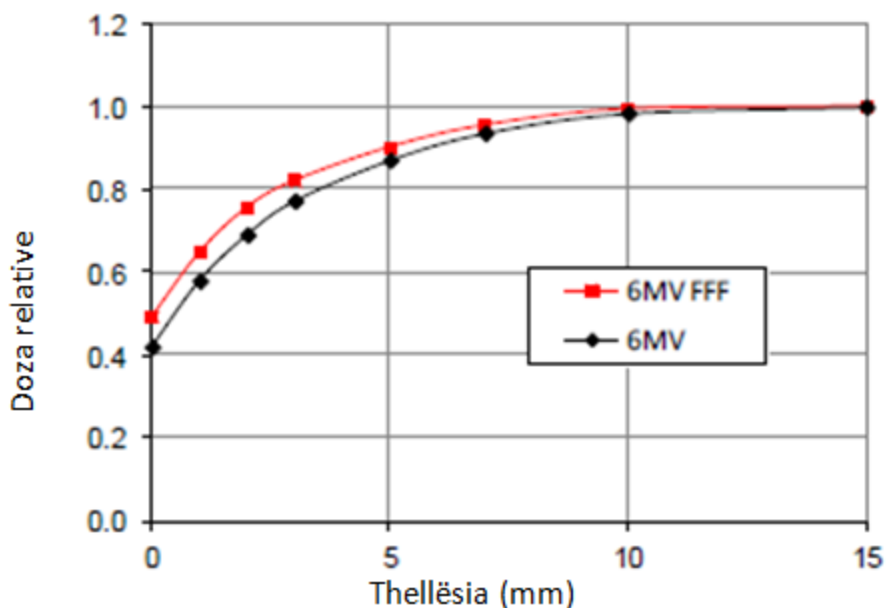


Figure 2-7 Mbivendosja e dozës në sipërfaqe për 10x10cm² e matur në ujë, për energjinë 6MV, me dhe pa filtër.

Në tufat pa filtër elektronet kontaminuese që arrijnë në dhomën e jonizimit, vijnë direkt nga kolimatori primar dhe nuk përmbajnë asnjë informacion vendndodhje. Si rrjedhim nuk mund të përdoret për të kontrolluar drejtimin e tufës së rrezeve. Ndaj nevojitet një sasi e caktuar materiali për të siguruar një sinjal të saktë. Në vend të filtrit për çdo tufë FFF pozicionohet një fletë metalike në karusel.

Studimet me Monte Carlo kanë treguar se komponentët e ulët të energjisë në tufat e rrezatimit përforcohen në mënyrë të konsiderueshme me heqjen filtrit (Tsechanski et al 2005, Mesbahi 2007) dhe se këto fotone priten të depozitojnë energji në zonën e mbivendosjes së dozës. Fakti se dozat sipërfaqësore nuk janë universalisht të ulëta tregon se ndotja elektronike në tufa duhet të ulet me një sasi të ngjashme. Ky ndryshim roli ka një përfitim të dyfishtë; së pari

rrezet X janë shumë më të lehta për tu modeluar se elektronet, duke çuar në përmirësime të mundshme në modelimin e mbivendosjes së dozave në sipërfaqe dhe së dyti këto fotone me energji të ulët mund të veprojnë për të përmirësuar kontrastin e imazheve të portalit.

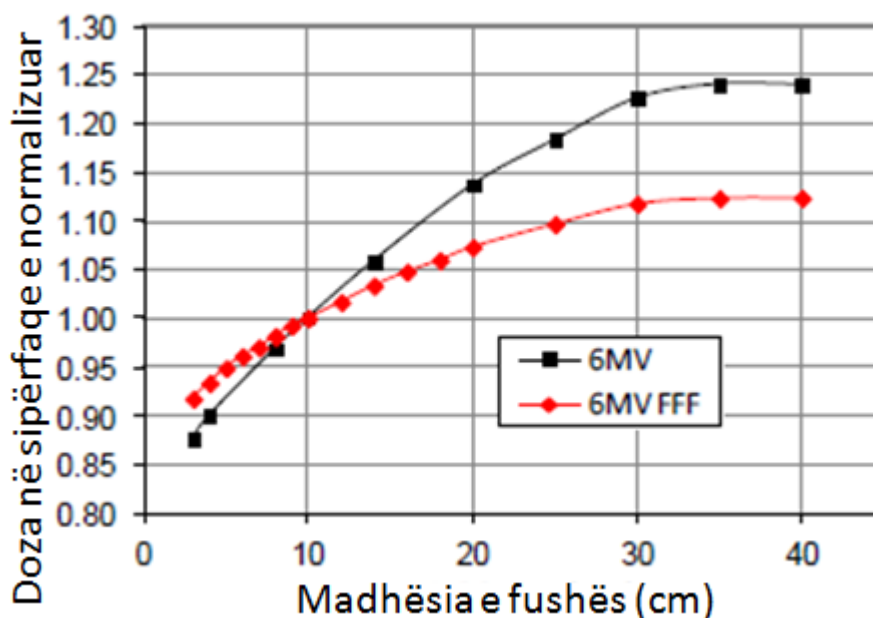


Figure 2-8 Ndryshimi i dozës në sipërfaqe për fusha të ndryshme normalizuar për fushën 10x10cm².

Lind et al (2009) ka studiuar trashësinë optimale për fletët. Një fletë metalike me një trashësi prej 1-2mm duket se është e mjaftueshme për të lejuar që dhomat monitorike të funksionojnë në mënyrë korrekte, duke ofruar një kompromis të mirë në mes efikasitetit, sigurisë dhe prodhimit të rrezatimit shpërhapës. Çdo prodhues ka të ngjarë që të zgjedhë konfigurime të ndryshme për shkak të variacioneve në energji dhe ndërtimit të kokës së aparatit.

2.1.8 Profilet e tufave të rrezatimit.

Skanimi i profileve të tufave të rrezeve në një rezervuar uji ilustron natyrën e tyre me kulm të përparmë për fushat e hapura (figura 2-9). Filtrat rrafshues janë të skicuara për të dhënë një rreze të sheshtë dhe ka fare pak ose aspak ndryshim në profil ndërmjet fushave të mëdha (zakonisht $40 \times 40\text{cm}^2$) dhe fushave të vogla ($5 \times 5\text{cm}^2$ dhe më poshtë). Në tufat pa filtër rrafshues profilet për fushat e mëdha tregojnë një dozë më të madhe në aksin qendror dhe një rrumbullakosje të profileve. Jashtë fushës së trajtimit, dozat janë më të ulëta për tufat jo të rrafshëta për shkak të reduktimit të shpërhapjes jashtë fushës. Kjo në mënyrë efektive vepron për të reduktuar dozën përreth indeve normale. Për një fushë $10 \times 10\text{cm}^2$ doza në distancë 2cm jashtë fushës të matur në thellësinë 10cm në 90cm SSD, reduktohet nga 7.9% në 7% (11.3% ndryshim relativ).

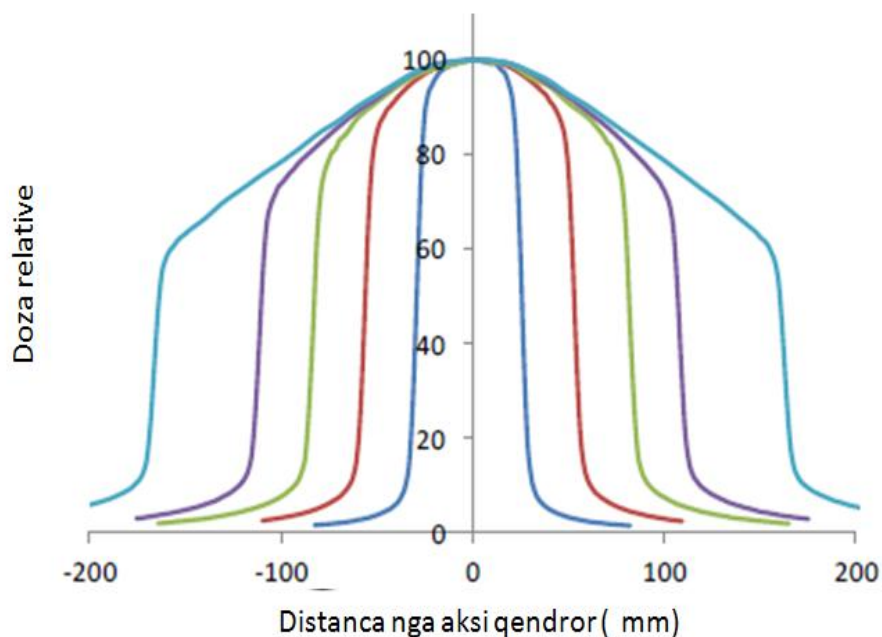


Figure 2-9 Doza laterale në profilet e tufave në thellësinë 10cm, për fushat 5, 10, 15, 20 dhe 30cm.

2.1.9 Drejtimi i tufës së rrezatimit

Pozicionimi mekanik i filtrit rrafshues dhe drejtimi i saktë i tufës së elektroneve janë vendimtare për prodhimin e rrezeve të sheshta, për shkak se çdo devijim do të çonte në tufa asimetrike dhe jo të sheshta. Vetëm nëse boshti i tufave të elektroneve përkon me aksin e filtrit rrafshues do të kishim tufa fotonesh të sheshta dhe simetrike. Në këtë aspekt filtri rrafshues vepron si një përforcues i efekteve të pasakta të drejtimit të tufës. Për këtë arsye forma e tufave të rrezeve monitorohet nga afër nga një seri dhomash jonizimi dhe nën kontrollin aktiv të servove, për të rivendosur simetrinë dhe shpeshtësinë në rast se kemi devijim të tufave.

Sheshtësia e një fushe rrezesh X është përcaktuar si "raport i dozës maksimale të përthithur (diku në fushën rrezatimi) me minimumin e dozës së përthithur në zonën e rrafshuar ". Raporti nuk duhet të jetë më i madh se 106% për fushën e madhësive 10x10cm deri në 30x30cm, dhe jo më shumë se 110% për fushat më të mëdha se 30x30cm. Simetria e fushës është përcaktuar si "raporti i dozës së përthithur në çdo dy pika simetrike rreth boshtit të tufës së rrezeve, brenda zonës së rrafshët ". Raporti nuk duhet të kalojë 103%. Të dy këto madhësi janë përcaktuar për të specifikuar tufat standarde të fotoneve dhe nuk mund të përdoret për tufat FFF. Këto përkufizime (IEC BS EN, 2001) duhet të ri-përcaktohen për këto tufa, ndoshta duke u bazuar në krahasimin me një profil bazë të matur gjatë komisionimit.

Megjithëse dhomat e jonizimit në kokën e aparatit janë projektuar për të ruajtur sheshtësinë dhe simetrinë me anë të kontrolluesëve ndihmës së rrymave drejtuese, këto rryma dhe amplifikuesit e servove mund të ndryshojnë me kalimin e kohës, duke çuar në asimetri të rrezeve. Tufat e rrezeve shfaqin dy lloje të ndryshme paqëndrueshmërie: divergjenca këndore dhe zhvendosje anësore, të cilat të dyja çojnë në tufa asimetrike (figura 2-10). Në praktikë,

paqëndrueshmëria e tufave të rrezeve, është zakonisht një kombinim i të dy efekteve dhe mund të jetë e vështirë të veçohen.

Filtri rrafshues vepron si një përforcues për problemet lidhur me drejtimin e tufave të rrezatimit. Ai gjithashtu vepron si një tregues i dobishëm i pasaktësive në drejtimin e tufave sepse çdo ndryshim në transportimin e rrezeve prodhon gabime të mëdha të cilat janë vënë re lehtë. Me heqjen e filtrit tufat janë në thelb më të qëndrueshme, por kjo mund ta bëjë më të vështirë kapjen e ndryshimeve në drejtimin e rrezeve.

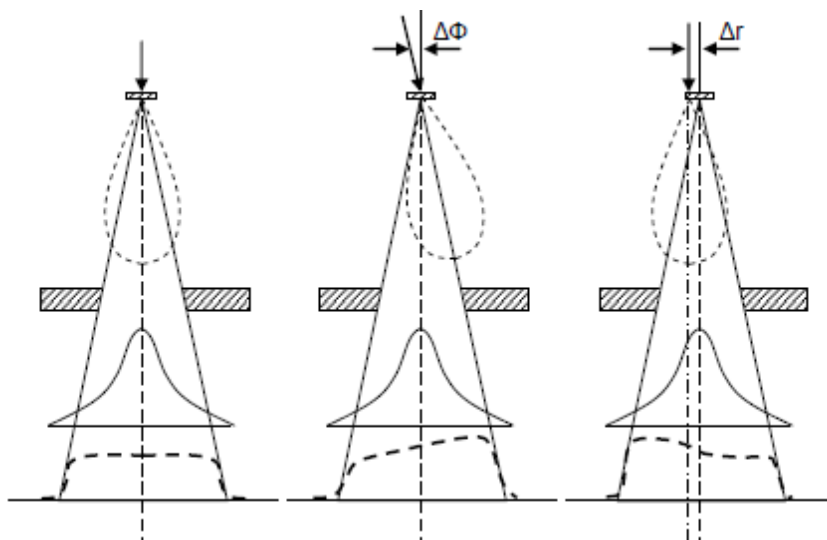


Figure 2-10 Vetëm kur tufa në qendër është e sheshtë, kemi prodhim të tufave simetrike. Në rast të zhvendosjes këndore apo anësore tufa bëhet asimetrike. Asimetria e tufës për paqëndrueshmëri në $2R$ (divergjence këndore) dhe B_f (zhvendosje anësore) paraqitet në këtë figurë. Përshtatur nga Karzmark, 1993.

Ndryshime të vogla në energji dhe në pozicionimin e tufave të rrezeve gjatë fillimit të punës së përshpejtuesit linear, përshkallëzohen duke kaluar përmes filtrit. Ky mund të jetë një problem për IMRT, ku segmente tufash mund të jepen me numër të vogël njësisish monitorike (Sharpe et al 2000). Në qoftë se tufat e rrezatimit nuk janë në gjendje për të stabilizuar plotësisht

veten përpara dhënies së dozës, është e qartë se çdo shpërndarje e dozës së dhënë mund të ndikohet negativisht nga kjo. Meqë filtri rrafshues për çdo ndryshim në drejtimin e rrezeve dhe energjisë vepron si një përforcues, këto probleme me heqjen e tij zvogëlohen.

2.1.10 Gjysmëhija (penumbra).

Për shkak të dimensioneve të kufizuara të dhomave të jonizimit, të përdorura për matje në rezervuar me ujë, kemi një efekt turbullimi të shtuar në profilet e tufave të rrezeve; si rrjedhim çdo ndryshim delikat në penumbrën e rrezeve mund humbasë. Matjet e penumbrës janë vlerësuar me dhoma jonizimi të ndryshme dhe dioda si dhe duke ekspozuar film grafkromik në 100cm SSD. Penumbra përcaktohet në mënyrë të zakonshme si distanca në mes linjave të izodozave 20% dhe 80% në buzë të fushës. Heqja e filtrit prodhon një ndryshim të vogël në penumbrën e rrezeve, ndoshta për shkak të zvogëlimin të rrezatimit ekstra-qendror, këto efekte janë të rendit të 0.5mm. Edhe pse kjo është sigurisht një gjë e mire, ndoshta avantazhi praktik mund të jetë i vogël. Me rritjen e madhësisë së fushave, në një tufë rrezesh FFF pika e 80% nuk do të jetë më e pozicionuar në buzë në fushës, ndaj është i nevojshëm një tjetër përkufizimi i penumbrës për të bërë këto vlera kuptimplotë. Më shumë gjasa përkufizimi përfshin ripërcaktimin e pozicionit të pikës së referimit 100% , kjo pikë duhet të jetë në pikën e infleksionit të kurbës dhe jo në bishtin qendror. Këto përkufizime janë diskutuar nga Ponisch et al (2006) dhe Fogliata et al (2012), por standardizimi është ende i nevojshëm.

2.1.11 Tufat me pyka.

Profilet e tufave me pykë.

Të dhënat për tufat me pyka janë matur për shkak se efekti i heqjes së filtrit për tufat me pykë është krejtësisht i panjohur. Përveç dhënies së formës së profilin të tufës së rrezatimit, pykat

veprojnë gjithashtu si një absorbues dhe mund të tregojnë informacion në lidhje me kontributin relativ të fotoneve me energji të ulët dhe ndotjes elektronike. Matjet e dozës në aksin qendror të tufave janë realizuar për fusha katrore nga 5×5 në $30 \times 30 \text{ cm}^2$ në 100 cm SSD dhe profilet e marra në 5cm thellësi.

Profilet e tufave me pyka të motorizuara (nominal 60°), përsëri tregojnë se ka një rënie të shpejtë në skajet e fushës dhe dozë më të ulët jashtë fushës (figura 2-11). Profilet për tufat me pykë janë më tepër konvekse, por e rëndësishme është se efekti i përgjithshëm i pykave ruhet. Vetë këndi i pykës bie lehtësisht nga 56° në 53° për një fushë $10 \times 10 \text{ cm}^2$ por këto faktorë mund të merren në llogari brenda modelit të rrezeve lehtësisht.

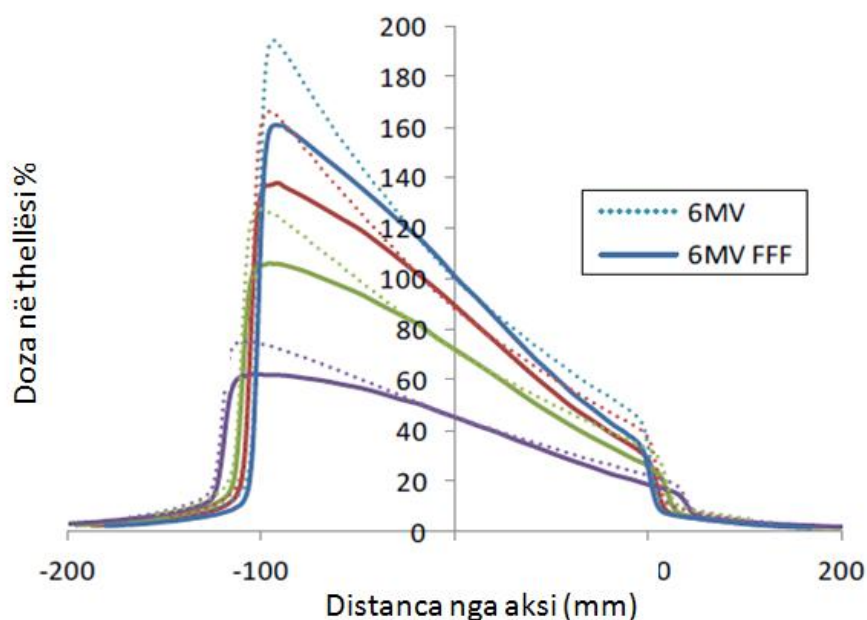


Figure 2-11 Krahësimi i matjeve të profileve me pyka për fushat $20 \times 20 \text{ cm}^2$, normalizuar në d_{max} . Profilet janë matur në thellësinë 15, 50, 100 dhe 200 mm..

Transmetimi i pykave

Faktorët e pykave janë matur duke përdorur një dhomë Farmer në ujë (90cm SSD, 10cm të thellësi). Spektri i butë dhe rënia e energjisë e lidhur me të, çon në një rritje të absorbimit të

rezeve X dhe si rrjedhim në transmetim të reduktuar. Reduktimi i shpërhapjes së kokës çon gjithashtu në më pak ndryshim me rritjen e madhësisë së fushës. Raporti i leximeve për fushat $30 \times 30 \text{ cm}^2$ deri $3 \times 3 \text{ cm}^2$ për fushat e rrafshëta është 1,098 në krahasim me 1.055 për ato pa filtër (figura 2-12). Përsëri heqja e filtrit zvogëlon ndryshimet në parametrat që varen nga madhësia e fushës së rrezatimit. Duhet theksuar se pykat në përdorimin klinik përdoren vetëm me tufat me filtër rrafshues.

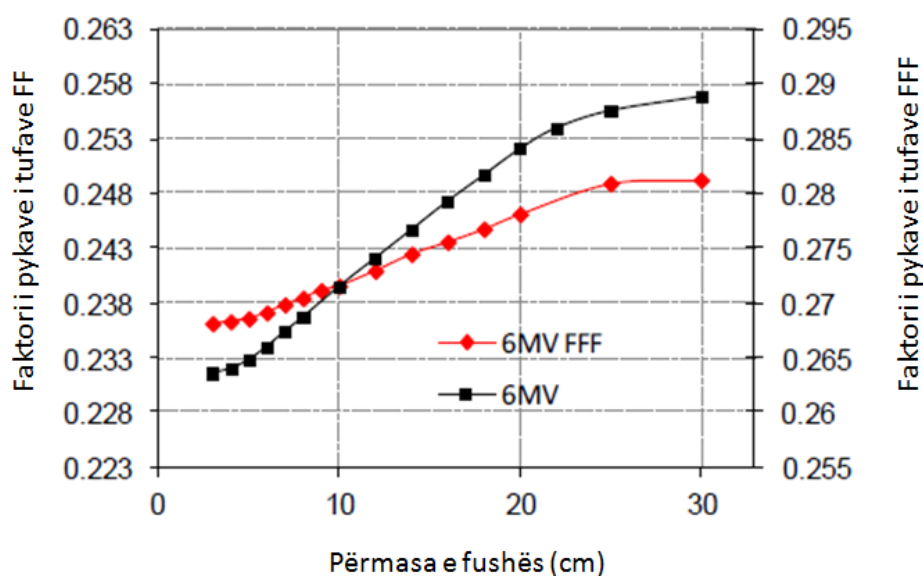


Figure 2-12 Faktorët e pykave të përshkallëzuar në të njëjtën shkallë për të krahasuar varësinë ndaj madhësisë së fushës.

2.2 Diskutim

Dizenjimi i përshpejtuesëve linear ka evoluar rreth nevojës për fushat e rrezatimit të sheshta, ndaj dhe është normale të priten një numër i caktuar problemesh kur nuk kemi prezent filtrin rrafshues. Gjithsesi këto probleme janë minimale dhe me shumë gjasa zgjidhen me ndryshime relativisht të thjeshta, duke qenë se pjesa më e madhe e të gjithë parametrave të përshpejtuesëve mbeten të pandryshuara. Të vetmet dallime vihen re në dhomën e jonizimit ku parametrat e tufave të tilla si rrafshësia, simetria dhe uniformiteti duhet të rishikohen, por kjo

mund të kryhet relativisht lehtë duke instaluar një pjatë metalike të hollë në vend të filtrit dhe si rrjedhojë servot e dhomave të vazhdojnë të funksionojnë mirë. Në fakt me heqjen e filtrit simetria e tufave të rrezeve është më pak e ndryshme ndaj ndryshimeve në drejtimin e tufave, ruan një profil më të qëndrueshëm me këto ndryshime dhe është më e qëndrueshme gjatë rrezatimit fillestar.

Përfitimi më i madh i heqjes së filtrit është ulja e rrezatimit shpërhapës në kokën e përshpejtuesit dhe rrezatimit rrjedhës. Reduktimi i rrezatimit shpërhapës së kokës çon në reduktimin e penumbrës, dozës jashtë fushës dhe si rrjedhim në ndryshime më të pakta në faktorë që varen nga madhësia e fushës. Reduktimi i shpërhapjes së rrezatimit dhe rritja e fuqisë së dozës çon në trajtim më të thjeshtë, më të shpejtë dhe në shpërndarje më të saktë të dozës, duke reduktuar dozën për indet normale.

2.3 Përmbledhje

Pas studimit të cilësive dozimetrike bazë, të tufave të rrezatimit pa filtër rrafshues dhe funksionimit të përshpejtuesëve linearë është paraqitur një përmbledhje e tyre si më poshtë:

- Filtrat rrafshues montohen në një "karousel" që bëjnë të mundur heqjen e tyre nga tufa e rrezeve.
- Është e nevojshme të përdoret një fletë e hollë metalike në vend të filtrit rrafshues për të ruajtur kontrollin e servove dhe për të ulur dozat në sipërfaqe.
- Fuqia e dozave pothuajse dyfishohet nga heqja e filtrit.
- Pozicionimi i tufave të rrezeve dhe forma e tyre janë më të qëndrueshme në operimin e përshpejtuesëve pa filtër rrafshues.
- Madhësia e komponentit të shpërhapjes së tufave rredukohet shumë.
- Ndryshimet e faktorëve që varen nga madhësia e fushës ulen ndjeshëm.

- Dozat rrjedhëse reduktohen shumë.
- Dozat sipërfaqësore janë pak më të larta.
- Penumbra reduktohet lehtësisht.
- Është ende e mundur për të prodhuar profilet kur përdoren pyka, megjithëse në praktikë

ato nuk përdoren.

