

Universiteti Politeknik i Tiranës
Fakulteti i Inxhinierisë Matematike dhe Inxhinierisë Fizike
Departamenti i Inxhinierisë Fizike

MENAXHIMI I PASIGURIVE NË RADIOTERAPI NGA KONTROLLI I CILËSISË DERI NË STRATEGJITË KLINIKE DHE PROTOKOLLET

PUNIM I DOKTORATURËS

Paraqitur nga
MsC. Erjona BAKIU

Udhëheqës
Prof. Dr. Partizan MALKAJ

Tiranë 2014

PASQYRA E LËNDËS

HYRJE.....	6
FJALORI.....	8
1. KAPITULLI I: PARIMET E PLANIZIMIT.....	11-22
1.1 Përcaktimi i volumeve.....	11
1.2 Pozicionimi i pacientit.....	12
1.3 Marrja e të dhënave.....	13
1.4 Njohuri për dozimetrinë dhe përcaktimi i dozës.....	15
1.4.1 Përqindja e dozës në thellësi (PDD).....	15
1.4.2 Zona ku arrihet maksimumi i dozës së rrezatimit.....	15
1.4.3 Raporti ajër ind (TAR).....	11
1.4.4 Raporti ind fantomë (TPR) dhe raporti maksimal i indit (TMR).....	16
1.4.5 Faktori i shpërhapjes së kolimatorit (S_c) dhe faktori i shpërhapjes nga fantoma (S_p).....	16
1.4.6 Shpërndarja e izodozave.....	17
1.5 Llojet e trajtimeve.....	18
1.5.1 Trajtimi konvencional.....	18
1.5.2 Trajtimi konformal.....	20
1.5.3 Trajtimi kompleks.....	21
1.6 Fraksionimi i dozës dhe specifikimi i saj.....	22
2. KAPITULLI II: RADIOBIOLOGJIA.....	24-28
2.1 Rrezatimi dhe vrasja e qelizave.....	24
2.2 Kurbat e mbijetesës së qelizave.....	24
2.3 Qëllimet radioterapeutike.....	25
2.4 Efektet e volumeve.....	26
2.5 Doza e rrezatimit dhe probabiliteti i kurimit të tumorit.....	26
3. KAPITULLI III: ORGANET NË RREZIK DHE TOLERANCAT PËR INDET NORMALE.....	29-32
3.1 Raporti terapeutik.....	29
3.2 Organet në rrezik.....	29
3.3 Dozat e lejuara.....	30
3.4 Dozat limite të organeve.....	31

4. KAPITULLI IV: PARAQITJE TEKNIKE E PASAKTËSIVE GJEOMETRIKE NË RADIOTERAPI.....	33-42
Hyrje.....	33
4.1 Margini CTV-STV.....	35
4.2 Margini STV-PTV.....	36
4.3 Gjërësia e marginit për një tufë të vetme.....	37
4.4 Plane me shumë tufa.....	37
4.5 Formulimi i gjërësisë së penubrës dhe PTV në raportin 62 të KNMNR.....	39
4.6 Kombinimi i gabimeve.....	39
4.7 Llojet e gabimeve.....	39
4.8 Trajtimi.....	42
5. KAPITULLI V: PAJISJE DHE SISTEME NË RADIOTERAPI.....	43-54
5.1 Skanerat CT dhe roli i tyre në radioterapi.....	43
5.2 Përsheptuesi linear.....	45
5.2.1 Koka e përsheptuesit linear.....	45
5.2.2 Prodhimi i tufave fotonike klinike në një përsheptues linear.....	46
5.2.3 Kolimimi i tufës.....	47
5.3 Sistemi i planit të trajtimit.....	47
5.4 Pajisja Elektronike Portale Imazherike dhe kontrollet e cilësisë që kryhen me të.....	49
5.4.1 Pajisja Elektronike Portale Imazherike, EPID.....	49
5.4.2 Kontrollet e cilësisë që kryhen me EPID dhe sistemin Autocal.....	51
5.4.3 Metodat e marrjes së imazhit.....	52
5.5 Hapat e një procesi trajtimi.....	53
6. KAPITULLI VI: PJESA EKSPERIMENTALE.....	55-122
6.1 Matja e gabimit të transfertës së fantomës dhe gabimi i algoritmit të tufës fotonike.....	55
6.2 Përllogaritja e gabimeve sistematike dhe të rastësishme të pozicionimit me ndihmën e sistemi iView.....	57
6.2.1 Llogaritja e gabimit të pozicionimit.....	59
6.3 Përcaktimi i pasaktësive gjeometrike dhe marginave CTV-PTV për trajtimin e zonës së trurit.....	61

6.3.1	Diskutim klinik.....	61
6.3.2	Diskutim teknik.....	62
6.3.3	Pasaktësitë gjeometrike dhe përcaktimi i marginave	64
6.3.4	Rezultatet dhe diskutimi.....	67
6.4	Përcaktimi i pasaktësive gjeometrike dhe marginave CTV-PTV për trajtimin e zonës së gjirit.....	73
6.4.1	Diskutim klinik.....	73
6.4.2	Diskutim teknik.....	74
6.4.3	Pasaktësitë gjeometrike dhe përcaktimi i marginave	77
6.4.4	Rezultatet dhe diskutimi.....	81
6.5	Përcaktimi i pasaktësive gjeometrike dhe marginave CTV-PTV për trajtimin e zonës së toraksit.....	86
6.5.1	Diskutim klinik.....	86
6.5.2	Diskutim teknik.....	77
6.5.3	Pasaktësitë gjeometrike dhe përcaktimi i marginave	90
6.5.4	Rezultatet dhe diskutimi.....	93
6.6	Përcaktimi i pasaktësive gjeometrike dhe marginave CTV-PTV për trajtimin e zonës së kokë-qafës.....	99
6.6.1	Diskutim klinik.....	99
6.6.2	Diskutim teknik.....	100
6.6.3	Pasaktësitë gjeometrike dhe përcaktimi i marginave	103
6.6.4	Rezultatet dhe diskutimi.....	106
6.7	Përcaktimi i pasaktësive gjeometrike dhe marginave CTV-PTV për trajtimin e zonës së trurit së pelvisit.....	112
6.7.1	Diskutim klinik.....	112
6.7.2	Pasaktësitë gjeometrike dhe përcaktimi i marginave	115
6.7.3	Rezultatet dhe diskutimi.....	118
7.	KAPITULLI VII: DISKUTIMI PËRFUNDIMTAR DHE KONKLuzionET.....	123
	REFERENCAT.....	126

Falenderíme

Falenderíme kryesore për Fakultetin e Inxhinierisë Matematike dhe Inxhinierisë Fizike për mbështetjen dhe ndihmën e vazhdueshme për realizimin e studimit të doktoratës.

Falenderíme të sinqerta për Spítalín Hygeía ku u mundësua kryerja e këtij punimi dhe supervízorín e parë të Departamentit të Fizikës Mjekësore Agelos Saplaouras, i cili krijoi një klímë shumë të ngushtë bashkëpunimi.

Falenderíme të veçanta edhe për udhëheqësin shkencor Prof. Dr. Partízan Malkaj për ndihmën e pakursyer në realizimin e këtij punimi.

Së fundmí dua të falenderoj familjen time për përkrahjen dhe mbështetjen e vazhdueshme.

HYRJE

Radioterapia, gjithashtu e quajtur terapia me rrezatim, është trajtimi i tumoreve dhe sëmundjeve të tjera me rrezatim jonizues. Rrezatimi jonizues depoziton energji e cila dëmton pjesërisht apo shkatërron plotësisht qelizat në zonën e trajtuar (shenjëza) duke dëmtuar materialin e tyre gjenetik dhe duke e bërë kështu të pamundur shumimin e këtyre qelizave. Megjithëse rrezatimi dëmton si qelizat tumorale ashtu dhe ato normale, këto të fundit janë në gjëndje të riparojnë në mënyrën e duhur vetveten dhe funksionet e tyre.

Qëllimi i radioterapisë është të japë një dozë të lartë rrezatimi qelizave tumorale, dhe në të njëjtën kohë të mbajë në minimum dozën e marrë nga qelizat e shëndosha pranë tumoreve. Me përmirësimin e sistemeve të pozicionimit të pacientëve dhe teknikave tre dimensionale organet në rrezik dhe indet normale mund të mbrohen dhe pse dozat e dhëna volumeve tumorale mund të rriten. Trajtimin radioterapeutik i dhënë tumoreve të ndryshëm kërkon saktësi shumë të madhe dhe riprodhueshmëri të pozicionimit gjatë trajtimit për shkak të organeve të rëndësishëm në rrezik. Pasaktësitë e pozicionimit bëjnë një ndryshim të ndjeshëm për dozat e planifikuara që do t'u jepen volumeve shenjë dhe organeve në rrezik.

Pasaktësitë apo gabimet e pozicionimit janë një pjesë e pandarë e procesit të trajtimit. Rrezatimi i volumit shenjë me dozën e duhur është një funksion direkt i marginave të pozicionimit, të cilat duhet të optimizohen në mënyrë që të shmanget rrezatimi i indeve normale.

Marginat përdoren në radioterapi për të ndihmuar në përlllogaritjen e volumeve të planizuar shenjë. Duhet mbajtur në mend se marginat duhet të jenë sa më të vegjël të jetë e mundur sepse ato rritin volumin e rrezatuar të qelizave normale. Marginat aplikohen në të tre drejtimet, kështu madje dhe një reduktim i vogël i marginit do të sjellë një reduktim të ndjeshëm në volumin e rrezatuar. Këto margina mund të përcaktohen duke analizuar pasaktësitë gjeometrike në mënyrë të pandarë në planizimin e radioterapisë dhe procesit të dhënies së rrezatimit. Një pjesë e rëndësishme e këtij procesi është dhe studimi i imazheve të marra nga portalët elektronikë gjatë kursit të trajtimit. Pra duke përdorur portalët elektronikë të tufave të trajtimit merren të dhëna të nevojshme për përcaktimin e pasaktësive gjeometrike

e kështu marginat e kërkuar. Duke krahasuar radiografinë dixhitale të rikonstruktuar të marrë nga skaneri CT me të dhënat e portalëve elektronikë mund të bëhet një vlerësim i saktësisë së pozicionimit për çdo tufë të dhënë.

PTV, volumi i planifikuar për trajtim, siç përshkruhet në raportet e Komisionit Ndërkombëtar për Matjet dhe Njesitë e Rrezatimit (ICRU) është një koncept gjeometrik. Përcaktohet duke marrë në konsideratë totalin e të gjitha ndryshimeve të mundshme gjeometrike në mënyrë që doza e përshkruar t'i jepet CTV-së.

Përftimi i vlerave të pasaktësive gjeometrike e si rrjedhim dhe i marginave CTV-PTV do të sigurojë rrezatim në volumen e duhur dhe do të bëjë të mundur krijimin e një protokolli.

FJALORI

Akseleratori linear: Një makinë trajtimi që prodhon rreze X ose elektrone.

Ekspozim konkomitant: Çdo ekspozim gjatë procesit të radioterapisë që nuk është një ekspozim trajtimi.

Ekspozim: Çdo herë që rrezatimi “ndizet” për të trajtuar pacientin në një drejtim të ri. Një fraksion mund të ketë një ose disa ekspozime.

Fraksion: Praktika e ndarjes së një doze rrezatimi në fraksione, zakonisht administrohet një herë në ditë.

Gabimi i pozicionimit (set-up) të pacientit: Çdo zhvendosje gjeometrike në pozicionimin e pacientit në lidhje me referencën e përcaktuar nga plani i trajtimit, të cilat vijnë nga vetë pacienti (psh lëvizja e organeve, lëvizja për shkak të frymëmarrjes etj).

Gabimi i transfertës së fantomës: Kjo është zhvendosja e grumbulluar gjatë procesit të radioterapisë. Përfshin gabimin gjeometrik të imazhit, gabimi i sistemit të planit të trajtimit dhe gabimi gjeometrik i akseleratorit linear.

Gabimi gjeometrik i përsheptuesit linear: Një gabim sistematik për shkak të pasaktësisë në pozicionimin e tufave të rrezatimit, që vjen si rezultat i një zinxhiri pasaktësish.

Gabimi i pozicionimit për shkak të frymëmarrjes: Amplituda e lëvizjes së volumit klinik shenjë që shaktohet si rezultat i frymëmarrjes.

Gabimi i rastësishëm: Zhvendosje gjeometrike në pozicionimin e pacientit në lidhje me referencën e dëshiruar të përcaktuar nga plani i trajtimit, i cili ndryshon në madhësi dhe drejtim për çdo fraksion trajtimi. Këto janë më shumë për shkak të pozicionimit ditor dhe/ose lëvizjes së organeve.

Gabime sistematike: Janë ato gabime, zakonisht me shpërndarje normale për një popullatë pacientësh që futën në fazën e përgatitjes së trajtimit dhe qëndrojnë të fiksuara gjatë gjithë kursit të trajtimit të fraksionuar.

Imazh portal: Marrja e imazhit nga një pjesë e trupit e cila rrezatohet për të kontrolluar saktësinë gjeometrike të dhënies së trajtimit.

Pozicionimi: Një grup instruksionesh, procesi dhe pajisjesh që përdoren për pacientët për të siguruar saktësi dhe riprodhueshmëri gjeometrike gjatë një fraksioni

trajtimit si dhe nga fraksioni në fraksion. I njëjti pozicionim duhet të përdoret gjatë gjithë procesit të radioterapisë.

Izoqëndër: Një pikë e vetme në dhomën e trajtimit (në hapësirë) në lidhje me të cilën drejtohen tufat.

Kolimatorët me shufra (MLC): Një sistem kolimatorësh në përshpejtuesin linear që kanë një numër të madh shufrash për të krijuar një tufë rrezatimi me formë jo të rregullt. Përdoret për të formësuar tufën sipas formës gjeometrike të volumit shenjë dhe gjithashtu përdoret për të moduluar intensitetin e tufës.

Organe në rrezik: Organet ose indet normale pranë tumorit doza e lejuar e të cilave për arsyen e dëmtimeve të mëvonshme nga rrezatimi kufizon sasinë e rrezatimit që do të jepet për kurim. Këto janë ato organe shkalla e radiondjeshmërisë e të cilave ndikon në planin e trajtimit dhe dozën e përshkruar.

Paisje imazherike elektronike portale (EPID): Një sistem elektronik për të marrë imazhe verifikimi të gjeometrisë të trajtimit gjatë procesit të radioterapisë.

Radiografi e ndërtuar dixhitale (DRR): Një radiografi kompjuterike që përdor të dhënat e CT së pacientit për të kopjuar (imituar) një film tradicional simulatori.

Radioterapi konformale: Një teknikë trajtimi e cila ka për qëllim të formësojë në volumen tre dimensional doza të larta për shenjëzën duke minimizuar dozën tek indet e shëndosha.

Sistemi i planit të trajtimit: Hardwari dhe programi që përdoret për të simuluar gjeometrinë e rrezatimit që do të përdoret për trajtimin e pacientit dhe për të përlllogaritur shpërndarjen e dozës tek pacienti.

Sistem rregjistrimi dhe verifikimi: Hardware dhe program i ndërtuar për të verifikuar parametrat e trajtimit gjatë trajtimit të pacientit. Sistemi ka një program që bën të mundur rregjistrimin elektronik të pacientit dhe të dhëna të përgjithshme.

Simulatori CT: Një ndërtim i veçantë i skanerit CT me një shtrat të sheshtë dhe sistem lazerash për pozicionim. Ai mund të marrë imazhe tre dimensionale për të lokalizuar volumen tumoral dhe gjithashtu kryen simulimin virtual.

Volumi klinik shenjë (CTV): Një volum i përcaktuar shenjë klinik i cili përmban tumor të dukshëm (vetëm nëse është hequr me ndërhyrje kirurgjikale) dhe qeliza tumorale të padukshme. Ky volum përmban qeliza tumorale dhe duhet trajtuar me dozën e duhur të rrezatimit që të arrihet kurimi.

Volumi shenjë i planifikuar: Ky volum është një koncept gjeometrik i përcaktuar për të siguruar që trajtimi radioterapeutik jep dozën e duhur gjithë volumit klinik (CTV). Forma dhe përmasat e tij varen nga CTV-ja, por më një margin shtesë në të gjitha drejtimet.

Volumi tumoral shenjë (GTV): Masa tumorale e dukshme. Zona që duhet të marrë rrezatimin.

KAPITULLI I

PARIMET E PLANIZIMIT

1.1 Përcaktimi i volumeve

Përcaktimi i volumit që do të trajtohet është një kusht paraprak për krijimin e një plani tredimensional (3D) trajtimi dhe për raportimin e një doze të saktë. Raportet e Komisionit Ndërkombëtar për Matjet dhe Njesitë e Rrezatimit Nr.50 dhe Nr.62 [1. 2] përcaktojnë dhe përshkruajnë targete apo shenjëza të ndryshme dhe volume kritike strukturore, që ndihmojnë në një proces planifikim-trajtimi dhe që sigurojnë një bazë për krahasimin e rezultateve të trajtimit. Volumet në vazhdim janë përcaktuar si volume kryesore të lidhura me një plan trajtimi tre dimensional: volumi tumoral i dukshëm GTV, volumi klinik CTV dhe volumi i planifikuar për trajtim PTV.

-Volumi Tumoral i dukshëm, GTV

GTV-ja përfshin masën e qelizave malinje të dukshme. Ajo konsiston në një tumor primar ose në metastaza të tjera. GTV-ja zakonisht korrespondon me ato pjesë të rritjes malinje, ku densiteti i qelizave tumorale është më i madh. Për këtë arsye, për t'i mbajtur nën kontroll këto qeliza në trajtimet radikale, ato duhen rrezatuar me një dozë të përshtatshme. GTV-ja mund të gjëndet në një pjesë të një organi (p.sh. metastazat e trurit) ose të përfshijë të gjithë organin (p.sh. tumoret e gjirit), por nuk mund të përcaktohet kur tumori është hequr me ndërhyrje kirurgjikale. Onkologu radioterapeut vendos për çdo rast se çfarë metode imazherike duhet përdorur për të përcaktuar GTV-në. Kjo mund të bëhet me anë të metodave diagnostikuese të ndryshme si skaneri CT, rezonanca magnetike apo me anë të mjekësisë bërthamore diagnostikuese ku përdoren pajisje si PET-CT dhe Gama Camera. Identifikimi i GTV-së duhet bërë për të paktën dy arsye: e para, gjithë GTV-së i duhet dhënë doza e duhur në mënyrë që të fitohet një kontroll i lokalizuar i tumorit në trajtimet radikale dhe së dyti, të bëhet i mundur regjistrimi i reagimit të tumorit në lidhje me dozën e marrë.

-Volumi Klinik, CTV

Përvojat klinike tregojnë se përreth GTV-së ekzistojnë qeliza malinje që nuk mund të detektohen apo shihen me anë të teknikave diagnostikuese. GTV-ja së bashku me këtë volum rrethues të padukshëm, për të cilin ka shumë pak të dhëna të disponueshme [3] përcaktohet si volumi klinik, CTV. Pra, CTV-ja është GTV-ja plus një volum që konsiderohet, me probabilitet të lartë, se ka qeliza mikroskopike të sëmura [4, 5]. Përcaktimi dhe konturimi i CTV-së varen nga karakteristikat biologjike të tumorit, njohjes së strukturës së tumorit nga literatura, të dhënat histologjike të marra nga mostra kirurgjike dhe nga dijet e eksperiencës së onkologut. Pasaktësitë në konturimin e saj qëndrojnë të pandryshuara gjatë gjithë trajtimit dhe për rrjedhojë kanë një ndikim të madh në dozën që merr tumori. Që të arrihet qëllimi i terapisë, kurativ apo paliativ (lehtësues), duhet që të trajtohet ky volum.

-Volumi i Planifikuar për Trajtim, PTV

Për t'u siguruar që të gjitha indet e përfshira në CTV marrin dozën e përshkruar, një volum gjeometrik më i madh se ai, duhet që të rrezatohet. Për këtë arsye përdoret volumi i planifikuar për trajtim, PTV [6], i cili është një koncept gjeometrik. Ai merr parasysh ndryshimet në pozicionimin e CTV-së, të madhësisë dhe formës së organeve si dhe pasaktësitë në pozicionimin e pacientit. Në këtë mënyrë sigurohet absorbimi i dozës së përcaktuar për CTV-në.

-Volumet në rrezik

Volumet në rrezik janë organe apo qeliza normale, ndjeshmëria e të cilave ndaj rrezatimit ndikon në planin e trajtimit dhe në dozën e përshkruar [7].

1.2 Pozicionimi i pacientit

Pozicionimi apo fiksimi i pacientit gjatë trajtimit është një proces mjaft i rëndësishëm. Pacienti duhet të jetë në një pozicion komod dhe të ripërsëritshëm (sidë që të jetë pozicionuar; në shpinë apo përmbys), të përshtatshëm për marrjen e imazheve nëpërmjet teknikës së skanerit CT dhe dhënien e dozës. Sistemet e pozicionimit (ose sistemet imobilizuese) disponohen për çdo pjesë anatomike dhe

luajnë një rol të rëndësishëm në zvogëlimin e gabimeve sistematike të pozicionimit [8], (Figura 1.1).



Figura 1.1: Foto të disa pajisjeve pozicionuese

1.3 Marrja e të dhënave

Të dhënat tre dimensionale 3D që përdoren në trajtim, sigurohen në lidhje me pikat e jashtme referencë për tumorin, volumet shenjë dhe organet në rrezik, në kushte saktësisht të njëjta. Për çdo lloj tumori zgjidhen metoda imazherike diagnostikuese optimale. Skaneri CT, rezonanca magnetike, PET CT etj., sigurojnë një informacion të saktë për anatominë, funksionin dhe metabolikën e qelizave tumorale të dukshme (GTV-së). Shpeshherë imazhet e rezonancës magnetike dhe të PET CT-së mbivendosen me imazhet e CT skanerit për të optimizuar lokalizimin e tumorit [9].

-Skanimi në CT

Skeneri CT siguron një pamje të detajuar anatomie, me prerje tërthore të organeve të shëndosha si dhe informacion tre dimensional për tumorin. Këto imazhe sigurojnë të dhëna për densitetin e organeve të ndryshme që ndihmojnë për llogaritjet e dozës së rrezatimit. Kjo realizohet nëpërmjet konvertimit të njesive CT Hounfield në densitet relativ të elektroneve duke përdoren kurbat e kalibrimit. Shpërhapja e Komptonit është procesi kryesor i bashkëveprimit të rrezatimit të rendit megavolt me indet dhe

është në proporcion të drejtë me densitetin e elektroneve. Në këtë mënyrë skaneri CT siguron informacion ideal densiteti për korrigjimin e dozës për jo homogjenitetin e indeve, siç ndodh psh në indin e mushkërisë. Studime klinike kanë treguar se 30-80% e pacientëve që i nënshtrohen radioterapisë me skanimin në CT përfitojnë rritje të saktësisë së konturimit të volumeve shenjë krahasuar me simulatorin konvencional. Është vlerësuar se përdorimi i CT-së çon në një rritje të jetëgjatësisë deri në 5 vjet.

Skanimet e CT-së që merren për planin e trajtimit në radioterapi janë të ndryshme nga ato që përdoren për qëllime diagnostikimi. Skaneri i përdorur për këtë qëllim duhet të ketë hapjen më të madhe të mundëshme, për të ndihmuar në pozicionimin e pacientit që do të trajtohet. Hapja standarte e CT-ve është 70 cm, por ka dhe skanera me hapje 85 cm, të cilët janë të përshtatshëm për pacientët e shëndoshë ose që trajtohen për tumore të gjirit. Shtrati i skanerit CT është i sheshtë. Pacienti pozicionohet duke përdorur pajisje pozicionuese si dhe sistemin e lazerave, i cili është i njëjtë me ato të dhomës së trajtimit. Sipas drejtimit të ndërprerjes së tufave rënëse të lazerave vendosen tre shenjëza “tatuazhe” në trupin e pacientit. Për të ndihmuar në konturim përdoret kontrast oral me dozë me përqëndrim të ulët. Kontrasti intravenoz jepet për pacientë me tumore të mushkërisë dhe mediastinal. Kjo ndihmon në diferencimin apo dallimin midis strukturave mediastenale vaskulare, tumorit dhe nyjeve limfatike. Për të zvogëluar lëvizjen e organeve hartohen protokolle. Skanera CT me shumë prerje janë në gjëndje të skanojnë të gjithë krahërorin apo abdomenin në pak sekonda ndërkohë që pacienti merr frymë normalisht.

-Konturimi

Imazhet e skanerit CT transferohen në rrugë dixhitale në sistemin e konturimit. GTV-ja, CTV-ja, PTV-ja, konturi i trupit dhe organet normale konturohen nga mjeku onkolog. Për konturimin e tumoreve të ndryshëm, në imazhet e marra nga skaneri CT, përdoren dritare optimale vrojtimi. Mënyra më e përshtatshme është të konturohen volumet me interes prerje pas prerje.

1.4 Njohuri për dozimetrinë dhe përcaktimi i dozës

1.4.1 Përqindja e dozës në thellësi (PDD)

Përqindja e dozës në thellësi, PDD, përcaktohet si herës (i shprehur në përqindje) i dozës së absorbuar në çdo thellësi, d , ndaj dozës së absorbuar në një thellësi fikse, e pranuar si thellësi reference, d_0 . Llogaritja e PDD-së bëhet me anë të relacionit të mëposhtëm:

$$PDD = (D_d/D_0) \times 100 \quad (1.1)$$

PDD-ja ndikohet nga disa parametra si lloji i tufës, energjia, forma dhe madhësia e tufës si dhe largësia nga burimi i rrezatimit në sipërfaqen rrënëse (Figura 1.2).

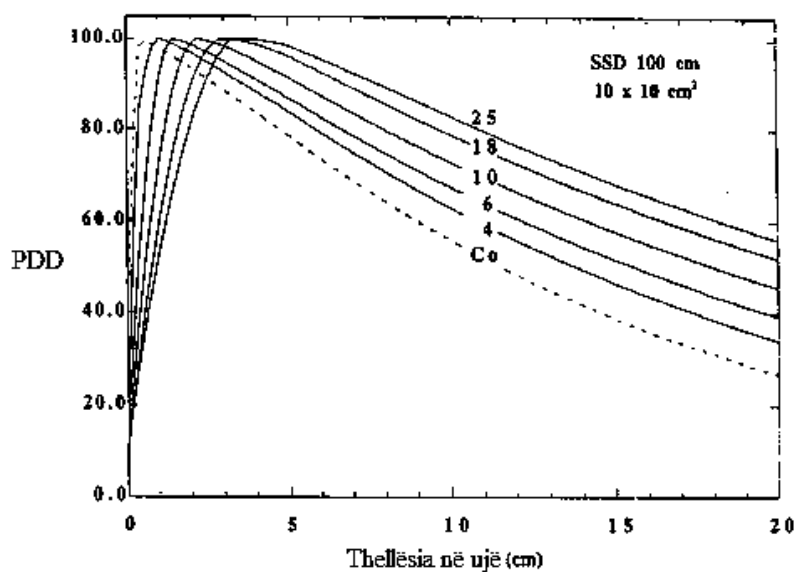


Figura 1.2: Kurba PDD-je për fotone me energji të ndryshme

1.4.2 Zona ku arrihet maksimumi i dozës së rrezatimit (build up)

Kurba e përqindjes së dozës në thellësi fillon të bjerë pasi arrihet thellësia ku doza arrin vlerën maksimale. Me rritjen e energjisë së rrezatimit rritet thellësia ku doza arrin vlerën maksimale. Për rrezatimin X me energji të ulët, doza maksimale arrihet në sipërfaqe të lëkurës ose shumë pranë saj, por për tufa me energji më të lartë, maksimumi i dozës arrihet më thellë në ind. Zona midis sipërfaqes dhe thellësisë ku arrihet doza maksimale quhet zona e “build up” (ngritjes). Kjo zonë mund të shpjegohet kështu:

Së pari, meqë tufa fotonike me energji të lartë depërton tek fantoma apo trupi i njeriut, ajo gjeneron elektrone me shpejtësi të lartë në sipërfaqe dhe në thellësi. Këto elektrone krijohen nëpërmjet bashkëveprimit të komptonit dhe prodhimit të çifteve. Një fazë e tillë karakterizohet nga madhësia e quajtur *kerma* (energji kinetike e çliruar në material).

Së dyti, këto elektrone e depozitojnë energjinë e tyre në një distancë të largët nga vendi i tyre i origjinës. Madhësia që karakterizon këtë fazë quhet *dozë e absorbuar* (D). Fluksi i elektroneve dhe në këtë mënyrë edhe doza e absorbuar, rritet me thellësinë derisa arrin një maksimum.

1.4.3 Raporti ajër - ind (TAR)

Raporti ajër-ind (TAR) përcaktohet si raporti i dozës D_d në një pikë të dhënë në fantomë me dozën në hapësirë të lirë D_h në të njëjtën pikë. Për një tufë të dhënë TAR varet nga thellësia d dhe madhësia e tufës në atë thellësi:

$$TAR = D_d/D_h \quad (1.2)$$

1.4.4 Raporti ind - fantomë (TPR) dhe raporti maksimal i indit (TMR)

Raporti ind - fantomë (TPR) përcaktohet si raporti i dozës në një pikë të dhënë në fantomë me dozën në të njëjtën pikë në një thellësi reference, (zakonisht merret 5 cm).

Përdorimi i pikës së dozës maksimale si thellësi reference krijon lehtësira për llogaritjen e dozës. Ajo na lejon të përftojme raportin maksimal të indit (TMR).

1.4.5 Faktori i shpërhapjes së kolimatorit (S_c) dhe faktori i shpërhapjes së fantomës (S_p).

Doza, në një pikë të mjedisit mund të ndahet në dy përbërës, primar dhe i shpërhapur. Doza primare është kontribut i fotoneve të emetuara nga burimi dhe doza e shpërhapur është rezultat i fotoneve të shpërhapura. Doza e shpërhapur mund të ndahet në përbërësin e kolimatorit dhe në atë të fantomës.

- Faktori i shpërhapjes së kolimatorit (S_c)

Doza e daljes e matur në ajër varet nga madhësia e tufës. Me rritjen e përmasave të tufës rritet dhe doza e daljes për shkak të rritjes së shpërhapjes nga kolimatori, i cili i shtohet tufës primare (shpërhapja nga kolimatori përfshin fotone të shpërhapura nga të gjithë komponentët e kokës së makinës, përgjatë rrugës së tufës). Faktori i shpërhapjes së kolimatorit (S_c) përcaktohet si raport i dozës së daljes në ajër, për një tufë të dhënë, me atë të një tufe reference, $(10 \times 10) \text{ cm}^2$.

- Faktori i shpërhapjes së fantomës (S_p)

Faktori i shpërhapjes së fantomës (S_p) merr në konsideratë ndryshimin në rrezatimin e shpërhapur, që e ka burimin nga fantoma, në një thellësi reference, me ndryshimin e madhësisë së tufës. S_p mund të përcaktohet si raporti i dozës së daljes për një tufë të dhënë në një thellësi reference me dozën e daljes në të njëjtën thellësi për një madhësi tufe reference $(10 \times 10) \text{ cm}^2$.

1.4.6 Shpërndarja e izodozave

Përqindja e dozës në thellësi (PDD), pra shpërndarja e dozës sipas boshtit kryesor është një e dhënë shumë e rëndësishme por jo e mjaftueshme për të karakterizuar një tufë rrezatimi, e cila prodhon një shpërndarje doze tre dimensionale. Për të paraqitur shpërndarjen e dozës jashtë aksit qendror, në mënyrë që të vlerësohet doza në çdo pikë me interes në një trup human të rrezatuar, përdoren kurbat e izodozës.

Një kurbë izodoze lidh pikat me dozë të njëjtë në një plan të vetëm. Kurbat e izodozave për një tufë rrezesh X me një energji të caktuar mund të normalizohen në pikën ku arrihet doza maksimale ose në thellësinë ku është izoqendra.

Forma e kurbave të izodozave varet nga parametrat e tufës, si distanca burim-sipërfaqe (DBS), madhësia e tufës, lloji i tufës etj. Kurba të tilla ndërtohen nga matjet e përfutuara duke përdorur pika fikse në një fantomë uji me anë të një dhomë jonizimi (Figura 1.3).

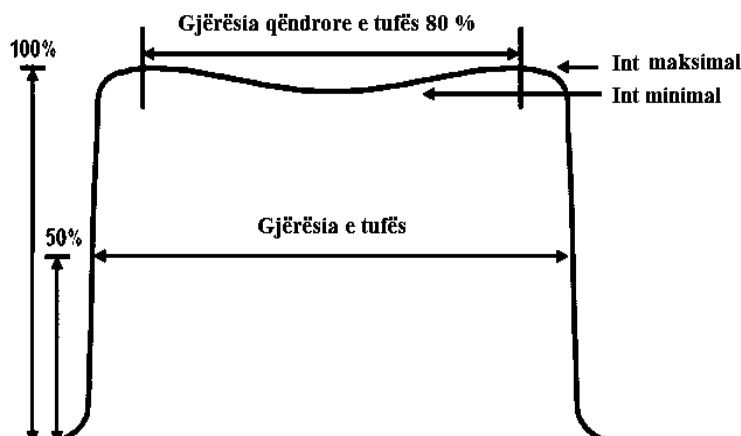


Figura 1.3: Profili i një tufe fototonike

1.5 Llojet e trajtimeve

Pas përcaktimit të PTV-së dhe organeve në rrezik, kërkohet një shpërndarje doze optimale për trajtimin e tumorit. Lloji i makinës dhe i rrezatimit të trajtimit zgjidhet duke i'u referuar karakteristikave të përqindjes së dozës në thellësi (PDD) dhe “build up”, e cila ndryshon me energjinë dhe madhësinë e tufës, (Tabela 1.5).

Tabela 1.1: Të dhëna për makinat e trajtimit [10]

Makina	Energjia (MV)	DBS (cm)	(10x10) cm ²	
			Thellësia e D _{maksimale} (cm)	PDD në 10 cm
Kobalt-60	1.25	100	0.5	58.7
Përsheptues	6	100	1.5	67.5
Linear	10	100	2.3	73
	18	100	3	78

Faktorë të tjerë që përdoren në zgjedhjen e makinës janë dhe efekti i penubres si dhe përcaktimi i tufave, disponueshmëria e kolimatorëve të pavaruar apo MLC-ve, pajisjet për modifikimin e tufave dhe imazhet portalë.

Ekzistojnë tre nivele të planifikimit të dozës, të cilat shtjellohen më poshtë.

1.5.1 Trajtimi konvencional

Për metastazat e kockave mund të përdoret edhe një tufë e vetme me kufi të përcaktuar nga 50 % i izodozës. Në rastet e trajtimeve paliative përdoren tufa paralele dhe të kundërta për shpejtësi dhe thjeshtësi në vendosjen e pacientit (p.sh. mushkëritë), për volume të vogla (p.sh. laring) ose volumeve tangenciale (p.sh. gjiri). Shpërndarja e izodozave tregon se izodoza 95 % nuk konformohet pranë volumit që duhet trajtuar, shpërndarja e dozës nuk është homogjene dhe një pjesë e indit normal rrezatohet me të njëjtën dozë si tumori. Modifikatorët apo filtrat e tufave me përdorimin e pykave ndryshojnë shpërndarjen e dozës për të kompensuar

mungesën e indit, pjerrësinë e konturit të trupit apo pjerrësinë e volumeve shenjë dhe mund të prodhojnë si rezultat një shpërndarje doze më homogjene.

