

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**BİTİŞİK ALAN IMRT PLANLAMASINDA İKİ
FARKLI KOLİMATÖR (X VE Y) YÖNÜNÜN
BİRLEŞİM BÖLGESİNDEKİ DOZ DAĞILIMINA
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

AYDIN ÇAKIR

**DANIŞMAN
PROF. DR. HATİCE BİLGE**

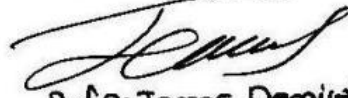
**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİMDALI
RADYOFİZİK PROGRAMI**

İSTANBUL-2010

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

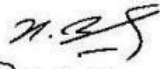
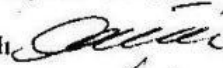
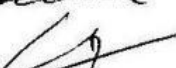
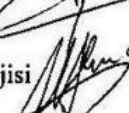
24 / 08 / 2010


Prof. Dr. Tamer Demiralp
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı : Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı
Programın seviyesi : Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
Anabilim Dalı : Temel Onkoloji
Tez Sahibi : Aydın ÇAKIR
Tez Başlığı : Bitişik Alan IMRT Planlanmasında İki Farklı Kolimatör (X ve Y) Yöntünün Birleşim Bölgesindeki Doz Dağılımına Etkisinin Araştırılması"
Sınav Yeri : İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü
Sınav Tarihi : 18 / 08 / 2010

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı

- 1.Prof.Dr.Hatice BİLGE / İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Temel Onkoloji Anabilim Dalı /Danışman 
- 2.Prof.Dr.Göntül KEMİKLER/ İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Temel Onkoloji Anabilim Dalı 
- 3.Prof.Dr.Emin DARENDELİLER / İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/ Klinik Onkoloji Anabilim Dalı 
- 4.Prof.Dr.Ufuk ABACIOĞLU/ Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi/ Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı 
- 5.Doç.Dr.İsmail ÖZBAY/ İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Temel Onkoloji Anabilim Dalı 

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Aydın ÇAKIR

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Eğitim hayatım boyunca olduğu gibi tez çalışmalarım sırasında bana destek olan danışmanım Prof. Dr. Hatice BİLGE'ye,

Tez çalışmam sırasında bana gösterdikleri anlayış ve yardımları için meslektaşlarım Sayın Murat OKUTAN, Hilal ACAR, Hediye ACUN, Nazmiye DÖNMEZ, Elvan ERKAN'a ve Dr.Merdan FAYDA'ya,

İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü öğrenci işleri temsilcisi Sayın Gülay YILDIZ'a,

En içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	XI
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XV
ÖZET	XVI
ABSTRACT.....	XVII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Radyoterapide Tedavi Hacimleri	3
2.2. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi	4
2.3. IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy)	4
2.4. Başboyun kanserinde IMRT'nin klinik önemi	4
2.4.1. Baş-boyun kanserlerinde IMRT'nin arka planı	5
2.4.2. Baş boyun kanserinde IMRT'nin dezavantajları	5
2.4.3. Baş boyun kanserinde IMRT uygulamaları'nda önemli noktalar	6
2.4.4. Baş boyun kanseri IMRT'sinde toksisite	6
2.5. Medikal Lineer Hızlandırıcılar	7
2.5.1. Gantry.....	10
2.5.2. Multileaf Kolimatör, MLC.....	11
2.5.3. MLC' lerin Kullanım Kolaylığı	14
2.5.4. Tongue and Groove Effect.....	15
2.6. Doz Hesaplama Algoritmaları	18
2.6.1. Düzeltme Tabanlı Algoritmalar	18
2.6.2. Model Tabanlı Algoritmalar	18
2.6.2.1. Primer Foton Akısının Modellenmesi	19
2.6.2.2. Homojen Ortamda Doz Hesabı	20