- Përkufizimet e parametrave të tilla si penumbra, rrafshësia dhe simetria duhet të rivlerësohen dhe ripërcaktohen.

.

KAPITULLI 3

MODELIMI I TUFËS

Karakterizimi dosimetrik i rrezeve FFF ka treguar se mund të kemi përfitime nga përdorimi i tyre në radioterapi. Gjithsesi kjo mund të ndodhë vetëm nëse bëhet i mundur planifikimi i trajtimit në TPS me këto tufa, si dhe të realizohet dhënia e këtyre planeve në përshpejtues. Gjatë këtij punimi janë përdorur dy plane trajtimi për konfigurimin e tufave FFF, të cilët janë X-knife dhe Eclipse- përshkruar më poshtë.

Ky kapitull shqyrton kërkesat që secili nga sistemet e planit të trajtimit TPS parashtron përse i përket të dhënave dozimetrike dhe modelimit të tufave FFF brenda programeve të secilit prej tyre, duke u përqendruar më shumë në komisionimin dhe implementimin e Eclipse TPS, pasi është më kompleks.

3.1 Eclipse TPS

Për të krijuar një model të tufave të rrezeve në sistemin e planit të trajtimit Eclipse (Varian, USA versioni 10.0.0), janë realizuar matje gjatë komisionimit të përshpejtuesit linear True Beam (Varian, Usa, versioni 2.0). Eclipse është një sistem i planit të trajtimit që mundëson radioterapi konformale në 3D, ashtu si dhe radioterapi me teknika të avancuara siç janë IMRT dhe VMAT. Brenda softit është një program i veçantë për modelimin e rrezeve i quajtur "mirëmbajta e skedarëve origjinalë", ku është e mundur të krijosh, redaktosh dhe kopjosh skedarët e të dhënave ekzistuese të përshpetuesëve.

Për të krijuar modelin e rrezeve pa filtër rrafshues FFF, fillimisht është përdorur si pikënisje modeli ekzistues, i cili është një paketë fillestare e specifikuar nga prodhuesi për këtë tip përshpejtuesi. Tufat mbeten të paprekura përse i përket parametrave për modelin, siç janë të

dhënat gjeometrike dhe limitet e aparaturës. Ndërkohë, ndryshojnë të dhënat e tjera siç janë spektri i tufave, doza në thellësi, profilet së bashku me shpërhapjen totale (Sc, p) dhe faktorët e shpërhapjes në fantomë (Sp). Të gjitha këto të dhëna janë të nevojshme për modelimin e tufave.

Profilet e tufave të rrezeve dhe matjet e dozës në thellësi PDD, janë marrë duke përdorur një fantomë uji 3-dimensionale BluePhantom me dhomat Semiflex me përmasa 0.125cc që kontrollohet nga programi OmniPro. Për faktorët e shpërhapjes të pykave si dhe të dozës absolute, është përdorur dhoma e jonizimit Wellhöfer IC 70 e tipit Farmer.

Një seri e plotë e të dhënave janë matur ashtu siç rekomandohet nga Varian (Eclipse vs.10) për të gjitha energjitë që ofron përsheptuesi (tabela 3-1).

Matjet e dozës në thellësi janë realizuar përgjatë boshtit qendror për fushat katrore nga $3 \times 3 \text{ cm}^2$ deri në $30 \times 30 \text{ cm}^2$, në 100cm SSD dhe profilet e marra në 5 thellësi të ndryshme. Për fushën e hapur $40 \times 40 \text{ cm}^2$, janë matur profilet sipas diagonales së fushës për secilën energji për qëllime modelimi.

Tabela 3-1 Matjet e bëra për komisionimin e TPS Eclipse. Doza në thellësi dhe profilet janë matur me një dhomë Semiflex 0.125cc, faktorët e shpërhapjes me një dhomë Wellhöfer IC 70 Farmer.

PDD	3, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 cm^2
Profile	3, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 cm^2 për thellësitë $d_{\max}$, 5, 10, 15, 20, 30 cm
Faktorët e fuqisë së dozës SAD 100, thellësia 10 cm	3, 4, 6, 8, 10, 12, 15, 20, 25, 30, 35, 40
DLG për të gjitha energjitë	Për pozicione të ndryshme të MLC

Të gjitha matjet janë kryer në ujë, si dhe disa prej tyre janë realizuar në fantomë plastike në material ekuivalent uji, për të realizuar më thjeshtë kontrollet e tufave në mënyrë periodike.

Klinikisht për rastet e trajtimeve konformale janë përdorur tufat me filtër planar. Ndërkohë që tufat FFF janë komisionar me qëllim përdorimin e tyre në teknika të avancuara siç janë IMRT dhe VMAT.

3.1.1 Komisionimi i modelit

Përshpejtuesi linear në TPS është ndërtuar fillimisht duke përdorur rezultate të botimeve të mëparshme, nga simulime Monte Carlo të kokës akseleratorit. Për çdo tufë rrezesh të matura në klinikë, parametrat e modelit modifikohen për të ndërtuar një fazë-hapësirë të veçantë, që i përshtatet këtyre rrezeve që duam të modulojmë. Tufa e rrezeve klinike është e përfaqësuar duke përdorur një model burimi fotonesh, i cili ka këto elemente kryesore: burimin fillestar të fotoneve, burimin dytësor të fotoneve, burimin e elektroneve kontaminuese dhe fotonet e shpërhapura nga pykat fizike. Burimet karakterizohen nga një numër parametrash që e kanë prejardhjen nga konfigurimi i modelit të burimit.

Tufa e gjerë e rrezeve klinike në TPS, është e ndarë në tufëza në formë trarësh të vegjël me përmasa të fundme β , të ilustruar në figurën 3-1. Madhësia e këtyre tufëzave është një funksion i matricës së llogaritjes. Përveç kësaj, secili nga komponentët e veçantë të fotoneve dhe të elektroneve, kanë intensitet të ndryshëm të tufëzave.

Në modelin e burimit të fotoneve, burimi kryesor është pikësor i vendosur tek objektivi. Efektet fizike të madhësisë të limituar të burimit parësor janë modeluar nga madhësia dhe parametrat efektive të objektivit pikësor. Burimi modelon fotone të spektrit bremsstrahlung të krijuara në objektiv që nuk bashkëveprojnë në kokën e trajtimit.

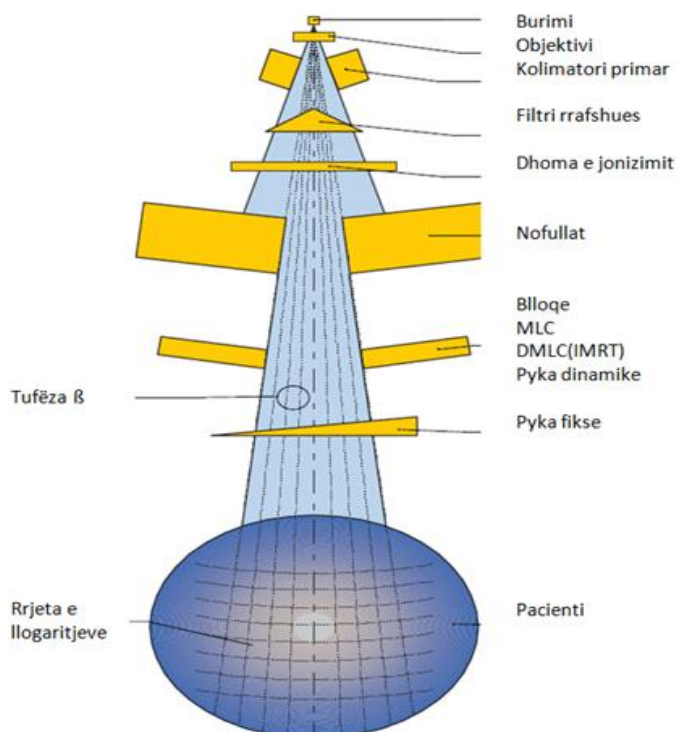


Figura 3-1 Komponentët e kokës së trajtimit, ndarja e tufës së gjerë në TPS

3.1.2 Spektri energjetik i fotoneve

Algoritmet e llogaritjes së dozës për tufat e fotoneve kërkojnë informacion në lidhje me spektrin e energjisë së fotoneve primare të tufës së rrezeve. Spektri fillestar i fotoneve është përcaktuar nga simulimet Monte Carlo të spektrit bremsstrahlung të elektroneve, që influencojnë në objektin për një akselerator të përgjithshëm. Figura 3-2, tregon një shembull të spektrit fillestar për një tufë fotonesh 6MV FFF.

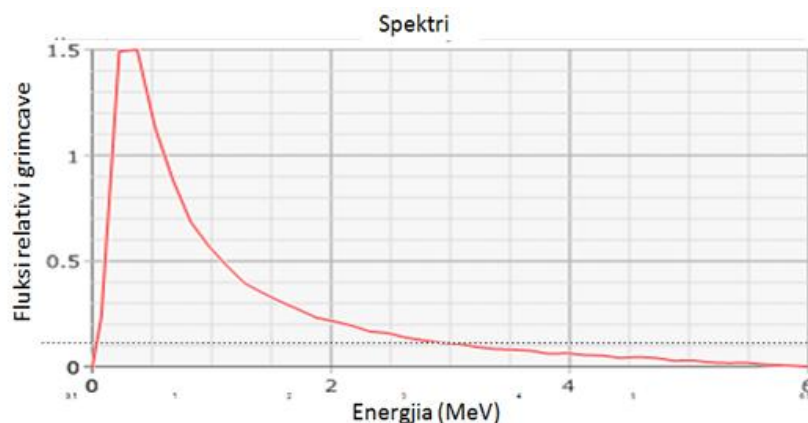


Figura 3-2 Shembull i spektrit të fotoneve me energji 6MV FFF.

3.1.3 Energjia mesatare

Një tjetër parametër i rëndësishëm që ndikon në spektrin e energjisë dhe përdoret nga modeli i burimit është energjia mesatare si një funksion i rrezes nga CAX. Një shembull është dhënë në figurën 3-3 për rrezet me energji 6MV FFF. Kjo kurbë është përdorur nga modeli i burimit për të përcaktuar efektin e përforcimit të rrezeve nga filtri rrafshues në spektrin e fotoneve.

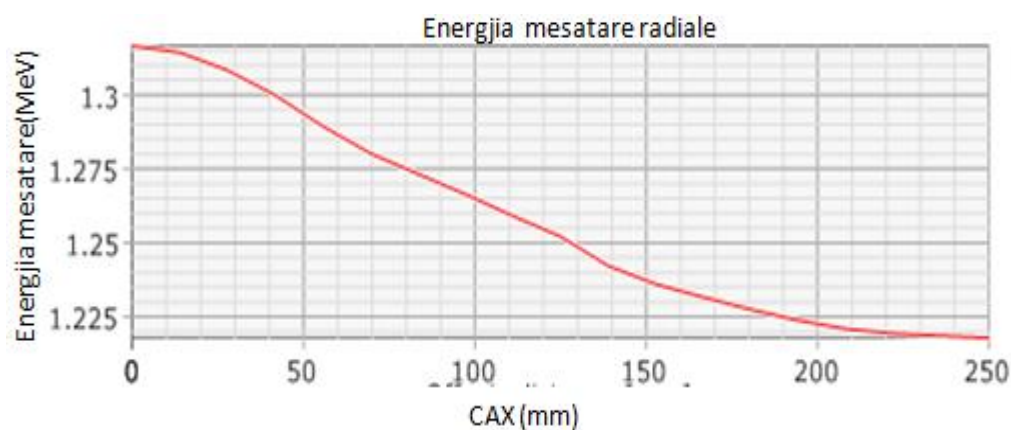


Figura 3-3 Shembull i energjisë mesatare si funksion i distancës nga CAX i energjisë 6MV FFF i spektrit bremsstrahlung.

Bazuar në kurbën e energjisë mesatare dhe në materialin e filtrit rrafshues, që është i përcaktuar nga përdoruesi, modeli burimi përcakton spektrin energjetik të rrezes si një funksion i distancës radiale nga CAX i tufës së rrezeve. Për tufat pa filtër rrafshues (FFF), kurba energjisë mesatare modelon ndryshimet jashtë aksit në spektrin bremsstrahlung fillestar .

3.1.4 Profili i intensitetit

Intensiteti i tufave të fotoneve ndryshon pak përgjatë fushës së trajtimit. Ndryshimi i fluksit të fotoneve është modeluar me ndihmën e një parametri të quajtur kurba e profilit të intensitetit. Profili intensitetit llogaritet si fluksi i energjisë së fotoneve (numri $\times$ energjinë e fotoneve) si një funksion i distancës radiale nga aksi qendror i tufës CAX.

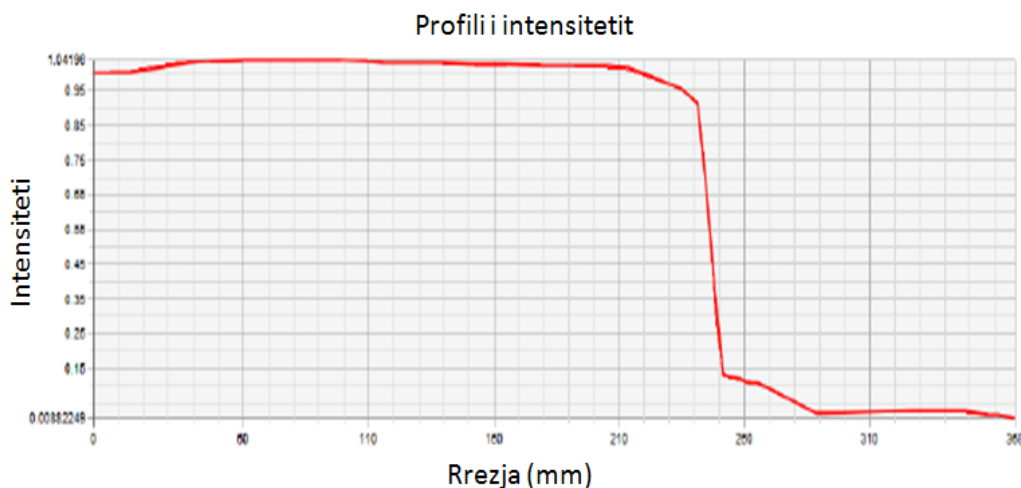


Figura 3-4 Shembull i profilit të intensitetit rrezeve me energji 15MV.

Figurat tregojnë një shembull të profilit të intensitetit për një tufë rrezesh me energji 15 MV dhe për FFF 10 MV



Figura 3-5 Shembull i profilit të intensitetit i tufave me energji 10 MV pa filtër planar.

3.1.5 Modelimi i burimit sekondar

Rrezatimi jashtë qendrës së tufës së fotoneve, (të gjitha fotonet e prodhuara jashtë objektivit) është modeluar duke përdorur një burim dytësor me përmasa të fundme, që merr në konsideratë sipërfaqen e poshtme të filtrit rrafshues. Ky burim virtual quhet burimi dytësor. Burimi dytësor ka një shpërndarje Gaussiane të intensitetit. Shpërndarja e tij e fluksit të energjisë, është më e gjerë se ajo e burimit primar, pasi ai është i vendosur më afër pacientit në linjën e rrezeve. Fluksi i energjisë është i paqartë (i turbullt) pranë skajeve të saj për shkak të përmasave të fundme të tij.

3.1.6 Fluksi i energjisë së burimit sekondar

Fluksi i burimit sekondar në një plan arbitrar është llogaritur duke shtuar kontributet nga çdo element i burimit, për çdo piksel në matricën e destinuar të fluksit. Kontributet ndryshojnë në varësi nëse rrezja godet nofullat e kolimatorit apo gjethet e MLC. Kjo llogaritje modelon të dyja nofullat e sipërme dhe të poshtme të kolimatorit, por MLC si një plan të vetëm. Kontributi

shkallëzohet me peshën Gaussianë të elementit të burimit, nga inversi në katror i distancës në mes elementeve në burim dhe planeve të destinuara dhe nga kosinusi i këndit të tufës.

3.1.7 Parametrat e burimit sekondar

Modeli përfshin një spektër të tillë që energjia e aksit përshkallëzohet për të marrë një energji mesatare të dhënë. Ndryshimet jashtë aksit për spektrin e burimit dytësor nuk modelohen. Pesha e burimit dytësor krahasuar me burimin primar të fotoneve, gjerësia e Gaussianit në planin e burimit, dhe energjia mesatare, janë parametra të lirë.

Distancat nga objektivi me burimin sekondar dhe me kolimatorin, lexohen nga biblioteka në fillim të konfigurimit. Këto parametra janë të përcaktuara në konfigurim sipas gjeometrisë së aparaturës dhe nuk ndryshohen gjatë procesit të optimizimit. Parametrat e distancës mund të modifikohen nga përdoruesi për t'i bërë ato të përputhen me makinën aktuale të trajtimit, para fillimit të konfigurimit.

3.1.8 Modelimi i kontaminimit elektronik

Ndotja elektronike është modeluar me një kurbë me varësi nga thellësia që përshkruan dozën laterale të integruar nga kontaminimi elektronik në thellësi të ndryshme. Algoritmi Acuros XB, kërkon përveç kësaj një spektër të energjisë për elektronet kontaminuese. Ajo përcaktohet duke përshtatur një grup PDD monoenergjitike me kurbën me varësi nga thellësia. Forma e fluksit elektronik është marrë si spirale e hapjes së formës dhe një shumë 2Di kernel Gaussian. Komponenti i dytë Gaussian ka një sigma më të vogël efektive dhe lejon modelin e burimit të fotoneve të modelojë më mirë shpërhapjen e elektroneve që ndodh në ajër.

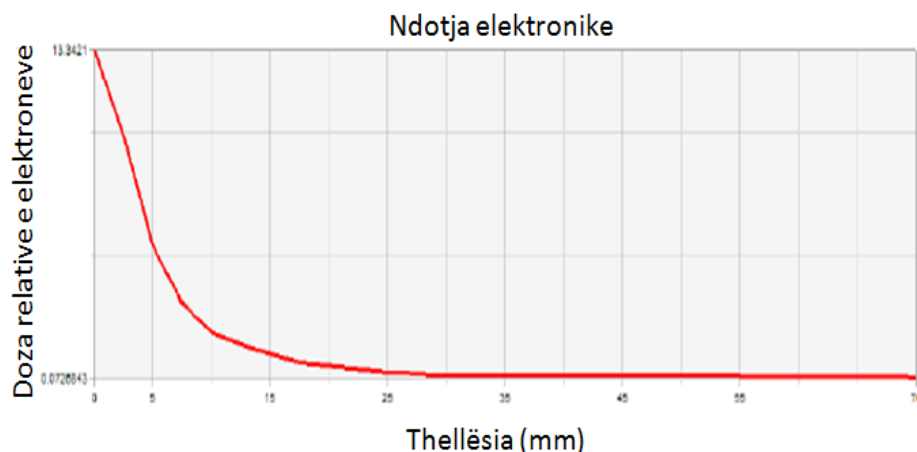


Figura 3-6 Shembull të kurbës së kontaminimit elektronik.

3.1.9 Modifikuesit e tufës në modelin e rrezeve të trajtimit

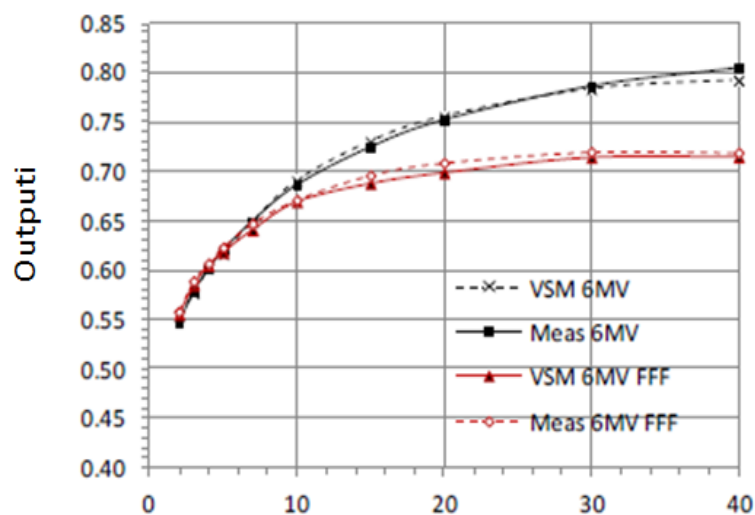
Shumica modifikuesëve të rrezeve ndikojnë vetëm në fluksin e tufës të përdorur në llogaritjen e dozës. Blloqet, tabakatë dhe MLC, përfshijnë një faktor transmetimi që përdoruesi duhet të përcaktojë për të modeluar rrezatimin e transmetuar nga to. Fluksin e tufave gjithashtu e ndryshojnë kompensatorët, pykat dinamike ashtu edhe fushat IMRT. Efektet e shpërhapjes në kokën e aparatit merren parasysh duke përdorur burimin sekondar të lokalizuar në pjesën e poshtme të sipërfaqes së filtrit rrafshues.

Kontributi i elektroneve kontaminuese, gjithashtu varet nga forma e fluksit të rrezeve të fotoneve.

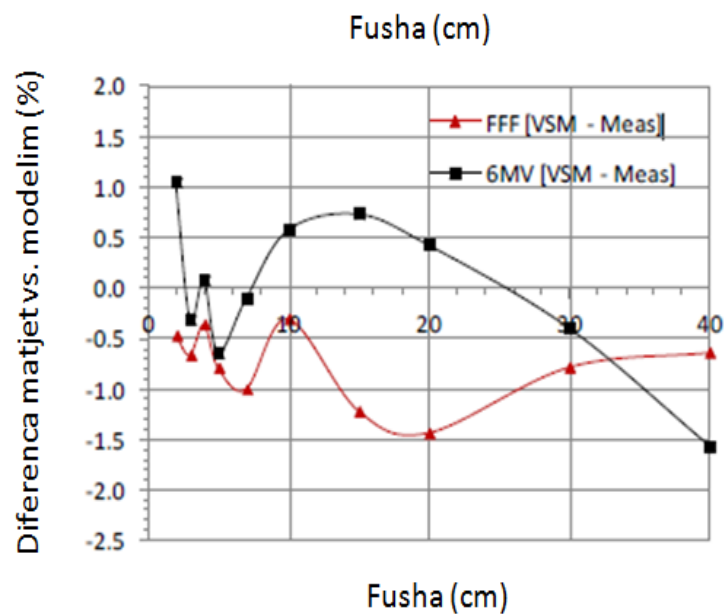
3.1.10 Rezultatet e verifikimit me fantomë uji.

Figura 3-7, tregon një grafik të verifikimit të faktorëve të fuqisë së dozës për fusha të ndryshme për tufat FFF dhe ato konvencionale (a) Diferenca e faktorëve të llogaritur dhe atyre të matur jepet në figurën (b). Këto janë vlera absolute të parashikuara nga sistemi i planit të trajtimit. Rezultatet absolute mund të parashikohen brenda 1.5% nga ato të matura mbi të gjithë gamën e fushave. Për të ilustruar përputhshmërinë, figura (a) tregon një shembull të kurbës së

dozës në thellësi për një madhësi fushe $2 \times 2 \text{ cm}^2$. Figura (b) tregon profilet për një fushë $30 \times 30 \text{ cm}^2$ në thellësitë $D_{\max}$, 5cm, 10cm dhe 20cm për një fushë $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Për secilin rast, vihet re një marrëveshje e mirë.