Për shumë tumore të vendosur në thellësi mund të arrihet një dozë radikale vetëm me kombinimin e disa tufave dhe duhet të shmanget mbidozimi i lëkurës dhe indeve të tjera sipërfaqësore. Kur, për të krijuar një plan, kërkohen shumë tufa duhet të përdoren filtra të ndryshëm në mënyrë që të shmangen dozat e larta tek zonat e mbivendosjes së tyre. Për të arritur të njëjtën dozë tek pacientët numri i njesive monitor (MU) do të rritet krahasuar me ato të tufave të hapura, pra që nuk kanë filtra. Sisteme të kompjuterizuara planifikimi doze përdoren për të ndërtuar një shpërndarje doze me tufa me energji, madhësi, peshë, kënd gandri dhe filtra të përshtatshëm për të dhënë një rezultat doze homogjene në gjithë volumin shenjë.

a) Korrigjimet për jo-homogjenitetin

Përthithja e energjisë së një tufe ndikohet në një shkallë të konsiderueshme edhe nga densiteti i indit, i cili është më i ulët në mushkëri sesa në kocka. Këto ndryshime ndikojnë si në formën e shpërndarjes së dozës ashtu dhe në vlerat e izodozës. Prandaj mushkëria duhet të lokalizohet kur planizohen trajtime për tumore të toraksit (psh mushkëri, gji, ezofag, mediastin). Densiteti elektronik relativ i mushkërisë në krahasim me atë të ujit është i rangut 0.2 - 0.3 dhe këto vlera përdoren për të korrigjuar johomogjenitetin.

b) Terapia me elektrone

Terapia me elektrone përdoret për të trajtuar tumore sipërfaqësorë. Në raste të tilla trajtimi vërehet një rënie doze e menjëhershme poshtë izodozës 90 % (4 - 12 MeV) ndaj dhe energjia e elektroneve zgjidhet e tillë që volumi shenjë të përfshihet nga izodozat 90-95 %. Elektronet me energji më të larta (15 - 25 MeV), të përzjera me tufa fotonesh, mund të përdoren për të trajtuar nyjet limfatike të qafës që mbivendosen me shtyllën kurrizore apo tumoret pranë veshit.

Thellësia efektive e trajtimit në centimetra është rreth një e treta e energjisë së tufës në MeV dhe rendja totale rreth një e dyta, por kjo varet edhe nga madhësia e tufës. Ndryshimet në densitetet e indeve siç janë kockat dhe ajri shkaktojnë mungesën e homogjenitetit në shpërndarjen e dozës. Margina të gjërë duhen zgjedhur kur

vendosim për madhësinë e gjërësisë së tufës për të bërë trajtimin e duhur të tumoreve në thellësi. Në rastet kur kemi tumor të infiltruar në lëkurë, duhet shtuar material bolusi (një material me densitet ekuivalent me indet) mbi të. Bolusi gjithashtu mund të përdoret për të rregulluar një kontur të çrregullt, siç janë hunda ose veshi (Figura 1.4).



Figura 1.4: Foto e bolusit

Përdorimi i tufave më të vogla se 40 mm duhen shmangur sepse ato nuk kanë thellësi të përshtatshme të depërtimit dhe për shkak të humbjes së homogjenitetit të tufës.

1.5.2 Trajtimi konformal

Radioterapia konformale tre dimensionale 3D lidh vizualizimin 3D në skanerin CT të tumorit me aftësinë e akseleratorit linear, për të formësuar tufën sipas formës së tumorit. Kjo bën të mundur rrethimin e volumit shenjë sa më shumë të jetë e mundur, duke zvogëluar dozat në indet normale. Plani përfundimtar vlerësohet mbi shpërndarjen e dozës dhe histogramës volumetrike të dozave HVD. Duhet të ketë një komunikim të mirë midis teknologëve, fizikanëve mjekësorë dhe onkologëve radioterapeud për të shmangur transferimet e gabimeve nga skaneri CT, plani i trajtimit tek makina e trajtimit.

Terapia konformale mund të përfshijë dhe përdorimin e tufave të përzjera ku kombinohen fotonet dhe elektronet si pjesë e trajtimit. Tufat mund të modifikohen duke përdorur bolus, filtra dhe kolimatorë MLC. MLC-të janë disa shufra me gjërësi

një centimetër të cilat krijojnë tufa me forma jo të rregullta të cilat i përshtaten formave të tumoreve.

Doza optimale në lëkurë arrihet duke përdorur bolus me densitet të njëjtë me indin. Tufat me energji më të lartë (10 - 18) MV përdoren për trajtimin e zonës pelvike, sepse ato depërtojnë në thellësi të trupit pa dëmtuar indet pranë lëkurës. Energjitë më të ulëta (6 - 8 MV) përdoren për trajtimin e gjirit, kokës dhe qafës.

1.5.3 Trajtimi kompleks

a) Radioterapia me intesitet të moduluar (IMRT)

Radioterapia me intesitet të moduluar (IMRT) krijohet duke përdorur kolimatorët MLC për të përcaktuar intesitetin e tufës në mënyrë të pavarur në pjesë të ndryshme të çdo tufe rënëse për të prodhuar shpërndarjen e dëshiruar uniforme të dozës në volumin shenjë. Pozicioni i shufrave të MLC-ve mund të ndryshojë njëkohësisht me ndryshimin e këndit të gandit, gjatë lëvizjes ose në pozicion fikse të tij. Kjo bën të mundur krijimin e një doze uniforme përreth volumit të planizuar për trajtim, PTV. Plani kërkon specifikimin e dozës së përshkruar për GTV-në, PTV-në dhe për organet në rrezik, në termat e kufizimeve dozë-volum. Sistemi i sigurimit të cilësisë krijon mundësinë e dhënies së saktë të tufave. Verifikimi i një plani IMRT kërkon matje të shpërndarjes së dozës në fantomë, ose një llogaritje të pavarur të njësive monitor (MU) me dozimetri portale. Dhënia e dozës verifikohet edhe gjatë trajtimit, duke përdorur filma ose pajisjen elektronike portale imazherike (EPID). Pozicionimi i saktë i pacientit dhe pakësimi i lëvizjeve të tij, konturimi i volumeve dhe i organeve janë shumë të rëndësishme për trajtimin e sigurtë me teknikën IMRT. Teknika IMRT modulon intesitetin e tufës po ashtu dhe formën gjeometrike të saj, duke dhënë një shpërndarje doze komplekse. E gjithë kjo mbron në maksimum organet në rrezik dhe ul efektet e mëvonshme të rrezatimit.

b) Radioterapia me imazh drejtues (IGRT)

Lëvizja e organeve gjatë trajtimit bën të nevojshëm konsiderimin e dimensionit të katërt, kohën. IGRT i referohet të gjitha teknikave në të cilat imazhet e përftuara me anë të rrezatimit X, të marra gjatë trajtimit, përdoren për të verifikuar nëse trajtimi i dhënë është i njëjtë me atë të planizuar apo jo. Të gjitha ndryshimet në pozicionimin

e trupit gjatë trajtimit mund të monitorohen duke përdorur pajisje imazherike, shpesh herë duke i kombinuar dhe me tatuazhe të vendosura në lëkurë. Për të shmangur lëvizjet për shkak të frymëmarrjes, trajtimi mund të bëhet ndërkohë që pacienti mban frymën, duke përdorur një pajisje automatike të kontrollit të frymëmarrjes, AKF. Kjo e bën të detyrueshme bashkëpunimin me pacientin, por paraqet vështirësi në rastin e pacientëve me sëmundje të mushkërive. Trajtimi jepet në një pjesë të caktuar të ciklit të frymëmarrjes, zakonisht gjatë nxjerrjes së saj, duke përdorur pajisje optike, ose matje fluoroskopike me rrezatim X.

Këto metoda mund të çojnë në zvogëlimin e PTV-së dhe mbrojtje më të mirë të mushkërive, por kërkojnë më shumë kohë në realizim.

1.6 Fraksionimi i dozës dhe specifikimi i saj

Përshkrimi i trajtimit radioterapeud është përgjegjësi e onkologut radioterapeud dhe në përgjithësi ndiqen udhëzime ndërkombëtare, por duke marrë në konsideratë edhe faktorët individualë. Doza ditore e dhënë pacientëve sipas standarteve të Amerikës së Veriut dhe Europës është 2 Gy ose më pak. Në Mbretërinë e Bashkuar dhe Kanada përdorin një program alternativ me fraksione pak më të gjata të cilat ulin numrin e ditëve të trajtimit. Modeli kuadratik linear (LQ) i vrasjes së qelizave tumorale është së fundmi më i përdorshmi për të krahasuar modelet e ndryshme fraksionale, të cilat marrin parasysh efektin e dozës për fraksion dhe ripopullimin e tumorit dhe indeve normale në kohë. Rezultati klinik përfundimtar varet nga doza totale, doza për fraksion, koha e trajtimit, volumi i rrezatuar tumoral dhe i indeve normale dhe procedurave të kontrollit të cilësisë. Kur trajtimi ndërpritet papritur për arsye klinike shkaktohet një boshllëk në trajtim, në këto raste duhet ndryshuar mënyra e dhënies së dozës.

Të gjitha shpërndarjet e dozës janë jo homogjene ndaj dhe doza në PTV ndryshon. Është e vështirë të parashikohet efekti biologjik i një doze të dhënë për shkak të ndryshimeve në densitetin e qelizave në qendër e në periferi të CTV, heterogjenitetit të qelizave tumorale dhe dijeve të pakta për radio-sensitivitetin qelizor në përgjithësi. Sidoqoftë specialisti duhet të përpikët të specifikojë një dozë që është përfaqësuese e dozës së absorbuar në volumin shenjë si të gjithë për të arritur të vlerësojë efikasitetin e trajtimit.

Raportet me nr 50 dhe 62 të Komisionit Ndërkombëtar për Matjet dhe Njesitë e Rrezatimit [1, 2] rekomandojnë që të raportohet doza e rrezatimit e cila është e përshkruar pranë ose në qendër të PTV dhe kur është e mundur edhe tek ndërprerja e akseve të tufave. Doza maksimale është doza më e lartë në një volum shenjë e cila është klinikisht e rëndësishme (zakonisht në një volum më të madh se 15 mm³). Doza minimale e shenjëzës është një parametër i rëndësishëm sepse ajo lidhet me probabilitetin e kontrollit të tumorit. Gjithashtu janë të nevojshme dhe informacione shtesë si doza mesatare dhe një përshkrim i saktë i dozave për organet e rrezikuara. Makinat për trajtimet sipërfaqësore me energji që variojnë nga 50 kV në 150 kV dhe me filtrime të përshtatshme, të cilat përcaktojnë karakteristikat e përqindjes së dozës në thellësi, shërbejnë për të trajtuar tumoret e sipërfaqes së lëkurës. Pikat më të rëndësishme ku përshkruhet doza është ajo ku kemi dozën maksimale (D_{max}), dhe ajo në sipërfaqen e lëkurës. Energjia e duhur zgjidhet nga tabelat për madhësi tufe të ndryshme për një SSD (distancë burim-sipërfaqe) në mënyrë të tillë që të përfshihet edhe volumi shenjë edhe lëkura nga një izodozë 90 %.

KAPITULLI II

RADIOBIOLOGJIA

2.1 Rrezatimi dhe vrasja e qelizave

Rrezatimi jonizues shkakton dëmtimin e ADN. Kjo vjen si rezultat i prodhimit të atomeve të jonizuara, të cilat shkaktojnë prishjen e lidhjeve kimike dhe prodhimin e radikaleve të lira. Efektet klinike më të ndjeshme kanë të bëjnë me mosriparimin e qelizave të cilat rezultojnë në sterilizim, pra i bëjnë ato të paafta për t'u ndarë. Tek tumoret, humbja e aftësisë së qelizave tumorale për t'u shumëuar është një kusht i nevojshëm për eliminimin e tij. Sterilizimi i pjesshëm i qelizave tumorale mund të çojë në një stanjacion vëllimor të tumorit ose në zvogëlimin të tij. Si pasojë, mund të kemi një lehtësim në gjendjen klinike të pacientit, por që mund të ndiqet më pas nga një rritje e tumorit për shkak të atyre qelizave që ruajnë aftësinë e tyre të ndarjes [11].

2.2 Kurbat e mbijetesës së qelizave

Egzistojnë disa teknika të rëndësishme që lejojnë studimin sasior të sterilitetit të qelizave. Për një popullatë qelizash të rrezatuara, pjesa që ka aftësi të riprodhohet (përkundrejt një popullate të parrezatuar) quhet fraksion mbijetese. Kurba e mbijetesës së qelizave të studiuar jepet nga varësia logaritmike e fraksionit të qelizave të mbijetuara ndaj një doze të vetme rrezatimi dhe shprehet me anë të ekuacionit:

$$FM = \text{Exp}(-\alpha d - \beta d^2) \quad (2.1)$$

Ku FM është fraksioni i qelizave të mbijetuara, d është një dozë e dhënë, ndërsa α dhe β janë parametra karakteristike të qelizave në fjalë. Raporti α/β jep rëndësinë relative të termit linear të dozës dhe termit kuadratik të saj për ato qeliza si dhe kontrollon formën e kurbës së mbijetesës (Figura 2.1).

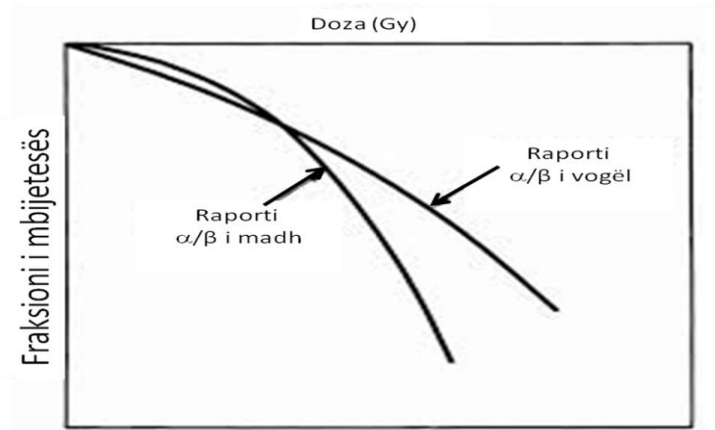


Figura 2.1: Dy kurba mbijetese për qelizat e rrezatuara

Kur raporti α/β është i madh mbizotëron termi linear, kështu që kurba e $\log(\text{FM})$ në lidhje me d është pothuaj një vijë e drejtë, ndërsa kur raporti α/β është i vogël, atëhere termi kuadratik është më i rëndësishëm duke dhënë një vijë me kurbaturë më të madhe. Për qeliza për të cilat kurba e mbijetesës ka një raport shumë të ulët α/β , dyfishimi i dozës mundëson në një efekt më të madh se dyfishi i $\log(\text{FM})$. Qeliza të tilla janë shumë të ndjeshme ndaj ndryshimeve në madhësinë e fraksionit kur rrezatimi jepet me skedulë të fraksionuar.

2.3 Qëllimi radioterapeutik

Qelizat tumorale janë ato që riprodhohen jashtë mekanizmit të kontrollit normal të trupit. Tumoret malinje janë ato qeliza të cilat janë të afta të metastazojnë, pra të përhapen nga origjina e tyre në inde të tjera. Ka shume tipe të qelizave tumorale, disa rriten bashkë e formojnë një mase solide brenda ose në sipërfaqen e një organi ose indi, të tjerë (si p.sh. leuçemia dhe limfomat) janë në gjendje të lëvizin lirshëm nëpër trup apo sistemin limfatik. Në rast se nuk trajtohet, tumori pengon dhe më tej shkatërron funksionin e organit apo indit. Terapia e tumorit ka të bëjë me heqjen ose vrasjen e qelizave tumorale dhe me ndalimin e përhapjes së mëtejshme të patologjisë. Format kryesore të trajtimit janë kirurgjia për heqjen e tumorit, barna për të vrarë dhe parandaluar profilikisht qelizat tumorale (kimioterapia) si dhe përdorimi i rrezatimit jonizues (radioterapia). Këto metoda mund të përdoren edhe të kombinuara. Problemi kryesor në radioterapi është se qelizat tumorale nuk trajtohen

të veçuara, pasi masa tumorale ndodhet pranë ose brenda një organi jetesor. Pra, është e paevitueshme që gjatë rrezatimit të tumorit edhe disa qeliza të shëndetshme të marrin një dozë të madhe. Meqënëse qelizat normale kanë shkallë radiondjeshmërie të ndryshme ndaj rrezatimit jonizues, asnjëherë nuk jepet doza e duhur e rrezatimit për vrasjen e qelizave tumorale. Prandaj një nga qëllimet e radioterapisë është dhënia e dozës më të lartë të mundshme qelizave tumorale duke mbajtur në një kufi të pranueshëm dëmtimin e qelizave normale. Kur kemi të bëjmë me stade të avancuara patologjike tumorale përdorimi i radioterapisë është më i kufizuar (bëhet fjalë për të sëmurë paliativë).

2.4 Efektet e volumeve

Doza totale, fraksionimi i saj në skedule dhe volumi shenjë janë madhësi shumë të ndryshueshme në radioterapi. Kur volumet janë të vegjël, mund të jepen doza më të larta, për një regjim të caktuar fraksionimi. Për shkak të rrezatimit, indet normale mund t'i humbasin aftësitë e tyre të funksionimit. Madje shumë inde normale nuk mund të rigjenerohen nga një qelizë e vetme e mbijetuar. Sidoqoftë, rigjenerimi i indeve mund të ndihmohet nga imigrimi i qelizave fqinje të pa rrezatuara, në mënyrë të veçantë në qoftë se volumi i trajtuar është i vogël. Volumi është gjithashtu një përcaktues i rëndësishëm i reagimit të qelizave apo indeve normale për një dozë të dhënë. Së pari, volumet e mëdha japin më pak mundësi për qelizat që të drejtohen tek “rezervat funksionale” të tyre dhe së dyti, ato rritin mundësitë që organet në rrezik të tejkalojnë kufirin e dozës së lejuar. Këta faktorë ndryshojnë në varësi të strukturës së indit apo qelizës, dhe ndryshojnë nga një trajtim në tjetrin. Në përgjithësi, probabiliteti i komplikacionit të qelizave normale rritet me dozën dhe me volumin e rrezatuar. “Doza tolerante” përcaktohet në mënyrë arbitrare si doza që nuk jep më shumë se 5 % mundësi për efekte anësorë, bazuar në eksperiencën klinike. Toleranca nuk ndikohet vetëm nga volumi por edhe nga ndjeshmëria ndaj rrezatimit dhe madhësisë së fraksionimit.

2.5 Doza e rrezatimit dhe probabiliteti i kurimit të tumorit

Objektivi i radioterapisë radikale është sterilizimi i plotë i çdo qelize të pranishme tumorale. Duhet pasur parasysh fakti që indet normale duhet të mos dëmtohen jashtë

limiteve [12]. Rrezatimi i vret qelizat tumorale në mënyrë të rastësishme, që do të thotë që çdo qelizë tumorale shkatërrohet me të njëjtin probabilitet. Ky probabilitet varet nga doza e dhënë. Fraksioni i mbijetesës FM_2 është probabiliteti i çdo qelize që i mbijeton një doze të vetme 2 Gy, e cila është doza që përdoret më shpesh si fraksion. Për një karcinomë tipike vlera e FM_2 është 0.5. Pas fraksionit të parë prej 2 Gy, mbijetojnë 50 % e qelizave. Pas fraksionit të dytë vazhdojnë të mbijetojnë 50 % e qelizave që mbijetuan nga fraksioni i parë (pra 25 % e popullatës fillestare) e kështu me radhë. Pas F fraksioneve probabiliteti përfundimtar i mbijetesës do të jetë $(FM_2)^F$ [13]. Kështu që, për një trajtim standard që ka 30 fraksione prej 2 Gy, probabiliteti përfundimtar do të jetë 0.5^{30} .

Këto marrëdhënie kanë disa implikime klinike interesante. E para nuk ka dozë që të japë probabilitet zero të mbijetesës së qelizave. Edhe pas dhënies së një doze shumë të lartë do të egzistojë një probabilitet, edhe pse i vogël i mbijetesës së çdo qelize. Sidoqoftë, një tumor i dukshëm përmban një numër shumë të madh qelizash, kështu që, nëse çdo qelizë individualisht do të ketë një probabilitet të vogël të mbijetesës atëhere egziston mundësia që të paktën një qelizë të mbijetojë dhe të rikrijojë tumorin. Gjithashtu duhet ditur dhe lidhja midis dozës së dhënë dhe probabilitetit që një popullim i tërë qelizash të sterilizohet, çka është dhe baza për të kuruar tumorin. Numri i trajtimeve të nevojshëm për të arritur vlera të probabilitetit kurues prej 90 % është i llogaritshëm (theksojme se 100 % probabilitet kurimi nuk arrihet as me dozë infinite) [14].

Gjithashtu, llogaritjet mund të përsëriten për tumore të madhësive të ndryshme dhe për vlera të ndryshme të FM_2 që përfaqësojnë tipe tumoresh më shumë apo më pak të ndjeshme. Ky është një model i thjeshtë që përdoret në përlllogaritje. Ai ka dy veçori, së pari duhet thënë se lidhja midis numrit të qelizave tumorale dhe numrit të trajtimeve është logaritmike, pra një ndryshim i madh në numrin e qelizave korrespondon me një ndryshim të vogël në numrin e trajtimeve dhe kështu në dozën totale të kërkuar (Figura 2.2).

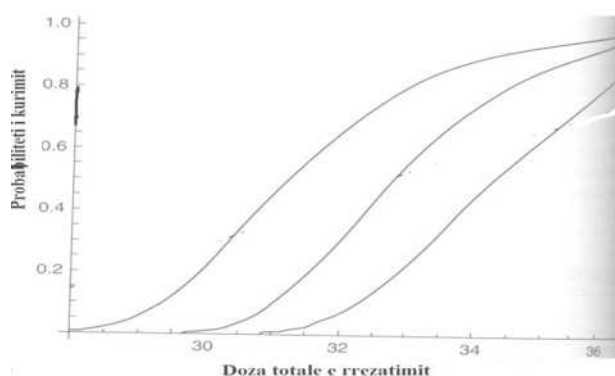


Figura 2.2: Grafiku i varësisë së probabilitetit të kurimit nga doza totale e rrezatimit

Në zonat me shpërndarje mikroskopike mundësitë janë që densiteti i qelizave tumorale të bjerë gradualisht me rritjen e distancës nga kufiri i dukshëm i tumorit. Ky fakt sugjeron që dozat radioterapeutike duhet të zvogëlohen në mënyrë proporcionale me largësinë, pra në proporcion me logaritmin e densitetit të qelizave. Megjithëse densiteti i qelizave nuk njihet me saktësi, përsëri mund të jetë me përparësi një shpërndarje e dozës si në rastin e radioterapisë konvencionale apo IMRT. Veçoria e dytë e modelit është që një ndryshim i vogël tek FM_2 jep një efekt të madh në dozën totale të kërkuar.

Një veçori tjetër në lidhjen dozë-kurë është dhe pjerrësia e rritjes në probabilitetin e kurimit të tumorit me dozën totale. Kjo bën që diferenca të vogla në dozën totale të shkaktojnë një diferencë të madhe të probabilitetit kurues për çdo tumor.

Për një tumor të madh dhe rezistent, me probabilitet kurimi pothuaj zero, rritja e dozës do të sjellë një diferencë shumë të vogël në kurim. Në qoftë se regjimi i trajtimit arrin një probabilitet kurimi 50 %, është pikërisht kjo situatë ku kurba dozë-reagim ngjan me modelin e Poisonit. Kjo nënkupton që për çdo pacient individual egziston një probabilitet, zakonisht i panjohur, ku një ndryshim i madh në probabilitetin e kontrollit të tumorit do të vijë nga një ndryshim i vogël në dozën e dhënë.

KAPITULLI III

ORGANET NË RREZIK DHE TOLERANCAT PËR INDET NORMALE

3.1 Raporti terapeutik

Në një trajtim radioterapeutik është me rëndësi të kuptohet koncepti i raportit terapeutik. Meqënëse kurimi bashkë shoqërohet gjithmonë edhe me dëmtimin e indeve normale, duhet të ketë një ekuilibër midis sigurisë që të gjitha qelizat tumorale të marrin një dozë vdekjeprurëse rrezatimi dhe që efektet e menjëhershme dhe të mëvonshme në indet e shëndosha të jenë të tolerueshme. Kjo balancë do të ndikohet si nga doza e plotë, doza fraksionale, barnat e përdorura ashtu dhe nga faktorë individualë për çdo pacient. Shpeshherë kemi një reduktim të dozës për shkak të këtyre efekteve negative të hershme apo të vona, çka do të thotë që rritja e dëshiruar e dozës në mënyrë që të kurohet tumori kushtëzohet nga reagimi i indeve normale ndaj rrezatimit. Edhe pse balanca optimale e kurimit dhe e efekteve anësore është arritur për disa teknika të ndryshme në radioterapi, nëse sigurohet një pozicionim me i mirë i pacientit mund t'i jepen doza më të mëdha tumoreve. Kur përdoren teknika konformale, atëherë mund të ulet doza në organet kritike dhe mund të minimizohet numri i pikave me doza më të larta apo më të ulëta nga ajo e kërkuar [15]. Efektet në indeve normale mund të specifikohen në lidhje me probabilitetin e ndodhjes, ashpërsinë dhe ritmin e ripërtëritjes së tyre. Dëmet apo lëndimet nga rrezatimi mund të shfaqen shumë shpejt pas trajtimit (efektet e hershme) ose pas disa muajsh deri në disa vjet më vonë (efektet e vona). Shfaqja e dëmtimeve mund të varet edhe nga ndjeshmëria gjenetike [16]. Është vlerësuar se 20 % e ndryshimeve në ndjeshmërinë e indeve normale ndaj rrezatimit janë të rastësishme dhe 80 % deterministike, përfshirë këtu edhe shkaqet e ndryshimeve gjenetike. Efektet e vona do të varen gjithashtu edhe nga hierarkia organizative e indeve të rrezatuara në rrezik, pavarësisht nëse ato janë qeliza seriale apo paralele.

3.2 Organet në rrezik

Komisioni Ndërkombëtar për Matjet dhe Njesitë e Rrezatimit i përcakton organet në rrezik si ato inde normale që shtrihen pranë tumoreve dhe në këtë mënyrë mund të

përfshihen në volumin e trajtuar, me rrezikun që rrezatimi të shkatërrojë në mënyrë të pariparueshme funksionet e tyre normale [1, 2]. Përgatitja e një plani trajtimi përfshin konturimin në tre dimensione jo vetëm të tumorit dhe të mundësisë së përhapjes së tij por edhe të organeve në rrezik.

Oganet në rrezik duhen konturuar sipas protokolleve, kështu që doza duhet të lidhet me efektet përfundimtare dhe të bëhen krahasime midis institucioneve. Në përzgjedhjen e dozës së rrezatimit duhet bërë kujdes sepse lëvizja e organeve dhe gabimet gjatë trajtimit çojnë në një volum trajtimi më të madh, i cili do të mbivendoset me indet normale.

Për disa tumore volumi i trajtimit mund të bëhet me një plan ku dozat e lejuara për indet normale nuk tejkalohen. Shpeshherë duhet vendosur një ekuilibër midis rrezikut të mundshëm tek indet normale dhe humbjes së kontrollit mbi tumorin [17]. Është shumë e rëndësishme të merret në konsideratë tipi dhe pesha e efektit, pasojat e mundshme nga një rikthim i tumorit dhe fakti sesi një pacient e përballon radioterapinë. Kështu, dëmet e vonshme tek shtylla kurrizore rezultojnë në paraliza të pa korrigjueshme, kurse një ngushtim i ezofagut apo një katarakt mund të jenë të kurueshme. Raste të tjera mund të jenë të pranueshme nëse për shembull të rrezatohet një veshkë me dozë të lartë në qoftë se tjetra funksionon normalisht.

3.3 Dozat e lejuara

Janë bërë shumë studime që ndihmojnë në përcaktimin e dozave maksimale të lejuara në radioterapi. Dozat e tabeluara të lejuara që përdoren në praktikë shpesh ekstrapolohen nga laboratorët e studimeve me kafshë ose në rastin më të mirë lidhen me teknikat radioterapeutike të përdorura më parë [18]. Veç kësaj, doza për fraksion, volumi për trajtim apo terapia paralele ndikojnë në probabilitetin e efekteve të vona që ndodhin në çdo pacient individual [19]. Kështu që është e domosdoshme përcaktimi i të ashtuquajturave doza të lejuar. Duhet të theksojmë këtu se këto vlera dozash ndryshojnë me kalimin e kohës për një sërë faktorësh. Doza e dhënë një volumi indor në një plan tre dimensional, përshkruhet dhe mund të lidhet me efektet e hershme apo të vona të saj. Ky përshkrim bëhet në formën e histogramës dozë-volum (HDV). Forma dhe sipërfaqja nën kurbën e histogramës dozë-volum përdoret për të siguruar se volumi shenjë është mbuluar në mënyrë të përshtatshme me një dozë homogjene dhe se doza në organet kritike është nën limitet e lejuara. Doza

llogaritet nëpërmjet sistemit të planit të trajtimit për çdo piksel të organit të konturuar duke gjeneruar histogramën dozë-volum.

Nëse histogramat dozë-volum merren për një grup pacientësh për të cilët janë rregjistruar efektet e hershme e të vona, pika në histogramën dozë-volum mund të lidhen me probabilitetin e ndodhjes së këtyre efekteve. Është shumë e rëndësishme që të shihet dhe rregjistrohet e gjithë histograma dozë-volum për një volum dhe jo të bëhet kjo vetëm për dozën në një pikë të volumit. Kjo bëhet e nevojshme sidomos kur krahasohen dy plane për të njëjtin pacient. Plani që zgjidhet është ai ku volumi i planizuar për trajtim mbulohet më mirë me dozën e përshkruar dhe organet në rrezik mbrohen në maksimum.

3.4 Dozat limite të organeve biologjike

- Shtylla kurrizore

Kur trajtohen tumoret pranë shtyllës kurrizore duhet të tregohet kujdes, sepse një pasojë e mundshme nga dëmtimi për shkak të rrezatimit është paraliza e pakthyeshme apo e pariparueshme. Ka një mungesë të të dhënave klinike mbi të cilat të vlerësohet limiti i dozës për shtyllën kurrizore. Shtylla kurrizore sipas studimeve rekomandohet duhet përcaktuar me një margin rreth 5 mm. Doza për çdo pjesë të shtyllës kurrizore duhet të jetë më e vogël se 46 Gy, por mund të ndodhë që një pjesë shumë e vogël ($<1\text{cm}^3$) të marrë një dozë prej 50 Gy. Në qoftë se një gjatësi prej 15 cm e shtyllës kurrizore është në trajtim, atëhere doza nuk duhet të jetë më e madhe se 44 Gy. Në qoftë se doza për fraksion rritet me disa përqind për shkak të jo homogjenitetit, atëhere duhet bërë e mundur që doza tek shtylla kurrizore të mbahet vazhdimisht më e ulët. Doza më të larta mund të përdoren vetëm në rastet e rrezatimit për arsye lehtësimi (rasti paliativ).

- Truri dhe nervat periferikë

Për tumorët primarë të trurit punohet me doza të larta sidomos kur është frika e një ripërsëritje të tij me pasoja dëmtimin e trurit. Përdorimi më i shpeshtë i dozave limite është për tumoret e kokës dhe qafës, ku PTV-ja është afër indeve nervore. Në qoftë se truri nuk është pjesë e volumit në trajtim, atëhere doza tek ai nuk duhet të kalojë në asnjë pjesë 60 Gy. Trungu i trurit është përcaktuar gjithmonë si më radiosensitiv sesa pjesa tjetër e trurit. Ai nuk duhet të marrë më shumë se 54 Gy (1 % deri në 60 Gy). Për nervat periferikë doza duhet limituar deri në 60 Gy.

- Nervat optike dhe indet orbitale

Dozat limite për strukturat optike zakonisht përcaktohen kur janë pranë PTV-së. Duke i dhënë më pak dozë sesa i është përcaktuar PTV-së, ne rrisim rrezikun e rikthimit të patologjisë.

- Nervat optike - doza në çdo pikë <50 Gy. Në qoftë se PTV është shumë afër njërit nga nervat optikë pranohet dhe <55 Gy.

- Kiazma optike - doza në çdo pikë <50 Gy

- Gjëndrat e lotit - doza në çdo pjesë <35 Gy

- Kristali i syrit - doza në çdo pjesë <10 Gy. Efekti i vonë, katarakti apo perdja e syrit, mund të trajtohet me sukses. Pra, dozat mund të kalohen në raste të veçanta.

- Retina - doza në të gjithë retinën <45 Gy. Doza në volume të vogla <60 Gy.

- Mukoza

Volumet e rrezatuara duhen zvogëluar në mënyrë që të reduktohen mukozitet akute. Për të parandaluar ngushtimin e ezofagut, gjatësia e volumit të ezofagut në rrezatim duhet të mbahet sa më i shkurtër të jetë i mundur, në rastin ideal 10 cm.

- Mushkëria

Fibrozat e vona janë të lidhura më shumë me V_{20} me një shenjzë <32 % të volumit mushkëri-PTV që marrin më shumë se 20 Gy. Shpeshherë përfshihen dhe parametra të tjerë të histogramës dozë-volum, si p.sh. doza mesatare e mushkërisë etj.

- Veshka

Doza tek dy të tretat e një veshke (dhe idealisht të dyja) duhet të jetë poshtë 20 Gy.

- Mëlçia

Në qoftë se rrezatohet e gjithë mëlçia, doza duhet të jetë më e vogël se 30 Gy në mënyrë që të shmanget dëmtimi i saj. V_{30} duhet të jetë nën 60 %.

- Testet dhe ovaret

Për testet doza prej 0.2 Gy mund të shkaktojë prodhim tranzitor të ulët të spermës. Dozat 2-3 Gy mund të ulin numrin e spermës për 2 - 3 vjet. Doza më të larta se 6 Gy shkaktojnë sterilitet të përhershëm dhe më shumë se 20 Gy ndikon në prodhimin e hormoneve. Periodat ndalohen në doza më të larta se 1.5 Gy dhe doza 6 - 15 Gy shkaktojnë mosfunksionim të përhershëm të ovareve. Me rritjen e moshës ulët kufiri i dozave që shkaktojnë këto efekte.

KAPITULLI IV

PARAQITJE TEKNIKE E PASAKTËSIVE GJEOMETRIKE NË RADIOTERAPI

Hyrje

Arsyeja kryesore se përse llogaritim gabimet gjeometrike në radioterapi është për të përcaktuar marginat në volumin shenjë. Le të shohim një shembull për përcaktimin e madhësisë së këtyre marginave. Përcaktimi i një volumi klinik, CTV, në zonën pelvike mund të varet nga dimensionet e rektalit (zorrës së trashë). Duke i atribuar një shpërndarje të përafërt Gausiane pozicionit të CTV-së përreth mesatares, devijimi standard i kësaj lëvizjeje shërben më pas për të përcaktuar marginat e nevojshëm përreth volumit klinik, CTV.

Komisioni Ndërkombëtar i Njesive dhe Matjeve të Rrezatimit [1. 2] duke konsideruar këtë problem sugjeron të shtohet një margin i brendshëm për të prodhuar një volum të brendshëm, ITV, i cili merr parasysh lëvizjet e organit. Komisioni Ndërkombëtar i Njesive dhe Matjeve të Rrezatimit sugjeron të shtohet edhe një margin tjetër, margini i pozicionimit, i cili merr parasysh pasaktësitë në pozicionimin e pacientit.