2.6.2.3. Dose Kerneller: Point-spread kernel ve pencil beam	21
2.6.2.4. Doku İnhomojenitelerinin Hesaba Katılması	22
2.6.2.5. Pencil Beam ve Yol Uzunluğu Derecelendirilmesi	22
2.6.2.6. Point-Spread Kernellerin Yoğunluk Derecelendirilmesi	22
2.6.2.7. Kernel Eğimi	23
2.6.3. Monte Carlo Doz Hesaplamaları	23
2.6.3.1. Direkt metotlar: Pencil-beam, collapsed cone, MC	24
2.6.3.2. IMRT Optimizasyonu ile Doz Hesaplaması	24
2.6.3.3. Sistematik Hata	24
2.6.3.4. Convergence Error	25
2.7. IMRT teknikleri	26
2.7.1. Step and Shoot veya Segment tabanlı IMRT	26
2.7.2. Sliding Window veya dinamik MLC tabanlı IMRT	26
2.8. Diğer IMRT Teknikleri	28
2.8.1. Tomotherapy IMRT	28
2.8.2. Robotik IMRT	30
2.9. IMRT de Kalite Kontrol	32
2.9.1. Lineer Hızlandırıcıya bağlı Kalite Kontrol	32
2.9.2. MLC pozisyonlarının doğrulanması	34
2.9.3. MLC Hızlarının Stabilitesi	35
2.9.4. IMRT Planlarının Kalite Kontrolü	35
2.9.5. Doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan yöntemler:	36
2.9.6. Gama histogram analizi:	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39
3.1. GEREÇ :	39
3.1.1. Siemens Oncor Impression Lineer Hızlandırıcısı:	40
3.1.2. PTW MP3-M Su Fantomu:	40
3.1.3. RW-3 Su Eşdeğeri Katı Fantom:	40
3.1.4. PTW Unidos Elektrometre:	41
3.1.5. PTW 0,125 cm ³ Semiflex İyon Odası:	41
3.1.6. PTW 30002 iyon odası:	41
3.1.7. Wellhöfer Dose 1 Elektrometre:	41
3.1.8. Wellhöfer Scanditronix FC65-P iyon odası:	42

3.1.9. GAFCHROMİC® EBT Film:	42
3.1.10. Epson Expression 10000XL film tarayıcısı:	42
3.1.11. CMS-XiO Tedavi Planlama Sistemi:	42
3.1.12. PTW Verisoft yazılımı:	43
3.1.13. PTW 2D-ARRAY Seven 29:	43
3.2. YÖNTEM	44
3.2.1. Siemens ONCOR Lineer Hızlandırıcısına ait Y-Yönündeki profillerin ölçülmesi	44
3.2.1.1. Açık Alan Derin Doz Ölçümleri:	44
3.2.1.2. Açık Alan Profillerinin Ölçülmesi:	44
3.2.1.3. Diagonal Alan Profillerinin Ölçülmesi:	44
3.2.1.4. Total Scatter Faktörlerinin (TSCF= Scp) Ölçülmesi:	44
3.2.1.5. Kolimator Scatter Faktörlerinin (Sc) Ölçülmesi:	44
3.2.2. Siemens ONCOR Lineer Hızlandırıcısının CMS-XiO Tedavi Planlama Bilgisayarı'nda Y-yönündeki profillere göre modellenmesi	45
3.3. Oncor Lineer Hızlandırıcısının kolimatör sisteminin bitişik alanlar üzerindeki etkisi:	48
3.4. Baş boyun hastalarına ait IMRT planlarının oluşturulması	50
3.5. CMS XiO Tedavi Planlama Sisteminde IMRT hastalarının Kalite Kontrolleri	51
3.6. PTW 2D-Array Seven 29 ile Doz Dağılımının Doğrulanması	52
3.7. İyon odası ile Hasta Planlarının Merkezi Eksende Nokta Dozun Doğrulanması	52
3.8. Hasta planlarına ait Doz Volüm Histogramlarının değerlendirilmesi	52
4. BULGULAR	53
4.1. Oncor Lineer Hızlandırıcısının kolimatör sisteminin bitişik alanlar üzerindeki etkisi:	53
4.2. Oncor Lineer Hızlandırıcısına ait X ve Y yönündeki Profillere göre modellenen ONCOR (X) ve ONCOR (Y) cihazının Tedavi Planlama Sistemi üzerinde bitişik alanlar üzerindeki etkisi	54
4.3. Oncor Lineer Hızlandırıcısına ait X ve Y yönündeki Profillere göre modellenen ONCOR (X) ve ONCOR (Y) cihazının Tedavi Planlama Sistemi ile PTW 2D Array Seven 29 ile Profil karşılaştırılması	59
4.4. PLAN A,PLAN B ve PLAN C'ye göre planlanan hasta planlarının Doz Volüm Histogramlarının karşılaştırılması:	64