(a)



(b)

Figura 3-7 Faktorë absolutë të fuqisë së dozës si funksion i madhësisë së fushës për FFF dhe tufa konvencionale me energji 6MV ashtu siç parashikohen nga TPS(a) krahasuar me matjet. b) diferenca mes faktorëve të matur dhe të llogaritur

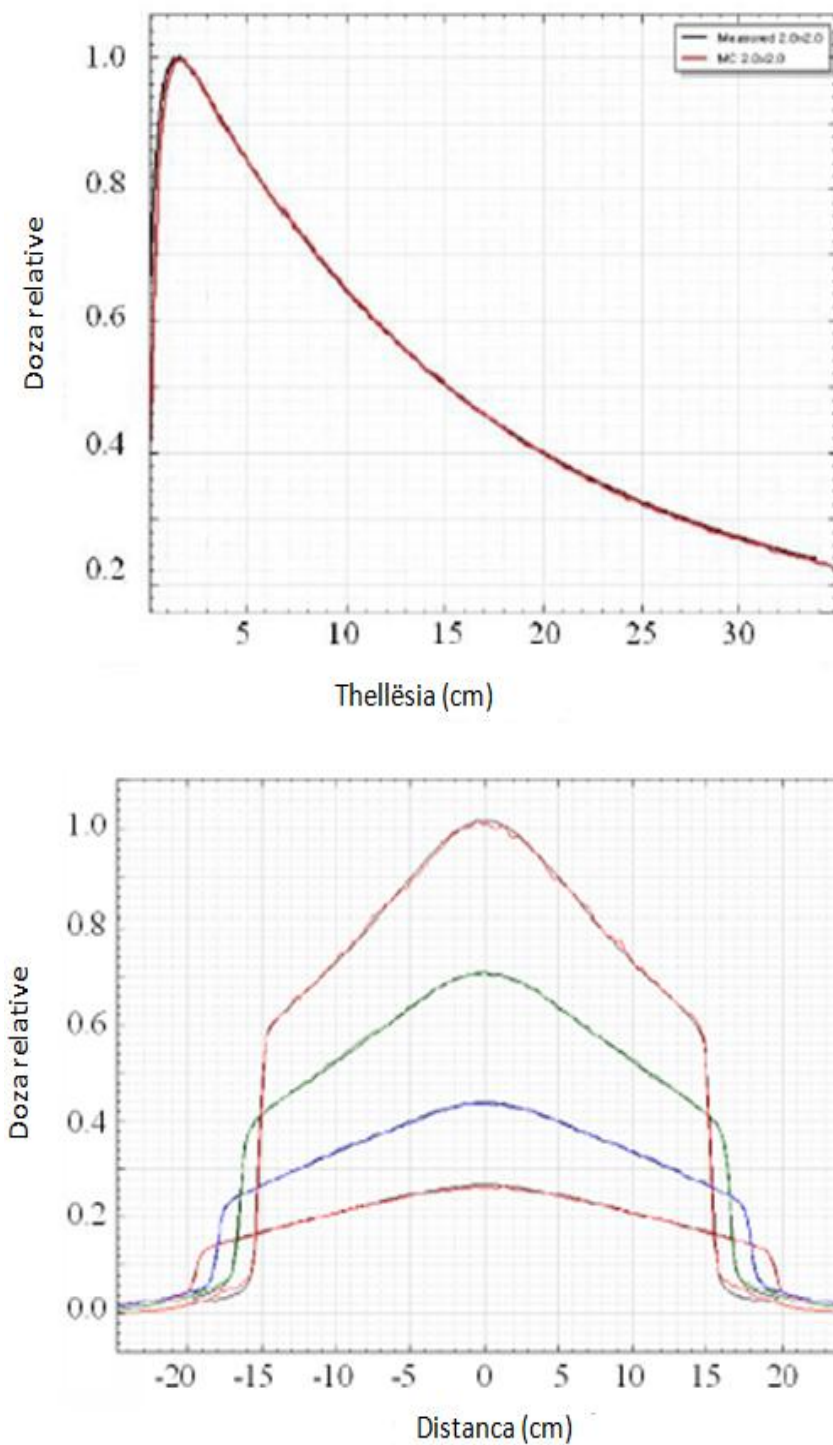


Figura 3-8 Kurba e PDD për fushën 2x2 cm²(a), profile të tufës FFF së rrezatimit për fushën 30x30cm². (b)

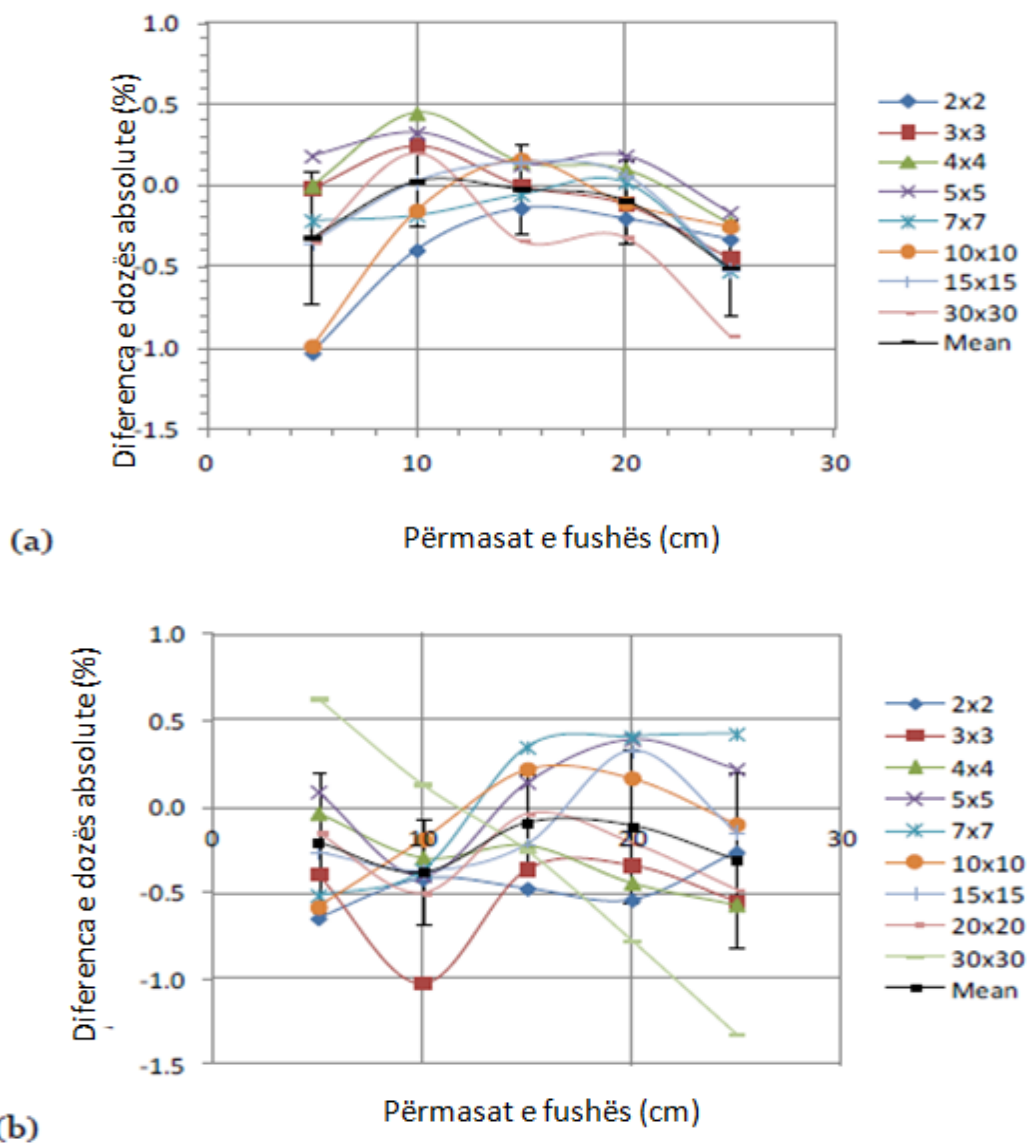
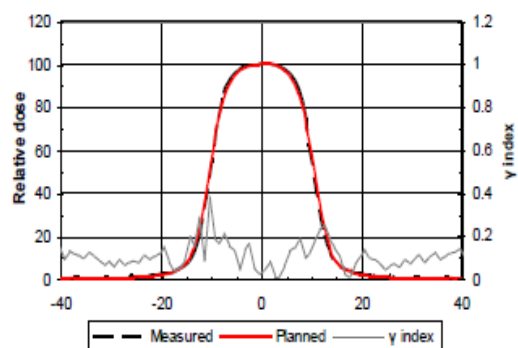


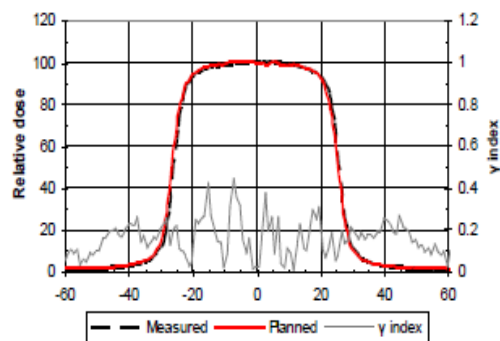
Figura 3-9. Diferenca e dozës absolute mes PDD të matura dhe llogaritura (100cm SSD) për fushat e treguara për (a) rreze 6MV FFF, dhe (b) 6MV.

Figura tregon krahasimin mes profileve të llogaritura dhe atyre të matura të tufave FFF për fushat nga 2x2 cm² deri në 30x30 cm². Modelimi i tufave të rrezatimit në TPS është i saktë për të gjitha tufat me filtër dhe pa filtër.

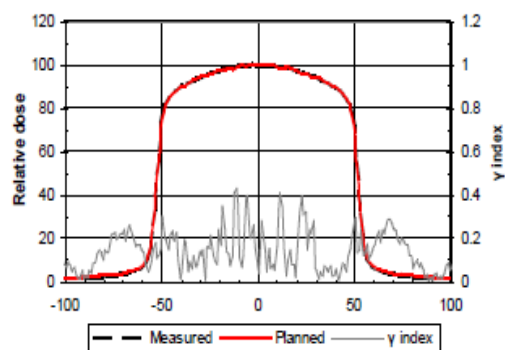
a)



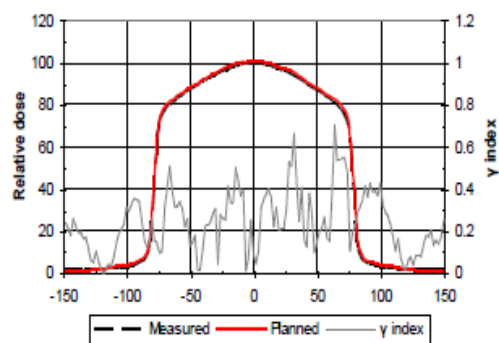
b)



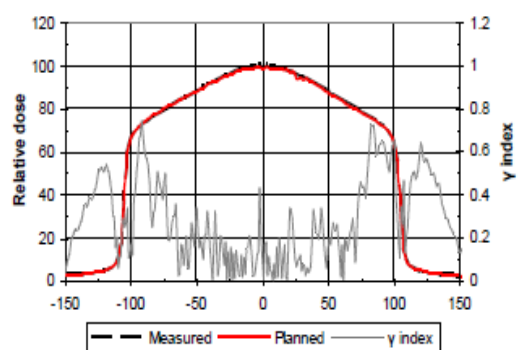
c)



d)



e)



f)

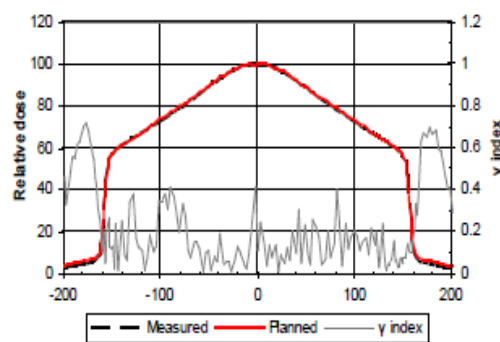


Figura 3-10 Krahاسimi i profileve të llogaritura dhe matura për fushat a) 2x2, b) 5x5, c) 10x10, d) 15x15, e) 20x20 dhe f) 30x30cm² në 100cm SSD dhe në thellësi 5cm. Kriteret për analizën gama janë 2% / 2mm.

Është vënë re një gabim gamma më i ulët për tufat e rrezatimit pa filtër për shkak se gjatë modelimit, modeli i burimit virtual të rrezatimit nuk merret parasysh si rezultat i heqjes së filtrit planar, i cili është shkaktari kryesor i rrezatimit dytësor. Vlera gamma është gjithmonë poshtë 2, që do të thotë që kriteri i zgjedhur 2mm i DTA dhe 2% i diferencës së dozës përmbushet.

Modelimi i tufave FFF për 6MV është i saktë. Përgjithësisht llogaritjet e PDD janë brenda 0.5% për tufat FFF, me vetëm disa përjashtime deri në 1%, të cilat janë më të qëndrueshme se modeli konvencional i rrezeve. Analiza 1D γ e profileve të rrezeve për kriteret e zgjedhura (2% / 2mm) tregon marrëveshje të shkëlqyer. Çdo diferencë midis profileve të llogaritura dhe të matura ku γ ka tejkaluar vlerën 1, kanë ndodhur kryesisht në rajonet jashtë fushës për fusha më të mëdha se $> 15 \times 15 \text{ cm}^2$.

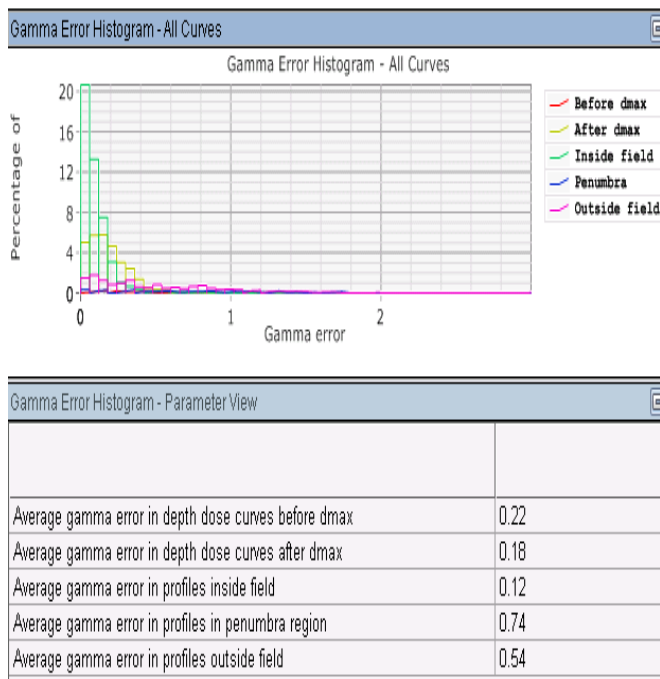


Figura 3-11 Histograma e gabimit gama, shkëputur nga TPS pas modelimit të tufave 6MV FFF.

Në figurën 3-11 jepet histograma e gabimit γ , për të gjitha profilet dhe PDD të moduluara në TPS, për tufën 6MV pa filtër planar. Vihet re se gabimi më i madh mesatar, është në zonën e penumbrës me rreth 0.74, jashtë fushës me 0.54 si dhe në zonën e sipërfaqes.

3.2 X-Knife TPS

Për përshpejtuesin linear Siemens, të dedikuar radiokirurgjisë janë matur të gjithë të dhënat dozimetrike TMR, OAR dhe faktorët e fuqisë së dozës, për dymbëdhjetë kolimator (12,5-40 mm në diametër me hap 2.5 mm). Të gjithë kolimatorët cilindrik janë komisionar për të dy energjitë 6MV konvencional dhe 7MV FFF.

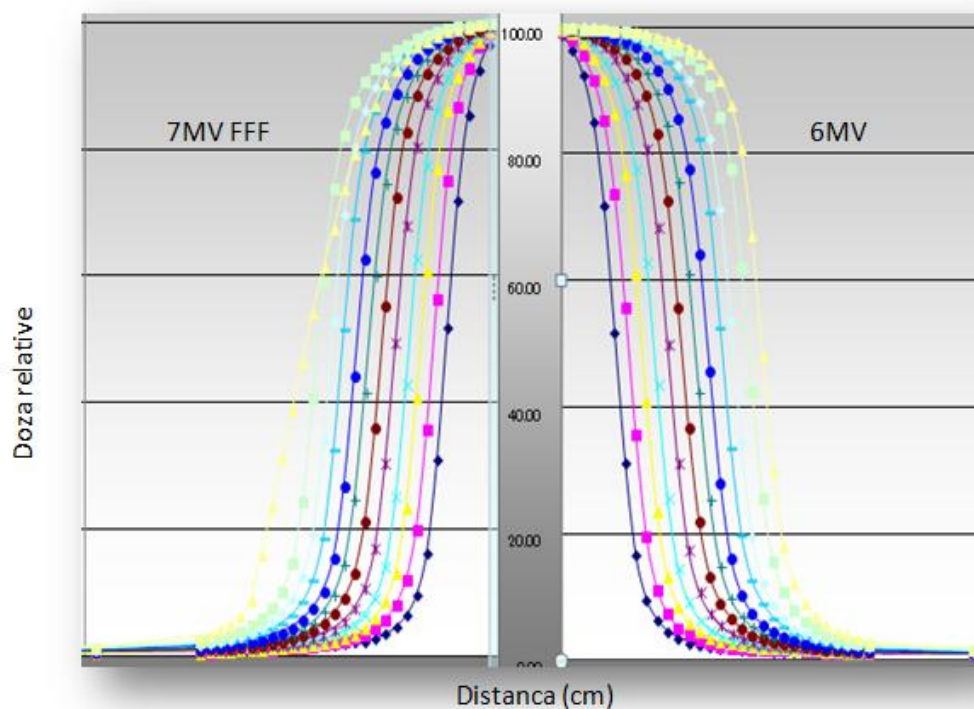


Figura 3-12 Gjysëm profilet e normalizuara për çdo kon. Të dhënat e energjisë 7 MV pa filtër FFF në të majtë dhe 6MV me filtër në të djathtë.

3.3 Përmbledhje

Heqja e filtrit rrafshues, zhvlerëson supozimin e fluksit të energjisë dhe homogjenitetit të shpërhapjes në fantomë në tufat e rrezeve. Një sistem plani trajtimi TPS, duhet të jetë në gjendje të modelojë një formë arbitrare të fluksit të energjisë. Prandaj është e rëndësishme që sistemi të jetë në gjendje për të trajtuar fluksin e grimcave rënëse, ose me anë të një algoritmi që siguron një llogaritje të përgjithshme të mjaftueshme, ose nëpërmjet modelimit të ndryshimeve në spektrin e rrezeve jashtë aksit qendror.

Përsa i përket Eclipse, ky i fundit bën të mundur modelimin e spektrit ashtu siç u shpjegua më sipër.

Modelimi i tufave të rrezeve për X-knife, nuk është i nevojshëm pasi llogaritja e dozës realizohet nëpërmjet një algoritmi të thjeshtë që përdor të dhëna të tabeluara.

KAPITULLI 4

SISTEMI I PLANIT TË TRAJTIMIT

Tufat jo të rafshëta të fotoneve kanë shumë cilësi të dobishme të tilla si, reduktimi i rrezatimit rrjedhës dhe rritja e fuqisë së dozës. Edhe pse këto tufa mund të modelohen brenda sistemit të planit të trajtimit, ekziston çështja nëse intensiteti në formë trekëndëshi i profilit mund të jetë i dobishëm gjatë planifikimit të trajtimeve. Në parim, kjo formë rrezesh mund të jetë e dobishme në shumë rrethana të planifikimit konvencional dhe duhet të jetë e përshtatshme për IMRT kur algoritmi i përdorur merr në konsideratë profilin e rrezeve.

Ky kapitull shqyrton vetitë themelore të tufave të rrezeve FFF dhe përdorimin e tyre në planifikimin conformal, IMRT dhe VMAT.

4.1 Hyrje

Përdorimi i filtrit rrafshues për të prodhuar fusha të mëdha të sheshta, është konsideruar të jetë një parakusht për përdorimin e një fushe të vetme apo për teknikën e fushave çift-paralele në trajtimin në radioterapi. Teknikat moderne shpesh kërkojnë prodhim aktiv të fushave jo uniforme; shembulli më i qartë është IMRT.

Shpërndarjet jo uniforme të izodozave mund të prodhohen edhe si rezultat i teknikës fushë nën fushë (për të trajtuar vëllime duke përforcuar dozën vetëm në një pjesë të tumorit) dhe gjithashtu nga përdorimi i pykave. Karakteristikat e tufave pa filtër rrafshues, kanë shumë potencial për përfitime në trajtimet radioterapeutike. Problemi i vetëm me këto tufa, ka qenë

gjithmonë forma me majë përpara e intensitetit të rrezeve . Deri më tani mundësia e përdorimit të tufave FFF në TPS konvencionale nuk është eksploruar apo vlerësuar sa duhet, por profili me majë përpara, në thelb, ofron një përqendrim të dozës në aksin qendror dhe potencialisht mund të jetë i dobishëm në shumë situata gjatë planifikimit.

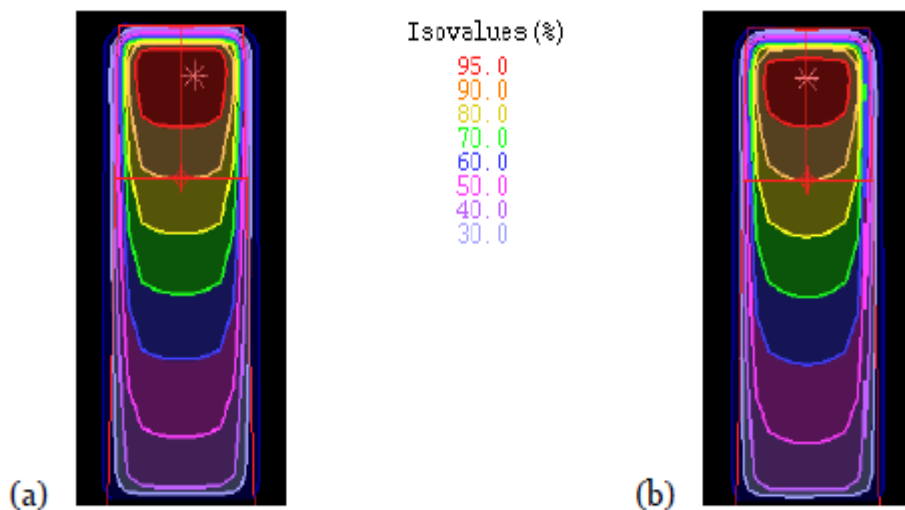


Figura 4-1 Krahasimi i shpërndarjeve së isodozave për një fushë katrore $5 \times 5 \text{ cm}^2$ a) 6MV tufë me filtër, b) 6MV FFF

Figura 4-1 tregon një fushë të vetme $5 \times 5 \text{ cm}^2$ për tufën 6MV me dhe pa filtër. Duke qenë se filtrat janë dizenuar për të dhënë një fushë uniforme në zona të mëdha (zakonisht $40 \times 40 \text{ cm}^2$), në këto fusha të vogla filtri nuk ka efekt të vërtetë në profilin e rrezeve. Kjo do të thotë se këto tufa do të realizonin të njëjtin efekt si ato me filtër. Edhe pse përsheptuesit linearë janë të aftë për të dhënë trajtim me fusha deri në $40 \times 40 \text{ cm}^2$, këto madhësi përdoren klinikisht rrallë. Përgjatë teknikat për rrezatimin e gjithë trupit (TBI). Mbi 50% e trajtimeve të planifikuara në TPS kanë fusha ekuivalente prej 10 cm^2 ose më pak dhe në disa raste më të rralla, fusha deri 15 cm^2 .

4.2 Cilësitë kryesore të rrezeve.

Përdorimi i fushave të vetme tashmë është një dukuri relativisht e pazakontë dhe vetitë e një rrezeje të vetme, e sheshtë ose jo, nuk janë me rëndësi. Është kombinimi dhe cilësitë e tyre që janë studiuar dhe kanë rëndësi, duke shqyrtuar situata të thjeshta në TPS. Një efekt interesant ilustruhet duke marrë parasysh teknikën me 4-fusha duke përdorur fusha $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Megjithatë shpërndarja për tufat FFF në figurën 4-2 (b) është e ndryshme nga shpërndarja 4-2 (a), ka disa karakteristika që janë potencialisht të dobishme:

- Izodoza 95% ka formë të rrumbullakosur, me qoshe jo katrore.
- Indet normale pranë sipërfaqes marrin një dozë më të ulët se normalja.

Për një plan me katër fusha shpërndarja dozave e tufave pa filtër (b) tregon që, izodoza 50% (e gjelbër) zë më pak sipërfaqe në indet normale pranë sipërfaqes së fantomës në krahasim me planin konvencional (a). Në zonën qendrore ku ndodhet tumori (b) ka një zonë që rrumbullakoset nga izodoza 95% (d), që tenton të përputhet me formën e përgjithshme të tumoreve në vend të shpërndarjes katrore të planifikuara në situata normale (c).