Megjithatë, sipas studimeve, CTV-ja, të cilës i janë shtuar marginat, jo gjithmonë është në pozicionin e saj mesatar. CTV-ja konturohet duke përdorur pamjet e skanerit të cilat e kanë “ngrirë” pozicionin e organit gjatë gjithë procesit të trajtimit, por ky pozicion mund të ndryshojë nga pozicioni mesatar. Në qoftë se ky do të jetë rasti duke shtuar, p.sh. një margin të dhënë përreth CTV-së, së pari, kjo mund të çojë në dhënien e një doze më të vogël se ajo e përshkruar dhe së dyti margini i përfutur mund të jetë më i madh se margini i duhur gjatë trajtimit. Për të arritur në përcaktimin e marginave të trajtimit ndiqet kjo procedurë:

Hapi i parë, i quajtur “përgatitja për trajtim”, i përcaktuar nga van Herk [20], ka të bëjë me përcaktimin e një volumi mjaftueshëm të madh që të përmbajë CTV-në në pjesën më të madhe të rasteve. Sipas van Herk pranohet që volumi i dhënë duhet të përmbajë pozicionin mesatar të CTV-së në 90 % të rasteve. Ky volum quhet volumi sistematik, STV.

Hapi i dytë, ose “ekzekutimi i trajtimit”, në terminologjinë e van Herk, është t’i atribuojë STV-së një pasaktësi që buron nga lëvizjet e organit gjatë periudhës së trajtimit si dhe gabimet gjatë pozicionimit të pacientit. Këtij volumi i shtohet një margin tjetër, i cili përfaqëson gjerësinë gausiane të pasaktësive inter-fraksionale (pra nga një trajtim në tjetrin).

Volumi i përfutur quhet volumi i planizuar për trajtim, PTV. Këtu është e rëndësishme të dallojmë midis volumit sistematik, STV dhe volumit të brendshëm, ITV. Volumi i brendshëm, ITV, është përcaktuar nga zgjerimi i volumit klinik, CTV, për shkak të ndryshimeve në pozicionim, madhësi dhe formë ashtu si STV-ja, por volumi i brendshëm, ITV, nuk përfshin marginat që llogaritin pasaktësitë sistematike (që janë konstante gjatë trajtimit të pacientit) apo për pasaktësitë në ekzekutimin e trajtimit. Nga ana tjetër, volumi sistematik, STV, llogarit jo vetëm pasaktësitë në pozicionimin e organit, siç bën volumi i brendshëm, ITV, por përfshin të gjitha pasaktësitë e tjera që rezultojnë në një gabim sistematik, për një pacient të dhënë. Këto pasaktësi përfshijnë gabimet sistematike që vijnë gjatë dhënies së trajtimit. Burimet më të mëdha të gabimeve sistematike që përcaktojnë volumin sistematik, STV, shfaqin gjerësisht shpërndarje Gausiane me devijim standard, Σ_i , ku i përfaqëson një burim të dhënë të pasaktësisë. Devijimi standard paraqitet si një madhësi vektoriale për të theksuar faktin se ai mund të marrë vlera të ndryshme në drejtime të ndryshme. Madhësia e një gabimi nga një burim i dhënë pasigurie, që është “ngrirë” në një përgatitje trajtimi, kthehet kështu në një gabim sistematik për atë pacient. Gabimet e ekzekutimit të trajtimit gjithashtu janë me natyrë gausiane dhe zakonisht marrin një vlerë të ndryshme tek çdo fraksion gjatë trajtimit. Devijimin standard të këtyre pasigurive e shënojmë me σ , për t’i dalluar ato nga gabimet sistematike Gausiane.

Burimet individuale të gabimeve që kontribuojnë tek pasiguritë gjeometrike në radioterapi paraqiten si më poshtë:

Gabimet sistematike që kontribuojnë në margin CTV-STV:

a) *Gausiane*:

- Gabimi i konturimit të doktorit
- Pozicioni i organit dhe forma në kohën e lokalizimit
- Gabimi i transfertës së fantomës

-Gabimi sistematik i pozicionimit

b) *Lineare*

-Gabimi i pozicionit për shkak të frymëmarrjes

-Gabimi i algoritmit të tufës të SPT

Gabimet e ekzekutimit të trajtimit që kontribuojnë në margin CTV-STV

a) *Gausiane*

-Gabimi ditor i pozicionimit

-Pozicioni dhe forma e organit (me përjashtim të frymëmarrjes)

-Penubra e tufës

Një pjesë e madhe e këtyre gabimeve trajtohen si madhësi vektoriale. Gabimet individuale sistematike Gausiane kombinohen për të dhënë një devijim standard Σ , dhe gabimet e ekzekutimit Gaussian të trajtimit kombinohen për të dhënë një devijim standard σ . Pjesa më e madhe e pasigurive gjeometrike nuk varen nga lloji i rrezatimit (fotone apo elektrone).

4.1 Margini CTV-STV

Margini CTV-PTV merret nga kombinimi i gabimeve sistematike gausiane dhe ato lineare (frymëmarrja dhe algoritmi i tufës). Gabimet sistematike Gausiane kombinohen për të dhënë një devijim standard të përbërë, Σ . Për të përcaktuar sesi Σ kontribuon në marginin CTV-STV, ndiqet kjo rrugë.

Në fillim supozohet se CTV-ja është një masë e ngurtë dhe konsiderohet një pikë në të. Më pas lejohet CTV-ja të lëvizë në mënyrë të rastësishme, pa rrotullim, kështu që pozicioni i pikës përcaktohet me një shpërndarje probabilitare Gausiane tre dimensionale, me qendër në pozicionin mesatar të pikës. Në këtë rast pranohet se CTV-ja “ekziston” kur ndodhet tek pozicioni i rastësishëm në lidhje me pozicionin e saj mesatar. Sipas studimit [20] nga vetitë e shpërndarjes Gausiane tre dimensionale 3D egziston 90 % mundësi që sipas imazhit kjo pikë të ndodhet brenda një elipsoidi me gjysmëdiametër të dhënë nga 2.5Σ , me qendër në pozicionin mesatar të pikës.

Kjo është e vërtetë për çdo pikë brenda CTV-së, pra vlen për të gjithë elipsoidet e vizatuar rreth të gjitha pikave të imazhit që ndodhen në sipërfaqen e CTV-së. Pra, ka

90 % mundësi që pozicioni mesatar i të gjithë CTV-së do të shtrihet brenda sipërfaqes së elipsoidit. Si rrjedhojë nëse një margin $2.5\sum$ ndërtohet rreth imazhit të CTV-së, të konturuar gjatë përgatitjes së trajtimit, atëhere pranohet se në 90 % të rasteve pozicioni mesatar i CTV-së do të shtrihet plotësisht brenda këtij margini. Kjo analizë nuk përfshin efektin e rrotullimit. Është e rëndësishme të nënvizojmë që argumenti i “trupit të ngrirë” i përdorur për të marrë marginin $2.5\sum$, është më pak i aplikueshëm për pasaktësitë e masës, formës dhe konturimit.

Lëvizja e organit, e shkaktuar gjatë procesit të respirim-despirimit, nuk është Gausiane. Indi, nën ndikimin e këtij procesi, kalon kohën më të madhe të tij afër dy pozicioneve ekstreme të ciklit të respirim-despirimit (sidomos despirimit), prandaj sugjerohet se mënyra më e mirë për të përfshirë edhe gabimin e respirim-despirimit është shtimi linear i tij. N.q.s drejtimi i lëvizjes është anterior-posterior dhe amplituda e lëkundjes është l_{bl} , sugjerohet që madhësia me të cilën margini rritet në drejtimet anterior dhe posterior duhet të jetë l_{bl} . Kjo bën të mundur që pozicioni i CTV-së në ciklin e respirim-despirimit, ku ajo “ekziston” të jetë e njohur. N.q.s ky pozicion është i pasigurtë, atëhere shtohet margini l_{bl} në të dy drejtimet anterior-posterior.

Një gabim tjetër që duhet shtuar linearisht në margin është dhe gabimi i algoritmit të tufës fotonike, ‘a’. Në qoftë se gjërësia e tufës e llogaritur nga sistemi i planit të trajtimit (TPS) është ‘a’ më e vogël se gjërësia e matur, atëhere kjo vlerë ‘a’ duhet të shtohet përreth marginit të trajtimit. Duke kombinuar gabimet sistematike Gausiane dhe gabimet lineare, atëhere përftojmë një CTV e cila, në 90 % të rasteve, do të jetë e përfshirë në një zonë, që e zgjeron sipërfaqen e konturimit të CTV-së me një vlerë $2.5\sum+a+b$. Kjo përcakton sipërfaqen STV-së.

4.2 Margini STV-PTV

Formula e mësipërme për marginat merr parasysh gabimet sistematike. Sidoqoftë gjatë trajtimit në procesin ditor të pozicionimit futen dhe gabime të rastësishme, për shkak të ndryshimeve në pozicionin e shenjzës që shkaktohet nga lëvizjet e organit. Këto gabime apo pasaktësi llogariten për të zgjeruar STV-në me një tjetër margin, për të dhënë volumin e planifikuar për trajtim, STV-PTV. Kjo ka si qëllim krijimin e një margini midis kufirit të tufës rënëse të rrezatimit dhe STV-së, në mënyrë që gjatë

gjithë trajtimit doza e mbledhur të mos jetë më e vogël se 95 % e dozës së planifikuar për trajtim në kufijtë e STV. Kjo përkon dhe me udhëzimet e Komisionit Ndërkombëtar të Matjeve dhe Njesive të Rrezatimit 50 [1] i cili kërkon që doza kudo në PTV nuk duhet të jetë më e vogël se 95 % e dozës së planifikuar.

Ne ndjekim qasjen e van Herk, që tufa e trajtimit është e “paqartë” në një masë që do të varet nga madhësia e gabimeve të rastësishme ditore. Këto gabime përfshijnë lëvizjen e shenjës. Ndonjëherë është më e lehtë të mendohet shenjëza si e palëvizshme dhe të konsiderohet lëvizja relative midis shenjës dhe tufës si kontribuese në paqartësinë e tufës.

4.3 Gjërësia e marginit për një tufë të vetme

Nga ana matematike “paqartësia” arrihet duke mbivendosur (shkrirë) profilin e tufës me shpërndarjen probabilitare të Gausit, për një zhvendosje të tufës nga pozicioni i saj mesatar. Devijimi standard i shpërndarjes Gausiane varet nga madhësia e pasaktësive kontribuese të pozicionimit dhe lëvizjes së organit. “Paqartësia” e profilit të tufës fotonike mund të jetë për shkak të një mbivendosje të një funksioni “top hat” dhe një funksioni Gaussian të devijimit standard, σ_p , ku σ_p është përcaktuar nga paqartësia e gjërësisë të tufës fotonike. Kështu që margini midis kufirit të tufës dhe kufirit të STV-së nevojitet të jetë 1.64 σ në mënyrë që të arrihet kriteri i dozës 95 %. Kështu e gjithë gjërësia e marginit duhet të jetë:

$$2.5\sigma + a + b + 1.64(\sigma - \sigma_p) \quad (4.1)$$

Ky margini përcakton se izodoza 95 % përfshin volumin e planifikuar për trajtim, PTV, për një plan trajtimi me një tufë të vetme.

4.4 Plane me shumë tufa

Në rastet e planeve me shumë tufa, ajo tufë që ndodhet më afër kufirit të volumit shenjë mund të jetë e vetme ose mund të jenë disa të tilla. Në këtë rast nuk do të jetë 95 % e nivelit në penubërën së kësaj tufe që korrespondon me dhënien e 95 % të dozës në sipërfaqen e duhur, për shkak të kontributit të dozave nga tufat e tjera. Margini i një konfigurimi plani të tillë trajtimi vlerësohet me anë të këtij relacioni:

$$CTV-PTV=2.5\sum+a+b+\beta(\sigma-\sigma_p) \quad (4.2)$$

ku vlera e β varet nga detajet e konfigurimit të tufave [21].

Në tabelën 4.1 janë pasqyruar vlerat e β për konfigurime të ndryshme tufash. Kjo tabelë ndërtohet duke supozuar se kontributet e tufave janë të barabarta dhe tregohet se në praktikë gabimi për këtë supozim është i vogël [21]. Në përgjithësi vlera e β duhet të reflektojë kombinacionet e ndryshme të tufave në drejtime të ndryshme. Këto drejtime janë pingulet me kufijtë e tufave që përcaktojnë volumet shenjë. Në përgjithësi normalet me kufijtë e tufave që përcaktojnë β nuk do të jenë në një linjë me akset kryesore që përdoren në algoritmat e rritjes së volumeve në sistemin e planit të trajtimit. Sidoqoftë në praktikë është e mjaftueshme të zgjidhet vlera e β për drejtimet e atyre normaleve që janë më shumë korresponduese me akset kryesore. Ekuacioni 4.2 siguron se CTV-ja do të jetë plotësisht e mbuluar në 90 % të rasteve.

Tabela 4.1: Vlerat e β për konfigurimet e ndryshme në një plan trajtimi [22]

Numri total i tufave	Plane tërthore (tufa jo paralele dhe të kundërta)	Plane tërthore (tufa paralele dhe të kundërta)	Drejtimi Craniocaudal (superiore-inferiore)
1	1.64	-	1.64
2	1.28	1.64	1.64
3	1.04	1.44	1.64
4	0.84	1.28	1.64
5	0.67	1.15	1.64
6	0.52	1.04	1.64

4.5 Formulimi i gjerësisë së penubrës dhe PTV-së në Raportin 62 të KNMNR

Nga ekuacioni 4.2 del qartë se margini CTV-PTV varet nga gjerësia e penubrës. Megjithatë duke pasur parasysh se σ është vetë funksion i σ_p , është e qartë se σ - σ_p dhe si dhe rrjedhojë dhe margini CTV-PTV nuk janë shumë të varura nga gjerësia e penubrës.

Raporti 62 i Komisionit Ndërkombëtar të Matjeve dhe Njesive të Rrezatimit përcakton se gjerësitë e penubrave të tufave rrezatuese nuk merren në konsideratë kur konturojmë PTV-në. Ky formulim tenton të theksojë se doza kudo brënda PTV duhet të jetë afër dozës së planifikuar (në fakt jo më të vogël se 95 %).

4.6 Kombinimi i gabimeve

Devijimi standard sipas një drejtimi, si kombinim i një numri gabimesh Gausiane jo korrelative me njëri tjetrin, jepet me shumën kuadrative të këtyre gabimeve në drejtimin e dhënë. Në sistemin tre dimensional, sipërfaqja e probabilitetit të njëjtë për një gabim Gaussian përgjithësisht është një elipsoid. Boshtet kryesore, që zgjidhen sipas drejtimeve majtas-djathtas, poshtë-lartë, inferiore-superiore, përgjithësisht nuk përputhen me “drejtimet kryesore apo kardinale”. Në rastet izotropike, ku probabiliteti është i njëjtë në të gjitha drejtimet, elipsoidi bëhet një sferë. Devijimi standard i një kombinimi gabimesh izotropik është thjesht një shumë kuadratike e përbërësve të devijimeve standarte. Për rritjen e volumeve shenjë edhe sistemi më i mirë plani trajtimi ofron një elipsoid me boshtet kryesore në drejtimet kardinale. N.q.s të gjithë gabimet Gausiane që kontribuojnë tek Σ dhe σ konsiderohen gjithashtu të kenë akset kryesore në drejtimet kardinale, përbërësi x i Σ është thjesht shuma kuadratike e devijimeve standarte të gabimeve sistematike Gausiane në drejtimin x dhe në mënyrë të ngjashme për drejtimet e tjera dhe për gabimin σ .

4.7 Llojet e gabimeve

-Gabimi i konturimit të doktorit

Ky gabim konsiderohet si burimi më i madh i pasigurive gjeometrike në procesin e trajtimit. Me konturimin e CTV-së nga doktori, ky gabim do të transmetohet përgjatë procesit të trajtimit dhe kështu Σ_{doktor} rezulton një gabim sistematik. Duhet

të theksojmë këtu se gabimi mund të jetë i madh në drejtimin superior-inferior për shkak të hapësirës midis prerjeve të CT skanerit. Është e rëndësishme të theksohet se ndërsa është supozuar heshturazi se kemi shpërndarje Gausiane për pasaktësinë e konturimit të doktorit (duke injoruar shtimin e ndërlikimeve që futen si pasojë e hapësirës së prerjeve të skanerit), ky është një thjeshtim në kontekstin e konturimit të një margini për të llogaritur pasaktësinë. N.q.s pasaktësia e konturimit të çdo pike të shenjzës do të ishte me të vërtetë Gausiane, atëhere në një kontur që përmban një numër të papërcaktuar pikash perreth tij, do të kishim një numër të papërcaktuar gabimesh të mëdha të konturimit.

-Gabimi i pozicionit dhe formës së organit

Ky gabim përfshin lëvizjen e CTV-së dhe ndryshimet në formën e CTV-së. Lëvizja e organit dhe ndryshimet e formës për të cilat flitet këtu janë ato për shkak të efekteve të tilla si distension i zorrës së trashë apo mbushjes së fshikëzës së urinës, por jo procesit të respirim-despirimit mbi CTV-në. Disa nga pasaktësitë, që lidhen me lëvizjet e organit, të përdorura për përcaktimin e marginit CTV-STV, gjithashtu përdoren edhe për llogaritjen e marginit STV-PTV. Kjo nuk është llogaritje e dyfishtë. Përpara se të përdoret devijimi standard i lëvizjes së organit për të llogaritur pasaktësitë ditore të pozicionimit që kontribuojnë tek PTV-ja, fillimisht duhet të merret një paraqitje e pozicionit të CTV-së dhe janë njohuritë mbi devijimin standard të lëvizjes së organit që kontribuojnë në këtë proces.

-Gabimi i transfertës së fantomës

Është quajtur kështu sepse gabimet e akumuluar gjatë transferimit të të dhënave të imazhit nga skaneri CT nëpërmjet sistemit të planit të trajtimit në përshpejtuesin linear maten duke skanuar një fantomë.

-Gabimi gjeometrik i imazhit

Si gabim gjeometrik i imazhit merret gabimi i përputhjes së lazerave të CT-së dhe gabimi në tregimin e pozicionit të tavolinës në drejtimin gjatësor. Lejohet një tolerancë gabimi jo më shumë se $\pm 2\text{mm}$. Shpesh ky gabim llogaritet bashkë me gabimin e transfertës së fantomës.

-Gabimi i Sistemit të Planit të Trajtimit

Kur transferojmë një imazh nga skaneri CT tek sistemi i planit të trajtimit ekziston një rrezik real për saktësinë e orientimit të imazhit. Psh, n.q.s një tufë është planizuar me këndin 90^0 , duhet patur kujdes të shihet nëse kjo tufë është plotësisht horizontale apo në një kënd të ndryshëm. Një burim tjetër gabimi është dhe rritja e volumit nga ana e sistemit të planit të trajtimit.

-Gabimi gjeometrik i përshpejtuesit linear

Përgjithësisht ekzistojnë pasaktësi në pozicionimin e tufës rrezatuese dhe ato vijnë si rezultat i një zinxhiri gabimesh në përshpejtuesin linear. Këto përfshijnë gabimet në pozicionin e kufirit të tufës, treguesit të distancës burim-sipërfaqe, vendndodhja e izoqendrës dhe pozicionimi i pacientit me lazerat, pozicioni i MLC-ve etj. Gabimet gjeometrike të përshpejtuesit linear mbeten të pandryshuar përgjatë ditëve të trajtimit. Pra, kemi të bëjmë me një gabim sistematik.

-Gabimi sistematik i pozicionimit

Diferencat midis pozicionimit të shtratit të përshpejtuesit dhe atij të skanerit CT mund të rezultojnë në një zhvendosje të volumit që do të rrezatohet në lidhje me shenjat e trupit që përdoren për të pozicionuar pacientin tek përshpejtuesi linear. Ky gabim, për një pacient të dhënë, do të jetë i njëjtë gjatë gjithë trajtimit prandaj konsiderohet si një gabim sistematik. Një burim tjetër gabimi sistematik do të vijë n.q.s pacienti do të pozicionohet në mënyra të ndryshme në skanerin CT e në përshpejtuesin linear, p.sh pozicionimi i ndryshëm i këmbëve mund të ndikojë pozicionimin e prostatës në lidhje me tatuazhet e bëra në lëkurë etj.

-Gabimi i i pozicionimit për shkak të frymëmarrjes

Rekomandohet që gabimi 'b', i cili është amplituda e lëvizjes së CTV-së si pasojë e frymëmarrjes, duhet të kombinohet linearisht me gabimet e tjera për të prodhuar STV-në.

-Gabimi algoritmik i tufës fotonike të Sistemit të Planit të Trajtimit

Edhe ky gabim duhet të kombinohet linearisht me gabimet e tjera që kontribuojnë në marginin e trajtimit. Përgjithësisht, në qoftë se gjërësia midis niveleve të dozave të larta në penubrat e tufave të trajtimit, të shfaqura nga sistemi i planit të trajtimit, është shumë e vogël, atëherë do të kemi një dozë jo të mjaftueshme sistematike të dhënë nga tufat e përshpejtuesit linear. Kjo korrigjohet duke rritur marginin rreth

CTV-së për të krijuar STV-në. Zakonisht ky gabim është i rendit 1-2 mm dhe ka vlerë pozitive ose negative.

4.8 Trajtimi

Përveç faktorëve që janë trajtuar me lart, si trashësia e shtratit etj, duhet të konsiderohen edhe ndryshimet klinike. P.sh., kur trajtohet zona pelvike, duhet të përcaktohet saktë statusi i fshikëzës së urinës, a ka qënë pacienti gjatë simulimit dhe skanimit me fshikëzën e urinës plot apo bosh. N.q.s shenjëza është ngjitur me fshikëzën e urinës gjatë procesit të skanimit për planin e trajtimit atëhere i gjithë trajtimi duhet dhënë nën të njëjtat kushte çdo ditë.

Një faktor tjetër që duhet patur parasysh është dhe humbja e peshës (e cila mund të ndryshojë ditë pas dite gjatë trajtimit) gjë që ndikon në lokalizimin e tumorit në një mënyrë sistematike. Metoda më efektive për monitorimin e saktësisë së pozicionimit është imazhi portal me referenca anatomike e kockave.

KAPITULLI V

PAJISJE DHE SISTEME QË PËRDOREN NË RADIOTERAPI

5.1 Skanerat CT dhe roli i tyre në radioterapi

Skanerat CT pas viteve 70 kanë çuar drejt përmirësimeve në procesin e planeve të terapisë me rrezatim. Imazhet ndërsektoriale që merren nga këto pajisje diagnostike japin një informacion anatomik shumë të mirë dhe janë të përshtatshëm për planet e terapisë. Aplikimet e skanerave CT për terapinë me rrezatim shtrihen në katër fusha të mëdha:

1. *Diagnostika.* Si një mjet diagnostikues, skaneri CT siguron informacion cilësor për parregullsitë brenda strukturave indore, të cilat mund të vlerësohen nga një mjek radiolog për përhapjen dhe fazën e sëmundjes. Ky informacion është i nevojshëm për mjekun onkolog për të vendosur për mënyrën e trajtimit, teknikën dhe dozën e përshkruar.
2. *Lokalizimi i tumorit dhe indeve normale.* Për një diagnostikim të sëmundjes malinje onkologut radioterapeut i nevojitet informacion i detajuar sasior rreth përhapjes së tumorit dhe indeve normale pranë tij. Kjo lejon marrjen e vendimeve të detajuara rreth madhësive së tufave dhe konfigurimit të tyre në mënyrë që të jepet maksimumi i dozës tumorit, ndërkohë që është i domosdoshëm minimizimi i dozës në indet normale. Meqënëse skaneri CT ka aftësinë për të detektuar kontrastet, ai ndihmon shumë në konturimin e tumorit dhe pjesëve të tjera.
3. *Të dhënat e densitetit për llogaritjen e dozës.* Imazhet e skanerit CT konsistojnë në një matricë të koeficientëve relativë të përthithjes. Këto numra CT-je kthehen shumë lehtë në densitete relative elektronike, që janë të nevojshme për llogaritje të sakta doze. Një lidhje e tillë paraqitet në grafikun e mëposhtëm (Figura 5.1).

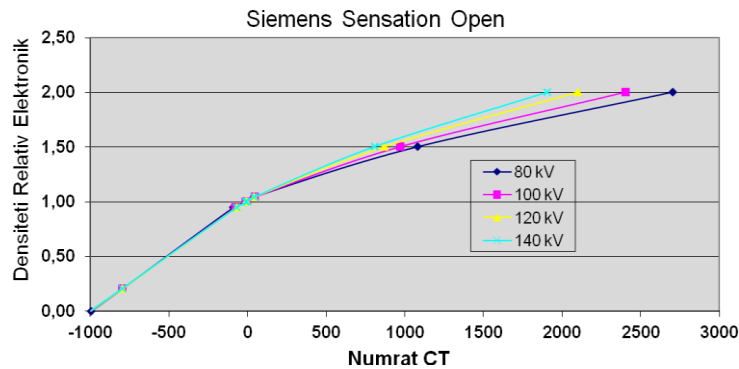


Figura 5.1: Grafiku i lidhjes së densitetit relativ elektronik me numrat CT

Shpërhapja e Komptonit është procesi mbizotërues i bashkëveprimit për fotonet me energji disa megaelektronvolt në inde dhe probabiliteti i bashkëveprimit të Komptonit është proporcionalisht i drejtë me densitetin elektronik. Kështu, skaneri CT, përveçse siguron informacione mbi konturet e jashtme dhe strukturat e brendshme, ai siguron informacion të detajuar mbi densitetin i cili mund të përdoret për llogaritjen e dozës që merr në konsideratë johomogjenitetin e indeve.

4. *Monitorimi i trajtimit.* Imazhet e skanerit CT si gjatë dhe pas trajtimit vlerësojnë ecurinë e tumoreve. Ky informacion është i vlefshëm si për studime klinike, që sigurojnë informacion statistikor mbi efikasitetin e teknikës së trajtimit, por edhe për të vlerësuar vazhdimësinë e terapisë për pacientë individualë.

Skaneri CT ofron informacion volumetrik të përshtatshëm për plane të sofistikuarra tre dimensionale (3D). Terapia konformale me mbrojtje komplekse dhe tufa dinamike nuk do të ishte e mundur pa informacionin 3D që mundësohet nga skaneri CT. Më poshtë kemi një foto të një skaneri CT simulator (Figura 5.2).



Figura 5.2: Foto skaneri CT

5.2 Përshpejtuesi linear

Përshpejtuesi linear (LINAC) është një pajisje që përdor rrezatimin jonizues për të trajtuar pacientë me tumore. Përshpejtuesi linear përdoret për të trajtuar të gjitha pjesët/organet e trupit. Ai lëshon rrezatim jonizues me energji të lartë në zonat ku ndodhen masat tumorale. LINAC-u përdoret për të trajtuar të gjitha pjesët e trupit duke përdorur teknika të ndryshme si: terapia konformale, terapia me intensitet të moduluar (IMRT) dhe terapia me imazh drejtues (IGRT) (Figura 5.3).

Pjesët kryesore të një përshpejtuesi linear janë:

- Gandri (apo krahu)
- Kolimatori (apo siç quhet ndryshe koka)
- Shtrati i trajtimit (mbajtësja e pacientit)
- Paneli i komandimi



Figura 5.3: Foto e përshpejtuesit linear

5.2.1 Koka e përshpejtuesit linear

Koka e përshpejtuesit linear me përbërësit e saj prodhon, formëson dhe monitoron tufat klinike fotonike dhe tufat klinike me elektrone. Elektronet e prodhuara në “burimin e elektroneve” përshpejtohen në “valëdrejtuesin” me anë të një magnetroni deri sa arrijnë energjinë kinetike të dëshiruar e pas përplasjes së tyre në shenjës prodhohen tufat fotonike dhe ato me elektrone.

Përbërësit e rëndësishëm në kokën e përshpejtuesit linear përfshijnë:

- “Shenjës” ku prodhohet rrezatimi X;
- Filtri sheshues;
- Fletë shpërhapëse të elektroneve;

- Dy dhoma jonizimi;
- Një tregues distance;
- Kolimatorë MLC;

Tufa fotonike klinike prodhohet me një kombinim të shenjë-sheshuesit, ndërsa tufa e elektroneve klinike prodhohen duke larguar shenjës dhe filtrin sheshues nga rruga e elektroneve.

Fletët shpërhapëse (n.q.s përdorim tufa me elektrone) janë të montuara në një karusel rrotullues ose në një sirtar rrëshqitës, për të lehtësuar pozicionimin e kërkuar mekanik në tufë. Kolimatori parësor përcakton një tufë maksimale rrethore, e cila më pas pritët me një kolimator drejtkëndor, i cili përbëhet nga dy diafragma të pavarura të sipërme e të poshtme, të cilat prodhojnë tufa drejtkëndëshe e katrore me përmasa maksimale $40 \times 40 \text{ cm}^2$ në izoqendrën e përsheptuesit linear.

Për të monitoruar outputin e tufës rrezatuese fotonike apo të asaj me elektrone, si dhe homogjenitetin e tufës përdoren dhomat e jonizimit. Për pozicionimin e saktë të pacientit që do të trajtohet përdoren metoda e vizualizimit me tufë dritore, tregues distance dhe shenja referuese. Drita e tufës ndriçon një zonë që përkon me tufën rrezatuese të trajtimit në sipërfaqen e pacientit, ndërsa matësi i distancës përdoret për të vendosur pacientin në distancën e duhur për trajtim, duke projektuar një shkallëzim në centimetra, imazhi i të cilës në lëkurën e pacientit tregon distancën vertikale nga burimi i përsheptuesit linear.

5.2.2 Prodhimi i tufave fotonike klinike në një përsheptues linear

Tufat fotonike klinike që emetohen në përsheptuesin linear mjekësor prodhohen pasi tufa e elektroneve e krijuar nga nxehja e katodës dhe e përsheptuar nga një magnetron përplasët në shenjës. Kjo tufë homogjenizohet me një filtër sheshimi. Për energjitë e elektroneve nën 15 MeV (tufat fotonike me energji 15 MV) shenjëzat optimale kanë një numër atomik Z të madh, ndërsa për elektronet me energji mbi 15 MeV (tufat fotonike me energji mbi 15 MV) shenjëzat optimale kanë një numër atomik Z të ulët. Filtrat optimalë të sheshimit kanë një numër atomik Z të ulët, pavarësisht nga energjia e tufës.

5.2.3 Kolimimi i tufës

Në një përshpejtues linear modern mjekësor, kolimimi i tufës fotonike arrihet me dy ose tre pajisje kolimuese:

- Kolimatori primar
- Kolimoret dytësor të lëvizshëm përcaktues të tufës
- Një sistem me shumë shufra, MLC.

Përveç kolimatorëve parësor dhe dytësor, në rastin e tufave klinike me elektrone përdoren edhe aplikatorë të jashtëm për kolimimin e këtyre tufave.

Kolimatori parësor përcakton madhësinë e tufës më të madhe të mundshme. Ai është një pjesë konike e hapur.

Kolimatorët dytësor të përcaktimit të tufës konsistojnë në katër blloqe, dy që formojnë pjesën e sipërme dhe dy që formojnë pjesën e poshtme të diafragmës së kolimatorit. Ata mund të krijojnë tufa drejtkëndore ose kuadratike me madhësi nga $2 \times 2 \text{ cm}^2$ deri në $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Përshpejtuesi linear i ka diafragmat të pavarura, kështu ato bëjnë të mundur krijimin e tufave jo simetrike.

Shufrat MLC janë shtuar në përshpejtuesin linear si përmirësim në teknologjinë e dhënies së dozës dhe krijimin e tufave sipas formave gjeometrike të tumoreve (Figura 5.4)

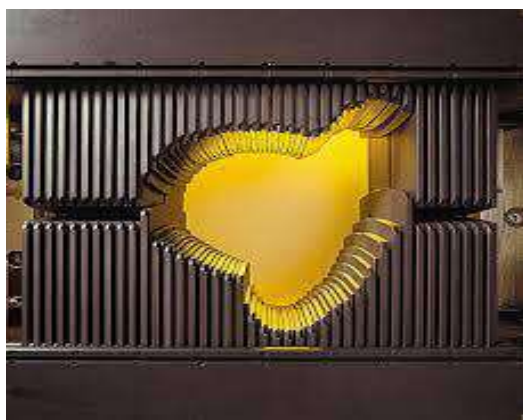


Figura 5.4: Foto e kolimatorëve MLC

5.3 Sistemi i Planit të Trajtimit

Sistemet e planit të trajtimit (SPT) përdoren në radioterapinë me tufa të jashtme për të prodhuar tufa dhe shpërndaje dozash me qëllimin që të rritet kontrolli mbi tumorin dhe të minimizohen komplikacionet në indet normale apo të shëndosha.

Anatomia e pacientit dhe tumori mund të shprehen (prezantohen) si modele tre dimensionale (3D). Sistemi i planit të trajtimit që kemi në përdorim është “XiO” versioni 4.62. XiO është një familje e sistemeve dy dhe tre dimensionale. Ai është i përbërë nga disa module, ku ndër më kryesoret janë:

- Moduli i të dhënave të pacientëve, ku përfshihen të dhëna demografike të pacientëve si dhe të dhëna anatomike;
- Moduli i planit terapeutik;

Sistemi i kompjuterizuar i planit të trajtimit (SPT) përdoret në radioterapi për të prodhuar format e tufave dhe shpërndarjen e dozave, me qëllimin që të rrezatohet maksimalisht tumori dhe të minimizohen komplikacionet në indet normale [23]. Anatomia e pacientit dhe tumoret paraqiten si modele tre dimensionale. Procesi i plotë i planit të trajtimit përfshin shumë faza. Sigurimi i integritetit të plotë të sistemit të kompjuterizuar të planit të trajtimit është përgjegjësi dhe detyrë sepse ai duhet të prodhojë në mënyrë të saktë dhe të besueshme shpërndarje doze dhe llogaritje për radioterapinë. Procesi i krijimit të planit të trajtimit fillon me marrjen e të dhënave të pacientëve dhe krijimin e tufave rrezatuese, më pas kryhet transferimi i planit në përsheptues.

Përbërësit kryesorë elektronik të sistemit të planit të trajtimit janë njësia qendrore procesuese, një ekran apo monitor dhe pajisje arkivuese. Komponentë gjithashtu kritike, në një sistem të kompjuterizuar plani trajtimi, janë dhe algoritmat e llogaritjes së dozës. Këto module janë përgjegjëse për paraqitjen e saktë të dozës në pacient dhe lidhen me llogaritjen e njësive monitoruese (MU). Që në një plan trajtimi të arrijë qëllimin për të cilin është krijuar përdoren edhe disa elementë të tjerë si psh modifikatorët e tufës fotonike [24].