4.5. Oncor Lineer Hızlandırıcısının Y yönündeki profil bilgileriyle elde edilen ONCOR (Y) ile planlanan hasta profillerinin karşılaştırılması:	65
4.6. Oncor Lineer Hızlandırıcısının X yönündeki profil bilgileriyle elde edilen ONCOR (X) ile planlanan hasta profillerinin karşılaştırılması:	67
4.7. ONCOR (X)-ONCOR (Y) ile planlanan hasta profillerinin karşılaştırılması:	69
4.8. PLAN A'ya göre planlanan hastaların QA'lerinin merkezi eksen dışındaki profillerinin karşılaştırılması:.....	71
4.9. PLAN B'ye göre planlanan hastaların QA'lerinin merkezi eksen dışındaki profillerinin karşılaştırılması:.....	72
4.10. PLAN C'ye göre planlanan hastaların QA'lerinin merkezi eksen dışındaki profillerinin karşılaştırılması:.....	73
4.11. Oncor Lineer Hızlandırıcısının Y yönündeki profil bilgileriyle elde edilen ONCOR (Y) ile planlanan IMRT Hasta planına ait merkezi eksen nokta dozları:	74
4.12. Oncor Lineer Hızlandırıcısının X yönündeki profil bilgileriyle elde edilen ONCOR (X) ile planlanan IMRT Hasta planına ait merkezi eksen nokta dozları:	75
4.13. Oncor Lineer Hızlandırıcısının X ve Y yönündeki profil bilgileriyle elde edilen ONCOR (X) ve ONCOR (Y) ile planlanan IMRT Hasta planına ait merkezi eksen nokta dozları:	76
4.14. PLAN A' ya göre planlanan IMRT Hasta planına ait QA sonuçları:	77
4.15. PLAN B' ye göre planlanan IMRT Hasta planına ait QA sonuçları:	78
4.16. PLAN C' ye göre planlanan IMRT Hasta planına ait QA sonuçları:	79
5. TARTIŞMA	80
5.1.1. Oncor Lineer Hızlandırıcısı kolimatör sisteminin bitişik alanlar üzerindeki etkisinin, X yönünde ölçülerek elde edilen profil bilgileriyle modellenen ONCOR (X) Tedavi Planlama Sistemi verileriyle karşılaştırılması:.....	82
5.1.2. Oncor Lineer Hızlandırıcısı kolimatör sisteminin bitişik alanlar üzerindeki etkisinin, Y yönünde ölçülerek elde edilen profil bilgileriyle modellenen ONCOR (Y) Tedavi Planlama Sistemi verileriyle karşılaştırılması:.....	83
5.1.3. Tedavi Planlama Sistemi üzerinde Oncor Lineer Hızlandırıcısının X ve Y yönündeki profil bilgileriyle modellenen ONCOR(X) ve ONCOR (Y)'in birlikte kullanılmasının bitişik alanlar üzerindeki etkisi:	83
5.2. IMRT Hasta planlarına ait merkezi eksen nokta doz sonuçlarının değerlendirilmesi:	85
5.3. PLAN A, PLAN B ve PLAN C'ye göre IMRT Hasta planlarına ait QA sonuçlarının değerlendirilmesi:.....	86

5.4. PLAN A, PLAN B ve PLAN C'ye göre merkezi eksen dışındaki hasta IMRT QA profillerinin değerlendirilmesi:	88
KAYNAKLAR	91
ÖZGEÇMİŞ	95

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1. Elekta, Siemens ve Varian hızlandırıcıları için MLC özellikleri.	13
Tablo 2-2. Task Group 142'ye IMRT yapılacak Lineer Hızlandırıcı için mekanik ve dozimetrik testler.	33
Tablo 2-3. IMRT Kalite Kontrol araçları karşılaştırmalı tablosu.	36
Tablo 3-1. GafChromic EBT filmin aktif tabakasının atomik bileşimi.	42
Tablo 4-1. Oncor Lineer Hızlandırıcısının asimetrik alanlara etkisi.	53
Tablo 4-2. PLAN A'ya göre merkezi eksen nokta dozları.	74
Tablo 4-3. PLAN B'ye göre merkezi eksen nokta dozları.	75
Tablo 4-4. PLAN C'ye göre merkezi eksen nokta dozları.	76
Tablo 4-5. PLAN A'ya göre Gama Histogram Analizi sonuçları.	77
Tablo 4-6. PLAN B'ye göre Gama Histogram Analizi sonuçları.	78
Tablo 4-7. PLAN C'ye göre Gama Histogram Analiz sonuçları.	79