Për fusha më të mëdha, kulmi i profileve të tufave bëhet më i dukshëm. Figura 4-3 tregon një shpërndarje për një fushë $20 \times 20 \text{ cm}^2$ dhe pamjen ballore të tufës së rrezatimit, e cila ilustron natyrën konike të intensitetit të tufave FFF

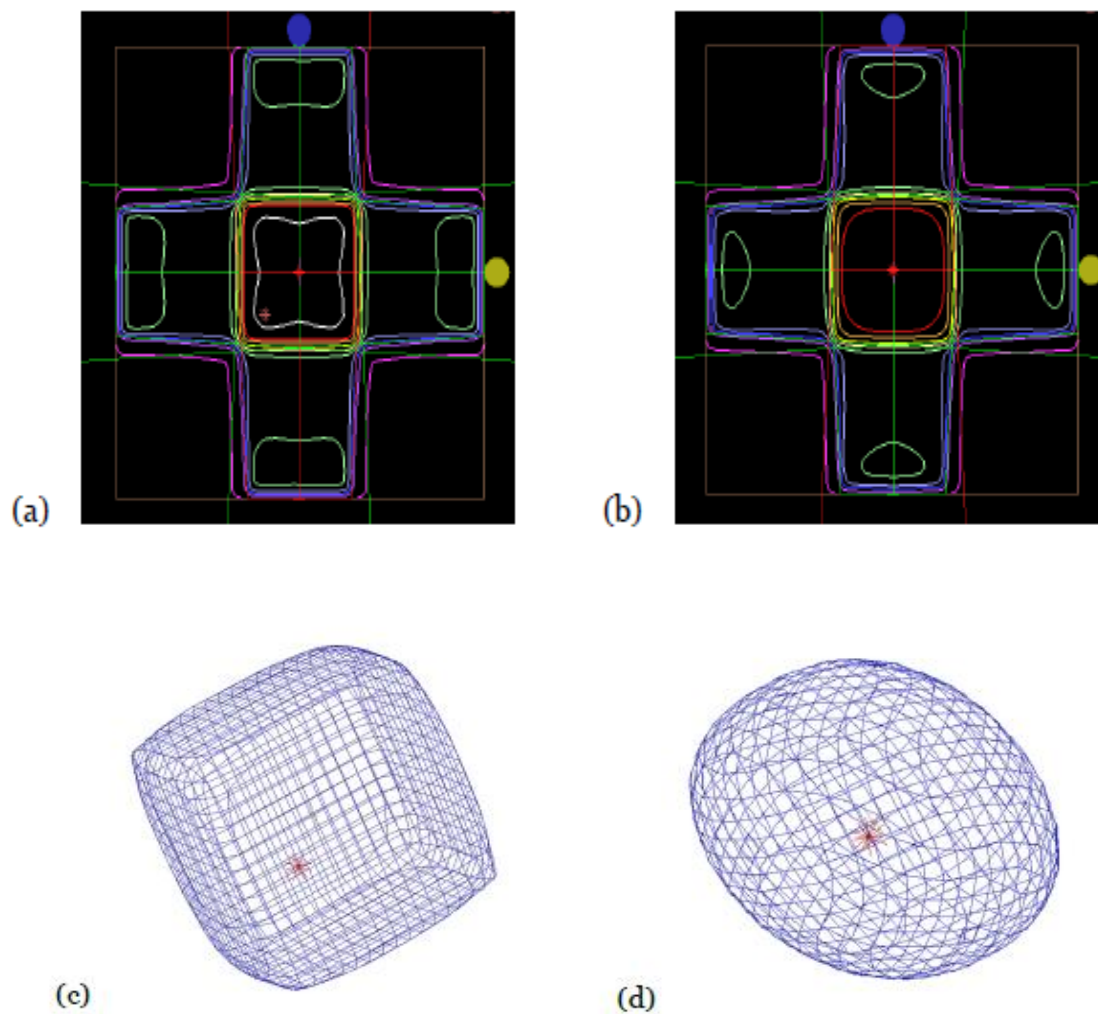


Figura 4-2 Krahasimi i tufave FFF dhe FF për teknikën me 4 fusha.

. Përdorimi i këtyre tufave kërkon disa konsiderata. Historikisht, fushat e rafshëta, uniforme janë përdorur pothuajse ekskluzivisht në TPS, por radioterapia moderne shpesh mbështetet më shumë në rrezatimin me intensitet të moduluar. Në veçanti, planifikimi me IMRT (teknika fushë nën fushë) është rritur me shpejtësi dhe përdoret për të siguruar doza uniforme mbi një rajon apo për të përforcuar dozën në një vëllim të veçantë(boost).

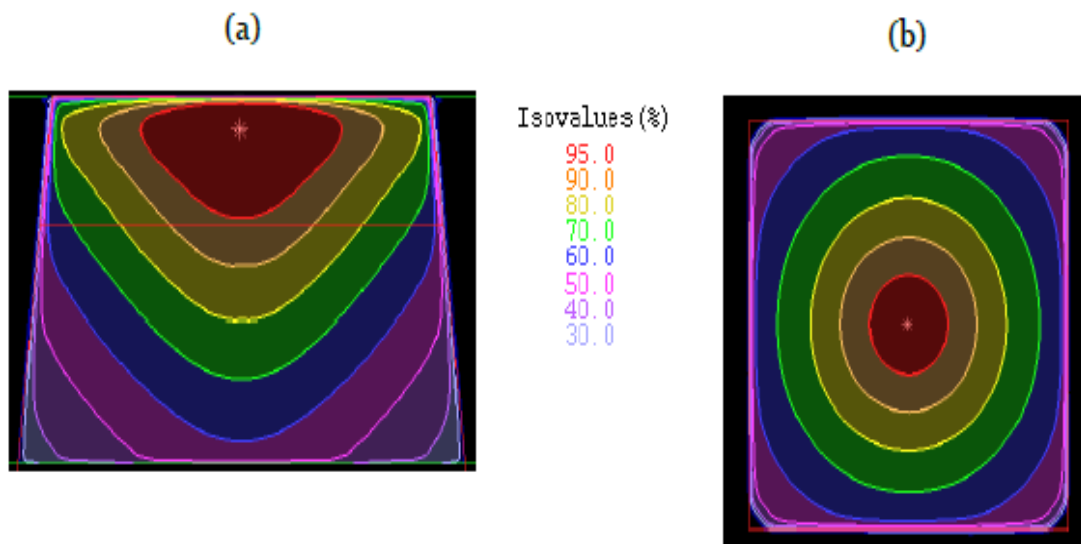


Figura 4-3 Shpërndarja e izodozave për fushën 20x20cm² për 6MV FFF.
(a) shpërndarja aksiale (b) shpërndarja koronale.

Kulmi i profilit për këtë arsye mund të jetë i dobishëm nëse tufat FFF përdoren në mënyrë korrekte. Në kombinim me një tufë konvencionale të sheshtë, duke luajtur me peshën e tyre, mund të prodhohet një shpërndarje izodozash nga komplet të sheshtë në totalisht jo të sheshtë. Në këtë mënyrë kulmi i profilit mund ti përshtatet situatave të planifikimit duke rritur dozën në aksin qendror me sasinë e nevojitur për të prodhuar shpërndarjen uniforme. Kjo ilustruhet në figurën 4-6, jepet rasti i trajtimit me radioterapi të gjithë trurit. Objektivi i rrezatimit që është pjesa e trurit, ka formë konkave në të dyja dimensionet që shfaq probleme për tufat e rrafshëta, duke shkaktuar pika të nxehta në cepat e fushave. Përdorimi i tufave FFF në figurën 4-6 (b) kompenson për këtë formë të kokës, duke prodhuar pika të nxehta në qendër, por kombinimi i këtyre fushave mund të prodhojë një shpërndarje nominale pa pika të nxehta.

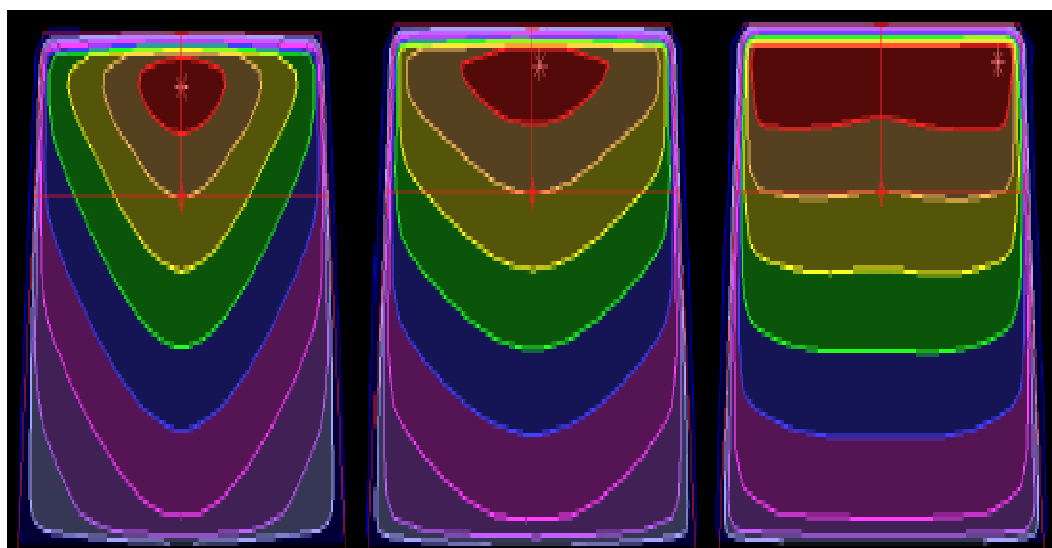


Figura 4-4 Kombinimi i dy tufave FFF dhe konvencionale me pesha të ndryshme.

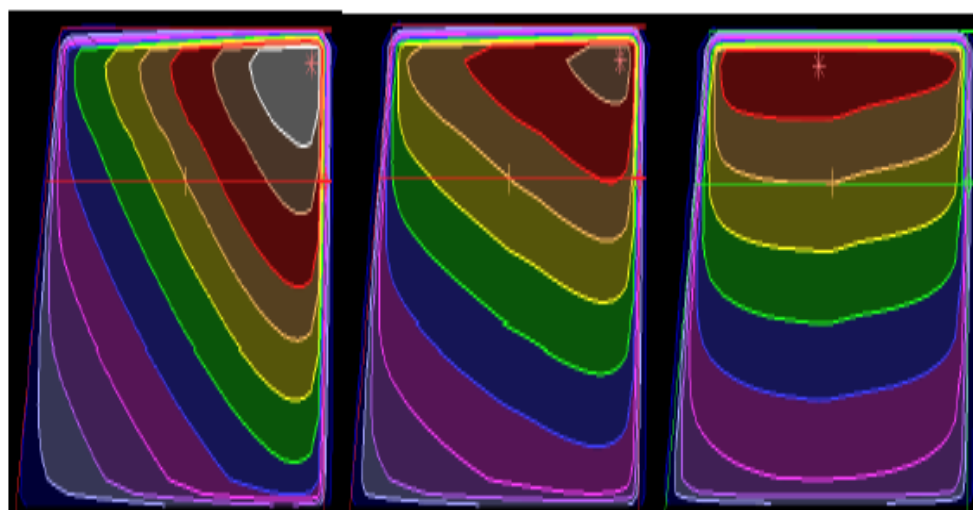


Figura. 4-5 Gjysëm fusha e një tufe FFF prodhon efektin e njëjtë të një pyke. Kombinimi i peshave relative të FFF dhe konvencionale mundëson krijimin e këndeve të ndryshme pykash.

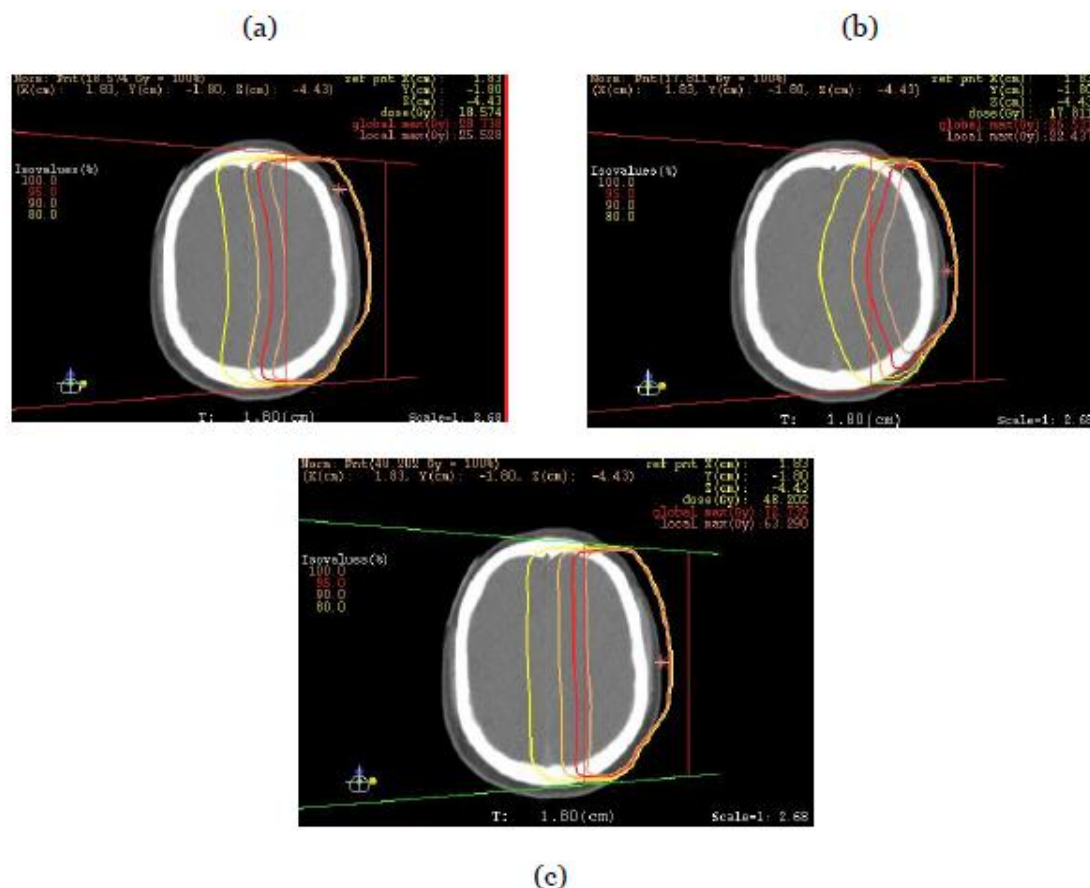


Figura. 4-6 Radioterapia e përgjithshme e trurit, me tufa konvencionale tenton të prodhojë pika të nxehta(a). Tufa shtesë FFF (b) bën një shpërndarje më uniforme të dozës (c).

Për tufat FFF një situatë interesante është përdorimi i teknikës së gjysëm fushës, pasi në këtë rast tufat kanë të njëjtën formë në shpërndarjen e dozës si tufat konvencionale me pykë. Këndi mund të ndryshohet duke kombinuar peshën relative të tufave FFF dhe atyre konvencionale.

4.3 Planifikimi i gjirit

Planifikimi i gjirit është trajtuar tradicionalisht relativisht thjeshtë duke përdorur fusha tangenciale me pyka, por ka kaluar një revolucion në vitet e fundit me IMRT dhe teknika hibride. Pika të nxehta prej 10-15% në shpërndarjen e dozave nuk janë të panjohura dhe zakonisht

pozicionohen në pjesët e sipërme dhe të poshtme të gjirit, aty ku distanca që përshkruajnë tufat është e shkurtër krahasimisht me aksin qendror. Kjo është direkt një pasojë e përdorimit të tufave të sheshta në zona kaq me forma.

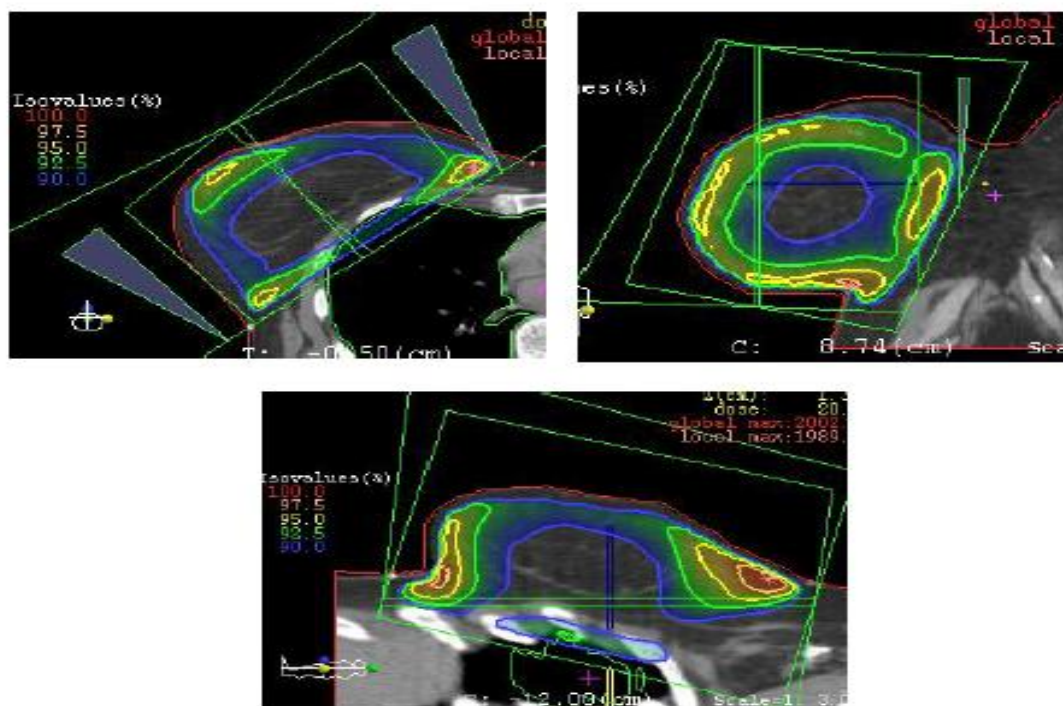


Figura. 4-7 Plan tipik për trajtimin e gjirit, ku vihen re pikat e nxehta në shpërndarjen e izodozave.

Për të mbuluar gjithë vëllimin në mënyrë uniforme një plan ka nevojë të përfshihet në planifikimin invers ose direkt, ose të përdoren kompensatorë të personalizuar.

Fushat me reze FFF mund të përdoren për të përforcuar dozën në aksin qendror, duke njëtrajtësuar dozën përgjatë volumit të synuar, pa e komplikuar teknikën. Shkalla e përforcimit të dozës mund të përshtatet nga pesha relative e tufave me dhe pa filtër rrafshues.

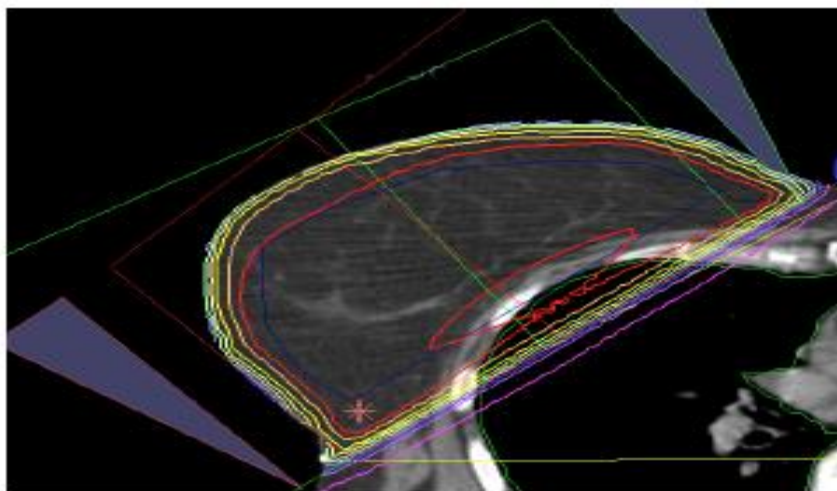


Figura. 4-8 Kombinimi i tufave me dhe pa filtër rrafshues për të realizuar shpërndarje homogjene të dozës.

4.4 Planifikimi i Pulmonit

Në përgjithësi fushat e vogla të rrezatimit përdoren për planifikimin e tumoreve në pulmon me qëllimin kryesor, trajtimin e tumorit pa kompromentuar funksionin e mushkërive. Figura 4-9 tregon një krahasim të planeve për një rast tipik me kancer të mushkërive. Në realitet nuk ka shumë dallim në shpërndarjen e dozës me përjashtim të ndryshimeve të vogla mbi 90-95% të dozës së përshkruar. Nuk kemi përfitime reale përsa i përket planifikimit me tufat FFF, por përfitim i rëndësishëm mund të vijë si shkak i rritjes së fuqisë së dozës. Këto përfitime lidhen me teknikën e mbajtjes së frymës; dyfishimi i fuqisë së dozës do të mundësonte që trajtimi të realizohej dyfish më shpejt.

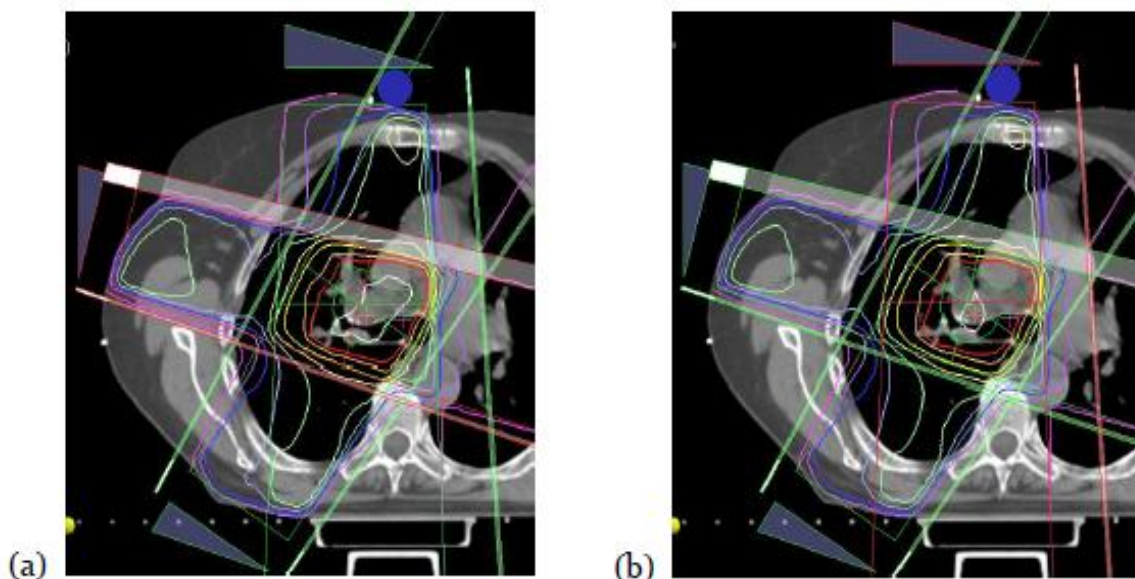


Figura. 4-9 Nuk ka ndryshime në përdorimin e tufave me(a) dhe pa filtër(b) përveç se në zonën qendrore të tumorit.

4.5 Radiokirurgjia stereotaktike.

Siç është përmendur edhe më parë, filtri planar ka shumë pak efekt në profilin e fushave të vogla të rrezatimit (p.sh $<4\text{cm}^2$). Për këto fusha filtri është komponent i panevojshëm. Për të testuar modelin e tufave FFF janë realizuar një seri planesh klinike duke i rillogaritur për dy tipet e tufave të rrezatimit: 6MV dhe 7MV FFF, nga të cilat u përzgjedhën tre raste klinike:

një malformacion MAV, një kordomë klivus dhe një zhvanomë. Te gjitha planet janë realizuar në sistemin e planit të trajtimit X-Knife nga Radionix me doza të përshkruara në izodozën 90% përkatësisht 16Gy, 15Gy dhe 13Gy, në një fraksion të vetëm.

Plani MAV përbëhet nga dy izoqendra me dimension konesh 17.5mm dhe 15mm, me shtatë harqe në total, për të mbuluar një volum PTV prej 0.4cc dhe për të ruajtur OAR nga doza e përshkruar. Për zhvanomën plani ka vetëm tre harqe me konin me diametër 22.5mm, ndërsa për

kordomën numri i harqeve është katër, të gjitha të trajtuara me konin 22.5mm. Numri i harqeve dhe numri total i njësive monitorike për secilin plan jepen në tabelën 4-2.