Për të krijuar profile doze sipas secilit rast shpesh përdorim edhe filtrat. Sistemi i planit të trajtimit modelon efektin e dozës si në drejtimin e filtrit ashtu dhe në drejtimin pingul me të. Ai gjithashtu llogarit ndryshimet në përqindjen e dozës në thellësi (PDD), sipas vijës së aksit qendror. Përdorimi klinik i filtrit kufizohet në një tufë më të vogël sesa tufa maksimale (d.m.th. tufa ka gjatësinë maksimale 40 cm sipas drejtimit të filtrit, vetë filtri ka gjatësinë 30 cm). Të gjitha të dhënat mbi tufat, energjinë, dozën e përthithur në thellësi, vlerat e filtrave etj., modelohen në sistemin e planit të trajtimit nga të dhënat e marra gjatë procesit të komisionimit, pra të

matjeve në një fantomë uji, ku mjedisi me të cilën bashkëvepron rrezatimi është homogjen. Të dhëna tipike të marra nga një proces komisionimi janë profilet për tufa të hapura apo me filtër për disa fusha katrore, faktorë relative e absolutë dhe profile diagonale të tufave për të marrë parasysh asimetrinë e tufave të hapura. Këto profile diagonale mund të merren me skanime të gjysëm tufave që varen nga madhësia e fantomës së ujit. Këto vlera përdoren për llogaritjen e njesive monitoruese, për shpërndarjen e dozës duke përfshirë dhe filtrat dinamikë etj. Kujdes i veçantë tregohet në lidhje me madhësinë e tufës referencë, thellësinë referencë sepse edhe të dhëna këto kanë një efekt në përlllogaritjen e njesive monitoruese.

Hapi tjetër ka të bëjë me llogaritjen e njesive monitoruese që duhen për secilën tufë në mënyrë që të jepet doza e përcaktuar. Sistemi i planit të trajtimit jep numrin e njesive monitoruese me tufë të hapur apo me tufë ku ndodhet filtri për dhënien e një dozë të caktuar. Një rëndësi të veçantë ka edhe kontrolli i dytë, i cili quhet kontroll manual. Kontrollat manuale rekomandohen për llogaritjen e dozës nga njesitë monitoruese MU që përdoren për trajtim. Plani i trajtimit përfshin dhënien e tufave komplekse dhe llogarit doza në mjedise me densitete të ndryshme. E rëndësishme është të theksohet se në sistemin e planit të trajtimit janë të regjistruara të dhëna për një mjedis homogjen, kështu që jodomsdoshmërisht vlerat e përfutuara nga këto kontrolle duhet të jenë të njëjta me ato të sistemit të planit të trajtimit, por shërbejnë si një metodë për dedektimin e gabimeve të mëdha nga ana e sistemit të planit të trajtimit [25].

Faza tjetër, pas krijimit të tufave dhe shpërndarjes së dozës, është krijimi dhe kontrolli i histogramës dozë-volum, e cila është një paraqitje grafike e lidhjes së përqindjeve të volumeve me interes nga dozat e marra nga secili volum. Shpesh, është pikërisht kjo histogramë që detyron ndryshimin e parametrave të tufës si dhe planit të trajtimit në mënyrë që të mos kalohen limitet e dozave.

5.4 Pajisja Elektronike Portale Imazherike, EPID, dhe kontrollet e cilësisë që kryhen me të

5.4.1 Pajisja Elektronike Portale Imazherike (EPID)

Në vitet e fundit EPID-ët kanë një përdorim të gjerë në detektimin dhe menaxhimin e gabimeve gjeometrike gjatë trajtimit në radioterapi [26]. EPID-i është i bashkangjitur në gandrin e LINAC-ut dhe mund të kapi të gjitha tufat dalëse fotonike, në të gjitha këndet e gandrës. Për të kthyer fotonet me energji të lartë të tufës së trajtimit në dritë të dukshme shërben ekrani fluoreshent i EPID. Sinjali dritor “kapet” nga një detektor, i cili është një panel i sheshtë, i tipit amorfsilikonit dhe më tej pamjet e marra përpunohen dhe analizohen nga një program (Figura 5.5).



Figura 5.5: Përshpejtues linear i pajisur me EPID

EPID ka aftësinë të sigurojë pamje në një kohë shumë të shkurtër dhe me cilësi relativisht të mirë. Duke u kombinuar me një përshpejtues modern të dixhitalizuar, të pajisur me sistemin e kolimatorëve MLC, vendosja e tufave dhe marrja e imazhit mund të bëhet në disa sekonda, duke shmangur nevojën për të rihyrë në dhomën e trajtimit. Kjo lejon kryerjen e më shumë verifikimeve apo marrjen e një serie imazhesh gjatë një trajtimi të vetëm, për vlerësimin e lëvizjeve të pacientit [27]. Një veçori tjetër e rëndësishme është se imazhet janë në formë dixhitale, gjë që bën të mundur përdorimin e programeve për përpunimin e informacionit të lidhur me verifikimin e trajtimit dhe mundësinë e tyre për të arkivuar pamje. EPID është një

pajisje parësore në sigurimin e cilësisë në dhënien e rrezatimit. Për të verifikuar pozicionimin e pacientit imazhi portal i trajtimit të parë krahasohet me imazhin korrespondues referencë, i cili është një radiografi dixhitale e rindërtuar (DRR). Ky imazh (DRR) merret nga sistemi i planit të trajtimit. Krahasimi i imazheve bëhet në diza faza në sistemin e quajtur iView:

1. Merret informacion për pozicionimin e anatomisë së pacientit (strukturës së kockave) nga të dy imazhet, ai portal dhe i referencës.
2. Vendoset një strukturë reference e përbashkët për të dy imazhet.
3. Përcaktohet gabimi i pozicionimit duke rregjistruar anatominë e pacientit në të dy imazhet dhe maten zhvendosjet midis kufijve të tufave të rrezatimit të portalit dhe referencës.

Duhet bërë kujdes në numrin e portalëve të përdorur për pacient, pasi rritet doza e marrë prej tyre [28]. Për të përcaktuar pozicionin (si dhe gabimin e pozicionimit) në të tre drejtimet kardinale duhet të sigurohen dy grupe imazhesh portal-referencë. Imazhe me këndin e gandrit 0^0 ose 180^0 të cilat sigurojnë informacion mbi pozicionimin në akset laterale dhe longitudinale (gjerësor dhe gjatësor), dhe ato me këndet e gandrit 90^0 dhe 270^0 të cilat sigurojnë informacion mbi pozicionimin në akset longitudinal dhe vertikal (gjatësore dhe vertikale) [29].

Imazhet portale janë pjesë e programit të përgjithshëm të sigurimit të cilësisë. Ata mund të dedektojnë gabime në pozicionimin e pacientit, madhësisë së tufës, dhe formësimit të MLC [30].

5.4.2 Kontrollat e cilësisë që kryhen me EPID dhe sistemin “Autocal”

Pajisja elektronike portale imzherike, EPID me anë të programit Autocal shërben për të kryer disa teste kontrolli si më poshtë.

Pozicioni i panelit

- *Përcaktimi i qendrës së rrezatimit:* Qëllimi i këtij testi është të përcaktohet qendra e rrezatimit, e cila përdoret si pikë referimi në të cilën kryhen matjet.
- *Përcaktimi i qendrës mekanike:* Qëllimi i këtij testi është të identifikojë izoqendrën mekanike ashtu siç projektohet me dritën optike. Imazhet merren

duke përdorur pllakën e kalibrimit të pikselit mbi panelin e EPID-it, të rregulluar me drejtimin e filtrit.

Testet e pranimit

- *Testi i madhësisë së pranimit:* Qëllimi i këtij testi është të krahasojë madhësinë e tufës së dukshme sipas dritës optike dhe asaj reale të rrezatimit.
- *Testi i pranimit të dritës së tufës:* Qëllimi i këtij testi është të përcaktojë simetrinë e një forme katrore, kur koka e përshpejtuesit linear rrotullohet në 360^0 .
- *Testi i pranimit të penubrës:* Qëllimi i këtij testi është të përcaktojë penubrën në kufirin e tufës për çdo energji.

5.4.3 Metodat e marrjes së imazhit

Gjatë procesit të verifikimit gjeometrik imazhet përftohen në mënyra të ndryshme me një ose me dy ekspozime. Metoda e marrjes së imazheve ndryshon për pjesë të ndryshme anatomike. Ajo varet nga qëllimi i verifikimit, nga anatomia e dukshme në tufën e trajtimit si dhe nga fakti sesa lëviz organi gjatë trajtimit.

Përcaktimi i pozicionimit të pacientit bën të domosdoshëm rrezatimin e indeve të shëndosha. Kështu që, kur përdoret ekspozimi duhet bërë kujdes që të shmanget rrezatimi i tepruar në strukturat kritike. Nëse është e mundur tufat për marrjen e informacionit duhet të pozicionohen në ato drejtime që të mund të përdoren më lehtë për të llogaritur lëvizjet korrigjuese për të ripozicionuar pacientin.

Metodat e përfimit të imazheve janë të ndryshme:

- *Ekspozim i vetëm i shkurtër:* përftohet një imazh i thjeshtë që merret para trajtimit me tufën rrezatuese. Ky imazh ndihmon në vlerësimin e gabimeve të pozicionimit dhe jep mundësinë e marrjes së vendimeve përpara se të kryhet trajtimi. Në këtë rast mund të përdoret për tufën një energji më e vogël sesa energjia e trajtimit.

- *Ekspozim i vetëm i gjatë:* Imazhi përftohet gjatë dhënies së tufës së trajtimit. Kjo metodë siguron imazhe me cilësi të lartë për pjesë anatomike statike dhe kjo cilësi dobësohet kur në drejtimin e tufës përfshihen pjesë anatomike të lëvizshme.

- *Ekspozim i dyfishtë:* zakonisht përdoret për rastet kur nuk ka anatomi të dukshme, e të mjaftueshme që të mund të vlerësohen në mënyrë të saktë gabimet e pozicionimit.

Kolimatorët hapen në një madhësi të përshtatshme për të parë pjesët anatomike të dëshiruara për një ekspozim të shkurtër (1-5 MU). Pastaj ata kthehen në përmasat e tufës së trajtimit dhe bëhet një ekspozim i dytë. Të dy imazhet bashkohen në mënyrë dixhitale për të prodhuar ekspozimin e dyfishtë.

- *Ekspozim i vetëm, me tufë të hapur*: është i njëjtë në qëllim me ekspozimin e dyfishtë por në këtë rast përdoret vetëm tufa e hapur.

5.5 Hapat e një procesi trajtimi

Hapat e ndryshëm të ndjekur gjatë procesit të trajtimit me rrezatim të jashtëm. Megjithëse tregohen të gjithë hapat, jo për çdo pacient ndiqen të gjitha ato, dhe jo çdo herë ndiqet rradha e treguar më poshtë.

DIAGNOZA

- Patobiologjia e tumorit
- Stadi

VENDIME TERAPEUTIKE

- Kurative/paliative
- Mënyra e trajtimit

IMAZHE PER PLANET E TRAJTIMIT

- CT, RM, rrezatim X, SPECT, PET etj
- Rregjistrimi i imazhit

LOKALIZIMI I VOLUMIT SHENJË

- Përcaktimi i tumorit dhe qelizave normale
- Segmentimi i imazhit
- Margina për shpërndarjen mikroskopike dhe lëvizjen e pacientit
- Krijimi i tufave

FABRIKIMI I AKSESORËVE NDIHMËS

- Kompensator/bolus

- Pajisje pozicionuese
- Blloqe, MLC

SIMULIMI

- Simulim konvencional
 - Krijimi i tufave/vendosja e tyre
 - Përcaktimi i kontureve të jashtëm
- Simulim virtual/paraqitje e tufave
 - Markimi i pacientëve
 - Transferimi i planit për të markuar pacientin
- Verifikimi i trajtimit
- Konfirmimi i mbrojtjes

PLANI I TRAJTIMIT

- Zgjedhja e teknikës
- Llogaritja e shpërndarjes së dozës
- Optimizimi

TRAJTIMI

- Verifikimi i pozicionimit me imazh portal
- Verifikimi i efektshmërisë së pajisjeve
- Kontrollet dozimetrike
- Mbajtja e të dhënave

VLERËSIMI I PACIENTIT GJATË TRAJTIMIT

- Toleranca e trajtimit
- Reagimi i tumorit

NDJEKJA E PACIENTIT

- Kontrolli i tumorit
- Përgjigja e indeve normale

KAPITULLI VI

PJESA EKSPERIMENTALE

6.1 Matja e gabimit të transfertës së fantomës dhe gabimi i algoritmit të tufës fotonike

Për skanimin e fantomës është përdorur skaner i tipit CT Simulator (Figura 6.1), i cili nuk shërben vetëm për qëllime diagnostike, por edhe për të projektuar dhe përcaktuar me saktësi procesin e rrezatimit. Skanimi i fantomës bëhet me prerje 2 mm secila, ndërkohë që në brendësi të saj është e vendosur një dhomë jonizimi.



Figura 6.1: Foto e fantomës e vendosur në CT simulator për skanim

Pas skanimit imazhet e përftuara dërgohen në sistemin fokal. Në rastin tonë konturojmë vetëm lëkurën, e cila na ndihmon për të përcaktuar zonën ku do të ndërtojmë tufat. Imazhi kalon në sistemin e planit të trajtimit “XiO”, dhe në këtë fazë përcaktohet pozicioni i izoqendrës dhe tufat me të cilat do të rrezatohet fantoma. Tufat e ndërtuara janë simetrike në lidhje me izoqendrën. Krijojmë dy tufa, njëra me kënd pozicionimi 0^0 të gandrit dhe tjetra me kënd 90^0 po të gandrit. Për çdo tufë krijohet radiografia dixhitale e rikonstruktuar, DRR. DRR-t i dërgojmë tek sistemi iView. Në të njëjtën kohë plani i krijuar në sistem zbatohet në përshpejtuesin linear për të rrezatuar fantomën. Fantomën e pozicionojmë sërish me ndihmën e

lazerave të dhomës dhe më pas hapet pajisja elektronike portale imazherike (EPID) për përfitim të imazhit.



Figura 6.2: Foto e fantomës e vendosur në përshpejtuesin linear

Imazhi, apo siç quhet ndryshe portali i marrë nëpërmjet kësaj pajisjeje, do të kalojë në sistemin iView [31]. Në këtë sistem bëhet krahasimi i dy imazheve me njëri tjetrin dhe gjendet diferenca në të tre drejtimet: transversal, sagital dhe koronal, ose e thënë ndryshe Majtas - Djathtas, Superior - Inferior, Anterior - Posterior. Kësaj difference (në secilin drejtim) i shtojmë dhe pasaktësinë maksimale të lazerave të LINAC-ut, e cila është vlerësuar në 2 mm. Procedura u krye pesë herë dhe të dhënat e përfuara paraqiten më poshtë (Tabela 6.1).

Tabela 6.1: Gabimi i transfertës së fantomës

Nr i skanerit	M-D (+2mm lazer)	S-I (+2mm lazer)	A-P (+2mm lazer)
1	2.1	3	2.9
2	2.5	3.5	3
3	2	3.3	2.5
4	2.5	3	3.1
5	2.4	3.6	2.7
Mesatarja	2.3	3.28	2.84

Pra, gabimi i transfertës së fantomës sipas tre drejtimeve është:

M - D = 2.3 mm; S - I = 3.28 mm; A - P = 2.84 mm

Ndërsa devijimi standard sipas tre drejtimeve për matjet e kryera është $\sigma_x = 0.22$ mm; $\sigma_y = 0.28$ mm dhe $\sigma_z = 0.24$ mm.

Kurse pasaktësia tjetër që duhet shtuar linearisht në margin dhe përcaktohet sërish me këtë fantomë është dhe gabimi i algoritmit të tufës fotonike, ‘a’. Meqë gjërësia e tufës e llogaritur nga sistemi i planit të trajtimit (TPS) është ‘a’ më e vogël se gjërësia e matur, atëhere kjo vlerë ‘a’ duhet të shtohet përreth marginit të trajtimit (Tabela 6.2).

Tabela 6.2: Gabimi i algoritmit të tufës fotonike ‘a’

Nr i skanerit	M - D	S - I	A - P
1	1	0.92	0.95
2	0.99	1.02	1.04
3	1.11	1	1
4	1.05	1	1
5	0.9	0.97	1
Mesatarja	1,01	0,98	0.998

Pra, gabimi i transfertës së fantomës sipas tre drejtimeve është:

M - D = 1.01 mm; S - I = 0.98 mm; A - P = 0.998 mm

Ndërsa devijimi standard sipas tre drejtimeve për matjet e kryera është $\sigma_x = 0.078$ mm; $\sigma_y = 0.039$ mm dhe $\sigma_z = 0.032$ mm.

Për lehtësi veprimesh vlera e ‘a’ sipas tre drejtimeve do të konsiderohet 1 mm.

6.2 Përlllogaritja e gabimeve sistematike dhe të rastësishme të pozicionimit me ndihmën e sistemit iView

Matjet dhe përpunimi i vlerave të marra kryhet në sistemin iView. iView është një sistem elektronik i cili shërben për krahasim imazhesh në radioterapi. Ky sistem “kap” imazhet portale të cilat më pas ai mund t’i shfaqë ose printojë, apo dhe t’i rrualjë për një referencë në të ardhmen. Sistemi ka katër funksione bazë:

- Dedektimi i imazhit me ndihmën e një pllake shintiluese e ngjitur në një dedektor amorfus silikoni.
- Imazhi i marrë nëpërmjet diodave amorfus silikoni e trasmeton imazhin nëpërmjet një kablli dixhital në një kompiuter.
- Imazhi i përpunuar në kompiuter ofron një gamë të gjërë opsionesh për rregullimin e imazheve.
- Imazhi shfaqet në një monitor me rezolucion të lartë.

Pas krahasimit të diferencave midis radiografive dixhitale të rikonstruktura DRR dhe imazheve të marra me anë të pajisjes EPID, përcaktohen pasaktësitë sistematike dhe të rastësishme të pozicionimit të pacientëve. Këto pasaktësi, të kombinuara dhe me pasaktësitë apo gabimet e tjera (të listuara në kapitullin e katërt), na çojnë në përcaktimin e marginave CTV-PTV [32].

Gabime sistematike

Përbërësi sistematik i çdo gabimi është një devijim që ndodh në të njëjtin drejtim dhe është i të njëjtës madhësi, për çdo fraksion gjatë të gjithë trajtimit.

Një gabim sistematik mund të bëhet në çdo moment në një trajtim pacienti, duke filluar nga konturimi i CTV deri në dhënien e trajtimit përfundimtar të tij. Një gabim i tillë transmetohet gjatë gjithë procedurës së trajtimit të pacientit dhe n.q.s. nuk korrigjohet do të çojë në një mospërputhje midis mbulimit aktual dhe atij të duhur të shenjzës. Gabimet sistematike kontrollohen me anë të imazherise portale. Në llogaritjen e marginave CTV-PTV duhet kuptuar natyra dhe madhësia e këtyre gabimeve në mënyrë që të krijohen tolerancat e duhura. Gabimi sistematik i gjeneruar tek pacienti nuk jep informacione për gabimin e pritur për të gjithë popullatën. Devijimi standard i gabimit sistematik Σ , për një grup individesh, jep një vlerësim të shpërndarjes së mundshme të gabimeve për atë popullatë dhe është kjo vlerë që shërben për llogaritjen e marginave.

Gabimet e rastësishme

Përbërësi i rastësishëm i çdo gabimi është një devijim që mund të ndryshojë në drejtim dhe madhësi, për çdo fraksion trajtimi të dhënë. Gabimet e rastësishme i

përkasin atyre gabimeve që shfaqen gjatë procesit të ekzekutimit të trajtimit dhe kështu që ata do të ndryshojnë nga fraksioni në fraksion. Devijimi standard i shpërndarjes së gabimeve të rastësishme, për një popullatë trajtimesh shprehet me anë të σ , e cila ka dy natyra: a) σ e pozicionimit, që shpreh devijimin standard të gabimit të rastësishëm të pozicionimit, për një popullatë trajtimesh të dhënë dhe b) σ e lëvizjes: shpreh devijimin standard të shpërndarjes së lëvizjeve të rastësishme të organeve, për një popullatë trajtimesh të dhëna.

6.2.1 Llogaritja e gabimit të pozicionimit

Gabimi i pozicionimit, Δ , përcaktohet si ndryshimi apo devijimi midis pozicionit të pritur dhe atij aktual të pacientit. Për një analizë më të thjeshtë janë marrë në shqyrtim tufa me orientime 0^0 , 90^0 , 180^0 dhe 270^0 [32].

a) Gabimi sistematik i pozicionimit

Kur konsiderohen pasaktësitë apo gabimet gjeometrike në radioterapi, termi “gabim sistematik” përdoret kur i referohemi një pacienti individual ose një popullate në trajtim.

-Gabimi mesatar individual i pozicionimit

Gabimi mesatar individual ($m_{\text{individual}}$) është gabimi mesatar i vendosjes për një pacient individual. Ky gabim llogaritet duke mbledhur të gjithë gabimet e vendosjes të matura në çdo fraksion, $(\Delta_1 + \Delta_2 + \Delta_3 \dots)$, dhe pastaj e pjestojmë me numrin e fraksioneve (n).

$$m_{\text{individual}} = (\Delta_1 + \Delta_2 + \Delta_3 \dots + \Delta_n) / n \quad (6.1)$$

-Gabimi mesatar i pozicionimit për gjithë popullatën

Gabimi mesatar i pozicionimit për gjithë popullatën (M_{pop}) llogaritet si mesatare e përgjithshme për grupin e pacientëve të analizuar dhe idealisht duhet të jetë zero.

$$M_{\text{pop}} = (m_1 + m_2 + m_3 + \dots + m_p) / P \quad (6.2)$$

Nëse rezultati do të jetë shumë i ndryshëm nga zero, kjo do të thotë se ka një gabim të konsiderueshëm në këtë grup pacientësh, i cili kërkon studim të mëtejshëm. Ky parametër është një tregues i fortë i efikasitetit të një teknike të dhënë.

-Gabimi sistematik i popullatës

Gabimi sistematik për popullatën (Σ_{pozicion}) përcaktohet si devijimi standard (shpërhapja) i gabimeve individuale mesatare të vendosjes në lidhje me mesataren e përgjithshme të popullatës (M_{pop}). Ai përlllogaritet sipas ekuacionit 6.3.

$$\Sigma_{\text{pozicion}}^2 = [(m_1 - M_{\text{pop}})^2 + (m_2 - M_{\text{pop}})^2 + (m_3 - M_{\text{pop}})^2 + \dots + (m_n - M_{\text{pop}})^2] / (P-1) \quad (6.3)$$

b) Gabimi i rastësishëm i pozicionimit

Kur konsiderohen pasaktësitë gjeometrike në radioterapi, termi “gabim i rastësishëm” përdoret kur i referohemi një pacienti individual ose një popullate në trajtim.

-Gabimi individual i rastësishëm

Për çdo individ, gabimi i rastësishëm i pozicionimit ($\sigma_{\text{individual}}$) është devijimi standard i gabimeve të pozicionimit përreth vlerës korresponduese individuale mesatare (m) që përfitohet nga ekuacioni 6.1. Ky gabim llogaritet sipas ekuacionit (6.4).

$$\sigma_{\text{individual}}^2 = [(\Delta_1 - m)^2 + (\Delta_2 - m)^2 + (\Delta_3 - m)^2 + \dots + (\Delta_n - m)^2] / (n-1) \quad (6.4)$$

-Gabimi i rastësishëm i popullatës

Gabimi i rastësishëm i popullatës (σ_{pozicion}) është mesatarja e të gjithë gabimeve të rastësishme individuale ($\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3 \dots$).

$$\sigma_{\text{pozicion}} = (\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 + \dots + \sigma_p) / P \quad (6.5)$$

Ky ekuacion supozon se numri i imazheve i marrë për çdo pacient ka një efekt shumë të vogël në rezultatin përfundimtar.

6.3 PËRCAKTIMI I PASAKTËSIVE GJEOMETRIKE DHE MARGINAVE CTV-PTV PËR TRAJTIMIN E ZONËS SË TRURIT

6.3.1 Diskutimi klinik

Burimi kryesor i pasaktësive gjeometrike në terapinë e tumoreve të trurit është përcaktimi i volumit të dukshëm tumoral dhe volumit klinik. Aspektet praktike të konturimit të shenjzës janë specifike për çdo tip tumori si dhe mënyrës së përfutimit të imazhit. Interpretimi i imazhit mbështetet në njohjen paraprake të modelit, i cili nga ana e tij nuk është i bazuar plotësisht në të dhëna. Prova përfundimtare e saktësisë së konturimit të tumorit qëndron në rezultatet e politikave të trajtimit që përdoren për përcaktime specifike të shenjzës (target) [33].

Në rastin e masave tumorale, lëvizja më e madhe që duhet marrë në konsideratë është një ndryshim në pozicionin e tumorit apo spostimet e tij që ndodhin pas ndërhyrjeve kirurgjikale. Pra, është e rëndësishme që imazhi kryesor i përdorur për konturimin e shenjzës të ndjekë operimin dhe lëvizjet e masës tumorale. Gjithashtu është e nevojshme të merret në konsideratë edhe informacioni i imazhit para operacionit, për të përcaktuar shtrirjen e tumorit, e cila është specifike për vendndodhjen dhe llojin e tumorit [34].

Një problem i rëndësishëm gjatë hartimit të planit të trajtimit është edhe sigurimi i informacionit në lidhje me ndjeshmërinë ndaj rrezatimit të pjesëve të ndryshme të sistemit nervor qendror (SNQ), të cilat quhen organet në rrezik. Dëmtimi që sjell rrezatimi është përcaktues për dozat limite që do të përdoren në pjesë të ndryshme të SNQ. Si dëmtime të papranueshme konsiderohen ato që shkaktojnë neuropati optike në aparatit optik. Në këtë rast dozat limite variojnë midis vlerave 50-56 Gy, ndërsa doza për fraksion nuk duhet të kalojë 2 Gy. Këto doza janë të përafërta me dozat që u jepen tumoreve beninje, të cilat krijohen pranë sistemit optik. Në këtë rast praktika rutinë përfshin dhënien e një doze prej disa dhjetëra Gy në disa javë, pa ndryshuar dozën në sistemin optik. Kjo politikë mbart rrezikun e zhvillimit të një neuropatie optike, e cila shfaqet në 5 % të të mbijetuarve, pas një periudhe kohe të gjatë pas trajtimit. Kështu që rreziku i përgjithshëm është shumë i vogël.

Po kështu, gjatë trajtimit duhet bërë kujdes në mbrojtjen nga rrezatimi të trungut të trurit dhe të shtyllës kurrizore. Dëmtimi i trungut të trurit çon në një deficit motorik

piramidal. Për një rast të tillë, dozat limite standarte në praktikë janë rreth 54-56 Gy [35]. Ndërsa dëmtimet e shtyllës kurrizore çojnë në myelopati progresive kurse doza limite për shtyllën kurrizore është 50 Gy.

6.3.2 Diskutimi teknik

-Pozicionimi në CT simulator: Pacientët me tumore të trurit i nënshtrohen pozicionimit në skanerin CT. Skanimi i pacientit bëhet pasi ata janë trajtuar ose jo me kontrast, kjo në varësi të kërkesës së mjekut onkolog. Pacienti pajiset me një maskë, e cila ndihmon për pozicionimin e tij, [36]. Përpara se të vendoset maska prej materiali plastik, ajo ngrohet në një vaskë uji me temperaturë 100°C , në mënyrë që të fitojë elasticitet dhe të marrë formën e kërkuar. Me ndihmën e lazerave përcaktohet pozicioni i tre pikave orientuese në maskë. Koka e pacientit fiksohet në një pajisje fiksuese të quajtur “ballë krevati – head step”, e cila është një shtesë në shtratet e CT dhe të makinës dhe që ka një formë të përshtatshme për vendosjen e maskave.

-Konturimi i volumit dhe plani i trajtimit: Identifikimi i volumit tumoral bëhet në sistemin fokal. Pas lokalizimit dhe konturimit të volumit përgatitet plani i trajtimit. Në përgatitjen e planit të trajtimit kujdes tregohet në zgjedhjen e izoqendrës së tufave. Zgjedhja dhe drejtimi i tufave të trajtimit për tumoret e trurit është i rëndësishëm sepse organet kritike dhe mbajtësi i kokës ndodhen në drejtimet e tufave të preferuara. Konformiteti i tufave është thelbësor në minimizimin e dozave tek organet kritike, prandaj përdoren edhe shufrat kolimatore, MLC. Kur organet në rrezik, si kiazma optike, trugu i trurit dhe sytë janë shumë pranë volumit të planifikuar për trajtim, PTV, një rëndësi të veçantë ka edhe penubra e tufës. MLC-të ndihmojnë në krijimin e tufës sipas formës së PTV-së, duke shmangur rrezikun e rrezatimit të indeve të shëndosha dhe duke ndihmuar në një mbrojtje më të mirë të tyre. Riprodhueshmëria apo përsëritja e pozicionimit të MLC-ve është zakonisht e rendit ± 0.5 mm, por ndodh që edhe mbrojtja me MLC e organeve kritike të kompromentohet, sepse midis shufrave gjithmonë “rrjedh” rrezatim, i cili duhet marrë në konsideratë. Më poshtë jepet një tablo plani trajtimi për zonën e trurit (Figura 6.3).

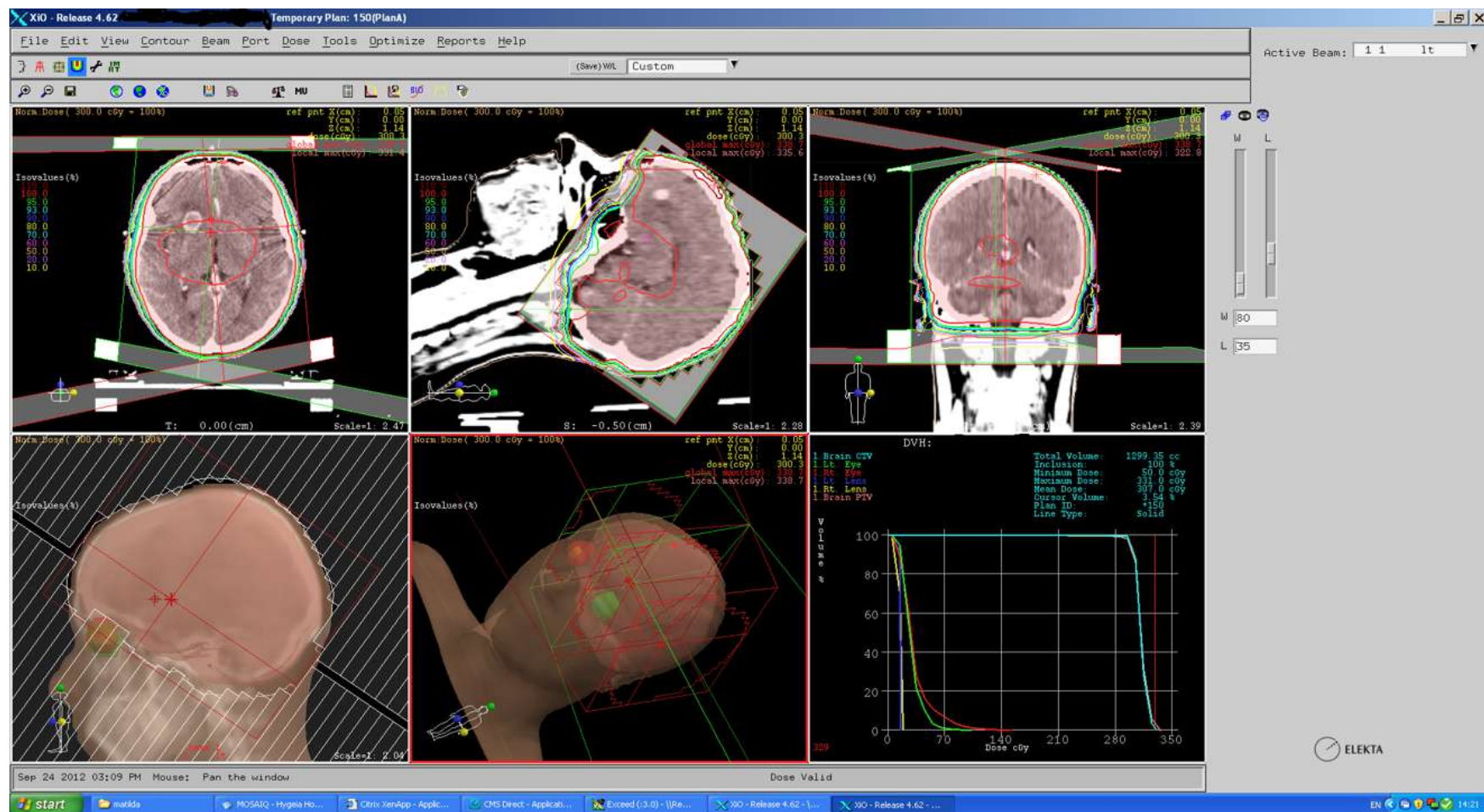


Figura 6.3: Plani i trajtimet për zonën e trurit:-prerje transversale, sagitale dhe koronale e truri; -DRR, pamja 3D e tufave dhe histograma e dozave

-Verifikimi post plan në CT simulator ose përshpejtues: Verifikimi i drejtimit të tufave të propozuara nga plani i trajtimit duhet bërë me kujdes, për të shmangur gabimet në CT simulator. Verifikimi në CT simulator siguron që pika e izoqendrës të përputhet me izoqendrën e planit të trajtimit. CT simulatori gjithashtu verifikon pozicionin e organeve në rrezik në lidhje me kufirin e tufës dhe lejon verifikimin e kufijve të tufave, në rastet e lëvizjeve të organeve. Shpesh herë ky verifikim bëhet në përshpejtuesin linear. Në studimin tonë verifikimi bëhet me përshpejtuesin linear dhe me anë të pajisjes elektronike portale imazherike, EPID [37]. Imazhi portal është i dobishëm edhe për përcaktimin e pozicionit të mbrojtjes në lidhje me organet në rrezik.

6.3.3 Pasaktësitë gjeometrike dhe përcaktimi i marginave

Për studim u morën në shqyrtim 20 pacientë me tumore të trurit. Për të gjithë pacientët u krijuan plane trajtimi me 2 tufa laterale, me energji 6 MV. Dozat totale me të cilat trajtohen pacientët variojnë nga 24-30.6 Gy dhe doza ditore nga 1.8 – 3 Gy. Tufat kanë kënde gandri dhe kolimatori të tilla që të sigurojnë dhënien e dozës së duhur tumorit, si dhe të sigurojnë një mbrojtje sa më të mirë të organeve në rrezik, si për shembull sytë.

Mosha e pacientëve të marrë në shqyrtim varion nga 20 - 76 vjeç. Nga këta, 14 janë meshkuj dhe 6 janë femra (Tabela 6.3).

Tabela 6.3: Informacion mbi moshën, seksin, llojin e tumorit dhe dozën për pacientët e marrë në studim

Nr.	Mosha	Gjinia	Lloji i tumorit	Doza (Gy)
1	61	M	Meta nga pulmoni	30
2	40	F	Meta nga gjiri	30
3	53	F	Cerebrum	30
4	49	F	Cerebrum	30
5	56	M	Meta Celebrale	30

6	48	M	Cerebrum	28.8
7	65	M	Cerebrum	30
8	61	M	Meta nga pulmoni	30
9	75	M	Meta nga pulmoni	30
10	69	M	Meta nga pulmoni	30
11	66	M	Meta nga pulmoni	24
12	76	M	Cerebrum	30
13	56	M	Meta nga pulmoni	30
14	20	M	Suprasellar	30.6
15	70	M	Meta nga pulmoni	30
16	62	M	Cerebrum	30
17	70	F	Limfoma Cerebrale	39.6
18	52	F	Meta nga ovaret	25
19	62	M	Melanoma malinje	30
20	74	M	Meta nga pulmoni	30

Trajtimi fillon me pozicionimin e pacientit. Ata fiksohen me anë të maskave plastike në “ballin e krevatit” dhe fiksuesin e këmbëve, për të rritur shkallën e palëvizshmërisë së tyre (Figura 6.4).