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1. Radyoterapide Kullanılan Hacim Kavramları.....	3
Şekil 2-2. Bir Lineer Hızlandırıcıya ait blok şema.	8
Şekil 2-3. Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait kolimatör yapıları.....	12
Şekil 2-4. Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait MLC dizaynları.....	12
Şekil 2-5. Siemens Primus Lineer Hızlandırıcısına ait Kolimatör yapısı.	13
Şekil 2-6. Elekta, Varian ve Siemens cihazlarına ait penumbra.	15
Şekil 2-7. Elekta, Siemens ve Varian cihazları MLC'lerine arasındaki ait tongue & groove dizaynları.	16
Şekil 2-8. Varian cihazlarına ait tongue & groove dizaynı.....	16
Şekil 2-9. Klinikte tongue & groove effect.....	17
Şekil 2-10. Elekta, Siemens ve Varian cihazlarına ait tongue&groove effect.....	17
Şekil 2-11. Doz Hesaplama algoritmalarının hesaplama hızı ve hesaplama doğruluğu. .	25
Şekil 2-12. Step and Shoot tekniği.....	26
Şekil 2-13. Dinamik IMRT (DMLC) tekniği.....	27
Şekil 2-14. Dinamik IMRT tekniğinde MLC'ler arasındaki gap kaynaklı doz değişimi.	27
Şekil 2-15. Tomoterapi Tedavi Ünitesi.....	28
Şekil 2-16. Cyberknife ünitesi tedavi akış şeması.	30
Şekil 2-17.Cyberknife Robotik IMRT cihazı.	31
Şekil 2-18. Gardenfense testi.	34
Şekil 2-19. DMLC tekniğinde farklı gantry açılarında doz hızlarıyla $\Delta MU/\Delta t$ değişimi.	35
Şekil 2-20. Gama Histogram analizi analitik düzlemi.	38
Şekil 3-1. Estro mini fantom.....	45
Şekil 3-2. Oncor cihazına ait %DD. datalarının CMS TPS'ye aktarılması.	46
Şekil 3-3. Oncor cihazına ait Y yönünde profillerin yüklenmesi.	46
Şekil 3-4.Total scatter faktörlerinin girilmesi.	47
Şekil 3-5.XiO Beam Modeling Analiz sayfası.	48
Şekil 3-6(a) Asimetrik alanların kalibrasyon öncesi (b) Kalibrasyon sonrası.	49
Şekil 3-7(a) gap yokken. (b) 1mm. gap (c) 2mm. gap (d) 1mm. overlap (e) 2mm. overlap.	50

Şekil 3-8. IMRT planlarının oluşturulması.....	51
Şekil 4-1. ONCOR (X) - ONCOR (X) no gap.....	54
Şekil 4-2. ONCOR (Y) - ONCOR (Y) no gap.....	54
Şekil 4-3. ONCOR (X) - ONCOR (Y) no gap.....	54
Şekil 4-4. ONCOR (X) - ONCOR (X) 1 mm gap.	55
Şekil 4-5. ONCOR (Y) - ONCOR (Y) 1mm gap.	55
Şekil 4-6. ONCOR (X) - ONCOR (Y) 1mm gap.	55
Şekil 4-7. ONCOR (X) - ONCOR (X) 2mm gap.	56
Şekil 4-8. ONCOR (Y) - ONCOR (Y) 2mm gap.	56
Şekil 4-9. ONCOR (X) - ONCOR (Y) 2mm gap.	56
Şekil 4-10. ONCOR (X) - ONCOR (X) 1mm overlap.	57
Şekil 4-11. ONCOR (Y) - ONCOR (Y) 1mm overlap.	57
Şekil 4-12. ONCOR (X) ONCOR (Y) 1mm overlap.....	57
Şekil 4-13. ONCOR (X) - ONCOR (X) 2mm overlap.	58
Şekil 4-14. ONCOR (Y) - ONCOR (Y) 2mm overlap.	58
Şekil 4-15. ONCOR (X) - ONCOR (Y) 2mm overlap.	58
Şekil 4-16. X-X asimetric alanları no gap.	59
Şekil 4-17. Y-Y asimetric alanları no gap.	59
Şekil 4-18. X-Y asimetric alanları no gap.	59
Şekil 4-19. X-X asimetric alanları 1mm.gap.	60
Şekil 4-20. Y-Y asimetric alanları 1mm.gap.	60
Şekil 4-21. X-Y asimetric alanları 1mm.gap.	60
Şekil 4-22. X-X asimetric alanları 2mm.gap.	61
Şekil 4-23. Y-Y asimetric alanları 2mm. gap.	61
Şekil 4-24. X-Y asimetric alanları 2mm. gap.	61
Şekil 4-25. X-X asimetric alanları 1mm.overlap.....	62
Şekil 4-26. Y-Y asimetric alanları 1mm.overlap.....	62
Şekil 4-27. X-Y asimetric alanları 1mm. overlap.....	62
Şekil 4-28. X-X asimetric alanları 2mm.overlap.....	63
Şekil 4-29. Y-Y asimetric alanları 2mm.overlap.....	63
Şekil 4-30. X-Y asimetric alanları 2mm.overlap.....	63
Şekil 4-31. Plan A, Plan B ve Plan C'ye göre planlanan hasta planlarının Doz Volüm histogramlarının karşılaştırılması.	64