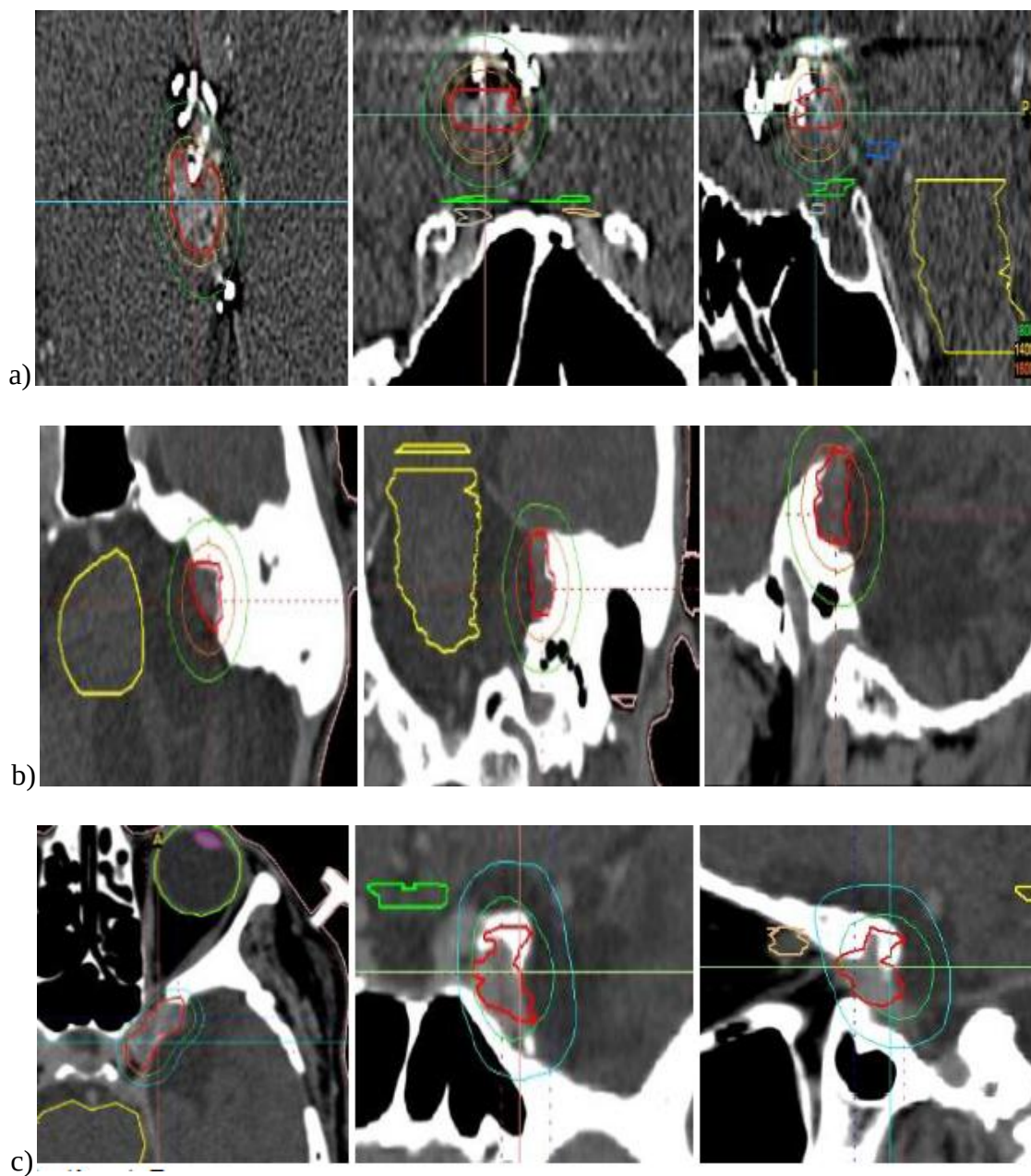


Figura 4-10 Tre rastet klinike a) MAVc) Clival Cordoma, b) Vestibular schwannoma,

Tabela 4-1 Njësitë monitorike për secilin plan SRS për dy energji të ndryshme me dhe pa filtër.

Plani	D _{PTV}	6MV	7MV FFF
MAV	16 Gy	2406 MU	2397 MU (-0.04%)
Clivus Chordoma	13 Gy	2208 MU	2223 MU (0.7%)
Vestibular Schwannoma	15 Gy	2388 MU	2376 MU (-0.5%)

Nuk ka ndryshime të mëdha në numrin e njësive monitorike në planet me dhe pa filtër rrafshues. Kur kalohet nga modaliteti i tufave me filtër në ato pa filtër rrafshues, nuk ka një efekt të dukshëm në planet e trajtimit. Mbulimi i PTV me dozën përkatëse dhe histograma dozë-volum mbeten të pandryshuara në çdo rast, megjithatë kur përdoren tufat FFF vihet re një ruajtje shtesë e indeve të shëndosha siç janë trugu cerebral dhe truri normal. Dallimet më të mëdha vërehen për dozat e ulëta. Kjo si rrjedhojë e karakteristikave dozimetrike të tufave FFF, për të cilat doza jashtë fushës është më e ulët për shkak të mungesës së burimit sekondar.

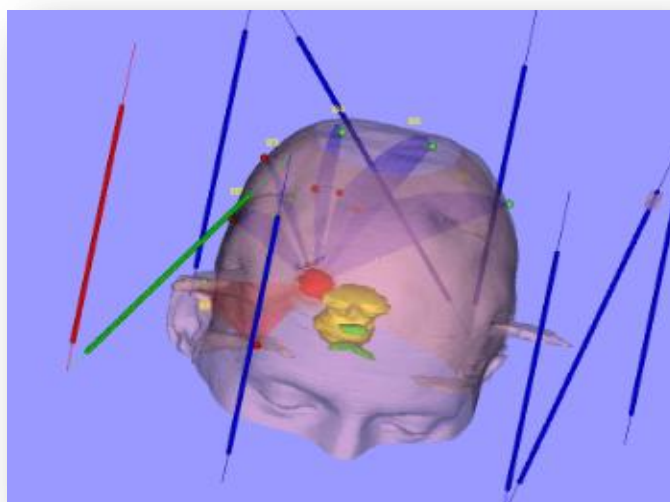


Figura 4-11 Shpërndarje e harqeve të tufave të rrezatimit, tipike për një plan SRS i dizenuar me tufa jo koplanare, në mënyrë që të mos kemi mbivendosje dozash jashtë volumit të trajtimit.

4.6 IMRT

Një seri planesh trajtimi kokë-qafë janë përshkruar nga një onkolog për planifikimin me teknikën e IMRT. Për të gjitha rastet që i përkasin një seti anatomik, është përdorur një librari ku janë përcaktuar kushtet që duhet të plotësohen për sa i përket dozave për vëllimet e trajtuara PTV dhe CTV, si dhe limitet për OAR. Kjo librari është përdorur për tufat me dhe pa filtër rrafshues (duke evituar problemet për kushte të ndryshme dozash). Planet janë vlerësuar për mbulimin e PTV me dozën përkatëse duke përdorur kriterin në tabelën 4-1

Tabela 4-2 Parametrat dozimetrik të përdorura në vlerësimin planeve IMRT.

V_{95}	Vëllimi në (%) që mbulohet nga 95% e dozës së përshkruar
V_{100}	Vëllimi në (%) që mbulohet nga 100% e dozës së përshkruar
V_{107}	Vëllimi në (%) që mbulohet nga 107% e dozës së përshkruar
HI	Indeksi i homogjenitetit : $(D_2-D_{98}/\text{Doza e përshkruar}) \cdot 100$
V_{PTV}	Volumi PTV
CI	Indeksi i konformitetit: $V_{95}/V_{olT_{otal}}$

Në përgjithësi prioritetet për të përmbushur kushtet e dhëna ndryshohen duke i përshtatur për secilin rast, por në rastin e përgjithshëm i është dhënë prioritet PTV dhe luhet me uljen e dozës të strukturave kritike deri momentin kur doza në PTV fillon dhe kompromentohet. Numri i fushave dhe këndet e tyre mbetet i njëjtë, (në përgjithësi 5 fusha të shpërndara njësoj në 360°). Ndryshime të vogla bëhen nëse vërehet që objektivat e planifikimit nuk plotësohen.

Tabela 4-3 Mbulimi i volumit të trajtuar për secilin nga planet e treguara të IMRT.

	Plan 1		Plan 2		Plan 3		Plan 4		Plan 5	
	6MV	6MV	6MV	6MV	6MV	6MV	6MV	6MV	6MV	6MV
	FFF		FFF		FFF		FFF		FFF	
V90	99.1	99.1	98.1	98.3	99.8	99.6	99.4	99.5	98.6	98.9
V95	96.4	95.7	91.3	91.9	97.9	96.6	93.3	94.2	90.5	90.9
V100	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
V107	0.05	0	1.2	0.7	0	0.5	0.1	0.1	0	0
D2	56.2	56.1	57.3	57.1	56.0	56.8	56.1	56.2	56.1	56.4
D98	50.5	50.3	48.6	48.9	51.2	50.7	50.1	50.2	49.2	49.3
HI	11.3	11.5	17.3	16.3	9.5	12.1	11.9	11.9	13.7	14.1
V_{PTV}	310	310	362.9	362.9	60.2	60.2	431.6	431.6	471.9	471.9
CI	0.964	0.957	0.913	0.919	0.979	0.966	0.933	0.942	0.905	0.909

Tabela 4-4 Ruajtja e organeve në risk për secilin plan IMRT.

	Plan 1		Plan 2		Plan 3		Plan 4		Plan 5	
	6MV	6MV	6MV	6MV	6MV	6MV	6MV	6MV	6MV	6MV
	FFF		FFF		FFF		FFF		FFF	
Syri mj.	27.9	28.6	-	-	7.9	6.3	44.0	43.5	12.5	12.4
Syri dj.	30.7	30.2	41.8	42.1	7.7	6.6	51.6	52.1	14.0	13.4
Kiasma	-	-	-	-	23.5	21.1	-	-	-	-
Trungu cerebral	-	-	53.9	53.59	-	-	55.7	55.5	-	-
Placa kurrizore	-	-	40.8	41.3	-	-	-	-	-	-
Nervi dëgjimor mj.	-	-	38.3	39.9	-	-	-	-	-	-
Nervi dëgjimor dj.	-	-	-	-	-	-	-	-	41.9	41.7
Gjendra pituare	54.3	53.2	-	-	-	-	-	-	-	-

Tabela 4-5 Segmentet dhe njësité e monitorimit të kërkuara për të dhënë plane identike sipas metodave të ndryshme.

	6MV			6MV FFF		Raporti i segmenteve	Raporti i MU
	6MV	Segmentet	MU	Segmentet	MU		
Plani 1	5	123	22856	111	26327	0.90	1.15
Plani 2	7	168	24808	162	24502	0.96	0.99
Plani 3	5	103	18239	103	20363	1.00	1.12
Plani 4	7	164	22258	161	22528	0.98	1.01
Plani 5	5	90	18681	90	20291	1.00	1.09
Plani 6	5	121	25516	118	25820	0.98	1.01
Plani 7	5	70	15300	71	14798	1.01	0.97
Plani 8	5	61	13928	56	13883	0.92	1.00
Plani 9	5	94	16884	95	18762	1.01	1.11
Plani 10	5	86	14883	87	15992	1.01	1.07
Plani 11	5	100	26452	108	27477	1.08	1.04
Plani 12	5	54	12557	58	13453	1.07	1.07
Plani 13	5	86	17624	85	17924	0.99	1.02
Mesatarja						0.99	1.05

IMRT 6 MV / 5 fusha



IMRT 6MV FFF / 5 fusha



Figure 4-12 Krahasimi i dy planeve IMRT me 5 fusha për energji 6MV me dhe pa filtër rrafshues.

Për të gjitha rastet e planifikuara mbulimi i synuar, homogjeniteti dhe dozat e OAR-për planet me dhe pa filtrin rrafshues janë të njëjta (brenda kufijve statistikorë). Figura 4-12 tregon

një nga rastet klinike për të ilustruar ngjashmërinë e planeve. Tabelat e mësipërme 4-3 dhe 4-4 tregojnë mbulimin e volumit të synuar, homogjenitetin dhe dozën e organeve në risk, për pesë raste të planifikuara me dhe pa filtër rrafshues. Ndërkohë që tabela 4-5, krahason numrin e segmenteve dhe njësitë monitorike që kërkohen për të dhënë të njëjtën dozë.

Raporti mesatar për numrin e segmenteve të kërkuara për pesë planet është 0.99 dhe raporti i MU është 1.05 për 11 pacientë (13 plane). Ku vihen re dallime të mëdha midis planeve me dhe pa filtër në aspektin e segmenteve ose MU.

Përsa i përket teknikës IMRT, nuk ka efekt të rëndësishëm në mbulimin e volumeve tumorale, organeve në risk OAR, segmenteve apo në numrin njësive monitorike të kërkuara për trajtimin me tufa FFF në krahasim me ato të rrafshëta. Pyetja qëndron në se tufat janë më të thjeshta për tu llogaritur.

Në mënyrë që të vlerësohet modeli i tufave FFF janë planifikuar një seri planesh trajtimi për volume të ndryshme për zona anatomike të ndryshme. Këto raste përbëhen nga baza e kafkës, ezofagut, prostatës dhe kokës-qafës. Për të testuar modelin nën ndikime ekstreme për tufat FFF, izoqendra për rastin e prostatës dhe të kokës-qafës është vendosur në mënyrë asimetrike në mënyrë që pjesa më e madhe e fushave të ekspozohen në zonën jashtë aksit qendror të rrezeve.

Për secilin plan janë vendosur një seri kriteresh përsa i përket organeve në risk dhe volumit që trajtohet për të dhënë një shpërndarje optimale të dozës. Planet pastaj janë ri-optimizuar duke përdorur modelin e tufave FFF, duke bërë ndryshimet e duhura për të përmbushur kriteret e shpërndarjes së dozës.

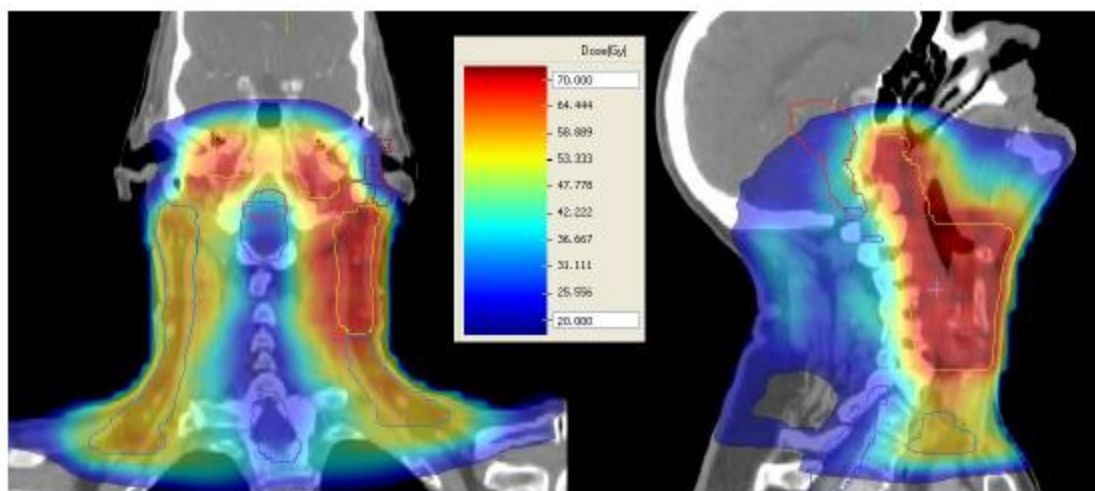
Tabela 4-6 Numri i segmenteve dhe MU të nevojshme për çdo plan trajtimi dhe rritja relative e tyre në planet FFF.

	Vol _{PTV} cm ³	Segmente			Njësi Monitorike		
		6MV	FFF	% Diff	6MV	FFF	% Diff
Baza e kafkës	23.2	20	21	+5.0	416	446	+7.2
Ezofagu	555.4	64	67	+4.7	785	931	+18.6
Prostata	804.5	66	68	+3.0	828	951	+14.9
Kokë-qafa	918.7	168	183	+8.9	1343	1682	+25.2

Me rritjen e volumit të tumorit (gjatësia e trajtimit) dhe kompleksitetit të planit, ekziston një tendencë për të pasur një nën-dozë në zonat larg nga aksi qendror i fushës së rrezatimit, i cili vihet re edhe në pjerrësinë e histogramës dozë-volum DVH. Është e mundur që të kompensohet për këto tendenca por për të ruajtur cilësinë e planit në këtë rast do të duhej të rritej numri i segmenteve si dhe numri i MU. Siç mund të shihet nga tabela 4-2, me rritjen e vëllimit të trajtimit dhe kompleksitetit të planit ka një rritje korresponduese në numrin e segmenteve dhe njësive monitorike të nevojshme për të realizuar dhënien e planeve FFF. Figura 4-12, tregon një shpërndarje të dozës në pamjen sagitale dhe koronale të një CT, përreth tumorit në një plan IMRT me tufa FFF për një rast klinik kokë-qafë. Histograma dozë-volum (figura 4-12) tregon se planet janë ekuivalente përsa i përket mbulimit të PTV dhe ruajtjes së organeve në risk.

Me rritjen e fushës vihet re se rritet numri i njësive monitorike për planet me tufat pa filtër; kjo është një pasojë e natyrshme e profilit të rrezeve FFF pasi rrezja do të kërkojë kohë më të gjatë për të dhënë dozën jashtë aksit qendror. Kompleksiteti i planit duket se rrit numrin e segmenteve të nevojshme për planet FFF, krahasimisht me ato konvencionale IMRT, nëse duam që të mbajmë të njëjtën cilësi plani. Kjo mund të jetë e lidhur më konkretisht me faktin se algoritmet që përdoren për segmentimin janë të optimizuara më tepër për rrezet e rrafshëta se sa për ato FFF.

a)



b)

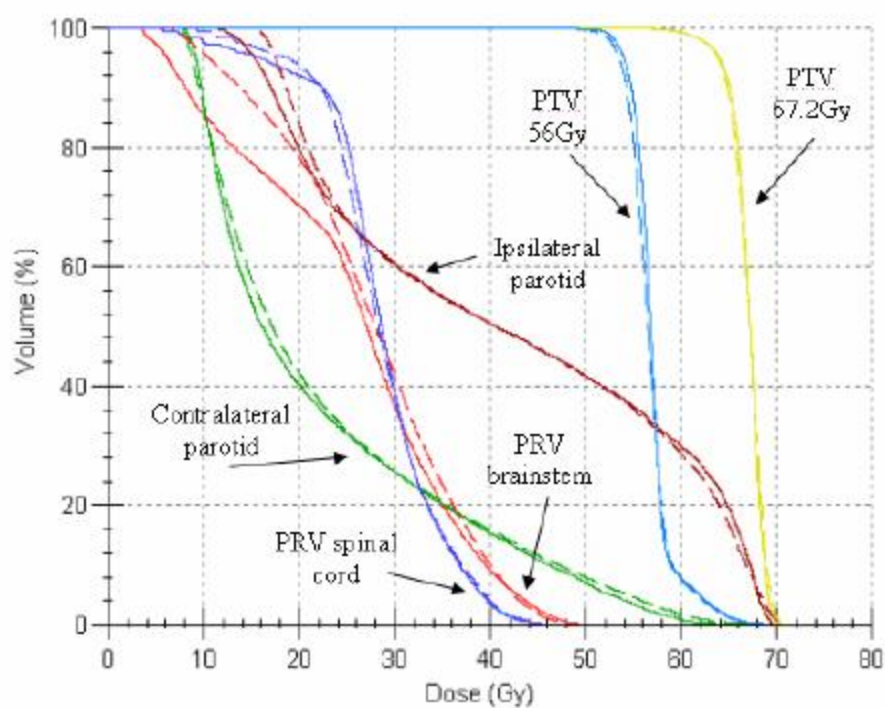


Figura 4-13 Vendosja e tufave për planifikimin IMRT në rastin e një kokë-qafe dhe shpërndarja e dozës në dy plane (a) histograma dozë-vëllimin (b). Tufat FFF me vija me pika, 6MV vijë e vazhduar.

4.7 VMAT

Studimet retrospektive tregojnë që IMRT mund të sigurojë toksicitet më të ulët se trajtimi konformal 3DCRT, sidomos për kancerin e lokalizuar të prostatës pa kompromentuar kontrollin e tumorit. VMAT tani është përdorur në mënyrë rutinë në shumë qendra rreth botës si një teknikë për të siguruar shpërndarjen e shpejtë të IMRT. VMAT realizohet duke përdorur një hark të vetëm ose harqe të shumëfishta, duke reduktuar në mënyrë të konsiderueshme kohën e trajtimit. Një studim është kryer në mënyrë retrospektive për të krahasuar tre teknikat e trajtimit në radioterapi, 3DCRT standarde, IMRT dhe teknikët VMAT duke përdorur tufat me energji 6MV dhe 6MV FFF. U zgjodhën pesë pacientë në mënyrë të rastësishme dhe u ri-planifikuan dhe u vlerësuan sipas protokollit të departamentit.

Shihen qartë që ka ndryshime të dukshme përse i përket parametrave dozimetrikë. Duke kaluar në teknikat e moduluara, vihet re një ruajtje e mirë e vezikës urinare, dhe reduktohet gjithashtu vlera mesatare dhe maksimale e dozës në kokat e femurit. Duke krahasuar planet VMAT i vetmi parametër që ndryshon është doza maksimale D_2 në PTV. IMRT dhe VMAT janë të ngjashme përse i përket tufave me dhe pa filtër planar.

Ashtu si dhe pritet nevojitet një numër më i madh MU për IMRT, krahasuar me 3DCRT. Për tufat me energji 6MV rritja mesatare shkon në 38% dhe për tufat pa filtër planar, rritet deri në 66%, duke përfaqësuar një rritje prej 20% në total. Kjo rritje është e pritshme për shkak të formës së tufës dhe nevojës për të dhënë dozën e duhur jashtë aksit. Gjithashtu ka një variacion më të madh në numrin e MU të nevojitura për tufat FFF krahasuar me IMRT standarde, por nuk kemi rritje të numrit të segmenteve.

Për teknikën VMAT janë të nevojshme më shumë MU, me një shtesë prej 15.2% për 6MV dhe 3.4% për FFF në krahasim me IMRT. Të dy modelet japin një dozë me maksimum prej 600MU/min, kështu në realitet pritet të kemi një kohë më të shkurtër për dhënien e dozës për FFF..

Figura 4-13 shfaq një pamje të marrë nga sistemi i planit të trajtimit për të ilustruar vendosjen e tufave për teknikën e përdorur në planin e trajtimit. Planet VMAT janë optimizuar mbi një segment të reduktuar të rrotullimit të gantrit për të evituar hyrjen në shtratin e pacientit.

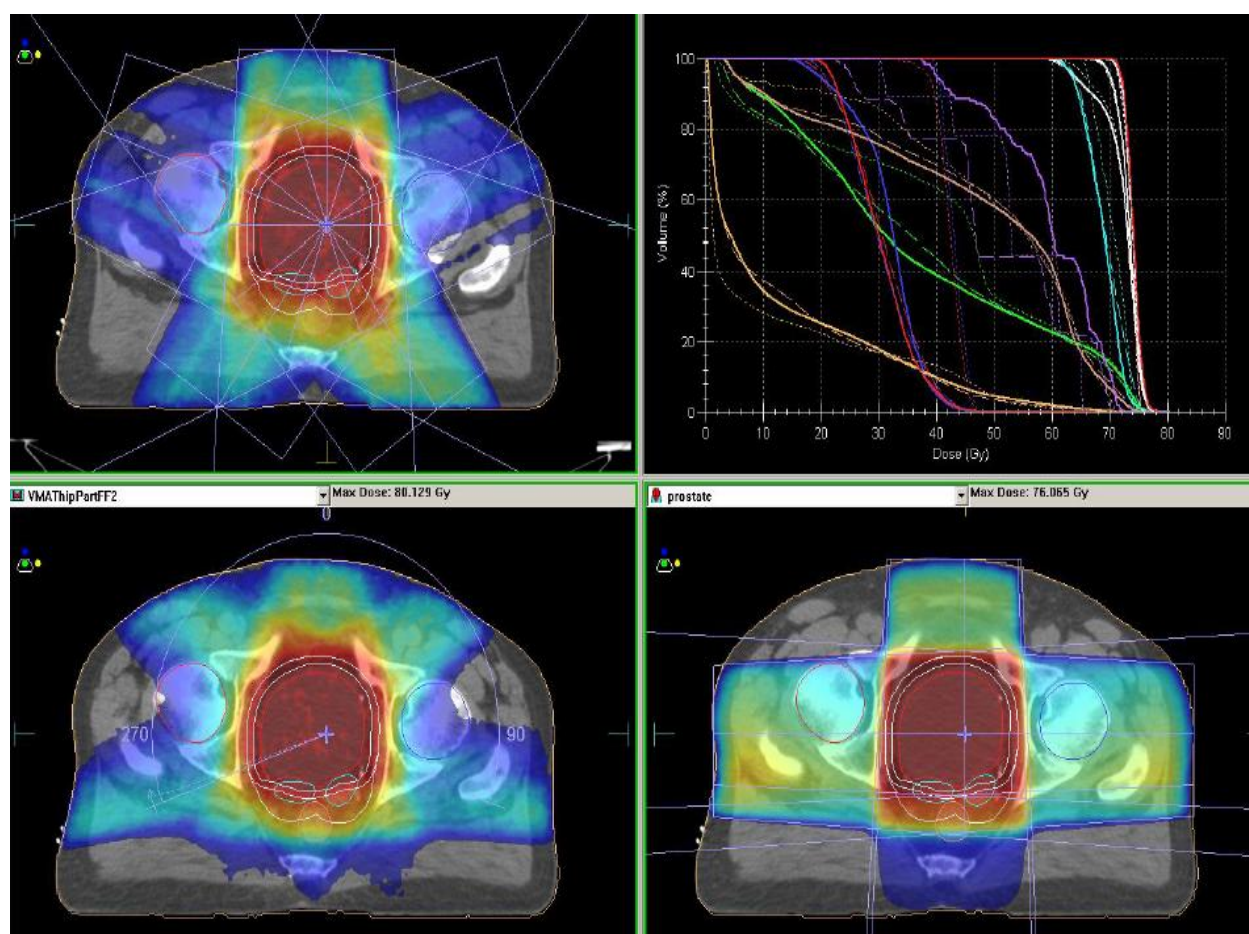


Figure 4-14 Pamje të tre teknikave të trajtimit për trajtimin e prostatës me 74Gy në 37 fraksione të përshkruara. Majtas lart: 5 fusha IMRT, majtas poshtë: VMAT, në fund djathtas: fushë-në-fushë 3DCRT. Në të djathtën e sipërme DVH krahason mbulimin e PTV dhe OAR për çdo teknikë.