Figura 6.4: Pajisjet pozicionuese për zonën e trurit

Për të gjithë pacientët, pas krijimit të planit të trajtimit merren portalë, të cilët krahasohen me DRR e ardhur nga plani në sistemin iView. Portalët përftohen me metodën e ekspozim të dyfishtë, ku kolimatorët hapen në një madhësi të përshtatshme për të parë pjesët anatomike të dëshiruara me një ekspozim të shkurtër (2 MU). Më pas kolimatorët sëbashku me diaframat kthehen në përmasat e tufës së trajtimit dhe bëhet një ekspozim i dytë. Të dy imazhet bashkohen në mënyrë dixhitale për të prodhuar ekspozimin e dyfishtë.

Meqënëse në rastin e tumoreve të trurit planet e trajtimit ndërtohen vetëm nga dy tufa laterale dhe asnjë anteriore, në këtë rast krijohen probleme në përcaktimin e marginit në drejtimin majtas-djathtas. Kjo situatë kapërcehet duke marrë në konsideratë vlerat mesatare të marginave CTV-PTV, që llogariten për drejtimet anteriore-posteriore dhe superiore-inferiore, ose vlerat maksimale të tyre.

Një pamje e përftuar nga sistemi iView, për zonën e trurit, paraqitet në figurën 6.5.

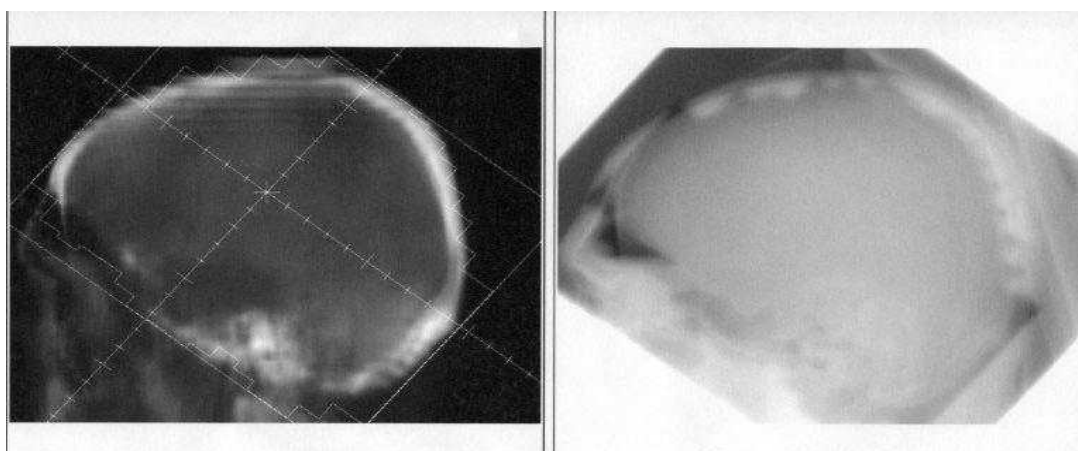


Figura 6.5: DRR dhe portali i tufës laterale për zonën e trurit

Për çdo tufë ndërtohen tre portalë, që u përkasin ditëve të ndryshme të trajtimit. Për çdo portal kryhen dy matje; në drejtimin superior - inferior dhe anterior - posterior. Kështu që, në total për 20 pacientë janë kryer 120 matje.

6.3.4 Rezultatet dhe diskutimi

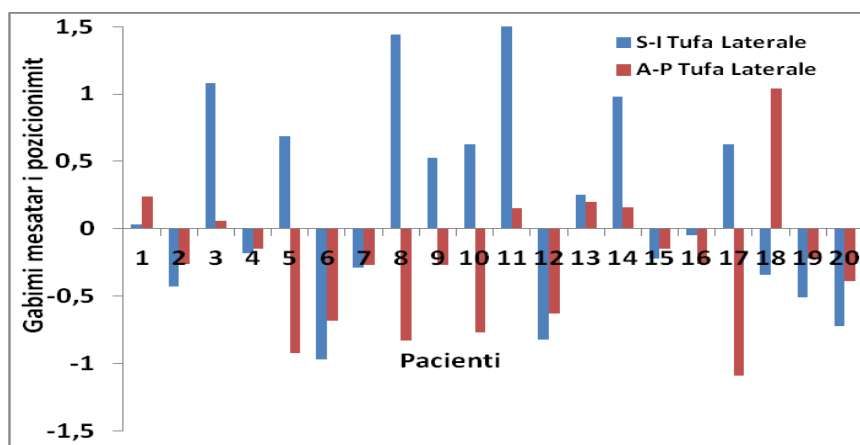
Të dhënat e përfuara nga matjet e kryera paraqiten në tabelat 6.4 dhe 6.5. Ndërsa llogaritjet e vlerave për pasaktësitë bëhen sipas relacioneve 6.1, 6.2, 6.3, 6.4 dhe 6.5.

Tabela 6.4: Gabimet mesatare të pozicionimit për çdo pacient dhe gabimi sistematik për gjithë popullatën për zonën e trurit

		Fusha Laterale	
Pacienti	Gab Mes	S-I	A-P
1	m ₁	0,03	0,24
2	m ₂	-0,43	-0,26
3	m ₃	1,08	0,06
4	m ₄	-0,18	-0,15
5	m ₅	0,69	-0,92
6	m ₆	-0,97	-0,68
7	m ₇	-0,29	-0,27
8	m ₈	1,44	-0,83
9	m ₉	0,53	-0,27
10	m ₁₀	0,63	-0,77
11	m ₁₁	1,52	0,15
12	m ₁₂	-0,82	-0,63
13	m ₁₃	0,25	0,2
14	m ₁₄	0,98	0,16
15	m ₁₅	-0,22	-0,15
16	m ₁₆	-0,05	-0,26
17	m ₁₇	0,63	-1,09
18	m ₁₈	-0,34	1,04

19	m_{19}	-0,51	-0,22
20	m_{20}	-0,72	-0,39
	M_{pop}	0,1625	-0,252
	$\sum_{pozicion}$	0,55	0,24

Të dhënat e mësipërme shprehen në histogramën 6.1.



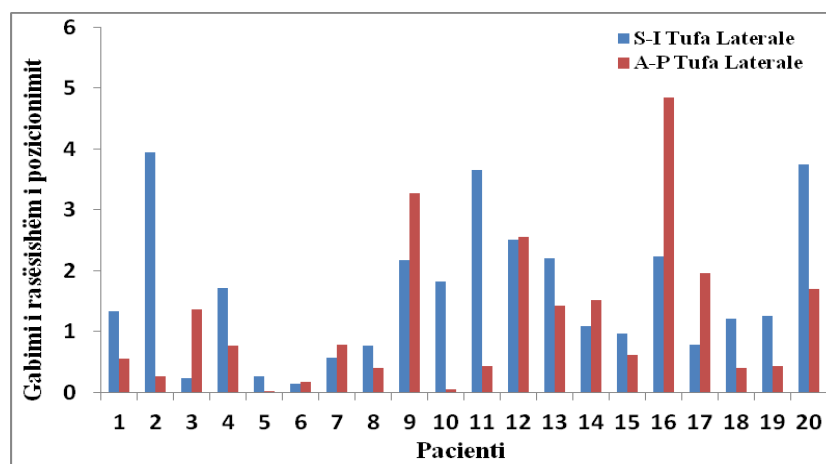
Histograma 6.1: Paraqitje e gabimit mesatar të pozicionimit për çdo pacient për zonën e trurit

Tabela 6.5: Gabimet individuale të rastësishme dhe gabimi i rastësishëm i popullatës për zonën e trurit

		Fusha Laterale	
Pacienti	Gab Rast	S-I	A-P
1	$\bar{O}_1$	1.15	0.74
2	$\bar{O}_2$	1.99	0.52
3	$\bar{O}_3$	0.49	1.17
4	$\bar{O}_4$	1.31	0.88
5	$\bar{O}_5$	0.51	0.14
6	$\bar{O}_6$	0.39	0.4
7	$\bar{O}_7$	0.75	0.88

8	σ_8	0.88	0.63
9	σ_9	1.47	1.81
10	σ_{10}	1.35	0.22
11	σ_{11}	1.91	0.65
12	σ_{12}	1.58	1.6
13	σ_{13}	1.48	1.2
14	σ_{14}	1.04	1.23
15	σ_{15}	0.98	0.79
16	σ_{16}	1.5	2.2
17	σ_{17}	0.89	1.4
18	σ_{18}	1.1	0.64
19	σ_{19}	1.12	0.65
20	σ_{20}	1.93	1.3
	σ_{pozicion}	1.19	0.95

Të dhënat e mësipërme shprehen në histogramën 6.2.



Histograma 6.2: Gabimi i rastësishëm i pozicionimit për çdo pacient për zonën e trurit

- **Llogaritja e marginave CTV-PTV**

Disa sqarime mbi vlerat e vendosura në tabelën 6.6:

Vlerat e pasaktësisë së konturimit të doktorëve dhe të pasaktësisë së pozicionimit të organeve janë të dhëna ndërkombëtare pasi nuk mund të siguroheshin në departament.

Vlera e pasaktësisë së transfertës së fantomës sipas tre drejtimeve janë ato të gjetura në paragrafin 6.1.

Vlera e parameterit “ β ” për konfigurimin e planeve për zonën e trurit merret nga Tabela 4.1.

Vlera e gabimit të algoritmit të tufës “a” është ajo e gjetur në paragrafin 6.1.

Vlera e penubërës është 5 mm dhe është marrë nga profilet e izodozave gjatë matjeve në fantomën e ujit.

Vlerat për Σ_{pozicion} dhe σ_{pozicion} merren nga tabelat 6.4 dhe 6.5.

Tabela 6.6: Lista e pasaktësive për zonën e trurit

Pasaktësitë	Vlerat	
	A-P	S-I
Gabime Sistematike (mm)		
Gabimi i konturimit të doktorit Σ_{doktor}	1	1
Pozicioni i organit madhësia dhe forma $\Sigma_{\text{lëvizjes}}$	0	0
Gabimi i transfertës së fantomës $\Sigma_{\text{transfertës}}$	2.84	3.28
Gabimi sistematik i pozicionimit Σ_{pozicion}	0.24	0.55
Gabimi i kombinuar sistematik	3.02	3.47
Gabimet Lineare (mm)		
Gabimi i pozicionit të frymëmarrjes “b”	0	0
Gabimi i algoritmit të tufës të (SPT) “a”	1	1

Gabimet e ekzekutimit të trajtimit (mm)		
Gabimi i rastësishëm i pozicionimit σ_{pozicion}	0.95	1.91
Pozicion, madhësia dhe forma e organit $\sigma_{\text{lëvizjes}}$	0	0
Gabimi i rastësishëm i kombinuar σ	0.95	1.91
σ_{penubres}	5	5
Parametri i Planit β	1.64	1.64

Llogaritja e marginave për çdo drejtim bëhet me anë të relacionit (4.2):

$$\text{CTV-PTV} = 2.5 \sum a + b + \beta(\sigma - \sigma_p)$$

duke shfrytëzuar të dhënat e tabelës së mësipërme.

Kështu që, për secilin drejtim kemi:

$$\text{Anterior-Posterior: CTV-PTV} = 2.5 * 3.02 + 1 + 1.64 * (0.95 - 5)$$

$$(\text{CTV-PTV})_{\text{A-P}} = 1.91 \text{ mm}$$

$$\text{Superior-Inferior: CTV-PTV} = 2.5 * 3.47 + 1 + 1.64 * (1.19 - 5)$$

$$(\text{CTV-PTV})_{\text{S-I}} = 3.42 \text{ mm}$$

$$\text{Majtas-Djathtas : } [(\text{CTV-PTV})_{\text{A-P}} + (\text{CTV-PTV})_{\text{S-I}}] / 2 = 2.66 \text{ mm}$$

Në këtë rast kemi përdorur kriterin e marrjes në konsideratë të vlerave mesatare të marginave.

Tabela 6.7: Marginat e llogaritura në të tre drejtimet për zonën e trurit

Drejtimi	CTV-PTV (mm)
Anterior-Posterior	1.91
Superior-Inferior	3.42
Majtas-Djathtas	2.66

Trajtimi me radioterapi për zonën e trurit është i vështirë sepse organet në rrezik janë shumë pranë tumorit ndaj dhe kërkohet një saktësi shumë e madhe në pozicionim. Pasaktësitë e pozicionimit përfshijnë jo vetëm masën tumorale, por edhe lëvizjet e organit. Në rastin e tumoreve të trurit lëvizjet e organit janë të papërfillshme pasi ai fiksohet mirë me maskë termoplastike. Me përdorimin e terapisë konformale tre dimensionale volumi i organeve në rrezik që rrezatohet zvogëlohet. Gabimet e pozicionimit maten duke përdorur imazhet portale.

Marginat e përftuar sigurojnë që, pavarësisht pasaktësive të ndryshme, volumi klinik të rrezatohet me 95 % të dozës së përshkruar. Në këtë mënyrë do të sigurohet kontrolli mbi tumorin dhe zvogëlohen efektet anësore të rrezatimit.

6.4 PËRCAKTIMI I PASAKTËSIVE GJEOMETRIKE DHE MARGINAVE CTV-PTV PËR TRAJTIMIN E ZONËS SË GJIRIT

6.4.1 Diskutim klinik

Tumori i gjirit është tumori më i shpeshtë tek gratë. Radioterapia i ka zvogëluar ndjeshëm vdekjet për shkak të tij [38, 39]. Ne do të gjejmë pasaktësitë në përcaktimin e PTV-së për pacientë me tumor gjiri primar.

Burimet e lëvizjes së gjirit, në këtë rast shenjë, ose nodusit (nyjes limfatike) shkaktajnë një pasaktësi në pozicionimin e CTV-së në lidhje me pikat referuese të jashtme dhe të brendshme. Kjo mund të jetë e ndryshme nga një paciente në tjerën. Gjatë trajtimit të gjirit ndodhin ndryshime të ciklit normal të frymëmarrjes, duke shkaktuar lëvizje konstante të gjirit si dhe të mushkërive e zemrës të cilat janë gjithashtu të ndikuara nga cikli kardiak. Më së shumti saktësia e pozicionimit të pacientëve bëhet duke krahasuar imazhet portale me DRR e ardhur nga plani i trajtimit. Kjo përfshin të gjitha pasaktësitë si psh frymëmarrjen, ndryshime në pozicionimin e pacienteve, gabimet e transfertës nga simulatori në makinën e terapisë, pasaktësitë e pozicionimit dhe pasaktësitë e makinës. Një risi gjatë trajtimit të gjirit është dhe përdorimi i një sinjali frymëmarrjeje për të kontrolluar dhënien e rrezatimit [40]. Rrezatimi fillon në një fazë të parapërcaktuar të ciklit të frymëmarrjes normale dhe përfundon në një tjetër fazë. Shpesh gjatë këtyre trajtimeve përdoret dhe një paisje e quajtur “kontrolli aktiv i frymëmarrjes” [41].

Organe në rrezik potencial gjatë trajtimit të gjirit janë lëkura, muskuli më i madh pectoralis, brinjët, mushkëritë dhe zemra, kurse me rrezatimin edhe të supraklavikulës kemi rrezitje edhe të artikulacionit të supit, tufa e nervave që komandon krahun dhe enët e gjakut së sjetullës.

Vlerësimi i volumit tumoral GTV për tumoret e mëdhenj është shumë i vështirë në egzaminimet klinike. Roli i marrjes së imazhit të gjirit është të identifikojë, karakterizojë dhe përcaktojë numrin dhe dimensionet e sakta të sëmundjes, por teknika optimale për të arritur këtë mbetet e diskutueshme. Mamografia psh tenton t’a mbivlerësojë madhësinë e sëmundjes, kurse më së fundmi rezonanca magnetike është përcaktuar si teknika më e saktë për matjen e tumoreve [42]. Të dyja si mamografia dhe ultraoundi janë egzaminimet më të përhapura në përdorim për

përcaktimin e GTV-së dhe përputhen mirë me madhësitë e tumoreve të matura në patologji [43.44]. Gjithsesi zgjedhja e teknikës në secilën qëndër do të varet nga disponueshmëria e pajisjeve dhe njohuritë e radiologëve.

6.4.2 Diskutim teknik

Pasaktësitë gjeometrike duhen konsideruar për të llogaritur siç duhet marginat e duhur CTV-PTV. Këto pasaktësi edhe për zonën e gjirit ndahen në gabime sistematike dhe në gabime të rastësishme. Roli i imazhit portal edhe këtu është të kontrollojë disa nga këto pasaktësi gjë që do të ndihmojë në zvogëlimin e gabimeve të pozicionimit.

Raportet 50 dhe 62 të Komisionit Ndërkombëtar për Matjet dhe Njesitë e Rrezatimit [1, 2] japin udhëzime të detajuara për përcaktimin e volumeve shenjë dhe ato të indeve normale apo të shëndosha. Fillimisht përcaktohet volume tumoral GTV e më pas shtohet margini volumetrik rreth tij për të marrë parasysh shpërhapjen sub – klinike (për të konturuar CTV) dhe për pasaktësitë e pozicionimit (për të konturuar PTV). Idealisht volumi i planizuar PTV duhet të jetë i përfshirë tërësisht në volumin e rrezatuar, duke shmangur organet në rrezik. Shpeshherë ndodh që PTV mbivendoset me organet në rrezik.

Skeneri CT ofron mundësinë për të lëvizur në një plan tre dimensional, ku mund të përcaktohen CTV-ja dhe organet në rrezik dhe më pas shtohen marginat e duhura të cilat marrin në konsideratë lëvizjet e organeve dhe pasaktësitë e pozicionimit. Pra janë këto të dhëna të cilat do të na shërbejnë gjatë procesit të krijimit të planit.

-Pozicionimi në CT simulator: CT simulatori përfshin një skaner CT, sistem lazerash dhe një program virtual simulimi në një stacion të përcaktuar që komunikon direkt me sistemin e planit të trajtimit. Në përdorim është një sistem pozicionimi i cili fikson dhe lejon pacientet të kalojnë në hapjen e skanerit. Pajisjet pozicionuese që kemi në përdorim janë breaststep, wingstep dhe fiksuesi i gjunjëve. Në trupin e pacienteve vendosen pika reference me ndihmën e sistemit të lazerave. Më pas pacientet skanohen dhe imazhet dërgohen tek fokali, ku bëhet konturimi i zonës që do të rrezatohet dhe organeve në rrezik që i listuam më lart. Tufat në sistemin e planit të trajtimit XiO krijohen të tilla që të rrezatohet, me dozën e pëshkruar nga mjeku, gjiri dhe supraklavikula dhe të mbrohen në maksimum e të mos kalohen

limitet e lejuara të dozave për organet në rrezik. Në ndihmë për këtë vjen sistemi i shufrave kolimuese MLC të cilat mbrojnë mushkëritë, zemrën dhe shtyllën kurrizore në zonën e supraklavikulës. Më poshtë jepet pamje e një plani trajtimi për zonën e gjirit (Figura 6.6) .

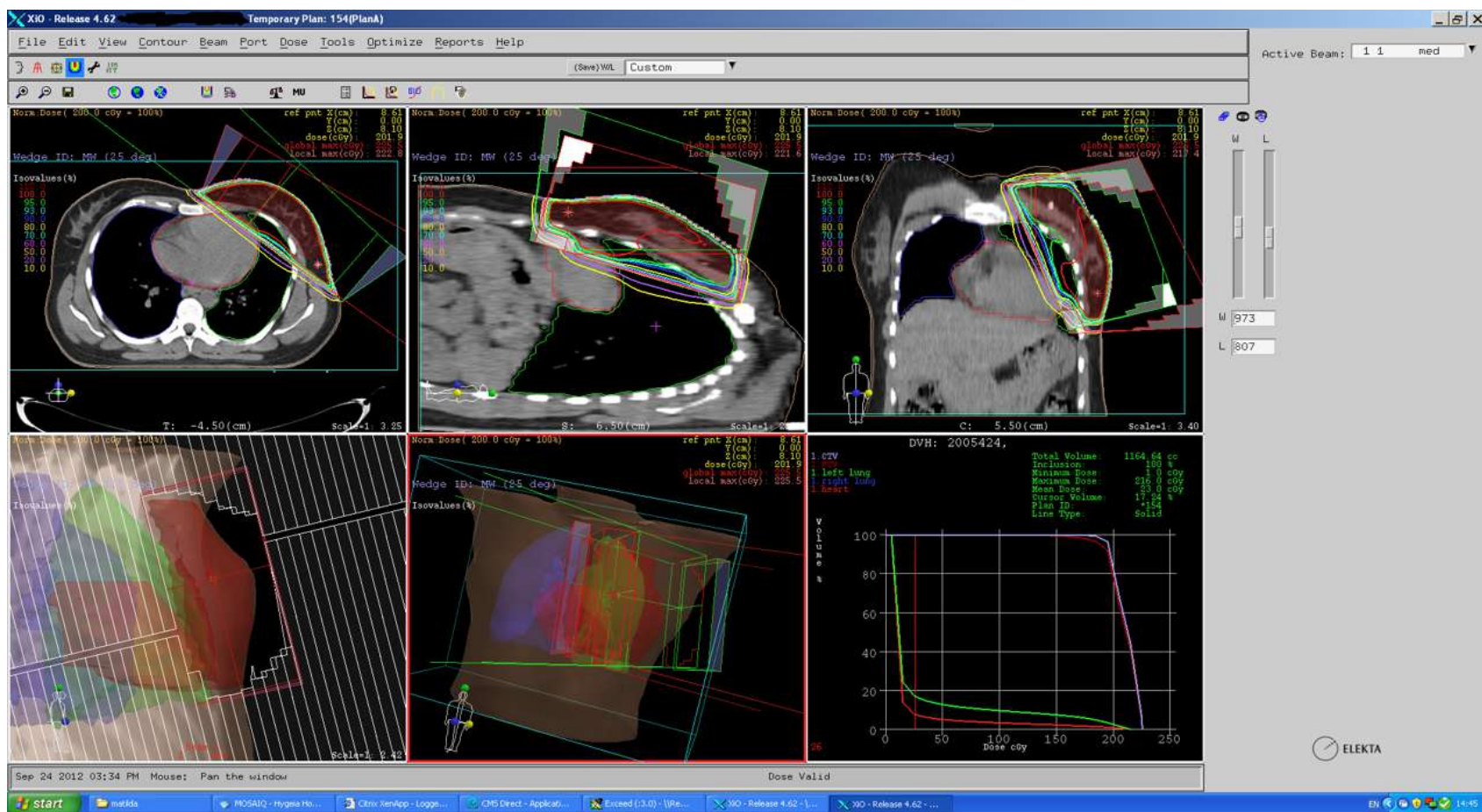


Figura 6.6: Plani i trajtimit për zonën e gjirit:-prerje transversale, sagitale dhe kornale e truri; -DRR, pamja 3D e tufave dhe histograma e dozave

-*Verifikimi post plan në CT simulator ose përshpejtues:* Verifikimi i drejtimit të tufave të propozuara nga plani i trajtimit, duhet bërë me kujdes për të shmangur gabimet gjatë trajtimit. Verifikimi në CT simulator siguron që pika e izoqendrës të përputhet me izoqendrën e planit të trajtimit. CT simulatori gjithashtu verifikon pozicionin e organeve në rrezik në lidhje me kufirin e tufës dhe lejon verifikimin e kufijve të tufave ku mund të lëvizin organet. Në përshpejtuesin linear verifikimi i imazhit bëhet me anë të pajisjes elektronike portale imazherike. Imazhi portal është gjithashtu i dobishëm për përcaktimin e pozicionit të mbrojtjes në lidhje me organet kritike.

6.4.3 Pasaktësitë gjeometrike dhe përcaktimi i marginave

Për studim u morën në shqyrtim 20 paciente me tumore gjiri. Dozat totale variojnë nga 50 - 68 Gy për gjirin dhe nga 46 - 58 Gy për supraklavikulën. Energjia e tufave është 6 MV për pjesën e gjirit dhe 6 MV ose 18 MV për pjesën e supraklavikulës. Moshë e pacienteve varion nga 30 – 88 vjeç (Tabela 6.4.3).

Tabela 6.8: Informacion mbi moshën, seksin, llojin e tumorit dhe dozën për pacientët e marrë në studim

Nr.	Mosha	Gjinia	Lloji i tumorit	Doza (Gy)
1	50	F	Breast upper quadrant	50
2	53	F	Breast central position	68
3	88	F	Breast upper quadrant	60
4	30	F	Breast NOS	50
5	45	F	Right breast NOS	45
6	50	F	Breast upper quadrant	50
7	46	F	Breast upper quadrant	50
8	47	F	Breast NOS	50

9	61	F	Breast NOS	50
10	33	F	Breast upper quadrant	66
11	49	F	Breast lower quadrant	60
12	51	F	Breast upper quadrant	50
13	68	F	Breast central position	50
14	50	F	Breast upper quadrant	50
15	33	F	Breast lower quadrant	50
16	58	F	Left breast NOS	50
17	43	F	Breast upper quadrant	50
18	50	F	Breast upper quadrant	50
19	47	F	Breast central position	50
20	58	F	Breast upper quadrant	50

Skanimi u bë sipas procedures, me duart e vendosura rreth kokës, trupi i mbështetur mbi pajisjen pozicionuese breaststep dhe këmbët në fiksuesin e këmbëve (Figura 6.7).



Figura 6.7: Pajisjet pozicionuese për zonën e gjirit

Më pas imazhet u dërguan në sistemin “Focal” ku u përcaktua zona që do të rrezatohej dhe u konturuan organet e rrezikuara. Më pas imazhet u dërguan në sistemin e planit të trajtimit XiO. Këtu u krijuan plane me dy dhe tre tufa. Dy tufa, laterale e mediale dhe një tufë për rrezatimin e supraklavikulës. Me dozën ditore prej 2 Gy u rrezatua me anë të dy tufave laterale gjirit dhe me dozën 2 Gy me tufën e tretë u rrezatua supraklavikula.

DRR përkatës të tufave u nisën në sistemin iView. Para fillimit të trajtimit merren portale të pozicionimit të pacienteve me anën e pajisjes elektronike portale imazherike. U morrën disa portale në ditë të ndryshme për secilën tufë dhe u dërguan edhe ato në sistemin iView ku dhe u bë përpunimi i të dhënave dhe u matën diferencat midis tyre. Figurat 6.8 dhe 6.9 japin pamje të përfutuara nga sistemi iView për zonën e gjirit.

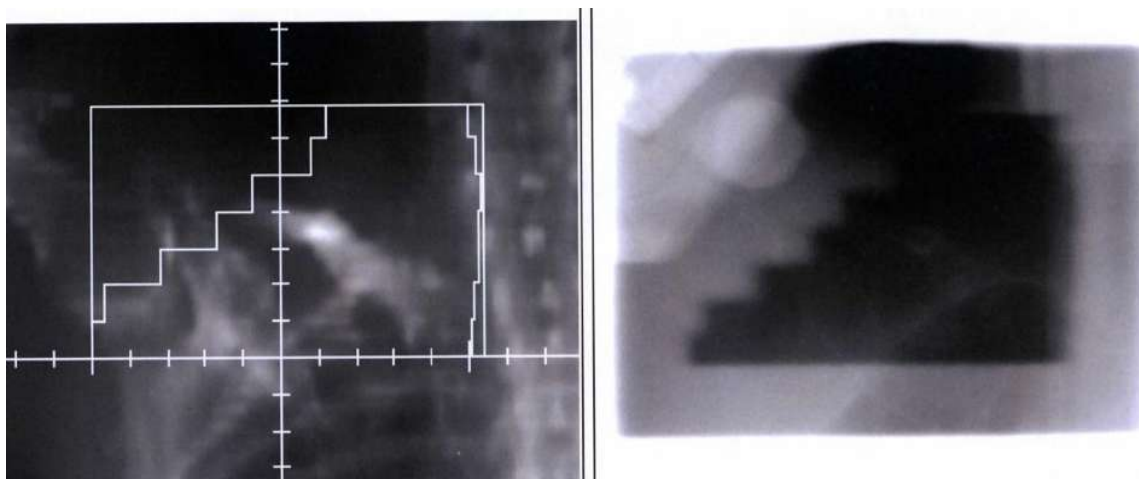


Figura 6.8: DRR dhe portali i tufës anteriore për zonën e gjirit

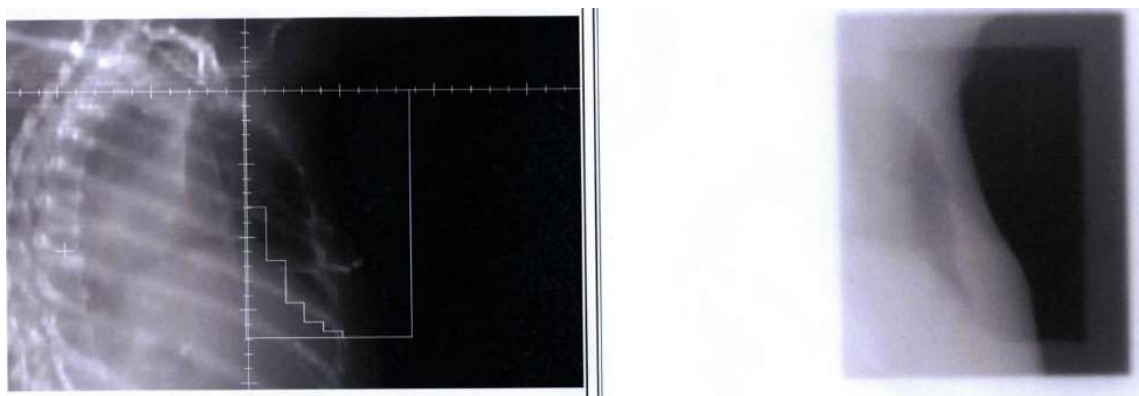


Figura 6.9: DRR dhe portali i tufës laterale për zonën e gjirit

Për çdo tufë u kryen tre portale. Për çdo portal u kryen dy matje; për tufën anteriore kemi drejtimin majtas-djathtas e superiore-inferiore dhe për tufën laterale kemi drejtimet superiore-inferiore dhe anteriore-posteriore. Në total për 20 pacientë u kryen 240 matje.

6.4.4 Rezultatet dhe diskutimi

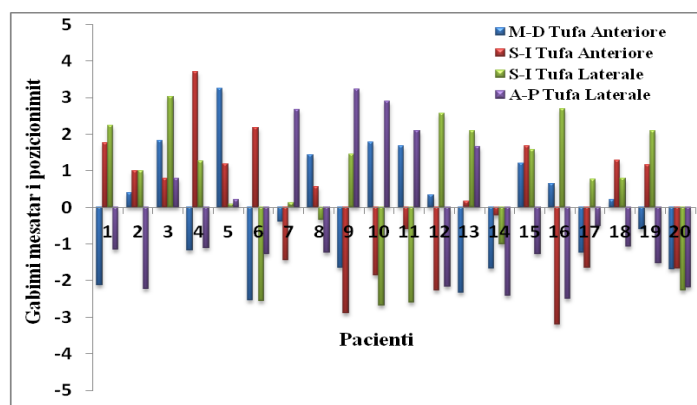
Të dhënat e përfthuara nga matjet e kryera paraqiten në tabelat 6.9 dhe 6.10. Llogaritjet e vlerave për pasaktësitë bëhen sipas relacioneve 6.1, 6.2, 6.3, 6.4 dhe 6.5.

Tabela 6.9: Gabimet mesatare të pozicionimit për çdo pacient dhe gabimi sistematik për gjithë popullatën për zonën e gjirit

Pacienti	Gab Mes	Drejtimit Ortogonale			
		Fusha Anteriore		Fusha Laterale	
		M-D	S-I	S-I	A-P
1	m ₁	-2.12	1.76	2.24	-1.15
2	m ₂	0.39	1	1	-2.22
3	m ₃	1.83	0.78	3.02	0.78
4	m ₄	-1.17	3.71	1.26	-1.12
5	m ₅	3.25	1.18	0.08	0.22
6	m ₆	-2.53	2.17	-2.55	-1.28
7	m ₇	-0.39	-1.44	0.12	2.67
8	m ₈	1.42	0.57	-0.34	-1.24
9	m ₉	-1.65	-2.88	1.46	3.23
10	m ₁₀	1.78	-1.86	-2.69	2.9
11	m ₁₁	1.67	-0.6	-2.61	2.1
12	m ₁₂	0.34	-2.28	2.57	-2.17
13	m ₁₃	-2.33	0.16	2.09	1.66
14	m ₁₄	-1.67	-0.22	-1	-2.41
15	m ₁₅	1.2	1.67	1.57	-1.27
16	m ₁₆	0.65	-3.2	2.7	-2.5
17	m ₁₇	-1.23	-1.65	0.77	-0.51

18	m_{18}	0.22	1.28	0.79	-1.07
19	m_{19}	-0.6	1.17	2.09	-1.52
20	m_{20}	-1.69	-1.67	-2.28	-2.18
	M_{pop}	-0.13	-0.017	0.51	-0.35
	$\Sigma_{pozicion}$	1.65	6.85	1.87	1.9

Të dhënat e mësipërme shprehen me histogramën 6.3.



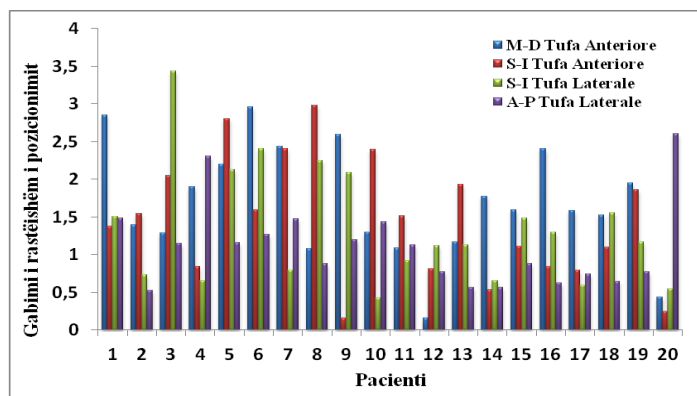
Histograma 6.3: Paraqitja e gabimit mesatar të pozicionimit për çdo pacient për zonën e gjirit

Tabela 6.10: Gabimi individual i rastësishëm dhe gabimi i rastësishëm i popullatës për zonën e gjirit

Pacienti	Gab Rast	Drejtimit Ortognale			
		Fusha Anteriore		Fusha Laterale	
		M-D	S-I	S-I	A-P
1	σ_1	2.85	1.37	1.5	1.48
2	σ_2	1.39	1.54	0.73	0.52
3	σ_3	1.28	2.05	3.43	1.15
4	σ_4	1.9	0.84	0.65	2.3
5	σ_5	2.2	2.8	2.13	1.16
6	σ_6	2.96	1.59	2.4	1.26

7	σ_7	2.43	2.4	0.79	1.47
8	σ_8	1.08	2.98	2.25	0.88
9	σ_9	2.59	0.16	2.09	1.2
10	σ_{10}	1.29	2.39	0.42	1.43
11	σ_{11}	1.09	1.51	0.92	1.13
12	σ_{12}	0.16	0.81	1.12	0.77
13	σ_{13}	1.17	1.93	1.13	0.56
14	σ_{14}	1.77	0.53	0.65	0.56
15	σ_{15}	1.59	1.11	1.48	0.88
16	σ_{16}	2.4	0.84	1.29	0.62
17	σ_{17}	1.58	0.79	0.59	0.74
18	σ_{18}	1.52	1.1	1.55	0.64
19	σ_{19}	1.95	1.86	1.17	0.77
20	σ_{20}	0.43	0.24	0.54	2.6
	σ_{pozicion}	1.68	1.44	1.34	1.10

Të dhënat e mësipërme shprehen në histogramën 6.4.