Şekil 4-32. PLAN A için PTW Verisoft program ile TPS'den gelen akı haritalarının PTW L.A.Seven 29 ile ölçülen akı haritalarıyla karşılaştırılması.	65
Şekil 4-33. Plan A'ya göre merkezi eksende Left-Right yönünde profil karşılaştırılması.	66
Şekil 4-34. Plan A'ya göre merkezi eksende Gun-Target yönünde profil karşılaştırılması.	66
Şekil 4-35. PLAN B için PTW Verisoft programı ile TPS'den gelen akı haritalarının PTW L.A.Seven 29 ile ölçülen akı haritalarıyla karşılaştırılması.	67
Şekil 4-36. Plan B'ye göre merkezi eksende Left-Right yönünde profil karşılaştırılması.	68
Şekil 4-37. Plan B'ye göre merkezi eksende Gun-Target yönünde profil karşılaştırılması.	68
Şekil 4-38. PLAN C için PTW Verisoft programı ile TPS'den gelen akı haritalarının PTW L.A.Seven 29 ile ölçülen akı haritalarıyla karşılaştırılması.	69
Şekil 4-39. Plan C'ye göre merkezi eksende Left-Right yönünde profil karşılaştırılması.	70
Şekil 4-40. Plan C'ye göre merkezi eksende Gun-Target yönünde profil karşılaştırılması.	70
Şekil 4-41. Plan A, merkezi eksene göre (-2,2) noktasındaki profil karşılaştırılması. ...	71
Şekil 4-42. Plan A, merkezi eksene göre (2,2) noktasındaki profil karşılaştırılması.	71
Şekil 4-43. Plan B, merkezi eksene göre (-2,2) noktasındaki profil karşılaştırılması. ...	72
Şekil 4-44. Plan B ,merkezi eksene göre (2,2) noktasındaki profil karşılaştırılması.	72
Şekil 4-45. Plan C ,merkezi eksene göre (-2,2) noktasındaki profil karşılaştırılması. ...	73
Şekil 4-46. Plan C ,merkezi eksene göre (2,2) noktasındaki profil karşılaştırılması.	73

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

GTV: Tanımlanabilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume)

CTV: Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume)

PTV: Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)

OAR: Riskli Organ (Organs at Risk)

IMRT: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiation therapy)

DMLC: Dinamik IMRT tekniği

SMLC: Statik IMRT tekniği

MLC : Çok yapraklı kolimatör (Multi leaf collimator)

SSD: Kaynak cilt mesafesi (Source to Skin Distance)

MU: Monitör Unit

TPS: Tedavi planlama sistemi

ÖZET

Çakır A. “Bitişik Alan IMRT Planlamasında İki Farklı Kolimatör (X ve Y) Yönünün Birleşim Bölgesindeki Doz Dağılımına Etkisinin Araştırılması”

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2010.

Double focus özelliğine sahip ONCOR(Siemens,Concord-USA) lineer hızlandırıcısının X ve Y kolimatörlerinin alan kenarındaki doz düşüş miktarlarının farklı olması bitişik ortogonal alanların kullanıldığı tedavilerde birleşim bölgesindeki doz dağılımını belirler. Bu durum hazırlanan plan ile hastada gerçekleşen plan arasında farklılıklara neden olabilir.

Bu çalışmada, bitişik ortogonal alan kullanılarak yapılan konvansiyonel ve IMRT ışınlamalarında, X ve Y kolimatörlerinin alan birleşim kenarında kullanılmasının doz dağılımı üzerindeki etkisi araştırıldı.Bunun için kliniğimizde var olan ONCOR cihazına ait, X ve Y profil bilgileriyle iki ayrı cihaz modellendi. 20 baş boyun hastasının IMRT plan verifikasyonu PTW 2D Array Seven 29 ve GafChromic film ile yapıldı.

Elde edilen veriler değerlendirildiğinde, X kolimatörü bitişik alan olarak kullanıldığında kolimatör sisteminin pozisyon doğruluğu $\pm 1\text{mm}$ olduğunda doz homojenitesi $-\%5$ ile $+\%6$ arasında olduğu görüldü.Y kolimatörünün bitişik alan olarak kullanıldığı durumda $\pm 1\text{mm}$ hatanın doz homojenitesini $-\%1,5$ ile $+\%3,5$ arasında değiştirdiği görüldü. Y kolimatörü kullanıldığında $\pm 1\text{mm}$ kolimatör yerleştirme hatası tolere edilebilmektedir.

Doz modellemede kullanılan kolimatör eksenlerinin tedavide kullanılması gerekmektedir. Kolimatör hatalarının tolere edilebilmesinde penumbranın daha geniş olduğu eksenin bitişik alan kenarında kullanılması birleşim bölgesindeki doz homojenitesi açısından yararlıdır.

Anahtar Kelimeler: Baş boyun IMRT, double focus MLC, kolimator hatası, PTW 2D Array, penumbra.

ABSTRACT

Çakır A.(2010). The investigation of the effects of two different collimator direction (X and Y) on conjunction region dose distribution in adjacent fields IMRT planning. İstanbul University Institute of Health Science, Fundamental Oncology PhD Thesis. İstanbul.