Tabela 4-7 Mbulimi i i dozës së PTV dhe OAR për planet e prostatës të optimizuar për 3DCRT, IMRT and VMAT për tufat standarde dhe FFF. Numrat në kllapa janë $\pm 1SD$.

Organi	Parametra	3DCRT	IMRT		VMAT	
			6MV	6MV FFF	6MV	6MV FFF
PTV3 140.2cc ($\pm 133.8cc$)	D99	71.1 (0.5)	71.2 (0.2)	71.0 (0.2)	71.1 (0.3)	71.1 (0.2)
	D95	72.0 (0.6)	72.0 (0.2)	71.9 (0.2)	72.1 (0.1)	72.0 (0.1)
	D50	74.1 (0.3)	74.0 (0.0)	74.0 (0.0)	74.0 (0.0)	74.0 (0.0)
	D2	75.9 (0.5)	76.5 (0.2)	76.5 (0.2)	76.5 (0.1)	76.6 (0.1)
PTV2 211.4 (± 172.5)	D99	68.3 (0.4)	68.6 (0.1)	68.5 (0.5)	69.0 (0.3)	68.3 (0.3)
	D50	73.6 (0.2)	73.3 (0.2)	73.4 (0.1)	73.4 (0.2)	73.3 (0.2)
PTV1 292.0 (± 173.4)	D99	58.9 (3.1)	59.9 (1.3)	59.3 (1.8)	60.0 (2.1)	59.6 (2.1)
	D50	71.5 (2.2)	71.6 (2.0)	71.6 (2.0)	71.6 (2.1)	71.5 (2.2)
Rectum 67.2 (± 12.8)	V50	50.5 (9.0)	48.1 (6.6)	47.9 (5.8)	46.6 (8.0)	47.5 (8.0)
	V60	32.2 (6.4)	30.9 (6.8)	30.4 (6.7)	31.3 (8.0)	31.5 (6.9)
	V65	17.2 (2.0)	16.7 (2.7)	16.8 (2.2)	21.4 (9.2)	21.2 (8.3)
	V70	5.6 (2.0)	7.7 (2.4)	7.2 (2.1)	13.4 (11.1)	12.6 (11.0)
	V74	0.2 (0.4)	2.5 (4.3)	0.5 (0.4)	6.4 (12.6)	6.3 (12.4)
Bladder 229.1 (± 109.9)	V50	37.4 (11.6)	32.4 (9.7)	32.4 (9.8)	34.4 (8.2)	34.7 (8.6)
	V60	26.5 (10.8)	23.4 (9.0)	23.6 (9.1)	25.0 (8.1)	25.0 (8.4)
	V74	2.4 (1.0)	3.0 (2.3)	3.5 (2.8)	6.2 (5.5)	6.1 (5.6)
Femur mj. 59.0 (± 4.6)	Maks.	46.9 (3.9)	42.2 (10.3)	42.9 (9.3)	40.1 (4.1)	40.8 (4.0)
	Mesatare	35.4 (13.3)	27.3 (12.4)	27.2 (12.3)	23.2 (6.8)	23.3 (7.0)
Femur dj. 62.2 (± 8.2)	Maks.	47.6 (1.9)	46.8 (6.1)	47.2 (4.5)	39.0 (7.7)	37.6 (7.1)
	Mean	36.2 (10.5)	31.9 (5.4)	31.6 (4.7)	21.8 (5.3)	21.9 (6.4)

Tabela 4-8 Dozat e PTV dhe OAR për rastin e një pulmoni me trajtim stereotaktik 3 SABR. Çdo rast është planifikuar me 3DCRT, 6MV VMAT dhe 6MV FFF VMAT

	Volumi (cc)	6MV FFF							
Doza e përshkruar	Plan 1: 55Gy / 5	Plan2: 60Gy / 8		Plan 3: 55Gy / 5					
PTV	129.4	97.6		29.5					
D95		55.0	55.0		60.0	60.0		55.0	55.0
D99		52.3	52.3		57.5	57.5		54.1	54.2
1cc maks.		72.2	69.9		72.6	71.7		62.5	62.1
V100%/VPTV		1.09	1.06		1.04	1.06		1.28	1.21
V50%/VPTV		3.33	3.36		4.00	4.15		6.91	7.02
Max > 2cm		36.31	34.31		39.86	37.88		64.7	64
OAR									
D0.01 palca kurrizore	62.7	20.3	19.5	79.3	7.8	5.4	74.3	9	9.7
D0.1 Ezofagu	22.5	14.05	12.6	48.7	11.1	9	31.2	7	4.2
Zemra 0.1	465.9	24.3	23.5	956.0	44.2	45	625.9	6.8	3.6
D0.1	31.7	28.6	26.2	37.4	14.6	14.6	61.6	9.4	11
Trakea/Bronke									
V20 Pulmon - GTV (nxjerja frymës)	4179.7	10.93	10.81	5957.9	6.31	6.9	5976.7	7.16	6.59

Tabela 4-9 MU, segmentet dhe koha e shpërndarjes për secilin plan jepen në tabelën e mëposhtme.

	Plan 1			Plan 2			Plan 3			Mesatarja ($\pm$ SD)	
	3DCRT	6MV	FFF	3DCRT	6MV	FFF	3DCRT	6MV	FFF	6VM	FFF
MU	1680.1	2743	3760	1086.5	2449	2916.4	2316.4	3602.7	4465.6	2931.6 (599.5)	3714.0 (775.6)
Segmen te	7	7 2	8 5 8		9 1	9 1	7	8 5	9 8	8 2 . 7 (9.7)	9 1 . 3 (6.5)
Koha		288.1	376.3		251.2	296.4		428.8	499.6	3 22.7 (93.7)	3 90.8 (102.4)

4.8 SBRT/SABR

Radioterapia e stereotaktike e trupit është e lidhur ngushtë me udhëzimin e imazhit, pa të cilën nuk do të ishte e mundur që të jepeshin doza të larta të rrezatimit me saktësinë e nevojshme. SBRT u zhvillua për herë të parë në Institutin Karolinska në vitet 1990, në të njëjtat linja si radiokirurgjia infra kraniale. Disa tufa rrezesh drejtohen drejt volumit të caktuar për të ofruar një dozë të lartë rrezatimi, duke kursyer organet kritike përreth, zakonisht zemrën, palcën kurrizore, ezofagun dhe vetë mushkëritë. Kohët e fundit SBRT është riemëruar në SABR (radioterapi stereotaktike ablative) për të standardizuar emërtimin e përdorur në të gjithë vendet. Teknika SABR përdoret më shpesh në trajtimin e kancerit të mushkërive, ku raste me rang të lartë të kontrollit lokal prej > 95% janë parë për fazën periferike në kancerin pulmonar të qelizave jo te vogla (NSCLC) (Timmerman et al 2003). Një sërë teknikash planifikimi mund të përdoren

për trajtimet SABR duke përfshirë 3DCRT, IMRT dhe VMAT. Për shkak të madhësisë së fushës së vogël dhe relativisht modulimit të ulët të përfshirë në këto plane është e dëshirueshme të përdoret VMAT për shkak se kjo teknikë duhet të jetë në gjendje të ofrojë rrezatimin në periudhë më të shkurtër kohore. Në fakt, për shkak të dozës së lartë për fraksion përdorimi i FFF duhet të reduktojë ndjeshëm kohën e trajtimit kur përdoret fuqi e lartë doze.

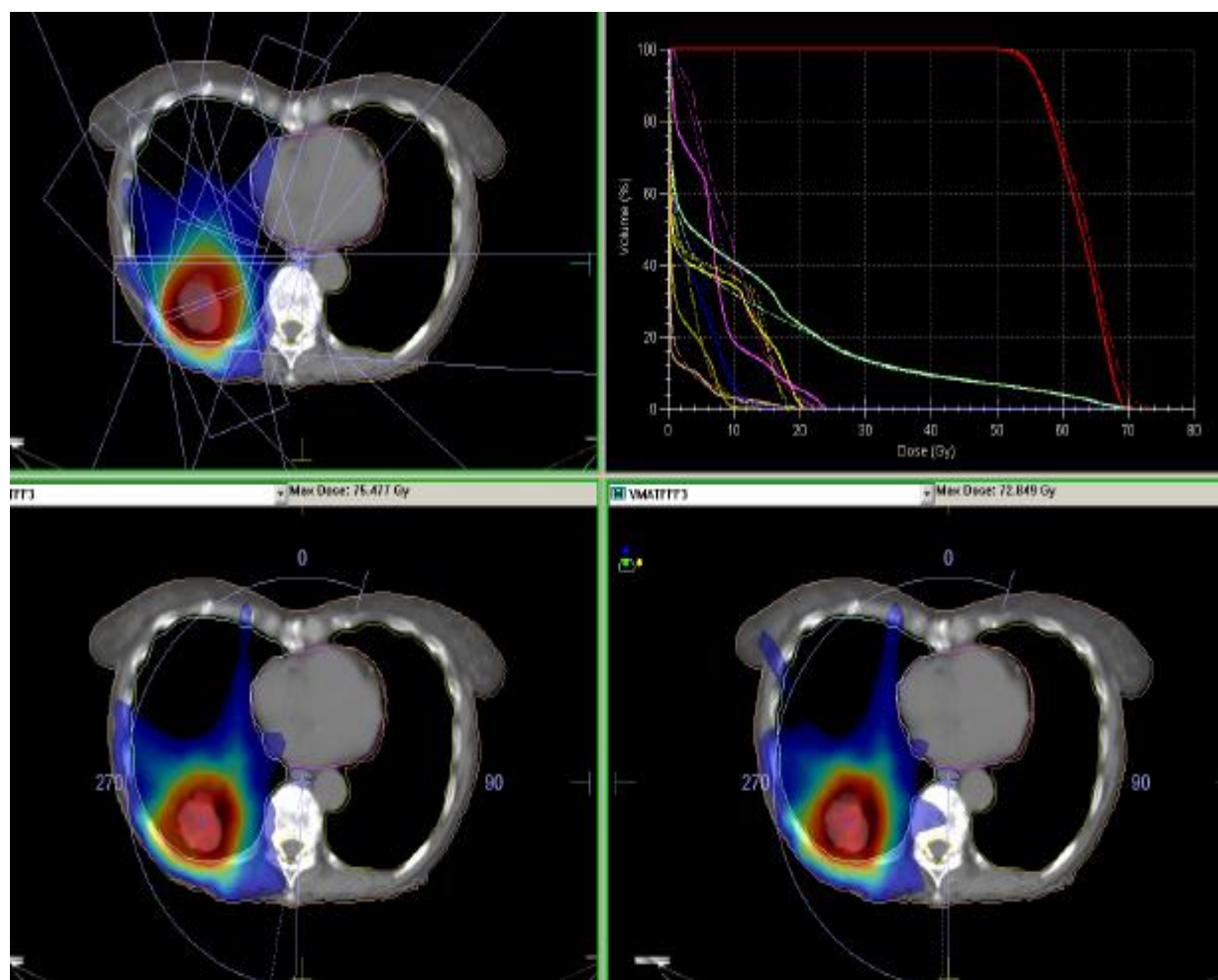


Figure 4-15 Plan stereotaktik për rast pulmoni, me 7 fusha për planin 3DCRT (lart majtas), dhe një hark i vetëm VMAT (poshtë majtas) për 6MV dhe 6FFF (poshtë djathtas).

Një studim i shkurtër u ndërmor për të siguruar cilësinë e planeve me fusha 6MV FFF me teknikën VMAT, krahasuar me planet me teknikën standarde (3DCRT) dhe VMAT me 6MV. Tre pacientë të trajtuar sipas protokollit të SABR u planifikuan me secilën metodë dhe u regjistruan dozat për volumet e interesit dhe OAR sipas protokollit standard.

Vihet re një rritje e konsiderueshme në numrin e MU që kërkohet për të dhënë planet FFF nëpërmjet VMAT krahasuar me rrezet standarde. Dhënia e VMAT në përsheptuesit Varian TrueBeam realizohet duke vendosur izoqendrën në qendër të trupit dhe jo në qendër të PTV. Kjo i lejon pacientit të vendoset në mes të shtratit duke lejuar rrotullimin e aparatit pa hasur pengesa gjatë marrjes së imazheve në kohë reale, që ndihmojnë në verifikimin e pozicionimit të tumorit. Tumori është atëherë në një distancë e konsiderueshme jashtë boshtit, duke kërkuar më shumë MU për tufat FFF.



Figure 4-16. Plane VMAT me tufa me energji 6MV dhe 6MV FFF me 3 harqe për të shmangur krahun e djathë.

4.9 Diskutime dhe konkluzione.

Trajtimi pa filtrin rrafshues ofron shumë përfitime të mundshme si në aspektin e planifikimit të

tij, ashtu edhe gjatë operimit të përsheptuesit linear. Përfitimi më i dukshëm i tufave pa filtër duket të jetë ai i tufave të vogla, ku profili i tufës nuk ndryshon shumë nga ai i tufës me filtër, ashtu si edhe në teknikat me modulim të tufës me anë të MLC, të cilat alternojnë intensitetin e profilit sipas nevojave. Tani që aparaturat pa filtër janë klinikisht në dispozicion, këto teknika FFF duhet të përdoren më shumë për të siguruar trajtim më të shpejtë, shpërndarje më të saktë për dozat në gjithë trupin. Mundësia e përdorimit të tufave FFF në planifikim të përgjithshëm vetëm sa e forcon rastin.

Literatura që mbulon përdorimet e tufave FFF përta i përket trajtimeve konformale 3DCRT është aktualisht shumë e kufizuar. Larg nga të qenit të papërdorshme, forma me kulm e profilit të këtyre tufave mund të jetë shumë e dobishme. Ky përforsim në aksin qendror është pikërisht ajo që është e nevojshme në shumë rrethana të trajtimit. Natyrisht, ashtu si dhe pykat, jo në të gjitha situatat e planifikimit këto tufa mund të jenë të përshtatshme. Ashtu si me të gjitha planifikimet zgjedhja e këndit, e energjisë, pykës e.t.j. bëhet në bazë të nevojave individuale, sipas rastit specifik; ndaj duhet përdorur e njëjta logjikë edhe për përdorimin e tufave FFF në rastin e metodës konformale. Në këto raste duhet të aplikohet i njëjti arsyetim.

Teknikat FFF VMAT tani janë studiuar për një shumëllojshmëri zonash anatomike dhe është vënë re një cilësi ekuivalente me tufat standarde.

Fitimi më i madh në drejtim të ofrimit të tufave FFF vjen nga rritja e fuqisë së dozës që lidhet me reduktimin e kohës së trajtimit.

Lëvizjet e brendshme të tumorit brenda një seance janë akoma të pazgjidhura, edhe pse mund të përdoren imazhe ditore që na udhëzojnë vendodhjen e tij dhe indet përreth, ndaj reduktimi i kohës së trajtimit është një benifit shumë i madh përta i përket cilësisë së trajtimit, dhe komoditetit të pacientit. Gjithashtu nga ana tjetër na lejon të kemi përdorim më efektiv të

aparatit duke shtuar numrin e pacientëve. Potenciali i FFF për të reduktuar shpërhapjen dhe rrezatimin rrjedhës është gjithashtu me rëndësi.

Është interesante të theksohet se edhe pse sistemet e planifikimit të trajtimit nuk janë ende të optimizuara plotësisht për tufat pa filtër planar FFF, cilësia e planeve ndërmjet këtyre teknikave ruhet. Ndryshimi në numrin e MU të nevojshme për ofrimin e VMAT për FFF mund të jetë tregues i këtij fakti. Shpresojmë se me modifikime të mëtejshme të TPS, të bëhet e mundur rritja e shpejtësisë së llogaritjes, dhe rritja e mëtejshme e cilësisë së planit.

KAPITULLI 5

PËRMBLEDHJE

Heqja e filtrit rrafshues nga fusha e rrezeve prodhon ndryshime të thella në funksionimin dhe karakteristikat dozimetrike të tufave të rrezeve që përdoren në radioterapi. Pa praninë e filtrit, kontaminimi elektronik nga kolimatori primar jo vetëm lejon që të arrijë dhomat e jonizimit por, gjithashtu ka një efekt negativ në kontrollin e servove për shkak se drejtimi i këtyre elektroneve, është disi i rastësishëm. Duke montuar një pllakë inoksi prej 2mm, reduktohet kontaminimi elektronik dhe elektronet e prodhuara në pllakë kanë një komponent të fortë drejtues, i cili lejon servot drejtuese të rrezeve të veprojnë si duhet.

Përforcimi i rrezeve që mundësohet nga filtri rrafshues humbet me heqjen e tij, por gjithashtu humbet ndryshimi i fortë i spektrit energjetik me distancën nga aksi. Për të ruajtur cilësinë e njëjtë të rrezeve mund të rritet energjia e saj.

Duke hequr efektin e thithjes diferenciale të filtrit rrafshues tufa bëhet shumë më e thjeshtë për të modeluar, dhe sistemet komerciale të planit të trajtimit duken të aftë për modelimin e këtyre trarëve me të njëjtën saktësi si ajo e vrojtuar për tufat konvencionale.

Dobia kryesore për heqjen e filtrit vjen nga reduktimi i rrezatimit të shpërndarë nga koka e trajtimit. Parametrat të tilla si shpërhapja në kokën e trajtimit, faktorët e fushës, dhe doza sipërfaqësore, tregojnë shumë më pak ndryshime me madhësinë e fushës. Gjithashtu rrezatimi rrjedhës që arin pacientin ulet ndjeshëm për tufat FFF.

Futja e IMRT në përdorim rutinë ka ngritur pyetje lidhur me rrezatimin shtesë jashtë fushës të marrë nga pacientët. Duke prezantuar tufat FFF këto doza reduktohen nga një faktor i ngjashëm, duke i kthyer këto doza në nivelet e shikuara për trajtimet konformale.

Zgjerimi i shpejtë i përdorimit të IMRT si teknikë e zgjedhjes për shumë zona trajtimi heq arsyet e përdorimit të filtrit. Më parë, një fushë rrezatimi pa filtër ishte një parakusht për planifikimin e trajtimit për shkak se radioterapia bazohej në shpërndarjen e rrezatimit në struktura në formë "kutie" brenda trupit. Me përmirësime në përdorimin e gjerë të teknikave të imazhit si CT, MRI është e mundur identifikimi i saktë dhe vizatimi i indeve. Shpërndarja e rrezatimit është e skalitur për tu përputhur me formën e tumorit, duke shmangur indet normale përreth sa më shumë që të jetë e mundur. Ky prodhim aktiv i tufave "jo-të rrafshëta" kundërshton përdorimin e një filtri të rrafshët - pse të rrafshohen tufat vetëm për të hyrë në trupin e njeriut ndërkohë që më pas duam në mënyrë aktive ti modulojmë?

Megjithëse sistemet moderne të planit të trajtimit nuk ishin të dizenuara në mënyrë specifike për tu përballur me tufat e rrezeve FFF, duket se ato gjithashtu janë të afta të modelojnë saktësisht këto tufa. Kjo si rezultat i fleksibilitetit të pandarë të këtyre sistemeve për të modeluar tufa trajtimi nga përshpejtues linearë të prodhuesve të ndryshëm dhe energjive të ndryshme.

Optimizimi i fluksit së këtyre tufave për IMRT mbetet i njëjtë, me kusht që profili i rrezeve të merret parasysh. TPS komerciale kanë demonstruar ekuivalencë në plane të prodhuara për tufat konvencionale dhe për tufat FFF për një sërë zonash anatomike.

Gjithashtu verifikimi i këtyre planeve nuk ka treguar shqetësime të veçanta për tufat FFF.

Fushëveprimi për punën e ardhshme

Edhe pse linja e tufave pa filter planar FFF tani është lëshuar komercialisht për përdorim mjekësor ka ende hapësirë për për hulumtime të vazhdueshme.

Ka ende paqartësi përse i përket specifikimit të parametrave të rrezeve dhe testeve të kontrollit të cilësisë, të nevojshme për tufat FFF. Parametrat e tilla si homogjeniteti dhe

penumbra marrin një tjetër kuptim për këto tufa edhe pse janë bërë disa përpjekje për të standardizuar këto specifika (Ponisch et al 2006, Fogliata et al 2012). Shumë prej këtyre testeve mbështeten në referencat për tufat e rrezeve të sheshta, por padyshim mbështeten në disponimin e të njëjtës energji në përshpejtues për të dy modalitetet, me dhe pa filtër. Teknikat IMRT dhe VMAT vazhdojnë të rriten në popullaritet dhe duke qenë se filtri nuk është i nevojshëm për trajtimet e moduluara, është e mundshme që përdorimi i tufave me filtër të gjejë gjithmonë e më pak përdorim.

Parashikohet se linja e tufave pa filtër rrafshues mundet të bëhet standard në përdorim në radioterapi, ndaj specifikimet e tufave dhe testet e sigurisë së kontrollit QA, duhet të projektohen në mënyrë të tillë për të mos u mbështetur në ekuivalentin e tyre të tufave me filtër.

Ekziston edhe çështja e performancës afatgjatë nën operacionin FFF. Në teori rrezet FFF janë më të qëndrueshme, kështu që kjo duhet të rezultojë në rritjen e besueshmërisë përsa i përket drejtimit të tufave. Çdo përmirësim do të duhet të vijë nga monitorimi afatgjatë i testeve të QC. Duke vepruar në modalitetin FFF, ka gjithashtu një reduktim në kosto përsa i përket mirëmbajtjes së komponentëve të përshpejtuesit, duke qenë se reduktohet koha e trajtimit. Në teori, kjo duhet të përkthehet në më shumë besueshmëri dhe rritje të jetëgjatësisë së komponentëve. Kjo mbetet për t'u parë.

Bibliografi

- Abdel-Rahman W, Seutjens JP, Verhaegen F et al, "Validation of Monte Carlo calculated surface doses for megavoltage photon beams," *Med. Phys.* 32(1): 286-298, (2005).
- Almberg S, Frengen J, Lindmo T "Monte Carlo study of in-field and out-of-field dose distributions from a linear accelerator operating with and without a flattening-filter" *Med. Phys.* 39(8): 5194-5203, (2012).
- Alongi F, Fogliata A, Clerici B et al, "Volumetric modulated arc therapy with flattening filter free beams for isolated abdominal/pelvic lymph nodes: report of dosimetric and early clinical results in oligometastatic patients," *Radiat. Oncol.* 7(1), 204 (2012).
- Anand P, Kunnumakara AB, Sundaram C et al. "Cancer is a preventable disease that requires major lifestyle changes". *Pharm. Res.* 25 (9): 2097–2116, (2008).
- Barton MB, Gebiski V, Manderson C, Langlands AO. "Radiation Therapy: are we getting value for money?" *Clin Oncol* 7: 287-292, (1995).
- Bassal M, Mertens AC, Taylor L et al, "Risk of selected subsequent carcinomas in survivors of childhood cancer: a report from the Childhood Cancer Survivor Study" *J Clin Oncol* 24: 476–483, (2006).
- Bedford J, Lee YK, Wai P, "Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification," *Phys. Med. Biol.* 54(9): N167-176, (2009).
- Bortfeld T, "Optimized planning using physical objectives and constraints" *Semin. Radiat. Oncol.* 9: 20-34, (1999).
- Bortfeld T, Schlegel W "Optimization of beam orientations in radiation therapy: some theoretical considerations" *Phys. Med. Biol.* **38**: 291-304, (1993).
- Bortfeld T, Schmidt-Ulrich R, De Neve W, Wazer DE, "Image-Guided IMRT," Springer-Verlag, Germany, (2006).
- Bostwick DG, Eble JN *Urological Surgical Pathology*. St. Louis: Mosby. p. 468. ISBN 0-323-01970-6, (2007).
- Brahme A, Kraepelien T, Svensson H, "Electron and photon beams from a 50 MEV racetrack microtron," *Acta. Radiol. Oncol.* **19**(4): 305-319, (1980).
- Brahme A, Roos JE, Lax I "Solution of an integral equation in rotation therapy" *Phys Med Biol* **27**: 1221-1229, (1982).
- Bruggmoser G, Saum R, Schmachtenberg A, Schmid F, Schüle E. "Determination of the recombination correction factor k_S for some specific plane-parallel and cylindrical ionization chambers in pulsed photon and electron beams" *Phys. Med. Biol.* **52**(2): N35-50, (2007).