Histograma 6.4: Gabimi i rastësishëm i pozicionimit për çdo pacient për pjesën e gjirit

- **Llogaritja e marginave CTV-PTV**

Disa sqarime mbi vlerat e vendosura në tabelën 6.11:

Vlerat e pasaktësisë së konturimit të doktorëve dhe të pasaktësisë së pozicionimit të organeve janë të dhëna ndërkombëtare pasi nuk mund të siguroheshin në departament.

Vlera e pasaktësisë së transfertës së fantomës sipas tre drejtimeve janë ato të gjetura në paragrafin 6.1.

Vlera e parameterit “ β ” për konfigurimin e planeve për zonën e gjirit merret nga Tabela 4.1.

Vlera e gabimit të algoritmit të tufës “a” është ajo e gjetur në paragrafin 6.1.

Vlera e penubërës është 5 mm dhe është marrë nga profilet e izodozave gjatë matjeve në fantomën e ujit.

Vlerat e $\sum_{\text{pozicion}}$ dhe σ_{pozicion} merren nga tabelat 6.9 dhe 6.10.

Tabela 6.11: Lista e pasaktësive për zonën e gjirit

Pasaktësitë	Vlerat		
	M-D	A-P	S-I
Gabime Sistematike (mm)			
Gabimi i konturimit të doktorit $\sum_{\text{doktor}}$	5	5	6.5
Pozicioni i organit, madhësia dhe forma $\sum_{\text{lëvizjes}}$	0	0	0
Gabimi i transfertës së fantomës $\sum_{\text{transfertës}}$	2.9	3.1	3.4
Gabimi sistematik i pozicionimit $\sum_{\text{pozicion}}$	1.65	1.9	4.36
Gabimi i kombinuar sistematik	6.01	6.18	8.53
Gabimet lineare (mm)			
Gabimi i pozicionit të frymëmarrjes “b”	0	3	3
Gabimi i algoritmit të tufës të (SPT) “a”	1	1	1
Gabimet e ekzekutimit të trajtimit (mm)			

Gabimi i rastësishëm i pozicionimit σ_{pozicion}	1.68	1.1	1.36
Pozicion, madhësia dhe forma e shenjzës $\sigma_{\text{lëvizjes}}$	0	0	0
Gabimi i rastësishëm i kombinuar σ	1.68	1.1	1.36
σ_{penubres}	5	5	5
Parametri i Planit β	1.64	1.64	1.64

Llogaritja e marginave për çdo drejtim bëhet me anë të relacionit (4.2).

$$\text{CTV-PTV} = 2.5 \sum a + b + \beta(\sigma - \sigma_p)$$

duke shfrytëzuar të dhënat e tabelës së mësipërme.

Kështu që, për secilin drejtim kemi:

$$\text{Anterior-Posterior: CTV-PTV} = 2.5 * 6.18 + 1 + 3 + 1.64(1.1 - 5)$$

$$(\text{CTV-PTV})_{\text{A-P}} = 13.05 \text{ mm}$$

$$\text{Superior-Inferior: CTV-PTV} = 2.5 * 8.53 + 1 + 3 + 1.64(1.36 - 5)$$

$$(\text{CTV-PTV})_{\text{S-I}} = 19.35 \text{ mm}$$

$$\text{Majtas-Djathtas : CTV-PTV} = 2.5 * 6.01 + 1 + 1.64(1.68 - 5)$$

$$(\text{CTV-PTV})_{\text{M-D}} = 10.57 \text{ mm}$$

Tabela 6.12: Marginat në të tre drejtimet për zonën e gjirit

Drejtimi	CTV-PTV (mm)
Anterior-Posterior	13.05
Superior-Inferior	19.35
Majtas-Djathtas	10.57

Zona e gjirit kërkon shumë kujdes gjatë trajtimit. Pozicionimi jo i mirë i tufave rrezatuese dhe margina me vlera të mëdha sjellin mundësinë e rrezatimit të gjirit të shëndoshë. Rrezatimi i gjirit të shëndoshë sjell si pasojë krijimin e një tumori të ri.

Marginat e përftuar nga studimi sigurojnë rrezatimin e volumit klinik me dozën e përshkruar nga mjeku dhe ruajtje të organeve në rrezik.

6.5 PËRCAKTIMI I PASAKTËSIVE GJEOMETRIKE DHE MARGINAVE CTV-PTV PËR TRAJTIMIN E ZONËS SË TORAKSIT

6.5.1 Diskutim klinik

Tumori i mushkërive është tumori më i përhapur në të gjithë botën dhe parësori i lidhur me numrin vdekjeve. Kontrolli lokal është elementi kryesor në përmirësimin e mbijetesës dhe është demonstruar që radioterapia është ajo që e rrit dhe përmirëson kontrollin lokal. Trajtimi duhet kryer në mënyrë të tillë që të zvogëlohet mundësia e ndodhjes së efekteve anësore të hershme e të vona për shkak të rrezatimit. Kjo bën të detyrueshme një pozicionim sa më të saktë të pacientit, pra zvogëlimin e pasaktësive gjeometrike [45].

Saktësia e përcaktimit të GTV-së për tumoret e mushkërive varet nga lloji i imazhit të marrë dhe procesi i sigurimit të të dhënave. Trashësia e prerjeve të skanerit duhet të jetë e tillë që të merret informacioni i duhur për volumin biologjik që do të na duhet në sistemin e planit të trajtimit. Trashësia e prerjeve duhet të jetë 0.5 cm si për pjesën ku ndodhet sëmundja ashtu dhe për pjesën tjetër të toraksit. Skanimi i pacientit duhet të bëhet nga fundi i laringut deri në fundin e vertebrës së dytë lumbare në mënyrë që të përfshihet e gjithë mushkëria. Volumi klinik CTV duhet të përshijë sëmundjen malinje subklinike përreth masës tumorale të dukshme dhe zgjerimi i tij do të varet nga mënyra e përdorur për marrjen e imazhit, biologjia e tumorit si dhe procesi i frymëmarrjes. Përgjithësisht faza e nxjerrjes së frymës është më e gjatë se faza e marrjes frymë [46,47]. Kjo do të thotë se do të kemi një zhvendosje sistematike të tumorit gjatë studimit të skanerit për të konturuar CTV-në. Përsa i përket organeve në rrezik, gjatë trajtimit të tumoreve të mushkërive, ato më kryesoret janë mushkëria, ezofagu, zemra dhe shtylla kurrizore [2].

Lëvizjet e organeve të brendëshme, që shkaktojnë një pasaktësi në pozicionimin e CTV-së në lidhje me një pikë referuese të brendëshme, mund të jenë intra-fraksionale dhe inter-fraksionale dhe varen nga cilësitë vetjake të pacientit dhe vendodhjes së tumorit. Procese që ndikojnë në këto ndryshime janë zakonisht me natyrë fiziologjike ciklike si psh frymëmarrja normale dhe cikli kardiak, por mund të ndikojnë dhe faktorë të tjerë si ndryshime në funksionimin e mushkërisë, frymëmarrje të thella, humbje në peshë dhe prania e infeksioneve. Për të vlerësuar

nga ana sasiore lëvizjen e zonës së toraksit për shkak të impaktit mekanik të frymëmarrjes dhe rrahjeve të zemrës [48] janë kryer studime duke përdorur fluoroskopinë dhe ultra-fast CT [49]. Është treguar se lëvizja më e madhe gjendet në tumoret që ndodhen afër zemrës dhe diafragmës, ndërkohë që tumoret e vendosur në kraharor kanë një lëvizje shumë të kufizuar. Janë bërë përpjekje për të kontrolluar efektin e lëvizjeve së organeve gjatë rrezatimit të tumoreve të mushkërive. Teknika e mbajtjes së thellë të frymëmarrjes [50, 51, 52] ka treguar se bëhet e mundur të zvogëlohen marginat për lëvizjet e brendëshme. Edhe teknika e kontrollit automatik të frymëmarrjes [53] ka treguar pëparësi të ngjashme. Në këtë teknikë rrezatimi fillon dhe ndalon në pika specifike të ciklit të frymëmarrjes. Në disa raste vendndodhjes tumoresh efekti mekanik i ciklit kardiak është burimi kryesor i lëvizjes së tumorit gjatë rrezatimit ndaj dhe është me vlerë dhënia e rrezatimit sipas këtij cikli. Gjithashtu duhet monitoruar vazhdimisht dhe para çdo trajtimi ndryshimi në peshë i cili çon gjithashtu në ndryshime të lëvizjeve të organeve të brendëshme gjatë dhënies së rrezatimit.

6.5.2 Diskutim teknik

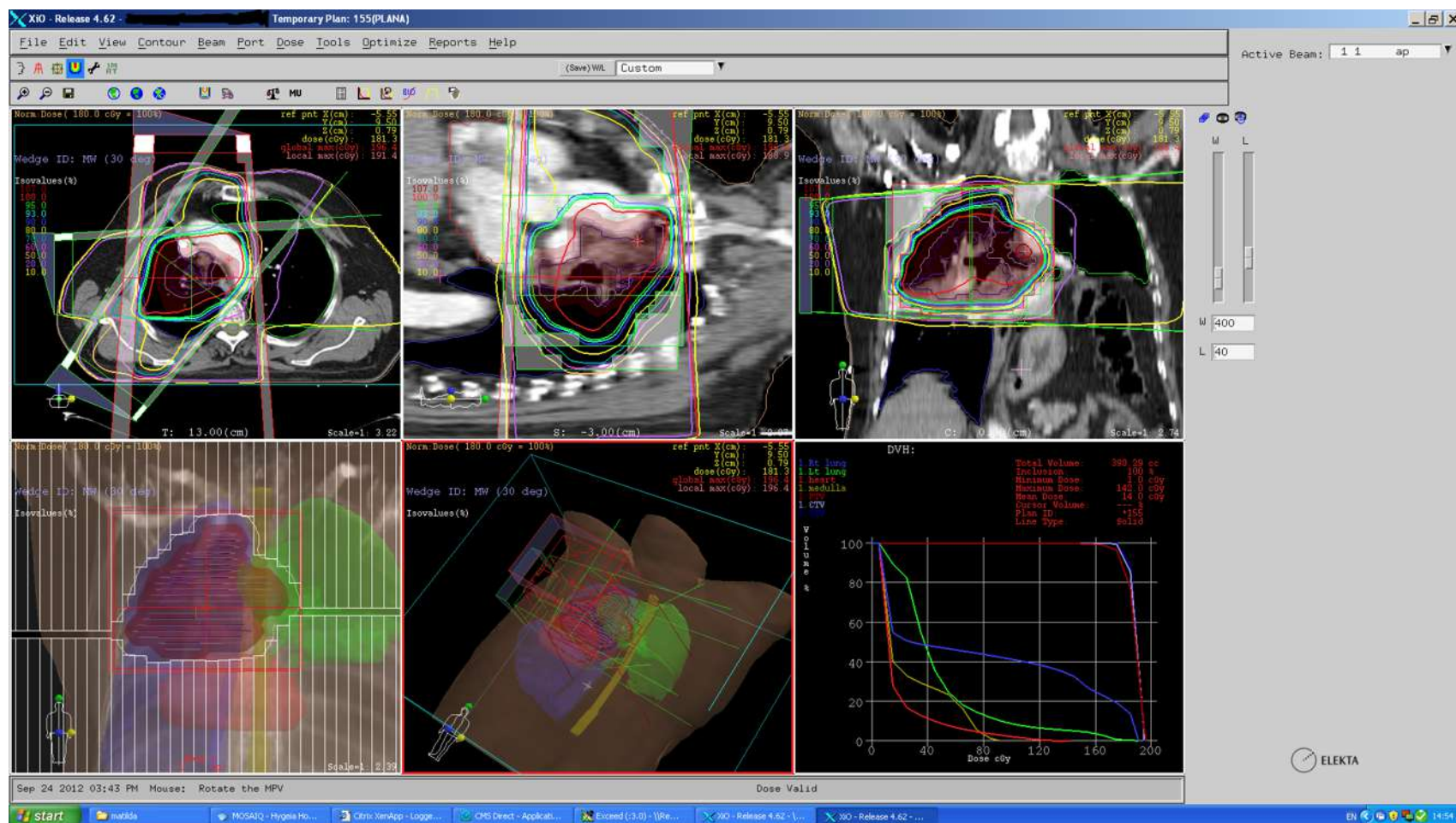
-Pasaktësitë gjeometrike të lidhura me pozicionimin e pacientit: Ndryshimet gjeometrike të pikave referuese të brendëshme në lidhje me një pikë referuese të jashtme mund të klasifikohen si ndryshime sistematike ose të rastësishme të pozicionimit. Madhësia e ndryshimit të matur midis vendosjes të planifikuar të tufës dhe tufës aktuale varet nga teknika e trajtimit, imobilizimi dhe saktësia e punës së teknologëve etj. Një burim tjetër i pasaktësive të pozicionimit është devijimi që vjen nga simulatori CT në përshpejtues. Kur përdorim të dhëna të CT për planin e trajtimit është e rëndësishme që pacienti të jetë në një pozicion saktësisht të njëjtë në skanerin CT dhe makinën e trajtimit.

Duhet patur kujdes në kombinimin e lëvizjes për shkak të frymëmarrjes me gabimet e tjera kur konturohen marginat rreth CTV [54]. Teknikat pozicionuese synojnë që pacienti të vendoset në mënyrë të tillë që të minimizohen lëvizjet e toraksit. Është mirë që të mos mendohet thjesht për lëvizjen e shenjzës por të konsiderojmë lëvizjen e tehut të një tufe rrezatimi të lidhur me shenjzën. Në përgjithësi frymëmarrja duke përfshirë dhe lëvizjen mund të paraqiten si një formë gausiane.

Zhvendosja relative e tehut të tufës së rrezatimit nga një pozicion reference $z=0$ është funksion i kohës t , $z = f(t)$, ku f është paraqitje reale e çdo frymëmarrje. Në këtë rast pozicioni i tehut të tufës së rrezatimit është në limitin e nxjerrjes së frymës dhe ka vlerën $z = 0$. Perioda e ciklit të frymëmarrjes është τ dhe amplituda b , kështu nga pika e referimit e shenjzës, tehu i tufës së rrezatimit oshilon në intervalin $z=0$ deri në $z = b$. Për shkak të natyrës ciklike të frymëmarrjes dhe simetrisë të supozuar gjatë një cikli është e nevojshme të merret në konsideratë nga grafiku vetëm pjesa e tij nga $t = 0$ deri $t = \tau/2$. Për të arritur që të përfshijmë CTV-në në tufën e rrezatimit duhen patur parasysh pikat e mëposhtme.

- 1) Identifikohet CTV dhe gjëndet gjërësia w në një drejtim të dhënë.
- 2) Përcaktojmë shtrirjen e lëvizjes 'b' të CTV për shkak të frymëmarrjes. I shtojmë kësaj gjërësinë w duke prodhuar atë që quhet ITV volumi i brendshëm shenjë.
- 3) Gjejmë devijimin standard të kombinuar σ të mbështjelljes pasuese të funksionit të shpërhapjes së penubres me gabimet kontribuese të tjera si pozicionimi dhe gjeomeria e makinës.
- 4) Gjërësia e kërkuar e tufës do të jetë $w+b+2\beta\sigma$ ku σ është devijimi standard i kombinuar dhe β është 1.64 për një tufë të vetme. Gabimi i frymëmarrjes i shtohet linearisht kombinimit të gabimeve të tjera.
- 5) Është e rëndësishme që mos ketë pjesë të CTV-së jashtë zonës $w+b$ (ITV) gjatë gjithë ciklit të frymëmarrjes. N. q. s. pozicioni i CTV-së së dukshme në lidhje me kufijtë e lëvizjes së frymëmarrjes është i dyshimtë atëhere një margin $b+\beta\sigma$ duhet shtuar në të dy anët e CTV, duke e bërë gjërësinë e tufës $w+2b+2\beta\sigma$.

Më poshtë paraqitet pamja e një plani trajtimi për zonën e toraksit (Figura 6.10).



6.5.3 Pasaktësitë gjeometrike dhe përcaktimi i marginave

Pacientët që u morrën në shqyrtim për tumoret e mushkërive ishin 20. Mosha e tyre varionte nga 46 – 81 vjeç. Numri i femrave ishte 6 dhe numri i meshkujve ishte 14. Dozat ditore më të cilën u trajtuan ishin nga 1.8 – 3 Gy, kurse dozat totale varionin nga 30 - 62 Gy (Tabela 6.13).

Tabela 6.13: Informacion mbi moshën, seksin, llojin e tumorit dhe dozën për pacientët e marrë në studim

Nr.	Mosha	Gjinia	Lloji i tumorit	Doza (Gy)
1	46	M	Lung hilus of	50.4
2	75	M	Broncus upper NOS	60
3	80	F	Middle lob	50.4
4	56	F	Lung lower lobe	60
5	74	M	Left lung lower lobe	30.6
6	59	M	Lung NOS	50
7	68	M	Lung NOS	50
8	58	M	Left lung NOS	50.4
9	72	F	Left pulmonary NOS	45
10	57	M	Lung NOS	30
11	57	M	Pulmonary NOS	60
12	52	M	Lung hilus of	59.4
13	75	M	Bronchus main	56
14	75	M	Pulmonary NOS	62

15	74	M	Right lung NOS	30
16	81	F	Right lung middle lobe	50.4
17	74	F	Breast NOS torax	30
18	55	M	Lung upper lobe	60
19	72	M	Torax NOS	30
20	54	F	Lung NOS	50

Pozicionimi në skanerin CT u bë me pajisjet pozicionuese wingstep dhe fiksuesin e gjunjëve (Figura 6.11).

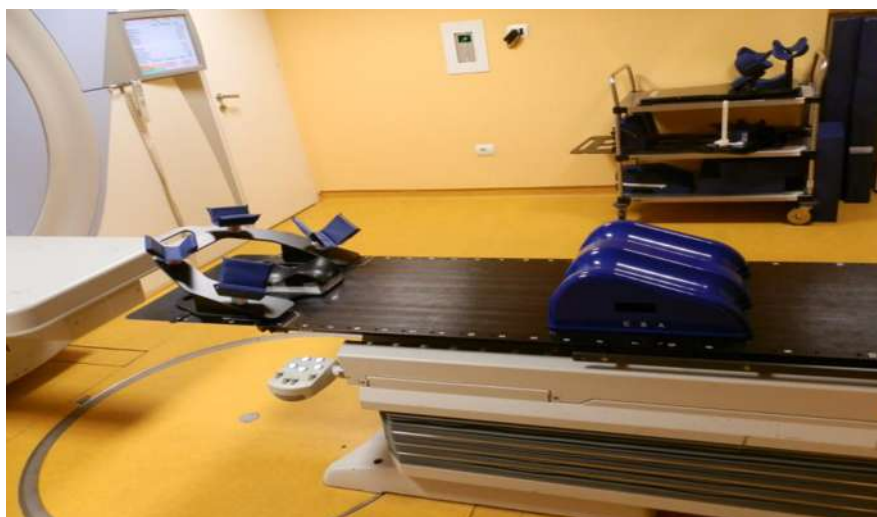


Figura 6.11: Pajisjet pozicionuese për zonën e toraksit

Me ndihmën e lazerave u vendosën bibiset sferikë si pika reference, dy në pjesët laterale ne trupit dhe një në gjoks. Më pas u krye skanimi dhe imazhet u dërguan në sistemin Fokal ku u konturuan volumet me interes, tumori, volumi i planifikuar për trajtim dhe organet në rrezik të cilat në këtë rast janë mushkëritë, zemra dhe shtylla kurrizore. Me pas në sistemin e planit të trajtimit XiO u krijuan planet e trajtimit. Izoqendra e tufave vendoset në një pozicion të përshtatshëm në mënyrë që të ndihmojë për pozicionimin e pacientit. Planet u krijuan sipas rastit me dy, tre dhe

katër tufa. Gjithashtu u krijuan dhe tufa, funksioni të cilave është vetëm ndihmesa në verifikimin e saktësisë së pozicionimit më kënde 0^0 , 90^0 ose 270^0 të gandrit. Energjia e tufave është 18 MV. Pasi arrihet një mbulim i zonës së dëshiruar për rrezatim me 95 % të dozës së kërkuar plani eksportohet në sistemin e verifikim dhe rregjistrimit mozaik. Ky i fundit i jep komandën akseleratorëve lineare. Pozicionimi i pacientit në përshpejtues bëhet i njëjtë me atë të skanimit me ndihmën e sistemit të lazerave. Me pas kryhen portalet dhe si në rastet e mëparshme pamjet e tyre dhe ato të DRR të marra nga sistemi i planit të trajtimit dërgohen dhe krahasohen në sistemin iView. Figurat 6.12 dhe 6.13 japin pamje të përfutuara nga sistemi iView për zonën e toraksit.

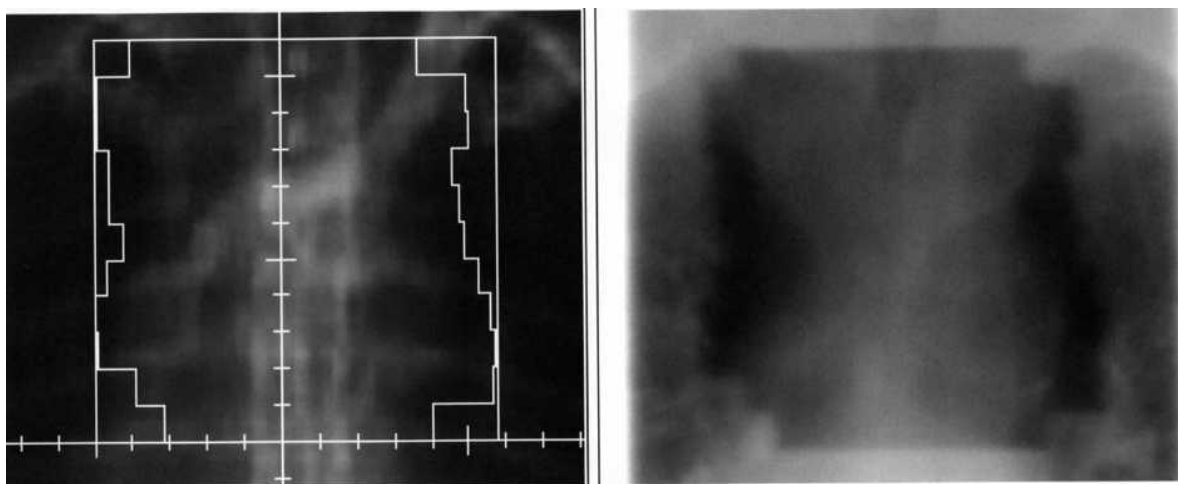


Figura 6.12: DRR dhe portali i tufës anteriore për zonën e toraksit

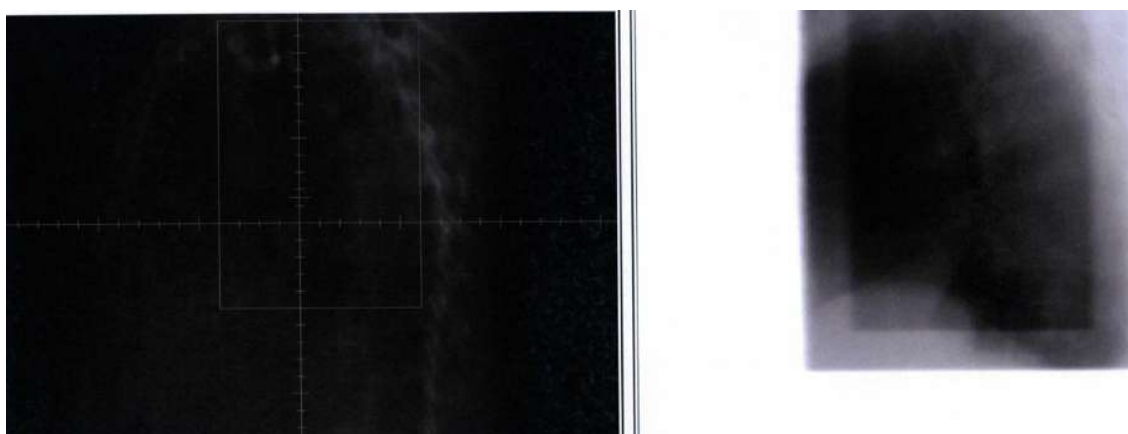


Figura 6.13: DRR dhe portali i tufës laterale për zonën e toraksit

Për çdo tufë u kryen tre portale. Për çdo portal u kryen dy matje; për tufën anteriore kemi drejtimin majtas-djathtas e superiore-inferiore dhe për tufën laterale kemi drejtimet superiore-inferiore dhe anteriore-posteriore. Në total për 20 pacientë u kryen 240 matje.

6.5.4 Rezultatet dhe diskutimi

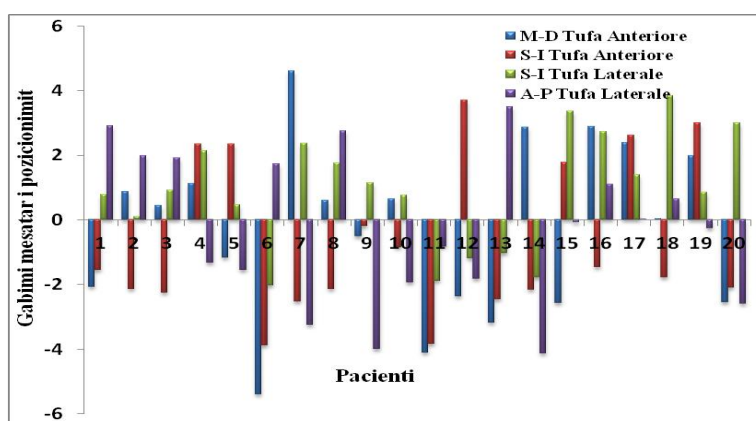
Të dhënat e përftuara nga matjet e kryera paraqiten në tabelat 6.14 dhe 6.15. Llogaritjet e vlerave për pasaktësitë bëhen sipas relacioneve 6.1, 6.2, 6.3, 6.4 dhe 6.5.

Tabela 6.14: Gabimet mesatare të pozicionimit për çdo pacient dhe gabimi sistematik për gjithë popullatën për zonën e toraksit

Pacienti	Gab Rast	Drejtimet Ortogonale			
		Fusha Anteriore		Fusha Laterale	
		M-D	S-I	S-I	A-P
1	m ₁	-2.07	-1.56	0.79	2.9
2	m ₂	0.86	-2.14	0.1	1.99
3	m ₃	0.44	-2.25	0.91	1.9
4	m ₄	1.13	2.33	2.14	-1.33
5	m ₅	-1.17	2.33	0.47	-1.54
6	m ₆	-5.4	3.87	-2.03	1.73
7	m ₇	4.61	-2.52	2.37	-3.25
8	m ₈	0.59	-2.14	1.75	2.74
9	m ₉	-0.5	-0.2	1.14	-3.99
10	m ₁₀	0.65	-0.84	0.76	-1.93
11	m ₁₁	-4.1	-3.83	-1.88	-0.83
12	m ₁₂	-2.36	3.7	-1.18	-1.82
13	m ₁₃	-3.18	-2.45	-1.02	3.5
14	m ₁₄	2.87	-2.15	-1.77	-4.13
15	m ₁₅	-2.57	1.78	3.35	-0.08
16	m ₁₆	2.88	-1.47	2.72	1.09
17	m ₁₇	2.39	2.62	1.38	0.006

18	m_{18}	0.03	-1.77	3.84	0.64
19	m_{19}	1.98	3	0.85	-0.27
20	m_{20}	-2.54	-2.1	3	-2.6
	Mes	-0.273	-0.676	0.88	-0.264
	Σ_{pozicion}	7.13	5.69	3.12	5.32

Më poshtë paraqiten këto vlera në një histogramë.



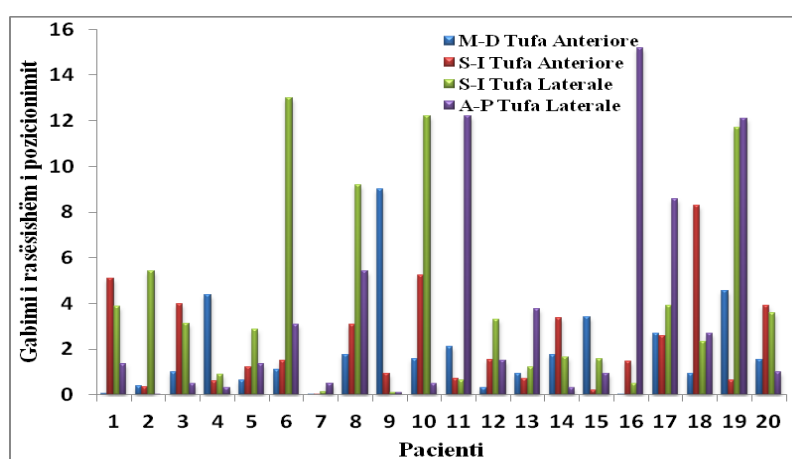
Histograma 6.5: Paraqitja e gabimit mesatar të pozicionimit për çdo pacient për zonën e toraksit

Tabela 6.15: Gabimet individuale të rastësishme dhe gabimi i rastësishëm i popullatës për zonën e toraksit

Pacienti	Gab Rast	Drejtimit Ortogonale			
		Fusha Anteriore		Fusha Laterale	
		M-D	S-I	S-I	A-P
1	σ_1	0.05	5.1	3.86	1.34
2	σ_2	0.4	0.34	5.41	0.0008
3	σ_3	0.99	3.98	3.1	0.48
4	σ_4	4.38	0.6	0.88	0.31
5	σ_5	0.64	1.2	2.86	1.34
6	σ_6	1.1	1.5	13	3.07

7	σ_7	0.01	0.03	0.13	0.5
8	σ_8	1.74	3.07	9.2	5.4
9	σ_9	9	0.93	0.1	0.1
10	σ_{10}	1.58	5.23	12.2	0.49
11	σ_{11}	2.11	0.71	0.64	12.2
12	σ_{12}	0.31	1.52	3.29	1.5
13	σ_{13}	0.92	0.7	1.23	3.75
14	σ_{14}	1.74	3.35	1.66	0.32
15	σ_{15}	3.4	0.21	1.57	0.94
16	σ_{16}	0.02	1.74	0.48	15.2
17	σ_{17}	2.7	2.59	3.9	8.57
18	σ_{18}	0.94	8.28	2.32	2.7
19	σ_{19}	4.57	0.65	11.7	12.1
20	σ_{20}	1.54	3.9	3.6	1
	σ_{pozicion}	1.91	2.27	4.06	3.57

Më poshtë paraqiten këto vlera në një histogramë.



Histograma 6.6: Gabimi i rastësishëm i pozicionimit për çdo pacient për zonën e toraksit

- Llogaritja e marginave CTV-PTV

Disa sqarime mbi vlerat e vendosura në tabelën 6.16:

Vlerat e pasaktësisë së konturimit të doktorëve dhe të pasaktësisë së pozicionimit të organeve janë të dhëna ndërkombëtare pasi nuk mund të siguroheshin në departament.

Vlera e pasaktësisë së transfertës së fantomës sipas tre drejtimeve janë ato të gjetura në paragrafin 6.1.

Vlera e parameterit “ β ” për konfigurimin e planeve për zonën e toraksit merret nga Tabela 4.1.

Vlera e gabimit të algoritmit të tufës “a” është ajo e gjetur në paragrafin 6.1.

Vlera e penubërës është 5 mm dhe është marrë nga profilet e izodozave gjatë matjeve në fantomën e ujit.

Vlerat e $\sum_{\text{pozicion}}$ dhe σ_{pozicion} merren nga tabelat 6.14 dhe 6.15.

Tabela 6.16: Lista e pasaktësive për zonën e toraksit

Pasaktësitë	Vlerat		
	M-D	A-P	S-I
Gabime Sistematike (mm)			
Gabimi i konturimit të doktorit $\sum_{\text{doktor}}$	2	2	2
Pozicioni i organit madhësia dhe forma $\sum_{\text{lëvizjes}}$	2	2	3
Gabimi i transfertës së fantomës $\sum_{\text{transfertës}}$	2.9	3.1	3.4
Gabimi sistematik i pozicionimit $\sum_{\text{pozicion}}$	7.13	5.32	4.4
Gabimi i kombinuar sistematik	8.2	6.7	6.6
Gabimet Lineare (mm)			
Gabimi i pozicionit të frymëmarrjes “b”	2	2	3
Gabimi i algoritmit të tufës të (SPT) “a”	1	1	1
Gabimet e ekzekutimit të trajtimit (mm)			

Gabimi i rastësishëm i pozicionimit σ_{pozicion}	1.91	3.57	3.16
Pozicion, madhësia dhe forma e organit $\sigma_{\text{lëvizjes}}$	0	0	0
Gabimi i rastësishëm i kombinuar σ	1.91	3.57	3.16
σ_{penubres}	5	5	5
Parametri i Planit β	1.44	1.44	1.44

Llogaritja e maginave për çdo drejtim bëhet me anë të relacionit (4.2):

$$\text{CTV-PTV} = 2.5 \sum a + b + \beta(\sigma - \sigma_p)$$

duke shfrytëzuar të dhënat e tabelës së mësipërme.

Kështu që për secilin drejtim kemi:

$$\text{Anterior-Posterior: CTV-PTV} = 2.5 * 6.7 + 1 + 2 + 1.44(3.57 - 5)$$

$$(\text{CTV-PTV})_{\text{A-P}} = 17.7 \text{ mm}$$

$$\text{Superior-Inferior: CTV-PTV} = 2.5 * 6.6 + 1 + 3 + 1.44(3.16 - 5)$$

$$(\text{CTV-PTV})_{\text{S-I}} = 17.8 \text{ mm}$$

$$\text{Majtas-Djathtas : CTV-PTV} = 2.5 * 8.2 + 1 + 2 + 1.44(1.91 - 5)$$

$$(\text{CTV-PTV})_{\text{M-D}} = 19 \text{ mm}$$

Tabela 6.17: Marginat në të tre drejtimet për zonën e toraksit

Drejtimi	CTV-PTV (mm)
Anterior-Posterior	17.7
Superior-Inferior	17.8
Majtas-Djathtas	19

Marginat për zonën e toraksit ndikohen shumë nga frymëmarrja. Duke qënë se në këtë zonë ndodhen organe jetike si zemra marginat sigurojnë zvogëlimin e dozës së marrë prej saj. Këto margina sigurojnë jo vetëm dhënien e dozës volumit klinik CTV, por edhe mbrojtje maksimale për mushkërinë e paprekur nga sëmundja.