ONCOR (Siemens, Concord-USA) linear accelerator has double focus property, the difference in magnitude of dose reduction at X and Y collimator field edges of LINAC determines dose distribution in conjunction region when adjacent orthogonal fields is used for treatment. This situation causes a difference between prepared plan and actual plan.

In this study, for conventional and IMRT irradiation including adjacent orthogonal fields, the effects of X and Y collimators on dose distribution on field junction edges were investigated. For this reason, two different machines, one of which was based on X profile and the other was based on Y profile, were modelled for ONCOR used in our clinics. The dosimetric verification of IMRT plans for 20 head neck patients were performed. Verification of fluence map were made using PTW 2D Array Seven 29 and Gafchromic EBT film.

After the evaluation of datas obtained when X collimator was used for adjacent fields and position accuracy of collimator system was within ± 1 mm, dose homogeneity was found between -5% and +6%. On the other hand when Y collimator was used for adjacent field, ± 1 mm error caused to change dose homogeneity between -1.5% and +3.5%. As a result, when Y collimator was used, ± 1 mm collimator placement error was tolerated.

Collimator axes used in dose modelling should be used for treatment. In order to tolerate collimator error, axis with wider penumbra should be used in adjacent field edges for better dose homogeneity.

Keywords: Head neck IMRT, double focus MLC, collimator error, PTW 2D Array, penumbra.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapinin temel amacı tümör ve çevresindeki riskli hacime uygun homojen dozu verirken sağlıklı dokuları mümkün olduğunca korumaktır. Konvansiyonel radyoterapi ile daha geniş alanlar alınarak sağlıklı dokuları korumak mümkün olamamaktadır. Konvansiyonel radyoterapiye bir alternatif olarak gelişen IMRT (yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi) tekniği ile hedef hacimde en uygun doz dağılımı elde edilebilmektedir. IMRT, 3-D konformal tedavinin gelişmiş bir şeklidir. Bu tedavi tekniği ile sağlıklı dokuları daha iyi koruma olanağı sağlaması nedeniyle, tümörde daha yüksek dozlara ulaşılmasına imkan vermekte ve dolayısıyla yüksek tümör kontrolü sağlamaktadır. IMRT'nin kullanımı kompleks şekilli hedef volüm için doz artırımı, riskli organ dozunun düşürülmesi, doz homojenitesinin sağlanması, vs. açısından çok yararlı olmuştur. IMRT de konformal doz dağılımı lineer hızlandırıcının kolimatöründe bulunan çok yapraklı kolimatör (MLC) yardımıyla elde edilir. Alışlagelmiş veya klasik konformal tedavinin aksine her bir IMRT alanının doz yoğunluğu karmaşık bir yolla değiştirilir. IMRT iki şekilde uygulanır: Birincisi ışınlama esnasında kolimatör yapraklarının sürekli hareketiyle oluşturulan dinamik IMRT (DMLC) tekniği, ikincisi ise ışınların alt segmentlere bölünerek verildiği step and shoot tekniğidir (SMLC) [1,2,3].

Bazı baş boyun tümörlerinde 3 Boyutlu Planlama ile oluşturulan ortogonal bitişik alan tedavilerinin yerini IMRT ile oluşturulan ortogonal alanlar almıştır. Ortogonal bitişik alan ışınlamalarında, alan birleşim bölgelerindeki doz dağılımı önemlidir. Alan birleşim bölgesinde boşluk kalması soğuk bölge oluşmasına, alanların üst üste binmesi ise birleşim bölgesinin istenenden fazla doz almasına dolayısıyla komplikasyona neden olmaktadır [4,5,6]. Birleşim bölgesindeki doz, tedavi için kullanılan lineer hızlandırıcının kolimasyon sistemi ile ilgilidir. Kolimasyon sistemi, radyasyon alan kenarında %20- %80 arasındaki doz düşüş bölgelerinin (penumbra) miktarını belirler. Bu genişlik her lineer hızlandırıcıda aynı değildir. Bazı lineer hızlandırıcılarda alan kenarlarını oluşturan X ve Y kolimatörleri için aynı olurken bazı lineer hızlandırıcılarda farklıdır. Hasta tedavisinde kullanılan tedavi planlama sistemlerinde tedavi cihazına ait bilgiler tek bir kolimatörden alınan doz profili ile oluşturulmaktadır (X veya Y). X ve Y kolimatörlerinin alan kenarındaki doz düşüş miktarlarının farklı olması bitişik ortogonal alanların kullanıldığı tedavilerde birleşim

bölgesindeki doz dağılımını belirler [7,8,9]. Kliniğimizde kullanılan Oncor (Siemens-USA) lineer hızlandırıcı cihazı double focus kolimasyon sistemine sahip X ve Y kolimatörlerinin doz düşüş miktarları birbirinden farklı bir cihazdır [8,9].