- BS EN 60976:2001, Medical electrical equipment – Medical electron accelerators Functional performance characteristics, (2001).
- Carl J, Vestergaard A. “Skin damage probabilities using fixation materials in high-energy photon beams” *Radiother. Oncol.* **55**: 191-198, (2000).
- CMS Monaco Beam Data Requirements Doc: 9415-953-01B, (2003).
- CMS XiO Beam Data Collection List Doc: 9000-959-24H, (2003).
- Das S, Cullip T, Tracton G *et al*, “Beam orientation selection for intensity-modulated radiation therapy based on target equivalent uniform dose maximization” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **55**: 215-224, (2003).
- Derikum K, Roos M, “Measurement of saturation correction factors of thimble-type ionization chambers in pulsed photon beams” *Phys. Med. Biol.* **38**(6): 755–763, (1993).
- Diallo ID, Haddy N, Adiadi E *et al*, “Frequency distribution of second solid cancer locations in relation to the irradiated volume among 115 patients treated for childhood cancer” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **74**: 876-83, (2009).
- Dzierma Y, Licht N, Nuesken F *et al* “Beam properties and stability of a flattening-filter free 7 MV beam-An overview” *Med. Phys.* **39**(5): 2595-2602, (2012).
- Elekta customer acceptance tests, Doc 4513 370 2065 04, (2005).
- Ezzel G, Galvin J, Low D *et al* “Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the subcommittee of the AAPM radiation therapy committee” *Med. Phys.* **30**(8): 2089-2115, (2003).
- Ezzel G, Eisbrauch A, Yu C *et al*, “Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology and the American Association of Physicists in Medicine,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **58**(8): 1616-1634, (2004).
- Fippel M “Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm” *Med. Phys.* **26**: 867-878, (1999).
- Fogliata A, Garcia R, Knoos T *et al* “Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy” *Med. Phys.* **39** (10): 6455-6464, (2012).
- Followill D, Geis P and Boyer A, “Estimates of whole-body dose equivalent produced by beam intensity modulated conformal therapy” *Int J Radiat Oncol Biol Phys* **38**: 667– 672, (1997).

- Fontenla DP, Napoli JJ, Hunt M *et al*, "Effects of beam modifiers and immobilization devices on the dose in the build-up region," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **30**(1): 211-219, (1994).
- Fraumeni JF; Schottenfeld D, Marshall JM. *Cancer epidemiology and prevention*. Oxford [Oxfordshire]: Oxford University Press. pp. 977. ISBN 0-19-514961-0. (2006).
- Fu W, Dai J, Hu Y, Han D, Song Y, "Delivery time comparison for intensity-modulated radiation therapy with/without flattening filter: a planning study" *Phys. Med. Biol.* **49**(8): 1535-47, (2004).
- Georg D, Kragl G, Wetterstedt S *et al*, "Photon beam quality variations of a flattening filter free linear accelerator" *Med Phys* **37**(1): 49-53, (2009).
- Georg D, Knoos T, McClean B, "Current status and future perspective of flattening filter free photon beams," *Med. Phys.* **38**(3): 1280-1293, (2011).
- Gerbi BJ, Khan FM. "The polarity effect for commercially available plane-parallel ionization chambers," *Med. Phys.* **14**(2): 210-215, (1987).
- Gerbi BJ, Khan FM. "Measurement of dose in the build-up region using fixed-separation plane-parallel ionization chambers" *Med. Phys.* **17**(1): 17-26, (1990).
- Gerig LH, Niedbala M, Nyiri BJ, "Dose perturbations by two carbon fiber treatment couches and the ability of a commercial treatment planning system to predict these effects," *Med. Phys.* **37**(1): 322-328, (2009).
- Hall EJ, Wu C, "Radiation-induced second cancers: The impact of 3D-CRT and IMRT" *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **56**: 83-88, (2003).
- Hall EJ. "Intensity-modulated radiation therapy, protons, and the risk of second cancers" *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **65**: 1-7, (2006).
- Hall J, Froster-Iskenius UG, Allanson JE. *Handbook of normal physical measurements*. Oxford University Press; (1995).
- Hounsell AR, Wilkinson JM. "Head scatter modelling for irregular field shaping and beam intensity modulation" *Phys. Med. Biol.* **42**(9): 1737-49, (1997).
- Hounsell AR, Wilkinson JM. "Electron contamination and build-up doses in conformal radiotherapy fields" *Phys. Med. Biol.* **44**(1): 43-55, (1999).
- Hrbacek J, Lang S, Klöck S "Commissioning of photon beams from a filter-free linear accelerator and the accuracy of beam modelling using an anisotropic analytical algorithm", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **80**(4): 1228-1237, (2011).
- IAEA TEÇDOC 734, "Radiation dose in radiotherapy from prescription to delivery (1994)

- IAEA TECDOC 1540 “Specification and acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems”. International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, (2007).
- IAEA Technical Report Series No. 430. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, (2004).
- Institute of Physics and Engineering in Medicine. Guidelines for the clinical implementation of IMRT. Report 96. York, IPEM, (2008).
- International Commission on Radiation Units and Measurements: *ICRU report 50: prescribing, recording, and reporting photon beam therapy*. Bethesda, MD, (1993).
- International Commission on Radiation Units and Measurements: *ICRU report 62: prescribing, recording, and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50)*. Bethesda, MD (1999).
- International Commission on Radiation Units and Measurements: *ICRU report 83: prescribing, recording, and reporting photon beam intensity-modulated therapy (IMRT)*. *Journal of the ICRU* **10**:1, (2010).
- International Commission on Radiological Protection. Recommendations. Annals of the ICRP Publication 60. Oxford, England: Pergamon Press, (1990).
- Jiang SB, Boyer AI, Ma C. “Modelling the extra focal radiation and monitor chamber backscatter for photon beam dose calculation” *Med. Phys.* **18**: 55-66, (2001).
- Jordan TJ. “Central axis depth dose data for use in radiotherapy” *Br. J. Radiol.* (Suppl. 25): 72, (1996).
- Karan T, Moiseenko V, Gill B *et al* “Radiobiological effects of altering dose rate in filterfree photon beams” *Phys. Med. Biol.* **58**: 1075-1082, (2013).
- Karlsson M, Nystrom H, Svensson H, “Photon beam characteristics on the MM50 racetrack microtron and a new approach for beam quality determination,” *Med. Phys.* **20**(1): 143-149, (1993).
- Karwakow J and Fippel M “Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo calculation using XVMC” *Phys. Med. Biol.* **45**: 2163-2183, (2000).
- Karzmark CJ, Nunan CS, Tanabe E, *Medical Electron Accelerators* (McGraw-Hill Health Professions Division) p127. (1993).
- Kim S, Liu CR, Zhu TC and Palta JR, “Photon beam skin analyses for different clinical setups,” *Med. Phys.* **25**(6): 860-866, (1998).
- Kim T, Zhu L, Suh TS *et al*, “Inverse planning for IMRT with nonuniform beam profiles using total-variation regularization (TVR),” *Med. Phys.* **38**(1): 57–66 (2010).

- Klein EE, Esthappan J, Li Z. "Surface and buildup dose characteristics for 6, 10, and 18 MV photons from an Elekta Precise linear accelerator" *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **4**(1), (2003).
- Klein EE, Maserang B, Wood R, Mansur D. "Peripheral doses from pediatric IMRT" *Med. Phys.* **33**(7): 2525-31, (2006).
- Knöös T, McClean B, "Dose calculations for external photon and electron beam therapy", 9th Biennial ESTRO meeting. Barcelona, Spain, (2007).
- Kragl G, Albrich D, Georg D, "Radiation therapy with unflattened photon beams: Dosimetric accuracy of advanced dose calculation algorithms" *Radiother. Oncol.* **100** 417-423, (2011a).
- Kragl G, Baier F, Lutz S *et al*, "Flattening filter free beams in SBRT and IMRT: Dosimetric assessment of peripheral doses," *Z. Med. Phys.* **21**(2): 91-101, (2011b).
- Kragl G, Wetterstedt S, Knäusl B, *et al*, "Dosimetric characteristics of 6 and 10MV unflattened photon beams" *Radiother. Oncol.* **93**: 141–146, (2009).
- Kretschmer M, Sabatino M, Blehschmidt A *et al*, "The impact of flattening-filter-free beam technology on 3D conformal RT," *Radiother. Oncol.* **8**(1), 133 (2013)
- Kry SF, Salehpour M, Followill D *et al*, "The calculated risk of fatal secondary malignancies from intensity-modulated radiation therapy" *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **62**: 1195-1203, (2005).
- Kry SF, Price M, Followill D *et al*, "The use of LiF (TLD-100) as an out-of-field dosimeter" *J Appl Clin Med. Phys.* **8**(4): 169-175, (2007).
- Kry SF, Howell RM, Polf J *et al*, "Treatment vault shielding for a flattening filter-free medical linear accelerator" *Phys. Med. Biol.* **54**: 1265-1273, (2009).
- Kry SF, Vassiliev ON, Mohan R, "Out-of-field photon dose following removal of the flattening filter from a medical accelerator" *Phys. Med. Biol.* **55**: 2155-66, (2010).
- Lam KL, Muthuswamy MS, Tan Haken RK. "Flattening filter based empirical methods to parameterise the head scatter factor" *Med. Phys.* **23**: 343-52, (1996).
- Lamb A, Blake S "Investigation and modelling of the surface dose from linear accelerator produced 6 and 10MV photon beams", *Phys. Med. Biol.* **43**: 1133-1146, (1997).
- Lang SL, Hrbacek J, Leong A, Klock S, "Ion-recombination correction for different ionization chambers in high dose rate flattening-filter-free photon beams" *Phys. Med. Biol.* **57**: 2819-2827, (2012).

- Lang SL, Reggiori G, Vaque JP *et al*, "Pretreatment quality assurance of flattening filter free beams on 224 patients for intensity modulated plans: A multicentre study" *Med. Phys.* **39**(3): 1351-1356, (2012).
- Lillicrap SC, Morgan HM, Shakeshaft JT, "X-ray leakage during radiotherapy" *Br. J Radiol.* **73**: 793-794, (2000).
- Lind M, Knöös T, Ceberg C, Wieslander E, McClean B, and Georg D, "Photon beam characteristics at the Monitor chamber level in a flattening filter free linac: A Monte Carlo study," *Radiother. Oncol.* **92**: S57, (2009).
- Liu HH *et al* "A dual source photon beam model used in convolution/superposition dose calculations for clinical megavoltage x-ray beams" *Med. Phys.* **24**(12): 1960-1974,(1997).
- Lopez Medina A, Teijeiro A, Garcia J *et al*, "Characterization of electron contamination in megavoltage photon beams," *Med. Phys.* **32**(5): 1281-1292, (2005).
- Mansur DB, Klein EE, Maserang BP. "Measured peripheral dose in pediatric radiation therapy: A comparison of intensity-modulated and conformal techniques" *Radiother. Oncol.* **82**: 179-184, (2007).
- Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC, "Handbook of radiotherapy physics: theory and practice," Taylor & Francis, (2010).
- McCormack S, Diffey J, Morgen A, "The effect of gantry angle on megavoltage photon beam attenuation by a carbon fiber couch insert," *Med. Phys.* **32**(2): 483-487,(2005).
- McEwen MR, Kawrakow I, Ross CK, "The effective point of measurement of ionization chambers and the build-up anomaly in MV x-ray beams," *Med. Phys.* **35**(3): 950-958,(2008).
- Mellenberg DE. "Dose behind various immobilization and beam modifying devices" *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **32**(4): 1193-1197, (1995).
- Mesbahi, A. "Dosimetric characteristics of unflattened 6MV photon beams of a clinical linear accelerator: A Monte Carlo study" *App. Radn and Iso.* **65**: 1029-1036, (2007).
- Meydanci TP, Kemikler G," Effect of a carbon fiber tabletop on the surface dose and attenuation for high-energy photon beams," *Radiat. Med.* **26**(9): 539-544, (2008).
- Mijnheer B, Bridier A, Garibaldi C *et al*, "Monitor unit calculation for high energy photon beams – practical examples," ESTRO Booklet 6, Brussels (2001).
- Mohan R, Chui C, Lidofsky L. "Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators" *Med. Phys.* **12**(5): 592-597, (1985).

- Morgan G, Ward R, Barton M, "The contribution of cytotoxic chemotherapy to 5-year survival in adult malignancies," *Clin. Onc.* **16**(8): 549-560, (2004).
- Mundt AJ and Roeske JC, "Intensity modulated radiation therapy: a clinical perspective," BC-Decker, Ontario, (2005).
- NCRP Report No. 115, Risk Estimates for Radiation Protection. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP, Bethesda, Maryland) 1993.
- Nicolini G, Ghosh-Laskar S, Shrivastava SK et al, "Volumetric Modulation Arc Radiotherapy With Flattening Filter-Free Beams Compared With Static Gantry IMRT and 3D Conformal Radiotherapy for Advanced Esophageal Cancer: A Feasibility Study," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **84**(2): 553-560, (2012).
- Nilsson B and Brahme A, "Electron contamination from photon beam collimators," *Radiother. Oncol.* **5**(3): 235-244, (1986).
- Nilsson B, Montelius A. "Fluence perturbation in photon beams under nonequilibrium conditions", *Med. Phys.* **13**(2): 191-5, (1986).
- Nordic Association of Medical Physics. Electron beams with mean energies at the phantom surface below 15 MeV. Supplement to the recommendations by the Nordic Association of Clinical Physics (NACP) 1980. *Acta Radiol. Oncol.* **20**(6): 401-415, (1981).
- O'Brien PF, Gillies BA, Schwartz M, Young C, and Davey P, "Radiosurgery with unflattened 6-MV photon beams." *Med. Phys.* **18**: 519-521, (1991).
- Palta J, Liu C, Li J "Quality assurance of intensity-modulated radiation therapy" *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **71**, S108-S112, (2008).
- Parsai EI, Shvydka D, Pearson D *et al*, "Surface and build-up region dose analysis for clinical radiotherapy photon beams," *Appl. Radiat. Isot.* **66**: 1438-1442 (2008).
- Petti PL, Goodman MS, Gabriel TA and Mohan R, "Investigation of buildup dose from electron contamination of clinical photon beams" *Med. Phys.* **10**: 18-24, (1983).
- Podgorsak EB, Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students. IAEA (2005).
- Ponisch F, Titt U, Vassiliev ON, Kry SF, Mohan R. "Properties of unflattened photon beams shaped by a multileaf collimator" *Med. Phys.* **33**(6): 1738-46, (2006).
- Pugachev A, Li JG, Boyer AL *et al* "Role of beam orientation optimization in intensitymodulated radiation therapy", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **50**: 551-560, (2001).

- Purdy *et al*, IMRT Collaborative Working Group, "Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **51**(4): 880-914, (2001). Quinn M J, Babb P, Brock A, Kirby L and Jones J, *Cancer trends in England and Wales 1950–1999*. Studies in Medical and Population Subjects Series No.66, TSO: London, (2001).
- Ramsey CR, Seibert R, Mahan SL *et al*, "Out-of-field dosimetry measurements for a helical tomotherapy system", *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **7**(3): 1–11, (2006)
- Rao BM, Prasad SG, Parthasaradhi K *et al*, "Investigations on the near surface dose for three 10-MV x-ray beam accelerators with emphasis on the reduction of electron contamination," *Med. Phys.* **15**(2): 246-249, (1988).
- Rasband W, ImageJ 1.36b, National Institutes of Health, USA, <http://rsb.info.nih.gov/ij>. Rawlinson JA, Arlen D, Newcombe D. "Design of parallel plate ion chambers for buildup measurements in megavoltage photon beams". *Med. Phys.* **19**(3): 641-8 (1992).
- Rogers DWO *et al*, "BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units" *Med. Phys.* **22**: 503-24, (1995).
- Ruben JD, Davis S, Evans C *et al*, The Effect Of Intensity-Modulated Radiotherapy On Radiation-Induced Second Malignancies *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **70**(5):1530-1536, (2008).
- Satherberg A, Karlsson M, Karlsson M. "Theoretical and experimental determination of phantom scatter factors for photon fields with different radial energy variation". *Phys. Med. Biol.* **41**(12): 2687-94, (1996).
- Scharf WH and Siebers JV, "Biomedical particle accelerators," New York, American Institute of Physics, (1994).
- Scorsetti M, Alongi F, Castiglioni S *et al*, "Feasibility and early clinical assessment of flattening filter free (FFF) based stereotactic body radiotherapy (SBRT) treatments," *Radiat Oncol.* **6**: 113, (2011).
- Sharpe MB, Miller MB, Yan D, and Wong JW. "Monitor unit settings for intensity modulated beams delivered using a step-and-shoot approach," *Med. Phys.* **27**: 2719–2725, (2000).
- Sheikh-Bagheri and D.W.O. Rogers, "Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code", *Med. Phys.* **29**(3): 391-402, (2002).
- Shore RE, "Issues and epidemiological evidence regarding radiation-induced thyroid cancer," *Radiat. Res.* **131**: 98–111, (1992).
- Sikora M and Alber M "A virtual source model of electron contamination of a therapeutic photon beam" *Phys. Med. Biol.* **54**(24): 7329-7344, (2009).

- Sikora M, Dohm O and Alber M “A virtual source model of an Elekta linear accelerator with integrated mini MLC for Monte Carlo based IMRT dose calculation” *Phys. Med. Biol.* **52**: 4459-4463, (2007).
- Sikora M, “Virtual source modelling of photon beams for Monte Carlo based radiation therapy treatment planning,” Ph.D. dissertation, University of Bergen, Norway, (2011).
- Smith DW, Christophides D, Dean C *et al*, “Dosimetric characterisation of the iBEAM evo carbon fiber couch for radiotherapy,” *Med. Phys.* **37**(7): 3595-3606, (2010).
- Stathekis S, Esquivel C, Gutierrez A *et al*, “Treatment planning and delivery of IMRT using 6 and 18MV photon beams without a flattening filter”, *Appl. Radiat. Isot.* **67**(9): 1629-37, (2009).
- Stein J, Mohan R, Wang XH, “Number and orientation of beams in intensity-modulated radiation treatments,” *Med. Phys.* **24**(2): 149-160, (1997).
- Stevens S, Rosser KE, Bedford JI, “A 4 MV flattening filter-free beam: commissioning and application to conformal therapy and volumetric modulated arc therapy” *Phys. Med. Biol.* **56**: 3809-3824, (2011).
- Stovall M, Donaldson SS, Weathers BS *et al*, “Genetic effects of radiotherapy for childhood cancer: gonadal dose reconstruction,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **60**(2): 542-552, 2004).
- Svensson H, 1st international symposium on quality assurance in radiation therapy, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **10**: 59-65, Suppl 1, (1984).
- The British Institute of Radiology. Geometric uncertainties in radiotherapy: Defining the planning target volume. London. BIR, (2003).
- The Royal College of Radiologists, Society and College of Radiographers, Institute of Physics and Engineering in Medicine. On Target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy. London. RCR, (2008).
- Timmerman R, Papiez L, McGarry R *et al*, “Extracranial stereotactic radioablation: Results of a phase I study in medically inoperable stage I non small cell lung cancer,” *Chest* **124**: 1946-1955, (2003).
- Titt U, Vassiliev O, Ponisch F, *et al* “A flattening filter free photon treatment concept evaluation with Monte Carlo” *Med. Phys.* **33**(6): 1595-1602 (2006).
- Titt U, Vassiliev ON, Ponisch F, Kry SF, Mohan R. “Monte Carlo study of backscatter in a flattening filter free clinical accelerator” *Med. Phys.* **33**(9): 3270-3, (2006).
- Tsechanski A, Krutman Y, Faermann S. “On the existence of low-energy photons (<150 keV) in the unflattened x-ray beam from an ordinary radiotherapeutic target in a medical linear accelerator” *Phys. Med. Biol.* **50**(23): 5629-39, (2005).

- Tyner E, McClean B, McCavana P, af Wetterstedt S, "Experimental investigation of the response of an a-Si EPID to an unflattened photon beam from an Elekta Precise linear accelerator", *Med. Phys.* **36**(4): 1318-1329, (2009).
- van der Giessen PH. "Calculation and measurement of the dose at points outside the primary beam for photon energies of 6, 10 and 23 MV" *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **30**: 1239-46 (1994).
- Van Esch A, Bohsung J, Sorvari p *et al*, "Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments," *Radiother. Oncol.* **65**(1): 53-70, (2002).
- Vassiliev ON, Titt U, Kry SF, Ponisch F "Monte Carlo study of photon fields from flattening filter-free clinical accelerator" *Med. Phys.* **33**(4): 820-7 (2006a)
- Vassiliev ON, Titt U, Ponisch F *et al* "Dosimetric properties of photon beams from atflattening filter free clinical accelerator" *Phys. Med. Biol.* **51**: 1907-17 (2006).
- Vassiliev ON, Kry SF, Kuban DA *et al* "Treatment planning study of prostate cancer intensity modulated radiotherapy with a Varian Clinac operated without a flattening filter". *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **68**(5): 1567-1571, (2007).
- Velkley DE, Manson DJ, Purdy JA, Oliver GD. "Build-up region of megavoltage photon radiation sources". *Med. Phys.* **2**: 14-24 (1975).
- Verellen D, Vanhavere F, "Risk assessment of radiation-induced malignancies based on whole-body dose equivalent estimates for IMRT in the head and neck region" *Radiother. Oncol.* **53**: 83-88, (1999).
- Wang Y, Khan MK, Ting JY *et al*, "Surface Dose Investigation of the Flattening Filter- Free Photon Beams" *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **83**(2): E281-E285 (2012).
- Webb S. "The physical basis of IMRT and inverse planning," *Br. J. Radiol.* **76**: 678-689, (2003).
- Weiss E, Hess CF, "The impact of gross tumour volume (GTV) and clinical target volume (CTV) definition on the total accuracy in radiotherapy," *Strahl. Onkol.* **179**(1): 21-30, (2003).
- Xu George X, Bednarz B, Paganetti H, "A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction" *Phys. Med. Biol.* **53**: R193-R241, (2008).
- Yu CX, "Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy," *Phys. Med. Biol.* **40**(9): 1435-1449, (1995).
- Zefkili S, Kappas C, Rosenwald JC. "On-axis and off-axis primary dose component in high energy photon beams" *Med. Phys.* **21**(6): 799-808, (1994).

Zelevsky MJ, Fuks Z, Hunt M, *et al*, “High dose radiation delivered by intensity modulated conformal radiotherapy improves the outcome of localized prostate cancer,” *J. Urol.* **166**: 876–881, (2001).

Zelevsky MJ, Fuks Z, Hunt M, *et al*, “High-dose intensity modulated radiation therapy for prostate cancer: Early toxicity and biochemical outcome in 772 patients,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **53**: 1111–1116, (2002).

Zhang GG, Ku L, Dilling TJ *et al*, “Volumetric modulated arc planning for lung stereotactic body radiotherapy using conventional and unflattened photon beams: a dosimetric comparison with 3D technique,” *Radiat. Oncol.* **6** (1): 152 (2011).

Zhu TC, Bjärngard BE, “The fraction of photons undergoing head scatter in X-ray beams,” *Phys. Med. Biol.* **40**: 1127-34, (1995).

Zhu TC, Bjärngard BE. “Head scatter off-axis for megavoltage x rays” *Med. Phys.* **30**(4): 533-43, (2003).

Zhu XR, Kang Y, Gillin MT,” Measurements of in-air output ratios for a linear accelerator with and without the flattening filter” *Med. Phys.* **33**(10): 3723-33, (2006).

Zhuang M, Zhang T, Chen Z *et al*, “Advanced nasopharyngeal carcinoma radiotherapy with volumetric modulated arcs and the potential role of flattening filter-free beams,” *Radiat. Oncol.* **8**(1): 120 (2013).

Zwahlen DR, Lang S, Hrbacek J *et al*, “The use of photon beams of a flattening filter-free linear accelerator for hypofractionated volumetric modulated arc therapy in localized prostate cancer,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **83**(5): 1655-60 (2012).

SHTOJCA I IMRT

Duke filluar në vitet 1980 dhe gjatë viteve 1990, mbështetja kryesore e planifikimit të trajtimit ishte radioterapia konformale 3D (3DCRT). Megjithatë, në varësi të madhësisë, formës dhe vendodhjes së një tumori, shpesh është vënë re se përdorimi i tufave me intensitet të njëtrajtshëm është jo i mjaftueshëm për trajtimin adekuat të tumorit, ndërkohë që kursehen indet përreth, veçanërisht nëse objektivi ka sipërfaqe konkave. Aftësia për të rregulluar intensitetin e rrezeve individuale brenda një fushe rrezatimi mund të përdoret për të arritur homogjenitet më të mirë të volumit të synuar, konformitet dhe / ose ruajtje më të mirë të indeve normale. Kjo nevojë për tufat me intensitet jo uniformë u përshkrua për herë të parë nga Brahme et al në 1982 dhe është baza e IMRT.