6.6 PËRCAKTIMI I PASAKTËSIVE GJEOMETRIKE DHE MARGINAVE CTV-PTV PËR TRAJTIMIN E ZONËS SË KOKË-QAFËS

6.6.1 Diskutimi klinik

Tumoret e kokë – qafës janë të rralla. Numri më i madh i pacientëve janë meshkuj dhe sëmundja fillon të shfaqet gjatë moshës së mesme dhe më vonë. Qelizat tumorale të kokë-qafës janë shumë të lidhura me përdorimin e duhanit dhe rreziku vjen në rritje për individë të cilët janë konsumues të alkolit. Këto sëmundje janë të lidhura dhe me pozicionet gjeografike dhe gjenetikën. Tumoret e nazofaringut janë një sëmundje e rrallë në popullatën e kaukazisë, ndërkohë që është mjaft e përhapur në zonën e jugut të Kinës dhe Hong Kong sepse luajnë një rol të rëndësishëm faktorë gjenetikë si dhe faktorë mjedisorë. Tumoret e kokë – qafës përfaqësojnë një grup tumoresh të ndryshëm me histori të dallueshme natyrore, modele të përhapjes, trajtimi dhe rezultati. Tumoret klasifikohen sipas vendndodhjes dhe origjinës së tyre. Radioterapia dhe kirurgjia janë mënyrat më të përhapura për trajtimin e tyre. Për tumoret në fazë të hershme radioterapia dhe heqja me anë të operacionit kanë mundësi të ngjashme kurimi por nuk ofrojnë mbrojtje të njëjtë të organeve në rrezik si psh në rastin e karcinomave të laringut dhe karcinomave të gjuhës. Radioterapia ofron rruajtje më të mirë apo më të lartë të organeve në rrezik për një kohë të gjatë. Megjithatë vihen re disa efekte anësore si në rastin e dëmtimit të qelizave sekretuese të mukozës të cilat çojnë në tharjen e gojës dhe vështirësi gjatë ngrënies. Një mundësi për të minimizuar efektet anësorë të radioterapisë është të minimizohet volumi i rrezatuar, kështu rritet kërkesa për maksimizimin e saktësisë së trajtimit. Pra kurimi arrihet duke kombinuar radioterapinë me kirurgjinë dhe varet nga lloji i tumorit, faktorët individualë dhe nga preferencat e pacientit.

Radioterapia mund të jepet para ose pas heqjes së qelizave tumorale me ndërhyrje kirurgjikale. Në raste të tjera, si karcinoma e nazofaringut, trajtimi kryhet me radioterapi dhe kimioterapi duke kufizuar rolin e ndërhyrjeve kirurgjikale për kurimin e tyre. Më parë në radioterapi tufat rrezatuese për trajtimin e tumoreve primare të kokë qafës kanë qënë bazuar në anatominë e kockave si pika referimi. Më së shumti përdoreshin dy tufa të kundërta për rrezatim. Më pas, për të përcaktuar volumet shenjë dhe për të siguruar vlerësim më të saktë të dozës së dhënë tek

pacientët, u përdoren imazhe ndërsekoriale të skanimeve në CT. Terapia konformale tre dimensionale (3D CRT) dhe radioterapia me intensitet të moduluar (IMRT) lejojnë mbrojtjen e indeve normale në tumoret e kokë qafës ose lejojnë shkallëzimin e dozës me qëllimin e rritjes së kontrollit lokal të tumorit [55,56]. Me rritjen e përdorimit të terapisë konformale është e rëndësishme të sigurohemi sa më shumë të jetë e mundur se pasaktësitë gjeometrike do të identifikohen dhe korrigjohen ashtu si duhet. Kjo është shumë e rëndësishme sepse këto gabime ndikojnë direkt në dozat që marrin strukturat e indeve normale. Efektet e rrezatimit janë si të hershme ashtu edhe të vona. Rëndësi të veçantë ka zvogëlimi i efekteve anësore të radioterapisë, pra duhet zvogëluar volumi i indeve të rrezatuara dhe kështu rrjedhimisht do të rritet kërkesa për maksimizimin e saktësisë së trajtimit.

Përdorimi i simulatorit për të përcaktuar tufat e radioterapisë ka qënë praktikë standarte në shumicën e qendrave të trajtimi për shumë vjet. Këto metoda planifikimi nuk përdornin volumet GTV, CTV dhe PTV sipas raportit 50 [1] dhe 62 [2] të KNMNR. Më pas filloi përdorimi dhe aplikimi i imazheve të CT skanerit për përcaktimin e volumeve shenjë. Gjithashtu përdorimi i skanerit CT për planin e trajtimit lejon optimizimin e drejtimit të tufave raditerapeutike dhe peshimit të tyre të cilat janë të rëndësishme edhe në rastin e krijimit të planeve me metodën IMRT. Për të përcaktuar GTV-në duhet informacion radiologjik dhe endoskopik. Ky i fundit në më të shumtën e rasteve në nazofaring është më rezultativ. Për të konturuar CTV-në radioterapia adjuvante apo ndryshe ndihmëse për tumorin primar ka një problem të madh lokalizimi. Kjo për arsye se nuk ka GTV pasi është bërë operacioni dhe kështu lokalizimi i shtratit të tumorit bazohet në një përshkrim para operator ose ilustrime të përhapjes së tumorit dhe imazheve nga skaneri apo rezonanca magnetike.

Organet në rrezik si trurit, shtylla kurrizore, trugu i trurit, gjendrat e pështymës, nofulla, sytë, tiroidja, nervat optikë dhe kiazma në rastin e shumë tumoreve të kokë-qafës gjenden afër volumet shenjë. Këto volume lokalizohen më mirë me anë të skanerit CT sesa me radiografi konvencionale dhe duhen konturuar në tërësi.

6.6.2. Diskutim teknik

Madhësia e devijimeve të matura midis tufës së planifikuar dhe asaj të dhënë varet edhe këtu nga shumë faktorë, ku përfshihen pajisjet e përdorura (mbajtëset e pacientëve dhe aksesoret pozicionues), teknika e përdorur për trajtimin e tumoreve, aftësitë e grupit të përfshirë në trajtim dhe lëvizjet e organeve të brendëshme dhe vetë pacientit. Një ndryshim i vogël në pozicionimin e pacientit mund të prodhojë një ndryshim të madh dozimetrik në zonën me interes.

-Pozicionimi në CT simulator: Sido që të planizohet trajtimi i pacientit, ose me metoda konvencionale që përdorin anatominë kockore si pika referimi për përcaktimin e tufave, apo me përcaktime të GTV, CVT, PTV pajisjet pozicionuese që përdoren për të mbajtur pozicionin e kokë qafës janë thelbësore për saktësinë e dhënies së trajtimit. Përgjithësisht pajisjet pozicionuese të përdorura janë një maskë termoplastike e cila kërkon ngrohje në një kazan me ujë dhe fiksuesi i këmbëve.

Plani i trajtimit fillon pasi është bërë lokalizimi i volumeve. Zgjidhet me kujdes isoqendra e tufave. Zakonisht ajo është në një pozicion të tillë që të jetë në fund të qafës po pa arritur tek shpatullat. Për të siguruar mbrojtjen e organeve në rrezik fillimisht tufat hapen në forma drejkëndore apo katrore në varësi të madhësisë së tumorit e më pas është sistemi i shufrave kolimatore MLC ai që bën mbrojtjen e këtyre organeve si të syve, nervave optik, gjëndrave parotide dhe shtyllës kurrizore.

Më poshtë paraqitet një shëmbull i një plani trajtimi për zonën e kokë-qafës (Figura 6.14).

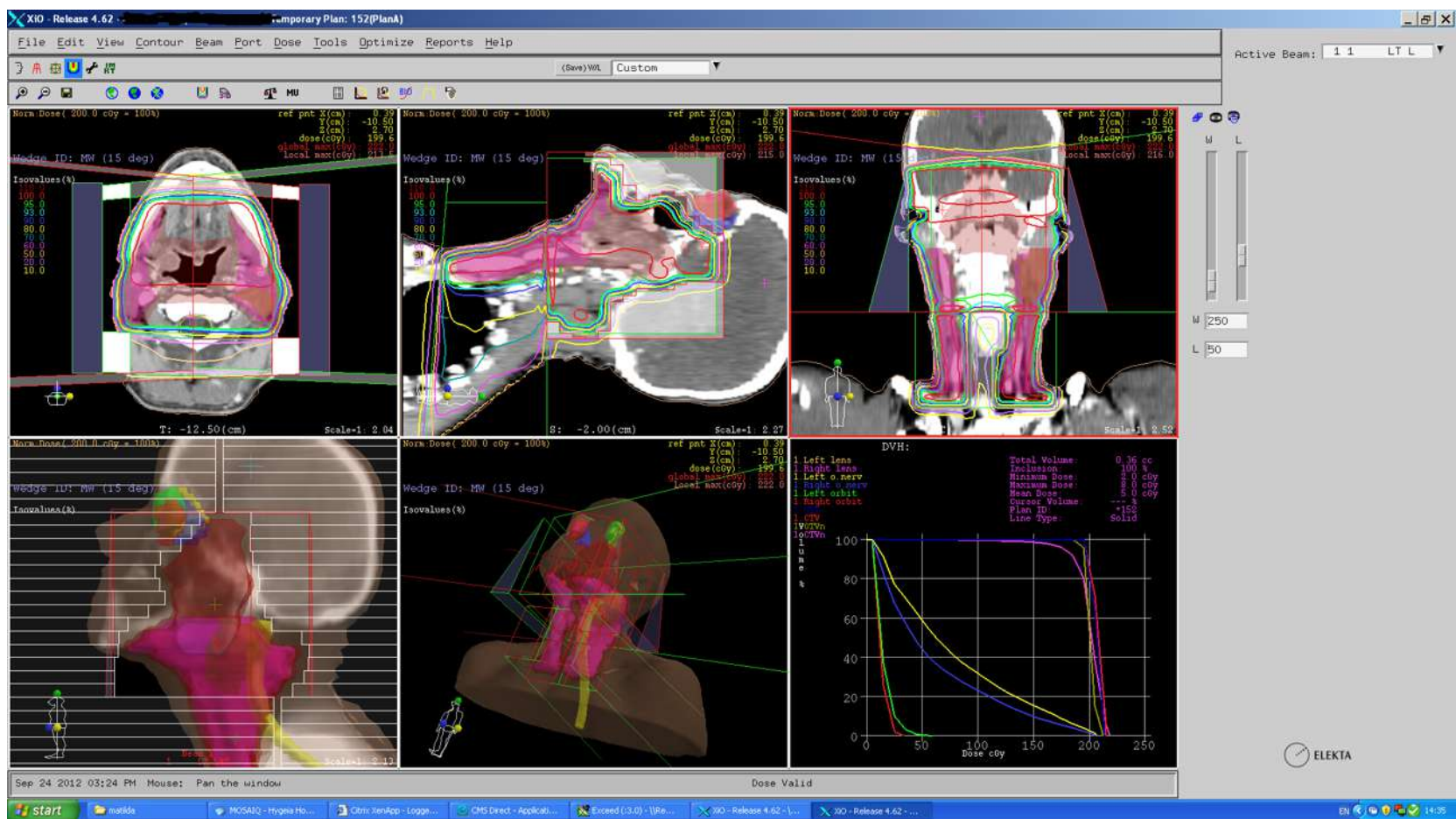


Figura 6.14: Plani i trajtimit për zonën e kokë-qafës:-prerje transversale, sagitale dhe kornale e kokë-qafës; -DRR, pamja 3D e tufave dhe histograma e dozave

6.6.3 Pasaktësitë gjeometrike dhe përcaktimi i marginave

U morrën në shqyrtim 20 pacientë me tumore të kokës qafës si nazofaring, laring, supraglottis, glottis dhe hipofaring të moshës nga 23 – 81 vjeç. Nga këta pacientë 5 ishin femra dhe 15 meshkuj. Dozat ditore më të cilën u trajtuan ishin 1.8 Gy dhe 2 Gy si për kokën ashtu edhe për qafën si dhe me doza totale 18 – 70 Gy për pjesën e kokës dhe 46 Gy për pjesën e qafës. Energjia e tufave të përdorura është 6 MV për pjesën e kokës dhe 6 MV ose 18 MV për pjesën e qafës, kjo në varësi të vendndodhjes së sëmundjes.

Tabela 6.18: Informacion mbi moshën, seksin, llojin e tumorit dhe dozën për pacientët e marrë në studim

Nr.	Mosha	Gjinia	Lloji i tumorit	Doza (Gy)
1	46	F	Nazofaring NOS	70
2	50	M	Laryng NOS	70
3	49	F	Nazofaring	72
4	61	F	Overlapping lesion	71
5	66	F	Supra glottis	70
6	62	M	Nazofaring	60
7	70	M	Supra glottis	62
8	72	M	Nazofaring NOS	66
9	71	M	Tongue baze	70
10	81	M	Glottis	19.8
11	64	M	Pharyngeal wall	60
12	66	M	Laryng NOS	56
13	49	M	Glottis	70

14	56	M	Glottis	60
15	23	M	Nazofaring NOS	66
16	69	M	Glottis	70
17	52	M	Nazofaring NOS	70
18	64	M	Laryng NOS	60
19	51	M	Supra glottis	70
20	59	F	Hipofaring	18

Pozicionimi u krye me anë të një maske termosplastike dhe pajisjes pozicionuese të quajtur fiksuesi i gjunjëve. Në maskë vendosen tre bibise, sfera të vogla, si pika reference për planin e trajtimit (Figura 6.15).



Figura 6.15: Pajisjet pozicionuese për zonën e kokë-qafës

Pasi bëhet skanimi i pacientit imazhet dërgohen në sistemin Fokal e pasi kryhen konturimet e zonave me interes imazhet dërgohen në sistemin e planit të trajtimit XiO. Planet e trajtimit janë me tre tufa të cilat kanë një izoqëndër të përbashkët. Izoqëndra vendoset në fund të qafës pa filluar supet. Dy tufat e para, të cilat janë laterale me kënde të gandrit 90^0 dhe 270^0 , rrezatojnë zonën e kokës, kurse tufa e

tretë më kënd 0^0 rrezaton pjesën e qafës. Kolimatori i kësaj tufe është 90^0 në mënyrë që me anë të dy shufrave kolimatore të mbrohet plotësisht shtylla kurrizore për pjesën e qafës. Pasi arrihet një mbulim i zonës së dëshiruar për rrezatim me 95% të dozës së kërkuar plani eksportohet në sistemin e verifikim dhe rregjistrimit mozaik. Ky i fundit i jep komandën përshpejtuesve linearë. Pacienti pozicionohet në shtratin e makinës sipas kordinatave të planit të trajtimit me ndihmën e sistemit të lazerave. Me pas kryhen portalet dhe si në rastet e mëparshme pamjet e tyre dhe ato të DRR të marra nga sistemi i planit të trajtimit krahasohen në sistemin iView. Figurat 6.16 dhe 6.17 japin pamje të përfutuara nga sistemi iView për zonën e kokë-qafës.

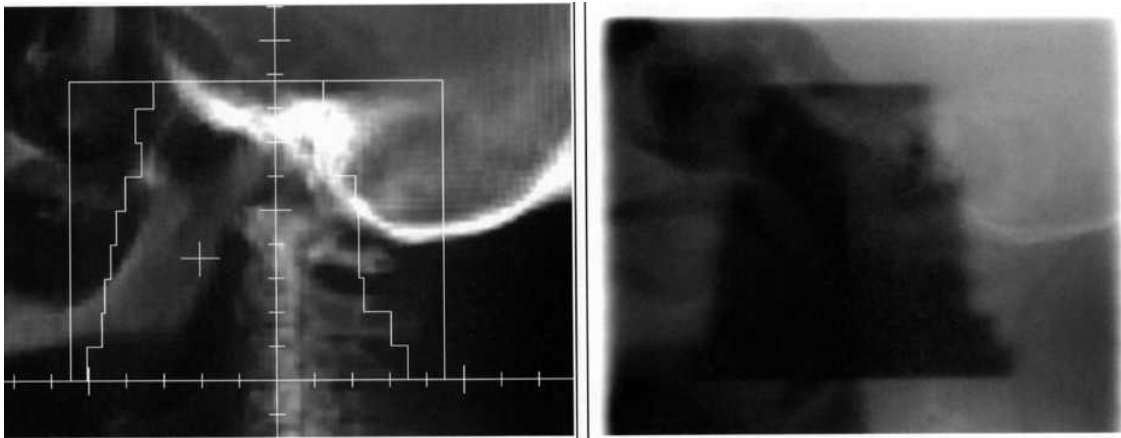


Figura 6.16: DRR i tufës laterale për zonën e kokë-qafës

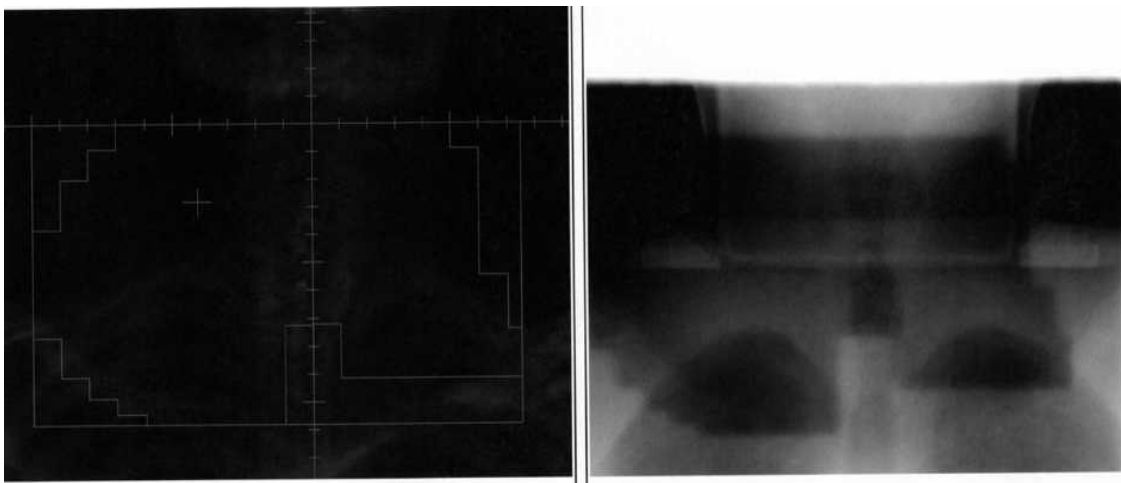


Figura 6.17: DRR i tufës anteriore për zonën e kokë-qafës

Për çdo tufë u kryen tre portale. Për çdo portal u kryen dy matje; për tufën anteriore kemi drejtimin majtas-djathtas e superior-inferior dhe për tufën laterale kemi drejtimet superior-inferior dhe anterior-posterior. Në total për 20 pacientë u kryen 240 matje.

6.6.4 Rezultatet dhe diskutimi

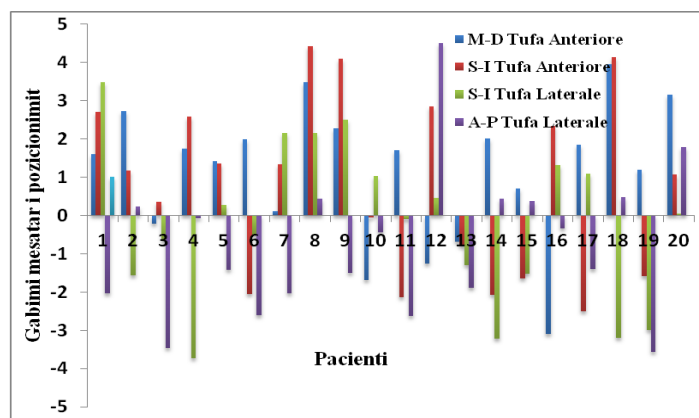
Të dhënat e përftuara nga matjet e kryera paraqiten në tabelat 6.19 dhe 6.20. Llogaritjet e vlerave për pasaktësitë bëhen sipas relacioneve 6.1, 6.2, 6.3, 6.4 dhe 6.5.

Tabela 6.19: Gabimi mesatar i pozicionimit për çdo pacient dhe gabimi sistematik për gjithë popullatën për zonën e kokë-qafës

Pacienti	Gab Rast	Drejtimet Ortogonale			
		Fusha Anteriore		Fusha Laterale	
		M-D	S-I	S-I	A-P
1	m ₁	1.61	2.7	3.48	-2.04
2	m ₂	2.73	1.17	-1.57	0.23
3	m ₃	-0.21	0.36	-0.66	-3.47
4	m ₄	1.75	2.59	-3.73	-0.08
5	m ₅	1.42	1.35	0.27	-1.43
6	m ₆	1.98	-2.06	-0.51	-2.61
7	m ₇	0.1	1.33	2.16	-2.03
8	m ₈	3.48	4.42	2.15	0.44
9	m ₉	2.27	4.1	2.5	-1.5
10	m ₁₀	-1.68	-0.05	1.03	-0.45
11	m ₁₁	1.7	-2.13	-0.1	-2.63
12	m ₁₂	-1.27	2.85	0.45	4.5
13	m ₁₃	-0.69	-0.82	-1.3	-1.9
14	m ₁₄	2	-2.07	-3.22	0.43
15	m ₁₅	0.7	-1.64	-1.52	0.37
16	m ₁₆	-3.09	2.34	1.32	-0.34
17	m ₁₇	1.85	-2.51	1.09	-1.4

18	m_{18}	3.94	4.13	-3.21	0.47
19	m_{19}	1.2	-1.58	-3	-3.57
20	m_{20}	3.16	1.06	0.05	1.78
	M_{pop}	1.15	0.78	-0.22	-0.76
	$\Sigma_{pozicion}$	1.81	2.3	2.07	1.91

Të dhënat e mësipërme shprehen në histogramën 6.7.



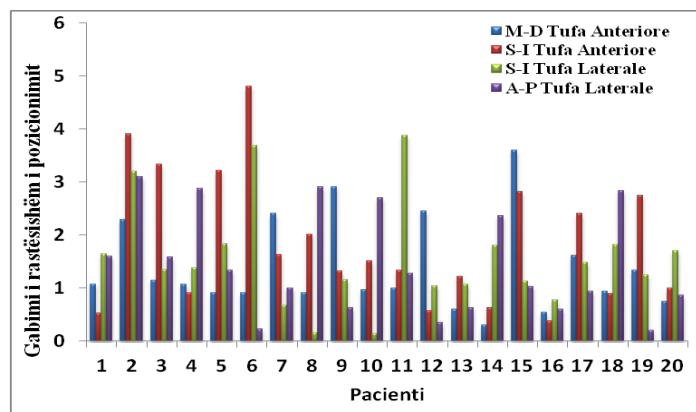
Histograma 6.7: Paraqitja e gabimit mesatar të pozicionimit për çdo pacient për zonën e kokë-qafës

Tabela 6.20: Gabimi individual i rastësishëm dhe gabimi i rastësishëm i popullatës në zonën kokë-qafës

Pacienti	Gab Rast	Drejtimet Ortogonale			
		Fusha Anteriore		Fusha Laterale	
		M-D	S-I	S-I	A-P
1	σ_1	1.06	0.52	1.64	1.59
2	σ_2	2.28	3.9	3.2	3.1
3	σ_3	1.14	3.33	1.34	1.58
4	σ_4	1.06	0.9	1.37	2.88
5	σ_5	0.91	3.21	1.83	1.33
6	σ_6	0.91	4.8	3.68	0.23
7	σ_7	2.4	1.62	0.67	1
8	σ_8	0.91	2	0.15	2.9

9	σ_9	2.9	1.31	1.15	0.62
10	σ_{10}	0.97	1.51	0.14	2.7
11	σ_{11}	1	1.33	3.87	1.27
12	σ_{12}	2.45	0.57	1.03	0.35
13	σ_{13}	0.59	1.21	1.06	0.62
14	σ_{14}	0.3	0.62	1.8	2.36
15	σ_{15}	3.59	2.81	1.13	1.02
16	σ_{16}	0.54	0.37	0.77	0.59
17	σ_{17}	1.61	2.4	1.48	0.94
18	σ_{18}	0.94	0.89	1.82	2.83
19	σ_{19}	1.33	2.74	1.24	0.2
20	σ_{20}	0.75	1	1.7	0.86
	σ_{pozicion}	1.38	1.85	1.55	1.45

Të dhënat e mësipërme shprehen në histogramën 6.8.



Histograma 6.8: Gabimi i rastësishëm i pozicionimit për çdo pacient për zonën e kokë-qafës

- **Llogaritja e marginave CTV-PTV**

Disa sqarime mbi vlerat e vendosura në tabelën 6.21:

Vlerat e pasaktësisë së konturimit të doktorëve dhe të pasaktësisë së pozicionimit të organeve janë të dhëna ndërkombëtare pasi nuk mund të siguroheshin në departament.

Vlera e pasaktësisë së transfertës së fantomës sipas tre drejtimeve janë ato të gjetura në paragrafin 6.1.

Vlera e parameterit “ β ” për konfigurimin e planeve për zonën e kokë-qafës merret nga Tabela 4.1.

Vlera e gabimit të algoritmit të tufës “a” është ajo e gjetur në paragrafin 6.1.

Vlera e penubërës është 5 mm dhe është marrë nga profilet e izodozave gjatë matjeve në fantomën e ujit.

Vlerat e Σ_{pozicion} dhe σ_{pozicion} merren nga tabelat 6.19 dhe 6.20.

Tabela 6.21: Lista e pasaktësive për zonën e kokë-qafës

Pasaktësitë	Vlerat		
	M-D	A-P	S-I
Gabime Sistematike (mm)			
Gabimi i konturimit të doktorit Σ_{doktor}	3	3	3
Pozicioni i organit madhësia dhe forma $\Sigma_{\text{lëvizjes}}$	0	0	0
Gabimi i transfertës së fantomës $\Sigma_{\text{transferimit}}$	2.9	3.1	3.4
Gabimi sistematik i pozicionimit Σ_{pozicion}	1.81	1.91	2.18
Gabimi i kombinuar sistematik	4.55	4.72	5.03
Gabimet lineare (mm)			
Gabimi i pozicionit të frymëmarrjes “b”	0	0	0
Gabimi i algoritmit të tufës të (SPT) “a”	1	1	1

Gabimet e ekzekutimit të trajtimit (mm)			
Gabimi rastësishëm i pozicionimit σ_{pozicion}	1.38	1.45	1.7
Pozicion, madhësia dhe forma e organit $\sigma_{\text{lëvizjes}}$	0	0	0
Gabimi i kombinuar i rastësishëm σ	1.38	1.45	1.7
σ_{penubres}	5	5	5
Parametri i Planit β	1.64	1.64	1.64

Llogaritja e maginave për çdo drejtim bëhet me anë të relacionit (4.2):

$$\text{CTV-PTV} = 2.5 \sum a + b + \beta(\sigma - \sigma_p)$$

duke shfrytëzuar të dhënat e tabelës së mësipërme.

Kështu që për secilin drejtim kemi:

$$\text{Anterior-Posterior: CTV-PTV} = 2.5 \cdot 4.72 + 1 + 0 + 1.64(1.45 - 5)$$

$$\text{(CTV-PTV)}_{\text{A-P}} = \mathbf{6.98 \text{ mm}}$$

$$\text{Superior-Inferior: CTV-PTV} = 2.5 \cdot 5.03 + 1 + 0 + 1.64(1.7 - 5)$$

$$\text{(CTV-PTV)}_{\text{S-I}} = \mathbf{8.16 \text{ mm}}$$

$$\text{Majtas-Djathtas : CTV-PTV} = 2.5 \cdot 4.55 + 1 + 0 + 1.64(1.38 - 5)$$

$$\text{(CTV-PTV)}_{\text{M-D}} = \mathbf{6.43 \text{ mm}}$$

Tabela 6.22: Marginat në të tre drejtimet për zonën e kokë-qafës

Drejtimi	CTV-PTV (mm)
Anterior-Posterior	6.98
Superior-Inferior	8.16
Majtas-Djathtas	6.43

Marginat e zonës së kokë-qafës janë relativisht të ulët sepse në rastin e këtyre trajtimeve përdoren pajisje shumë të mira pozicionuese. Maska e personalizuar siguron fiksime të mirë të kokë-qafës në shtrat. Vlerat e marra të maginave sigurojnë mbulimin e vullmit klinik dhe mbrojtje maksimale të organeve në rrezik.

6.7 PËRCAKTIMI I PASAKTËSIVE GJEOMETRIKE DHE MARGINAVE CTV-PTV PËR TRAJTIMIN E ZONËS SË PELVISIT

6.7.1 Diskutim klinik

Zona e pelvisit përfshihet nga tumore që përhapen në organe të ndryshme. Më poshtë po rendisim disa prej tyre.

Cerviks: Tumoret cervikale janë sëmundja e dytë malinje më e përhapur tek femrat. Për këtë zonë rekomandohet vetëm përdorimi i CT skanerit për marrjen e të dhënave të pacienteve [57]. Pacientet skanohen në shpinë me duart në gjoks. Sipas rastit këmbët rrinë të shtrira në mënyrë të lirë ose mbi një imobilizues të ulët. Për pacientët e shëndoshë vendosja bëhet përmys mbi një pajisje pozicionuese të quajtur “bellyboard” e cila mundëson largimin e zorrëve nga tufat e trajtimit. Për të mbajtur të pandryshuar sasinë e mbushjes së fshikëzës së urinës gjatë çdo ditë trajtimi përdoren protokolle, sepse ndryshimet në volumin e fshikëzës kanë treguar se ndikojnë në lëvizjen dhe pozicionimin e uterusit dhe cerviksit. Radioterapia në rastin e tumoreve të cerviksit përdoret edhe si adjuvante, pra ndihmëse para operacioneve [58]. Në rastin e dhënies së radioterapisë për qëllime lehtësimi, paliacioni, në rastin e dhimbjeve apo gjakrrjedhjeve përdoren konturime të volumeve të vogla me fraksione të shkurtra.

Rektum (zora e trashë): Radioterapia adjuvante është terapi ndihmëse që jepet para dhe pas ndërhyrjeve kirurgjikale dhe përdoret në rastet me rrezik të madh për të pakësuar mundësinë e përsëritjes së sëmundjes. Ajo rrit mbrojtjen e muskulit unazor dhe në përgjithësi mbijetesën [59]. Edhe pse bazuar në të dhëna të njëjta praktikë e trajtimit të rektumit ndryshojnë nga vendi në vend.

Radioterapia paliative apo lehtësuese përdoret në rastin e tumoreve të përparuara. Mënyra alternative e trajtimit të tyre është një kurs i gjatë kimioterapie në mënyrë që të ulet stadi i tumorit dhe të kryhet operimi. Si kimioterapia ashtu dhe radioterapia të vetme mund të ofrojnë lehtësim (paliacion) për një kohë të shkurtër në rastet kur pacienti nuk ka qënë i rrezatuar më parë. Për pacientë të cilët i janë nënshtruar radioterapisë më parë mund të konsiderohet mundësia e rirrezatimit, por duke marrë parasysh rrezikun që mund të ndodhë.

Pacientët me tumore të rektit shtrihen në pozicionin përmbys. Pajisjet ballyboard janë shumë të rehatshme dhe zvogëlojnë pasaktësitë gjatë vendosjes në këtë pozicion. Në rastin e tumoreve rektalë, GTV-ja përfshin tumorin primar që shihet nga skaneri CT duke marrë information shtesë edhe nga pajisjet të tjera diagnostike si PET CT-ja dhe rezonanca magnetike. Së bashku me radiotarinë jepen dhe seanca të gjata kimioterapie për të maksimizuar kontrollin lokal për ato lloj tumoresh të paoperueshme kur është e mundur mbijetesa e zgjatur.

Prostata: tumoret e prostatës janë tumoret më të përhapura tek meshkujt. Në përqindje numërohen rreth 25 % e të sëmurëve me tumore për moshat e reja dhe është shkaku i dytë më i përhapur i lidhur me vdekshmërinë tek meshkujt. Diagnostikimi me anë të analizës PSA ka krijuar mundësinë e kapjes në stadi të hershme të tumorit të prostatës duke krijuar mundësinë e një prognoze të mirë, kurse stadifikimi i tumorit bëhet me anë të metodologjisë TNM. Zgjedhjet për kurimin e tumorit të prostatës janë radioterapia me tufa të jashtme, brakiterapia dhe kirurgjia. Kuptohet që ky kurim bëhet me koston e disa efekteve anësore. Secili trajtim ka efekte anësore të ndryshme. Marrja e të dhënave bëhet me anë të skanimit. Pozicioni më i përshtatshëm është ai i cili krijon mundësinë e lëvizjeve shumë të kufizuara të prostatës, mbron organet në rrezik si dhe është më i rehatshëm për pacientin [60].

Bladeri (fshikëza e urinës): Trajtimi i tumoreve të saj bëhet së fundmi i kombinuar me ndërhyrje kirurgjikale apo edhe me kimioterapi. Rrezatimi përdoret për qëllime kuruese dhe lehtësuese. Pozicionimi në skaner e më pas në përshpejtues është në shpinë. Bladeri duhet të boshatiset menjëherë para skanimit dhe trajtimit. Kjo zvogëlon volumnin e rrezatuar duke mbrojtur kështu organet në rrezik [61].

Më poshtë kemi një shëmbull të një plani trajtimi për zonën e pelvisit (Figura 6.18).

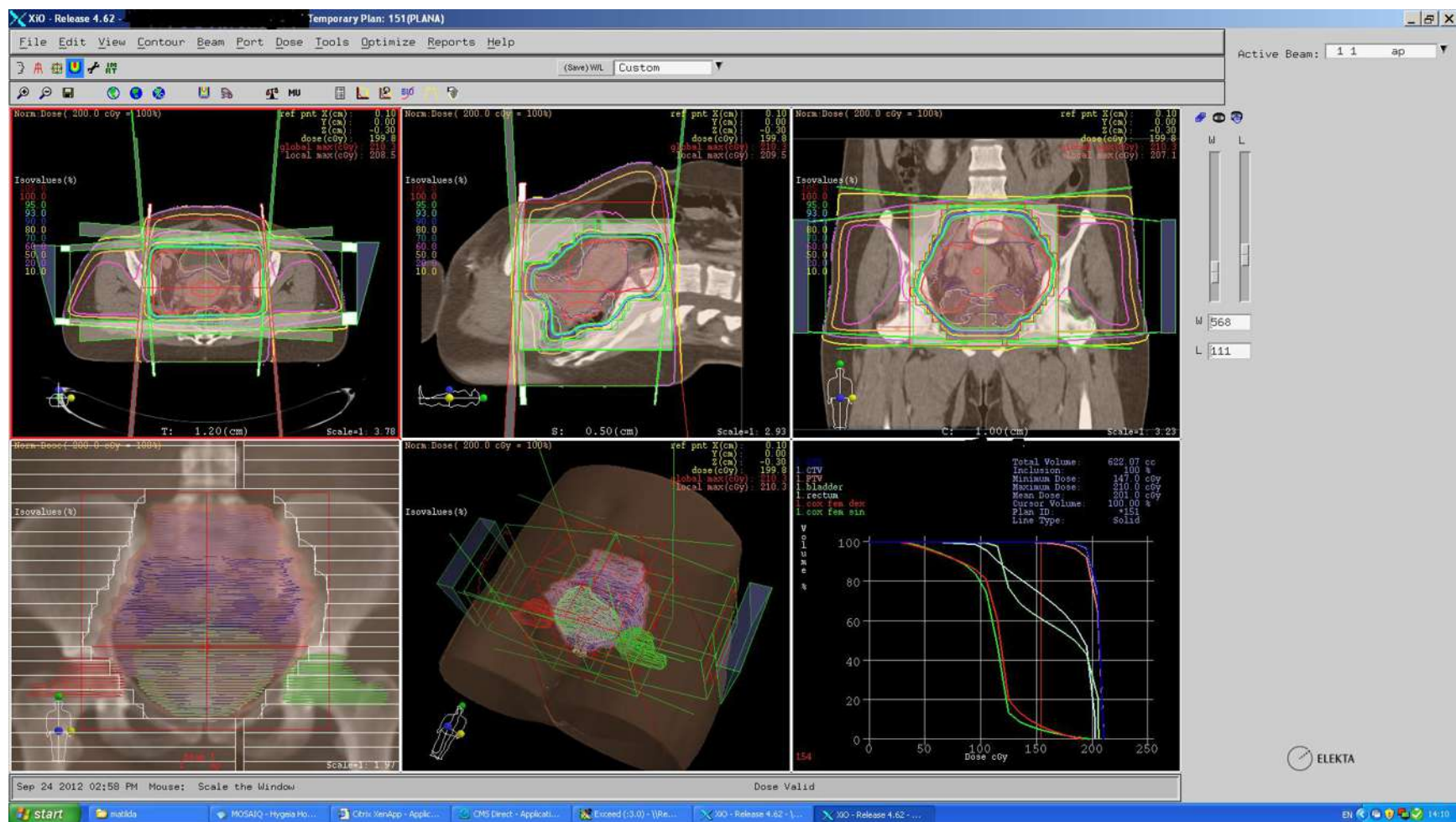


Figura 6.18: Plani i trajtimit për zonën e pelvisit:-prerje transversale, sagitale dhe kornale e pelvisit; -DRR, pamja 3D e tufave dhe histograma e dozave

6.7.2 Pasaktësitë gjeometrike dhe përcaktimi i marginave

U morrën në shqyrtim 20 pacientë me tumore të zonës pelvike. Pacientët ishin të moshës nga 33 – 78 vjeç. Nga këta pacientë 15 ishin femra dhe 5 ishin meshkuj. Dozat ditore më të cilën u trajtuan ishin 1.8 Gy dhe 2 Gy si dhe me doza totale nga 36 – 66 Gy. Energjia që u përdor për rrezatim ishte 18 MV, kjo për shkak të thellësisë së madhe ku ndodhen tumoret e duhet të depërtojë rrezatimi.