Hastaların doz planlarının hazırlandığı tedavi planlama sistemine veri girişleri, kare alanlara ait derin doz ve doz profil bilgilerinin aktarılması ile gerçekleşir. Kare alana ait bilgiler her iki kenarın (X ve Y) doz profilleri eşit kabul edilerek tek bir yöne ait doz profili bilgileri ile girilir. Bu durum farklı alan kenarı bilgilerine sahip lineer hızlandırıcılar için yapıldığında hazırlanan plan ile hastada gerçekleşen plan arasında farklılıklara neden olabilir. Özellikle bazı baş boyun hastalarının ortogonal bitişik alan ile tedavi edildiğinde kullanılan kolimatöre göre dozda farklılık olabilir. Bu çalışmanın amacı, bitişik ortogonal alan kullanılarak yapılan konvansiyonel ve IMRT ışınlamalarında, X ve Y kolimatörlerinin alan birleşim kenarında kullanılmasının doz dağılımı üzerindeki etkisini araştırmak ve tedavi planlama sistemi verileri ile karşılaştırarak tedavi sisteminin alan birleşim bölgesindeki doz dağılımının doğruluğunu kontrol etmektir.

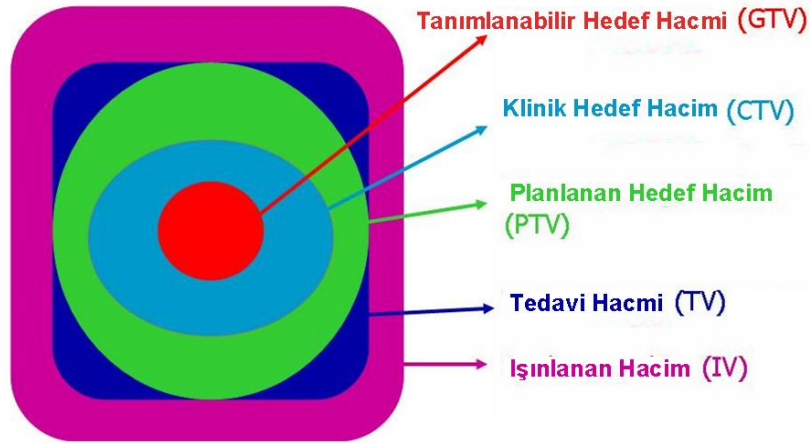
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyoterapide Tedavi Hacimleri

Konformal RT ve IMRT planmasında malign (kötü huylu) hastalığa sahip bir hastanın tedavisi için ilgili organın, sağlıklı doku ve organ hacimlerin sınırlarının üç boyutlu olarak belirlenmesi gerekir. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU Report 62) tarafından aşağıdaki gibi tanımlanmıştır [10].

Bu hacimler:

- Tanımlanabilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV),
- Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume, CTV),
- Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume, PTV),
- Tedavi Hacmi (Treated Volume),
- Işınlanan Hacim (Irradiated Volume),
- Riskli Organ (Organs at Risk, OAR)



Şekil 2-1. Radyoterapide Kullanılan Hacim Kavramları.

2.2. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

Radyoterapinin amacı, hedef volumde homogen radyasyon doz dağılımını hedeflerken sağlam dokuları da maksimum derecede korumaktır. Konvansiyonel radyoterapi bu amacı sağlarken daha genişçe normal dokuların tümörle birlikte ışınlanmasına neden olur [11].

Üç boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) eksternal radyoterapinin ileri bir tekniğidir. Bu, hasta için iyi bir sabitleme yöntemi ve MLC ya da blok ile sağlıklı dokuların korunduğu üç boyutlu radyoterapi planlaması ile mümkün olmaktadır. Işınlardan alan boyunca uniform olarak yayılır. Wedge ve kompensatör filtreler kullanılarak doku eksikliği giderilerek ışın yoğunluğu değiştirilebilmektedir.

2.3. IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy)

IMRT, Konformal Radyoterapinin bir üst basamağı gibidir. Non uniform doz dağılımına olanak sağlar. Sağlıklı dokuları koruyarak hedef volumde kabul edilebilir bir doz dağılımı sağlar. Doz yoğunlukları, farklı optimizasyon teknikleri kullanılarak sağlanır. Doz yoğunlukları MLC'lerce oluşturulan segmentlerle tümörlü doku ve sağlıklı doku bölgelerinin kalınlığına göre hesap edilir. Böylece kabul edilebilir homojen doz ve tümöre yakın sağlıklı dokularda maksimum koruma sağlanır. Doktor, hangi dozun tümör için yeterli, hangi dozun kritik organ için limit doz olduğunu önceden bilmelidir. Pek çok tedavi planlama bilgisayarı enerji, ışın boyutu, açısını ve miktarını kullanıcıdan girmesini ister. Daha sonra da bu bilgilerle iterative bir hesaplama yapar. IMRT planları içinde sağlıklı dokuların olmadığı concave planlardır.