IMRT është një teknikë e shpërndarjes së rrezatimit, ku tufa të shumëfishta bien mbi volumnin e synuar në drejtime të ndryshme, në të cilat të paktën disa nga tufat e rrezeve janë me intensitet të moduluar në mënyrë që çdo rreze *me dashje* të sjellë një dozë jo uniforme në volumnin (figura A.1).

Qasja tradicionale në planifikimin e trajtimit është që planifikuesi të krijojë një plan bazuar në një proces ‘gabo dhe provo’ duke përdorur një rregullim të përshtatshëm të tufave. Qëllimi i trajtimit është që të maksimizohet doza tek objektivi duke minimizuar dozën në anominë rrethuese dhe strukturave kritike. Kjo arrihet duke ndryshuar manualisht parametrat e tufave të rrezeve si këndi i rrezeve, forma, peshimi etj.

Planifikimi invers e kthen këtë proces duke përcaktuar qëllimet klinike fillimisht, dhe duke përdorur një algoritëm optimizimi për të gjetur parametrat më të mirë të rrezeve në mënyrë që të përmbushen objektivat e vëna. 'Modulimi

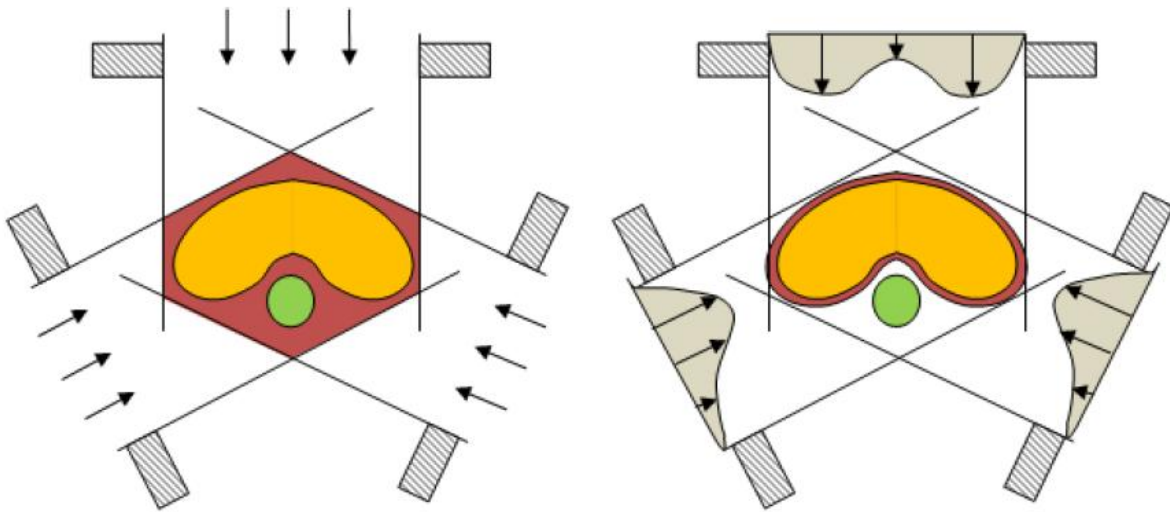


Figure A-1 Shpërndarja e dozave është më konformale me teknikën IMRT.

Planifikimi invers e kthen këtë proces duke përcaktuar qëllimet klinike fillimisht, dhe duke përdorur një algoritëm optimizimi për të gjetur parametrat më të mirë të rrezeve në mënyrë që të përmbushen objektivat e vëna. 'Modulimi i intensitetit' nënkupton që intensiteti i rrezatimit në një fushë të dhënë trajtimi ndryshon përgjatë fushës. Kjo arrihet duke ndarë çdo fushë në 'tufëza' individuale, ku një tufëz është zona që përfaqëson një hapje potenciale të MLC. (figura A.2). Në një dimension kjo përcaktohet nga gjerësia fizike e fletës së MLC (e përcaktuar me dizenjimi i MLC), dhe në anën tjetër nga madhësia e hapit të fletës (e cila mund të kontrollohet).

IMRT mund të përdoret për të reduktuar komplikimet e indeve normale më shumë duke i dhënë formë dozës së lartë sipas volumit të trajtuar dhe përmirësuar cilësinë e jetës, ose për të përshkallëzuar dozën në tumor, duke ruajtur NTCP por potencialisht duke rritur kontrollin e tumorit.

Optimizimi

Detyra e algoritmit të optimizimit është gjetja e kombinimit më të mirë të intensitetit të rrezeve për të përmbushur objektivat e dozës për tumorin ndërsa ruan limitet e vendosura për

dozën për organet në rrezik, zakonisht të vendosura si limite DVH . Prandaj të gjitha volumet, organet në rrezik dhe strukturat e ndjeshme duhet të vizatohen. Përshkrimi i dozës në IMRT përcakton limitet, prioritetet dhe qëllimet për algoritmin e optimizimit. Në terma të thjeshta, motori optimizues llogarit një funksion të kostos, një numër të vetëm i cili përshkruan ndryshimin midis planit të dëshiruar dhe planit aktual.

Pastaj, gjatë secilës përsëritje, intensiteti i çdo tufëze ndryshohet për ta minimizuar këtë vlerë derisa të arrihet një shpërndarje optimale e dozës. Ky proces ndalon ose kur arrihet të plotësohen objektivat e dozës, ose kur arrihet kriteri i konvergjencës dhe / ose një numër i caktuar i përsëritjesh.

Segmentimi

Në fund të procesit të optimizimit, TPS ka një hartë fluksi "ideal" që përfaqëson intensitete relative të secilës tufëz e cila nuk merr në konsideratë kufizimet e tufave reale, në përshpejtues. Zakonisht është i nevojshëm një hap i dytë ku kjo hartë "ideale" përkthehet në një seri segmentesh MLC duke përdorur një algoritëm të sekuencave të fletëve. Algoritmi i fletëve e përafron hartën e fluksit dhe e konverton në një seri pikash kontrolli që përcakton pozicionet e MLC në varësi të MU.

SHTOJCA II Verifikimi i IMRT /VMAT

Me instalimin e përsheptuesit linear dhe nevojën për futjen e teknikave të reja të trajtimit, duhen zbatuar protokollet e reja të kontrollit të cilësisë në përsheptuesit linear dhe për TPS. Për teknikat IMRT dhe VMAT, verifikimi i dozës së planifikuar bëhet i ndërlikuar. Planet konvencionale mund të kontrollohen me lehtësi dhe verifikohen parametrat gjeometrikë që ndikojnë në shpërndarjen e dozës, pasi llogaritja e MU dhe e dozës absolute nuk është e komplikuar. Për IMRT dhe VMAT llogaritja e pavarur e MU është e pamundur. Sistemet dozimetrike përdoren për të verifikuar që shpërndarja e dozave në TPS është e njëjtë me atë të dozës së dhënë. Këto sisteme dozimetrike mund të jenë fantoma, dozimetria me xhel, dozimetria me film ose dozimetria e portalit digjital. Në këtë studim janë përdorur fantoma Delta4 dhe dozimetria me Portal digjital. Janë përdorur dy modalitete për të krahasuar dhe për të fituar më shumë besim në zbatimin e teknikave të reja dhe gjithashtu të dy sistemet kompensojnë njëri-tjetrin, pasi me njërin pajisje dozimetrike konsumohet më pak kohë dhe është më e përshtatshme për rutinën e përditshme, ndërsa tjetra ka më shumë informacion dozimetrik.

Fantoma Delta4 (Scandidos, Uppsala, Suedia) ofron një mënyrë të përshtatshme për të realizuar verifikimin e planeve IMRT por edhe VMAT. Përbëhet nga 1069 dioda silikoni të tipit-p, në një grup të kryqëzuar pllakash (borde) brenda një fantome cilindrike polimetilmetakrilat (PMMA). Softi përkatës kompjuterik lejon përdoruesin të krahasojë shpërndarjen e dozës së matur për një plan të plotë të trajtimit me shpërndarjen e dozave të parashikuara nga sistemi i planit të trajtimit. Diodat janë cilindrike, kanë një sipërfaqe prej 0.0078 cm^2 dhe janë vendosur në intervale 0.5 cm mbi 6 x 6 cm në zonën qendrore të pllakave dhe në intervale 1 cm mbi pjesën e mbetur. Pllakat e detektorëve kryqëzohen në mënyrë të tillë që bordi kryesor kalon përmes të

gjithë diametrit të fantomës, ndërkohë që bordi tjetër ndahet në dy krahë për të lejuar që bordi kryesor i detektorëve të kalojë mes tyre.

Fillimisht janë kryer disa teste bazë për të shqyrtuar karakteristikat e performancës specifike të fantomës Delta4, përpara përdorimit të saj për të matur planet e trajtimit. Fantoma është kalibruar në dozë relative dhe absolute për tufat me energji 6MV, 15MV 10MV FFF dhe 6MV FFF. Janë verifikuar vlerat që përdor softi i Delta4 për të korrigjuar ndjeshmërinë këndore të rrezatimit të njohur për diodat, si dhe janë kontrolluar lineariteti i MU dhe varësia nga fuqia e dozës.

Dosimetria portale lejon matjen e dozës relative, në pozicion të caktuar të EPID, lejon dozën e parashikuar nga planifikimi i trajtimit dhe përmban modulën e vlerësimit të dozës, duke krahasuar dozën e fituar kundrejt asaj të planifikuar në TPS. Sistemi i dozimetrisë portale përdor detektorët e EPID për të matur dozën relative. Njësia e detektorëve të imazhit përmban një grup fotodiodash, që ndjen dritën pas konvertimit të rrezeve X nga një shintilator. Kalibrimi i detektorit të imazhit për dozimetrinë portative përfshin matjen e fushës së errët, fushës homogjene, korrigjimin e përgjigjes së imazhit me një profil diagonal, i cili aplikon inhomogjenitetin e rrezes në imazhin gjatë kalibrimin të fushës së homogjene.

Imazhi është i pozicionuar në 100 SSD dhe është kalibruar për 1Gy për një fushë prej 10x10 për të gjitha energjitë me dhe pa filtër rrafshues. Kujdes duhet pasur në matjen e fushave homogjene për tufat FFF, pasi mund të ndodhë që imazhi të saturohet për shkak të fuqisë së lartë të dozës. Për të evituar këtë problem për fuqi të larta doze Epid kalibrohet në distancë 120 SSD. EPID përdoret gjithashtu për kontrollet e cilësisë për përsheptuesin linear. QA kryhet duke përdorur disa skedarë të gatshme nga prodhuesi Varian, të cilat janë plane trajtimi me konfigurim të ndryshëm të MLC, për të kontrolluar, shpejtësinë e MLC, faktorin e transmetimit dhe

ndryshimet kur gantri lëviz gjatë teknikës VMAT. Testi i shpejtësisë së MLC matet gjithashtu me EPID, dhe verifikon se kontrollorët e MLC janë duke punuar si duhet. Çdo çift MLC udhëton me shpejtësi të ndryshme, duke i dhënë një shpërndarje në formë shiritash. Krahasimi me matjen reale jep edhe një verifikim të sistemit IMRT. Testi i gardhit merr emrin nga forma e isodozave që krijon, dhe lejon krahasimin dosimetrik në kënde të ndryshme të gantrit, duke bërë të mundur një vlerësim të kujdesshëm të pozicionimit të MLC gjatë trajtimeve IMRT. Të njëjtat plane janë eksportuar në Delta4 dhe të dhënat janë vlerësuar, duke ndjekur trendet e pozicionimit të MLC.

Me dozimetrinë portative, verifikimi klinik fillon me transferimin e planit në fantomën virtuale dhe hartat e fluksit rillogariten duke ruajtur MU dhe shpërndarjen e dozave. Plani kalon në sistemin e regjistrimit dhe matet në modalitetin QA. Vlerësimi i dozimetrisë bëhet në Aria, nëpërmjet dozimetrisë portale.

Kur matjet realizohen me Delta4, filozofia është e njëjtë por ndryshimi është se plani eksportohet në pacient virtual dhe harta e fluksit rillogaritet. Kur përdoret Delta4 kemi tri hapa shtesë: eksportimi i planit në programin Delta 4, vendosja e Delta 4 në shtratin e pacientit, lidhja me përshpejtuesin linear në mënyrë që të sinkronizohet rotacioni i gantrit. Vlerësimi i planit bëhet gjithashtu me anë të softit të Delta4. Për Delta4 kemi vendosur të korrigjojmë për gabime të vogla në vendosjen e phantoms, duke matur një fushë standarde për pozicione të ndryshme të gantrit dhe duke aplikuar një korrigjim përpara verifikimit të planeve të pacientëve.

Për çdo zonë anatomike janë planifikuar në TPS dy plane trajtimi dhe janë të matur dhe vlerësuar në të dy sistemet e verifikimit të dozës. Fillimisht u përdorën plane të thjeshta, më pas u përdorën plane me teknika më të avancuara. Matjet u analizuan duke përdorur metodën e vlerësimit γ me kriteret kaluese 3% dozë absolute dhe 3 mm distancë nga pajtueshmëria (DTA).

Për të gjitha planet, diapazoni i rezultateve ka qenë nga 97% në 99% për gantrin në këndin 0° , ndërsa për planet me hark, VMAT ka pasur një normë kalimi pak më të ulët mbi 95%.

Gjatë zbatimit të këtyre teknikave të reja klinikisht, janë ndjekur disa rregulla të paracaktuara si psh, nuk janë përdorur kënde të kolimatorit në 0° dhe 180° , në mënyrë që të kemi sa më pak ndotje nga transmetimi i rrezatimit ndërmjet MLC. Në përgjithësi përdorimi i dy harqeve jep një dozë më homogjene dhe shpërndan pikat e nxehta në teknikën VMAT. Për të shmangur numrin e tepruar të tufëzave, numri i MU mbahet nën 300.



Figure A-2 Pamje e fantomës Delta4.

Figurat e mëposhtme tregojnë verifikimin dozimetrik me anë të Delta4 të një plani të llogaritur në sistemin e planit të trajtimit (figura 4-16), për një rast të simuluar ku nevojitet gradient doze për shkak të afërsisë që ka OAR me volumnin e synuar. Ky plan është rillogaritur në fantomë dhe rezultatet e analizës gama të shkëputura nga softi i Delta4 jepen në figurën (4-16).

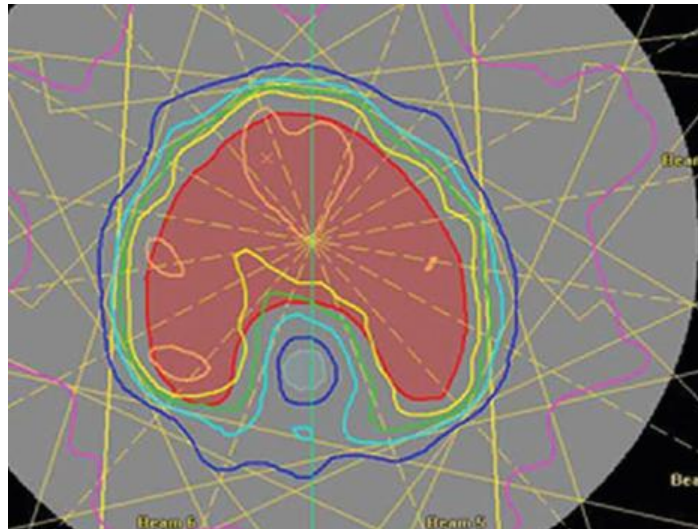


Figure A-3 Llogaritja e izodozave në TPS, duke synuar gradient në zonën e OAR, dhe mbulim sa më të mirë në PTV.

Në përgjithësi gjatë vlerësimit të verifikimeve të planeve të trajtimit është vënë re një përputhje e mirë mes dozës së llogaritur dhe asaj të matur. Qëllimi i QA specifik të pacientit është të sigurojë që atij i jepet doza e saktë e përshkruar nga mjeku dhe shpërndarja e dozës është e njëjtë siç është llogaritur nga TPS.

Shpesh është e vështirë të diferencohet nëse ndryshimet mes dozës së llogaritur dhe asaj të matur kanë lidhje me: llogaritjet në sistemin e planit të trajtimit, të dhënave të transferuara, përshpejtuesit linear, pajisjes matëse apo analizës së të dhënave. Njohuri të hollësishme të secilës hallkë duhet të përvetësohen në mënyrë që të identifikohet shkaku i ndonjë mospërputhjeje.

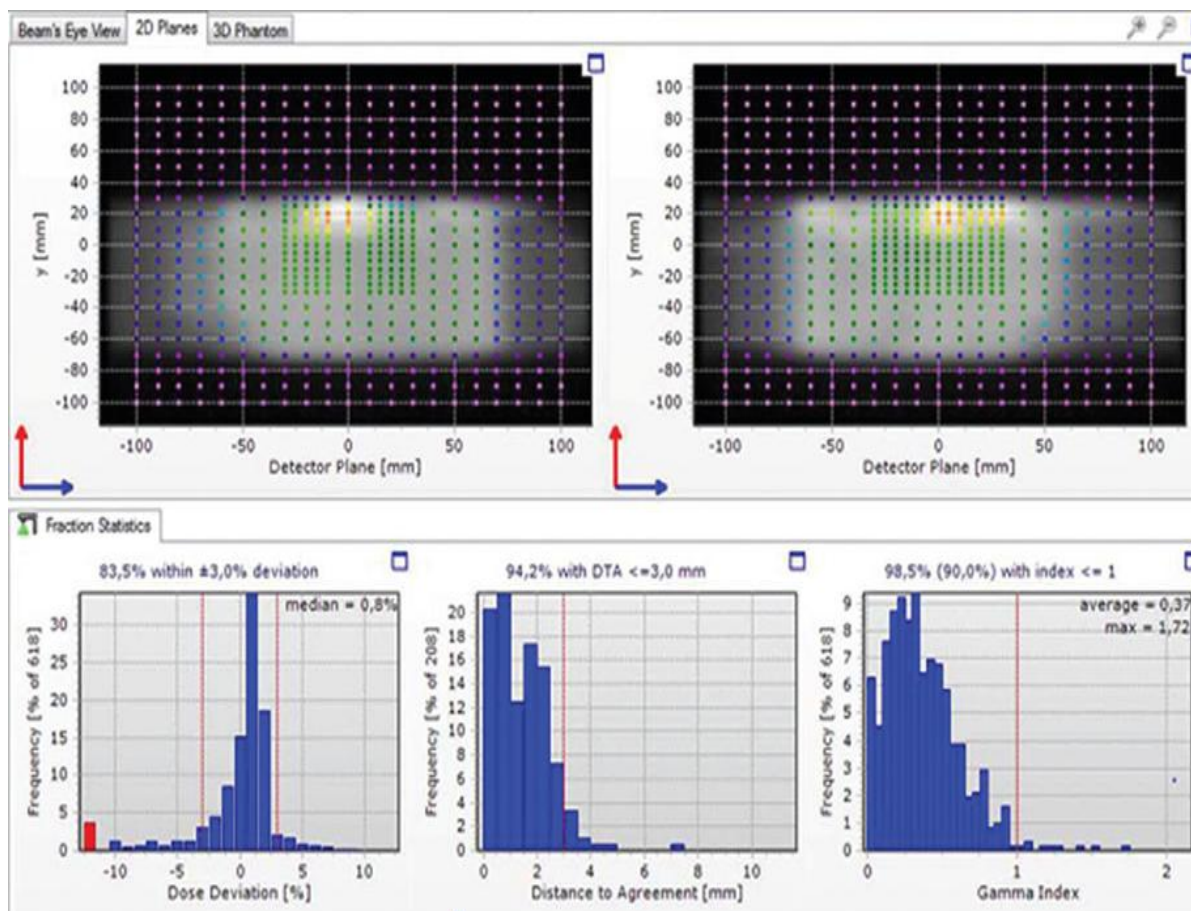


Figure A-4 Analiza gamma në fantomën Delta4.

SHTOJCA III Publikime dhe konferenca

Publikime

True Beam Commissioning experience at Nordland Hospital Trust, Norway'. L.Daci, P.Malkaj, AIP Conf. Proc. 1722, 150001 (2016). ISBN: 978-0-7354-1369-6

'Implementation of IMRT and VMAT using delta4 Phantom and portal dosimetry as dosimetry verification tools', L.Daci, P.Malkaj, AIP Conf. Proc. 1722, 030002 (2016). ISBN: 978-0-7354-1369-6

'Përcaktimi i Grafikut të Kalibrimit të njësive HU me Densitetin Elektronik Relativ për Tomografinë e Kompjuterizuar në Radioterapi.' L.Daci, P.Malkaj, "Buletini Shkencor i UE-së", ISSN: 2221- 5956, 2016.

'Clinical cases in SRS Radiotherapy, Albania', Lulzime Daci, Prof.Partizan Malkaj, Artur Xhumari, Ledio Bregu, Journal of Multidisciplinary Engineering Science and Technology (JMEST) ISSN: 2458-9403 Vol. 3 Issue 3, March – 2016

'Dedicated Linac Commissioning for Radiosurgery Treatments, in Albania', Lulzime Daci, Prof.Partizan Malkaj, Journal of Multidisciplinary Engineering Science and Technology (JMEST) ISSN: 3159-0040 Vol. 3 Issue 2, February 2016.

'Initial Institutional Experience with Radiosurgery in the Service of Neurosurgery', Artur Xhumari, Ledio Bregu, Lulëzime Daci, Aurora Aliaj, AJMHS, Vol. 46, No. 1, 2015.ISSN:2512-6373

Konferenca

'OP3 - PONTO-CEREBELLAR ANGLE SCHWANNOMAS AND RADIOSURGERY', Artur Xhumari; Aurora Aliraj; Anastela Mane; Irena Mucollari Blerina Myzeqari; Gramoz Brace;Ledio Bregu; Lulzime Daci; Eugen Enesi; Arben Rroji; Mentor Petrela, 10th Balkan congress of ORL-HNS : Tirana, June 2-5, 2016. – Tiranë , ISBN 978-9928-178-76-3.

'Hounsfield numbers evaluation for IGRT treatment tables in Varian Accelerators', L.Daci, P.Malkaj, ICRAE2015 The 3rd International Conference on Research and Education – "Challenges Toward the Future" (ICRAE2015), University of Shkodra "Luigj Gurakuqi", Shkodra, Albania, 23-24 October 2015. Conference-Abstract Proceedings, ISSN: 2308-0825. (Poster).

‘Linac commissioning for radiosurgery treatments a single-institution experience in Albania’. L.Daci, P.Malkaj, D.Mitrushi. 9th International Physics conference of the Balkan physical union –Bpu9, 24-27 August 2015, Istambul University, Istambul, Turkey. (Oral Presentation).

‘Implementation of IMRT and VMAT using delta4 Phantom and portal dosimetry as dosimetry verification tools’, L.Daci, K.Fridstrom, I.Bilberg. 9th International Physics conference of the Balkan physical union –Bpu9, 24-27 August 2015, Istambul University, Istambul, Turkey. (Oral Presentation).

‘True Beam Commissioning experience at Nordland Hospital Trust, Norway’. L.Daci, K.Fridstrom, I.Bilberg. . 9th International Physics conference of the Balkan physical union –Bpu9, 24-27 August 2015, Istambul University, Istambul, Turkey. (Oral Presentation).

‘The first linac in public health in Albania used for stereotactic radiosurgery treatment’ L.Daci, Dr.J.M.Delgado P.Malkaj, A.Xhumari, L.Bregu, 4CongresoConjunto Sociedad Española de Física Médica (SEFM) y la Sociedad Española de Protección Radiológica SEPR) Valencia, del 23-26 de Junio de 2015. Conference-Abstract Proceedings, Poster ISBN:978-84-943642-4-2. (Poster).

‘Risk analysis in brachytherapy department ’, L.daci, J.M.Delgado, M.JRot San Juan, C.S.Cayuela ELECTRONIC POSTER: BRACHYTHERAPY TRACK: PHYSICS EP-1927, ESTRO ESTRO 33 Congress Vienna, Austria, | 4-8 April 2014. Conference abstract proceedings on Radiotherapy and Oncology, Volume111, Supplement 1, ISSN 0167-8140

‘Dosimetry experience of 192Ir sources used in HDR brachytherapy for cervical cancer’ L.Daci, R.Cela Myrku, The Third Conference on Medical Physics and Biomedical Engineering, Skopje, 18-19 October 2013. Conference Proceedings ISBN 978-608-65213-1-8 and on IAEA collection (UDC: 618.146-085.849.1)

‘Transition from 2D to 3D Treatment planning for cancer treatment Mother Teresa University Hospital’, L.Daci, R Cela. International Conference on Towards future sustainable development, 16-17 November 2012, book of abstracts ISBN:978-9928-4135-0-5 (oral presentation)