Tabela 6.23: Informacion mbi moshën, seksin, llojin e tumorit dhe dozën për pacientët e marrë në studim

Nr.	Mosha	Gjinia	Lloji i tumorit	Doza (Gy)
1	66	F	Anorectum	50.4
2	51	F	Endometrium	50
3	33	F	Cervix uteri	50
4	54	M	Rectosigmoid NOS	50.4
5	58	F	Ovary	36
6	46	F	Endometrium	50
7	61	F	Rectum	50.4
8	60	M	Prostate	50
9	33	F	Cervix NOS	30.6
10	56	F	Uterus NOS	45
11	42	F	Endometrium	50.4
12	41	F	Cervix	45
13	61	F	Endometrium	45
14	78	M	Rectum NOS	50.4

15	78	M	Rectum	50
16	66	F	Corpus uteri	50
17	54	M	Rectosigmoid NOS	50
18	71	F	Endometrium	50.4
19	64	F	Endometrium	50
20	44	F	Cervix uteri	46

Pacientët u pozicionuan përmbys dhe në shpinë, kjo në varësi të llojit të tumorit. Pajisjet pozicionuese që u përdoren ishin fiksuesi i gjunjëve, prostepi, bellystep dhe një jastëk i thjeshtë (Figura 6.19).



Figura 6.19: Pajisjet pozicionuese për zonën e pelvisit

Në dhomën e CT simulatorit me ndihmën e lazerave pozicionohet pacienti duke vendosur tek ai tre pika referuese. Skanimi bëhet me prerje 3 ose 5 mm. Pasi kryhet ky skanim imazhet e tij dërgohen në sistemin Fokal e pas konturimit të mjekëve dërgohet në sistemin e planit të trajtimit XiO. Planet e trajtimit krijohen me katër tufa. Izoqendra vendoset përgjithësisht në qendër të tufave. Tufat janë me kënde 0° , 90° , 180° dhe 270° . Kolimatorët kanë kënde të tilla që të ruajnë sa më shumë e më mirë organet në rrezik

dhe të krijojnë mundësi për vendosjen në drejtimin e nevojshëm të filtrave. Pasi arrihet mbulimi i zonës së dëshiruar për rrezatim me 95 % të dozës së kërkuar dhe dozat e marra nga organet në rrezik janë poshtë limiteve të përcaktuata atëhere plani eksportohet në sistemin e verifikim dhe regjistrimit mozaik dhe përsheptuesi linear merr komandat. Më pas pacienti pozicionohet në shtratin e makinës sipas kordinatave të planit të trajtimit me ndihmën e sistemit të lazerave. Kryhen portalet dhe si në rastet e mëparshme pamjet e tyre dhe ato të DRR të marra nga sistemi i planit të trajtimit krahasohen në sistemin iView. Një pamje e përfutur nga sistemi iView, për zonën e pelvisit, paraqitet në figurat 6.20 dhe 6.21.

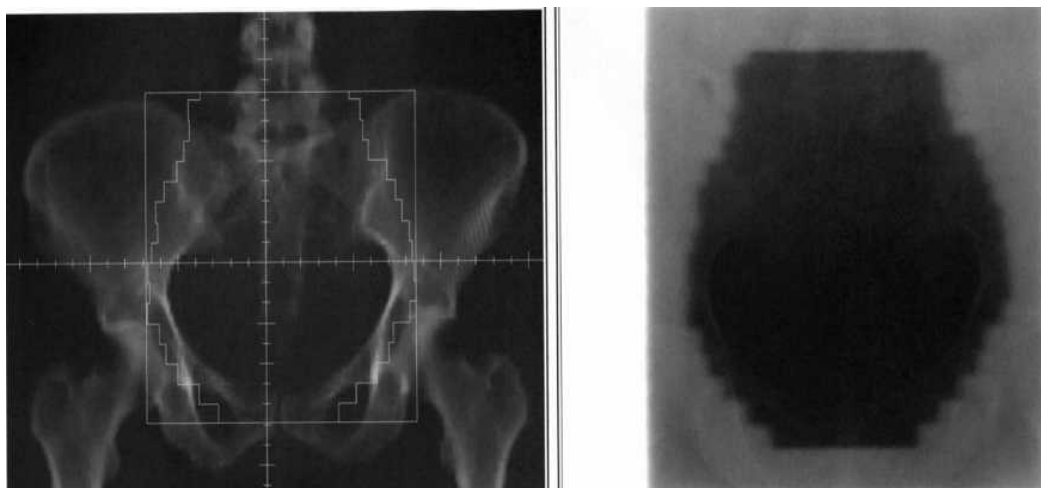


Figura 6.20: DRR dhe portali i tufës anterior për zonën e pelvisit

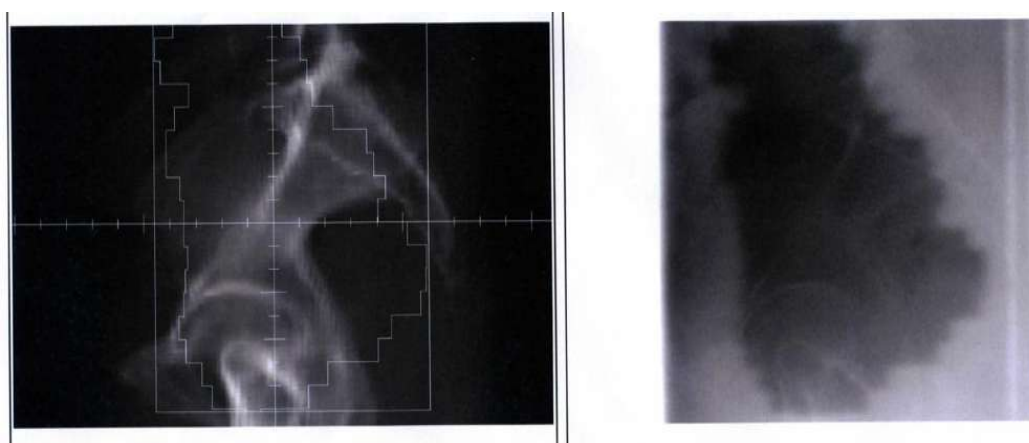


Fig 6.21: DRR dhe portali i tufës laterale për zonën e pelvisit

Për çdo tufë u kryen tre portale. Për çdo portal u kryen dy matje; për tufën anteriore kemi drejtimin majtas-djathtas e superiore-inferiore dhe për tufën laterale kemi drejtimet superiore-inferiore dhe anteriore-posteriore. Në total për 20 pacientë u kryen 240 matje.

6.7.3. Rezultatet dhe diskutimi

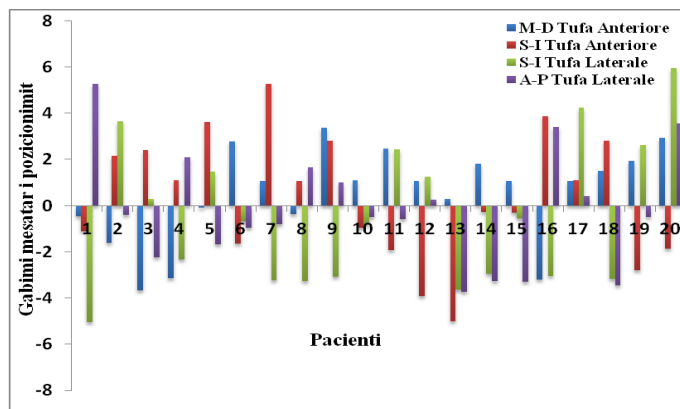
Të dhënat e përfthuara nga matjet e kryera paraqiten në tabelat 6.24 dhe 6.25. Llogaritjet e vlerave për pasaktësitë bëhen sipas relacioneve 6.1, 6.2, 6.3, 6.4 dhe 6.5.

Tabela 6.24: Gabimi mesatar i pozicionimit për çdo pacient dhe gabimi sistematik për gjithë popullatën për zonën e pelvisit

Pacienti	Gab Rast	Drejtimet Ortogonale			
		Fusha Anteriore		Fusha Laterale	
		M-D	S-I	S-I	A-P
1	m ₁	-0.46	-1.13	-5.03	5.28
2	m ₂	-1.63	2.15	3.65	-0.41
3	m ₃	-3.66	2.4	0.3	-2.24
4	m ₄	-3.15	1.09	-2.33	2.1
5	m ₅	-0.09	3.62	1.46	-1.67
6	m ₆	2.79	-1.65	-0.69	-0.95
7	m ₇	1.05	5.26	-3.23	-0.81
8	m ₈	-0.38	1.06	-3.27	1.65
9	m ₉	3.37	2.82	-3.07	1.01
10	m ₁₀	1.11	-0.97	-0.84	-0.48
11	m ₁₁	2.47	-1.92	2.44	-0.58
12	m ₁₂	1.06	-3.91	1.24	0.26
13	m ₁₃	0.27	-5.02	-3.64	-3.72
14	m ₁₄	1.82	-0.27	-2.94	-3.27
15	m ₁₅	1.06	-0.3	-0.56	-3.3
16	m ₁₆	-3.2	3.86	-3.04	3.41
17	m ₁₇	1.06	1.09	4.24	0.41

18	m_{18}	1.5	2.81	-3.16	-3.44
19	m_{19}	1.92	-2.81	2.62	-0.5
20	m_{20}	2.94	-1.87	5.94	3.55
	M_{pop}	0.49	0.32	-0.49	-0.19
	$\Sigma_{pozicion}$	2.06	2.75	3.1	2.49

Të dhënat e mësipërme shprehen në hisogramën 6.9.



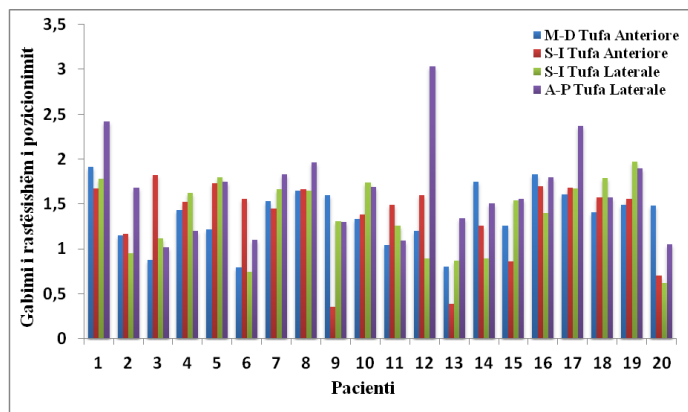
Histograma 6.9: Paraqitja e gabimit mesatar të pozicionimit për çdo pacient për zonën e pelvisit

Tabela 6.25: Gabimi individual i rastësishëm dhe gabimi i rastësishëm i popullatës për zonën e pelvisit

Pacienti	Gab Rast	Drejtimit Ortogonale			
		Fusha Anteriore		Fusha Laterale	
		M-D	S-I	S-I	A-P
1	σ_1	1.91	1.67	1.78	2.42
2	σ_2	1.15	1.17	0.95	1.68
3	σ_3	0.88	1.82	1.12	1.02
4	σ_4	1.43	1.52	1.62	1.2
5	σ_5	1.22	1.73	1.8	1.75
6	σ_6	0.79	1.56	0.74	1.1
7	σ_7	1.53	1.45	1.66	1.83
8	σ_8	1.65	1.66	1.65	1.96

9	σ_9	1.6	0.35	1.31	1.3
10	σ_{10}	1.33	1.38	1.74	1.69
11	σ_{11}	1.04	1.49	1.26	1.09
12	σ_{12}	1.2	1.6	0.89	3.03
13	σ_{13}	0.8	0.39	0.87	1.34
14	σ_{14}	1.75	1.26	0.89	1.51
15	σ_{15}	1.26	0.86	1.54	1.56
16	σ_{16}	1.83	1.7	1.4	1.8
17	σ_{17}	1.61	1.68	1.67	2.37
18	σ_{18}	1.41	1.57	1.79	1.57
19	σ_{19}	1.49	1.56	1.97	1.9
20	σ_{20}	1.48	0.7	0.62	1.05
	σ_{pozicion}	1.37	1.36	1.36	1.66

Të dhënat e mësipërme shprehen në hisogramën 6.10.



Histograma 6.10: Gabimi i rastësishëm i pozicionimit për çdo pacient për zonën e pelvisit

- **Llogaritja e marginave CTV-PTV**

Disa sqarime mbi vlerat e vendosura në tabelën 6.26:

Vlerat e pasaktësisë së konturimit të doktorëve dhe të pasaktësisë së pozicionimit të organeve janë të dhëna ndërkombëtare pasi nuk mund të siguroheshin në departament.

Vlera e pasaktësisë së transfertës së fantomës sipas tre drejtimeve janë ato të gjetura në paragrafin 6.1.

Vlera e parameterit “ β ” për konfigurimin e planeve për zonën e pelvisit merret nga Tabela 4.1.

Vlera e gabimit të algoritmit të tufës “a” është ajo e gjetur në paragrafin 6.1.

Vlera e penubres është 5 mm dhe është marrë nga profilet e izodozave gjatë matjeve në fantomën e ujit.

Vlerat e Σ_{pozicion} dhe σ_{pozicion} merren nga tabelat 6.24 dhe 6.25.

Tabela 6.26: Lista e pasaktësive për zonën e pelvisit

Pasaktësitë	Vlerat		
	M-D	A-P	S-I
Gabime Sistematike (mm)			
Gabimi i konturimit të doktorit Σ_{doktor}	2	2	2
Pozicioni i organit madhësia dhe forma $\Sigma_{\text{lëvizjes}}$	2	3.5	3
Gabimi i transfertës së fantomës $\Sigma_{\text{transferimit}}$	2.9	3.1	3.4
Gabimi sistematik i pozicionimit Σ_{pozicion}	2.06	2.49	2.9
Gabimi i kombinuar sistematik	4.54	5.66	5.74
Gabimet lineare (mm)			
Gabimi i pozicionit të frymëmarrjes “b”	0	0	0
Gabimi i algoritmit të tufës të (SPT) “a”	1	1	1
Gabimet e ekzekutimit të trajtimit (mm)			
Gabimi i rastësishëm i pozicionimit σ_{pozicion}	1.37	1.66	1.36

Pozicion, madhësia dhe forma e organit $\bar{\sigma}_{\text{lëvizjes}}$	2	3.5	3
Gabimi i rastësishëm i kombinuar $\bar{\sigma}$	2.42	3.87	3.29
$\bar{\sigma}_{\text{penubres}}$	5	5	5
Parametri i Planit β	1.28	1.28	1.28

Llogaritja e maginave për çdo drejtim bëhet me anë të relacionit (4.2):

$$\text{CTV-PTV} = 2.5 \sum + a + b + \beta(\bar{\sigma} - \bar{\sigma}_p)$$

duke shfrytëzuar të dhënat e tabelës së mësipërme.

Kështu që për secilin drejtim kemi:

$$\text{Anterior-Posterior: CTV-PTV} = 2.5 * 5.66 + 1 + 0 + 1.28(3.87 - 5)$$

$$(\text{CTV-PTV})_{\text{A-P}} = 13.7 \text{ mm}$$

$$\text{Superior-Inferior: CTV-PTV} = 2.5 * 5.74 + 1 + 0 + 1.28(3.29 - 5)$$

$$(\text{CTV-PTV})_{\text{S-I}} = 13.16 \text{ mm}$$

$$\text{Majtas-Djathtas : CTV-PTV} = 2.5 * 4.54 + 1 + 0 + 1.28(2.42 - 5)$$

$$(\text{CTV-PTV})_{\text{M-D}} = 9.05 \text{ mm}$$

Tabela 6.27: Marginat në të tre drejtimet për zonën e pelvisit

Drejtimi	CTV-PTV (mm)
Anterior-Posterior	13.7
Superior-Inferior	13.16
Majtas-Djathtas	9.05

Zona e pelvisit përfshin tumore komplekse. Në varësi të llojit të tumorit përcaktohen dhe organet përkatëse për ruajtje. Gjatë trajtimit të kësaj zone kujdes duket treguar për rregullimin e frymëmarrjes dhe gjendjes fizike të pacientit. Marginat e marra do të sigurojnë mbrojtje të organeve të rrezikuara sipas limiteve dhe rrezatim të volumit klinik sipas përshkrimit.

KAPITULLI VII

DISKUTIMI PERFUNDIMTAR DHE KONKLuzionET

Radioterapia konformale ka përdorur gjithmonë marginat për të përllogaritur pasaktësitë gjeometrike në pozicionimin e një volumi tumoral. Marginat, në formën e tyre më të thjeshtë janë thjesht një zgjerim i formës së tufës rrezatuese, për të siguruar arritjen e kriterëve dozimetrike të planit në praninë e ndryshimeve në pozicionimin e pacientit nga fraksioni në fraksion. Përgjithësisht madhësia e marginit në një trajtim të dhënë, për çfarëdo pjese trupi, ka qënë shumë e vështirë për t'u përcaktuar për shkak të teknologjisë jo të zhvilluar dhe kohës së gjatë që duhej për të marrë të dhënat. Me zhvillimin e teknologjisë gabimet e pozicionimit të volumeve shenjë janë bërë më të lehta për t'u matur, saktësia është rritur si dhe matjet mund të kryhen më shpesh. Meqënëse sasia e të dhënave për një popullatë, madje dhe për pacientë individualë, është rritur si nga ana sasiore ashtu dhe cilësore dhe koncepti për marginat ka evoluar. Tashmë ndërtohen strategji për të siguruar mbulimin dozimetrik të kërkuar.

Përcaktimi i saktë i një margini ka rëndësi mjaft të madhe. Këto margina përfshijnë pasaktësi të ndryshme në procesin e trajtimit duke filluar që nga skanimi i pacientit, konturimi i volumeve të tij nga ana e mjekut, krijimit të planit të trajtimit e deri në pozicionimin e tij në përsheptuesin linear.

Imazhet u morrën pas skanimit të pacientëve me skaner CT simulator. Këto imazhe u shërbyen mjekëve për të konturuar targetin dhe organet që duhen mbrojtur. Më pas u krijuan në sistemin e planit të trajtimit plane trajtimi, ku u përcaktua numri i tufave rrezatuese që do të përdorehin, energjia dhe specifika të tjera të tyre. Plani i trajtimit pasi kaloi në një sistem tjetër të quajtur “mozaik” bëhej gati për trajtim. Pikerisht këtu fillon puna për një pozicionim sa më të mirë e të saktë të pacientit. Radioterapia shpesh has në vështirësi pasi organet në rrezik ndodhen pranë tumoreve ndaj saktësia e pozicionimit duhet të jetë sa më e madhe. Pasaktësitë gjeometrike përfshijnë jo vetëm volumin shenjë të planifikuar për rrezatim, por dhe lëvizjen e këtyre organeve. Për disa pjesë të trupit këto lëvizje janë të parëndësishme si psh: në pjesën e kokë-qafës dhe për disa pjesë të tjera janë shumë të rëndësishme si psh për zonën e toraksit dhe pelvisit. Kështu në menaxhimin e pasigurive gjatë gjithë procesit të radioterapisë dhe

përcaktimin të marginave CTV-PTV u përdoren të dhëna nga matjet e kryera si gabimi i transfertës së fantomës, pasaktësia e algoritmit të planit të trajtimit dhe të dhëna të marra nga portalët e kryer me anë të pajisjes diagnostikuese imazherike, EPID. EPID është një pajisje e domosdoshme për të marrë imazhe të shpejta, për të procesuar dhe vlerësuar pasaktësitë e pozicionimit. Në këtë studim pas vlerësimit të të gjitha pasigurive u përcaktuan marginat CTV-PTV për pjesë të ndryshme të trupit. U morrën në shqyrtim 100 pacientë të ndarë në pesë kategori: truri, kokë-qafa, gjiri, toraksi dhe pelvisi. Leximet e pasaktësive në pozicionim u kryen në sistemin iView. Këto të kombinuara edhe me pasaktësi të tjera të marra si nga të dhënat e matjeve në departament si dhe vlerave ndërkombëtare, siç thamë më lart, ndihmuan në gjetjen e marginave në tre drejtimet majtas-djathtas, superior-inferior, anterior-posterior. Vlerat e marginave ndikohen shumë si nga mjetet e përdorura për pozicionim, po ashtu dhe nga lëvizja e pjesëve të ndryshme të trupit. Këto margina na japin sigurinë se volumi klinik do të marrë dozën e përshkruar nga mjeku dhe organet e indet e shëndosha pranë tij do të marrin doza nën limitet e lejuara.

Gjithashtu përcaktimi i marginave ul numrin e lëvizjeve dhe kohën e pozicionimit të pacientit në akselerator, pra ul kohën e qëndrimit të pacientit në akselerator çka është shumë e rëndësishme për mbarëvajtjen e punës.

Si konkluzione mund të renditen:

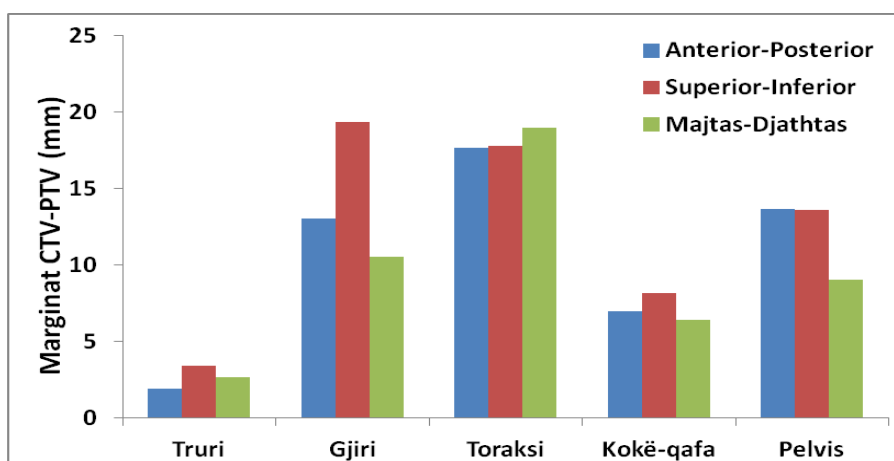
- Vlerësimi i pasaktësive gjatë procesit të radioterapisë.
- Kryerja e matjeve të pasaktësive të pozicionimit në sistemin iView.
- Përcaktimi si rrjedhim i marginave CTV-PTV për zona të ndryshme të trupit sipas tre drejtimeve kryesore x, y, z.
- Marginat e gjetur sigurojnë për 90% të pacientëve mbulimin e volumit klinik të dëshiruar për trajtim me 95% të dozës së pëshkruar, si dhe mundësojnë mbrojtjen e organeve të shëndosha që ndodhen pranë këtyre volumeve.

Rrezultatet e marra jepen me tabelën 7.1.

Tabela 7.1: Marginat CTV-PTV për pesë zona të trupit sipas tre drejtimeve

Zonat	Truri	Gjiri	Toraksi	Kokë-qafa	Pelvis
A - P	6.83	13.05	17.7	6.98	13.7
S - I	8.34	19.35	17.8	8.16	13.16
M - D	7.58	10.57	19	6.43	9.05

Këto vlera mund të ilustrohen edhe me një histogramë:



7.1: Vlerat e marginave në të tre drejtimet për të gjitha pjesët e trupit

Vihet re se vlerat e marginave CTV-PTV për zonën e trurit dhe të kokë-qafës janë në të gjitha drejtimet më të vogla se në zonat apo pjesët e tjera të trupit. Kjo për arsien se ato pozicionohen me ndihmën e maskave të cilat sigurojnë një fiksion shumë të mirë në shtratin e përsheptuesit. Po ashtu dhe anatomia e këtyre zonave nuk është në vetvete shumë e lëvizshme. E kundërta ndodh me pjesët e tjera ku pozicionimi nuk mundëson fiksion të mirë të trupit në shtrat si dhe frymëmarrja apo lëvizja e brëndëshme e organeve sjell rritjen e vlerave të marginave të përfutur.

REKOMANDIME: Vlera më të vogla të marginave nënkuptojnë rrezatim më të ulët të zonave apo organeve të paprekura nga sëmundja. Për të arrirë këtë qëllim duhet të fiksojmë shumë më mirë pacientët, ndaj duhen përdorur në të ardhmen pajisje fiksuese më të mira e të një cilësie më të mirë.

REFERENCA

1. International Commission on Radiation Units and Measurements (1993) Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy ICRU: Report 50, ICRU, Bethesda, Maryland, USA
2. International Commission on Radiation Units and Measurements (1999) Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (supplement to ICRU Report 50), ICRU Report 62, ICRU, Bethesda, Maryland, USA
3. Holland R, Veling S, MravunacM et al. (1985) Histologic multifocality of Tis, T1-2 breast carcinomas. Implications for clinical trials of breast-conserving surgery. *Cancer* 56:979-90
4. Gregoire V, Coche E, Cosnard G et al. (2000) Selection and delineation of lymph node target volumes in head and neck conformal therapy. Proposal for standartising terminology and procedure based on the surgical experience. *Radiother Oncol* 56: 135-50
5. Taylor A, Rockall AG, Reznik RH et al. (2005) Mapping pelvic lymph nodes: guidelines for delineation in intensity-modulated radiotherapy. *Int J Rad Oncol Biol Phys* 63: 1604-12
6. McKenzie Al, van Herk M, Mijnheer B. The width of margins in radiotherapy treatment plans. *Phys Med Bio* 2002;45:3331-42
7. McKenzie Al, van Herk M, Mijnheer B. Margin for geometric uncertainty around organs at risk in radiotherapy. *Radiother Oncol* 2002;63:299-307
8. Yan D, Ziaja E, Jaffray D et al. (1998) The use of adaptive radiation therapy to reduce setup error: a prospective clinical study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 41:715-20
9. Dobbs HJ, Parker RP, Hodson NJ et al. (1983) The use of CT in radiotherapy treatment planning. *Radiother Oncol* 1: 133-41
10. Barret A, Dobbs. J et al. *Practical Radiotherapy Planning* (Fourth Edition) 2009
11. Ling CC, Humm J, Larson S (2000) Towards multi-dimensional radiotherapy (MD-CRT): biological imaging and biological conformality. *IntJ Radiat Oncol Biol Phys* 47:551-60
12. Emami B, Lyman J, Brown A et al. Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;21(1): 109-122

13. Royal College of Radiologists (2008) The Timely Delivery of Radical Radiotherapy: standards and guidelines for the management of unscheduled treatment interruption.
14. Steel GG (ed) (2002) Basic Clinical Radiobiology, 3rd edn. Hodder Arnold, London
15. Niemerko A (1997) Reporting and analyzing dose distribution: a concept of equivalent uniform dose. *Med Phys* 24: 103-10
16. Chon BH, Loeffler JS (2002) The effect of nonmalignant systematic diseases on tolerance to radiation therapy. *Oncologist* 7: 136-43
17. Franklin JG, Paus MD, Pluetschow A et al. (2006) Second malignancy risk associated with treatment of Hodgkin's lymphoma: meta-analysis of the randomised trials. *Ann Oncol*:17 1749-60
18. Ermani B, Lyman J, Brown A et al. (1991) Tolerance of normal tissue to irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 21: 109-22
19. Lee SP, Leu MY, Smathers JB et al. (1995) Biologically effective dose distribution based on the linear quadratic model and its clinical relevance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 33:375-89
20. van Herk M, Remeier P, Rasch C, Lebesque JV. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:1121-35
21. Roach M, Pickett B, Rosenthal SA, Verhey L, Phillips TL. Defining treatment margins for six field conformal irradiation of localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1994;28:267-75
22. British Institute of Radiology, "Geometric Uncertainties in Radiotherapy" 2003
23. American Association of Physicist in Medicine, Comprehensive QA for radiation Oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Med. Phys.* 21 (1994) 581-618
24. Cunningham, JR. Development of computer algorithms for radiation treatment planning. *Int. J. Radiol. Oncol. Biol. Phys.* 16 (1989) 1367-1376
25. Radiation Oncology Physics, IAEA, Vienna (2005)
26. Stroom JC, Heijmen BJM. Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report. *Radiother Oncol* 2002;64:75-83

27. Bel A, Bartelink H, Vijlbrief RE and Lebesque JV. A verification procedure to improve patient setup accuracy using portal images. *Radiother Oncol* 1993;29:253-60
28. Boer JCJ, Heijmen BJM. A protocol for the reduction of systematic patient setup errors with minimal portal imaging workload. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;50:1350-65
29. Hurkmans CW, Remeijer P, Lebesque JV et al. Set-up verification using portal imaging; review of current clinical practice. *Radiother Oncol* 2001;58:105-20
30. Herman MG, Balter J, Jaffray D, et al. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM, Radiation Therapy Committee Task group 58. *Med Phys* 2001;28:712-37
31. Herman MG. Clinical use of portal imaging. *Semin Radiat Oncol*. 2005;15:157–167. doi: 10.1016/j.semradonc.2005.01.002
32. The Royal college of radiologists, On target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy. London 2008
33. Burger PC, Heinz ER, Shibata T, Kleihues P. Topographic anatomy and CT correlation in the untreated glioblastoma multiforme. *J Neurosurg* 1988; 68:698-704
34. Walker MD, Green SB, Byar DP, Alexander E, Batzdorf U, Brooks WH, et al. Randomised comparison of radiotherapy and nitrosoureas for the treatment of malignant glioma after surgery. *N Engl J Med* 1980;303:1323-9
35. Debus J, Hug EB, Liebsch NJ, O'Farrel D, Finkelstein D, Efrid J, et al. Brainstem tolerance to conformal radiotherapy of skull base tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;39:967-75
36. Sweeney R, Bale R, Voge M, Bluhm A, et al. Repositioning accuracy: comparison of a non invasive head holder with thermoplastic mask for fractionated radiotherapy and a case report. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;41:45-83
37. Pisani I, Lockman D, Jaffray D, Yan D, Martinez A, Wong J. Setup error in radiotherapy: online corrections using electronic kilovoltage and megavoltage radiographs. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:825-39
38. Cuzik J, Steward H, Rutqvist L, et al. Cause –specific mortality in long-term survivors of breast cancer who participated in trials of radiotherapy. *J Clin Oncol* 1994;12:447-53

39. Fisher B, Anderson S, Redmond CK, Wolmark N, Wickerham DL. Reanalysis and results after 12 years of follow up in a randomised clinical trial comparing total mastectomy with lumpectomy with or without irradiation in the treatment of breast cancer. *N Engl J Med* 1995;22:1456-61
40. Kubo HD, Hill BC. Respiration gated radiotherapy treatment: a technical study. *Phys Med Biol* 1996;41:83-91
41. Wong J, Sharpe M, Jaffray D. The use of active breathing control (ABC) to minimize breathing motion in conformal therapy. In: DD Leavitt, G Starkschall, Editors. *Proceedings of the XIIth International Conference on the Use of Computers in Radiotherapy*; 1997; Salt Lake City. Madison, WI: Medical Physics Publishing, 1997
42. Davis PL, McCarty KS. Technologic consideration for breast tumor size assessment. *MRI Clin North Am* 1994;2:623-31
43. Flanagan FL, McDermott MB, Barton PT, et al. Invasive breast cancer: mammographic measurement. *Radiology* 1996;199:819-23
44. Fourouhi P, Walsh JS, Anderson TJ, et al. Ultrasonography is a method of measuring breast tumor size and monitoring response to primary systematic treatment. *Br J Surg* 1994;81:223-5
45. Robertson JM, Ten Haken RK, Hazuka MB, Turrizi AT, Martel MK, Pu AT, et al. Dose escalation for non-small cell lung using conformal radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37:1079-85
46. Jakobs I, Vanregemorter J, Scalliet P. Influence of respiration on calculation and delivery of the prescribed dose in radiotherapy. *Radiother Oncol* 1996;39:123-8
47. Lujan AE, Larsen EW, Balter JM, Ten Haken RK. A method for incorporating organ motion due to breathing into 3D dose calculation. *Med Phys* 1999;26:715-20
48. Austin-Seymour M, Chen GTY, Rosenman J, Michalski J, Goitein M. Tumor and target delineation: current research and future challenges. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33:1041-52
49. Ross CS, Hussey DH, Pennington ED, Stanford W. Analysis of movement of intrathoracic neoplasms using ultrafast CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990;18:671-7
50. Hanley J, Debois MM, Mah D, Mageras GS, Raben A, et al. Deep inspiration breath-hold technique for lung tumors: the potential value of target immobilization and reduced lung density in dose escalation. *Int J Oncol Biol Phys* 1999;45:603-11

51. Mah D, Hanley J, Rosenzweig KE, Yorke E, Braban L, Ling CC, et al. The technical aspects on the deep inspiration breath-hold technique in the treatment of thoracic cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:1175-85
52. Rosenzweig KE, Hanley J, Mah D, Mageras G, Hunt M, et al. The deep inspiration breath-hold technique in the treatment of inoperable non-small-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48:81-7
53. Wong JW, Sharpe MB, Jaffray DA, Kini VR, Robertson JM, et al. The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:911-9
54. McKenzie A L. How should breathing motion be combined with other errors when drawing margins around clinical target volumes? *The British J of Radiol*, 2000;73:973-977
55. Nutting C, Convery DJ, Cosgrove VP, Vini L, Harmer CL, Dearnaley DP, et al. Improvements in target coverage and reduced spinal cord irradiation using IMRT in patient with carcinoma of the thyroid gland. *Radiol Oncol* 2001;60:173-80
56. Adams EJ, Nutting C, Convery DJ, Cosgrove VP, Henk JM, Dearnaley DP, et al. Potential role of IMRT in modulated radiotherapy in the treatment of tumors of the maxillary sinus. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001;51:579-88
57. Cancer Backup (2007) Pelvic radiotherapy in woman: possible late effects.
58. Kupelian PA, Langen KM, Willoughby TR et al. (2008) Image-guided radiotherapy for localized prostate cancer: treating a moving target. *Semin Radiat Oncol* 18:58-66
59. Borget JH, van der Bogaart DJ, de Haas DF et al. (2008) Evaluation of three different CT simulation and planning procedures for the preoperative irradiation of operable rectal cancer. *Radiother Oncol* 87: 350-6
60. McLaughlin PW, Wygoda A, Sahijdak W et al. The effect of patient positioning and treatment technique in conformal treatment of prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 45(2): 407-413
61. Lotz HT, Pos FJ, Hulshof MC et al. Tumor motion and deformation during external radiotherapy of bladder cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 64(5): 1551-1558