IMRT kompleks doz hesaplamalarını içerir. Tedavi Planlama Bilgisayarlarının daha fazla hesaplama zamanına ihtiyacı vardır. Bu noktada daha kuvvetli algoritmalara ihtiyaç duyulur. Çoklu tedavi sahaları ve çoklu alt segmentlerin hesap edilmesi uzun zaman almaktadır.

2.4. Başboyun kanserinde IMRT'nin klinik önemi

1980'lerin sonlarında bilgisayar teknolojileri ve görüntüleme sistemlerindeki gelişmelere bağlı olarak baş-boyun ışınlamalarında bilgisayarlı tomografi kullanımı artış göstermiş ve ışınların 3 boyutlu anatomiye göre düzenlenmesi mümkün olmuştur. MLC'lerin klinik kullanıma girişi ile pek çok sayıda ışın alanı kullanılarak tedavi süresinde uzama olmadan tedavi mümkün olmuştur. 3BKRT'nin yaygın kullanıma girip tecrübe arttıkça daha konformal doz dağılımı ve tutulmamış dokuların daha iyi

korunmasına olanak sağlayan IMRT gündeme gelmeye başlamıştır. IMRT, 1990'ların ikinci yarısından itibaren, artan oranlarda kullanılmaya başlanmıştır.

2.4.1. Baş-boyun kanserlerinde IMRT'nin arka planı

Pek çok kritik ve radyoduyarlı yapının yan yana yerleştiği boyun anatomisi oldukça karmaşıktır. Hedef hacim etrafındaki tükruk bezleri, oral kavite, mandibula gibi tutulmamış dokuların korunması IMRT ile mümkün olabilir. Nazofarenks ve paranasal sinüs kanserlerinde iç ve orta kulak, temporomandibüler eklem, temporal beyin lobları, optik sinirler ve kiyazma gibi kritik normal dokuların doz sınırlamalarına dikkat edilebilmesi sayesinde hedef hacimde daha iyi bir doz dağılımı elde edilebilir. IMRT, sağlam dokuların mümkün olduğunca korunabilmesi sayesinde hedef hacimlere uygulanması gereken boost dozlarının uygun bir şekilde verilebilmesine olanak tanır. Optimizasyon süreçleri sayesinde maksimum normal doku dozlarının aşılması önlenir. Ayrıca IMRT arka boyun elektron bostu uygulamalarını önleyebilir. Setup belirsizlikleri ile mücadele IMRT uygulaması sırasında dikkat edilmesi gereken en önemli parametrelerdendir[12].

Başboyun bölgesi kanserlerinin RT'si hedef hacimlerin normal dokulara fazla yakınlık göstermesi sebebiyle komplekstir. Akut mukozit, kalıcı kserostomi, yutma güçlüğü gibi toksisiteler gereken dozun uygun bir şekilde verilmesinde güçlüklerle yol açabilmektedir. Başboyun bölgesinde IMRT, 2B ve 3BKRT'ye göre daha konformal doz dağılımına olanak tanır. IMRT'nin diğer modalitelere göre ana üstünlüğü PTV ile OAR (organ at risk) arasındaki hızlı doz düşüşünü sağlayabilmesinden kaynaklanmaktadır. Bu durum toksisiteyi azaltırken ve doz artırımını ve lokal bölgesel kontrolün artışını mümkün kılabilir.

2.4.2. Baş boyun kanserinde IMRT'nin dezavantajları

IMRT, başboyun kanserlerinin tedavisinde çok önemli bir yere sahip olsa da uygulama avantajını yitirebildiği durumlarla karşılaşabilmektedir. Bunlar marjinal yinelemeler (hızlı doz düşüşüne bağlı), daha az homojen doz dağılımı, artmış maliyet, kolimatör arası sızıntı ve artmış ışınlama süresi sebebiyle daha yüksek vücut dozudur. Hall ve Wu IMRT sonrası 10 yıl yaşayan hastaların radyasyona bağlı ikincil kanser riskinin %1'den %1,75'e çıktığını göstermiştir ve IMRT'nin 3BKRT'ye açık üstünlüğü olmadıkça kullanılmamasını önermişlerdir [13].

2.4.3. Baş boyun kanserinde IMRT uygulamaları'nda önemli noktalar

IMRT planlamaları için GTV, CTV ve OAR belirlenmesinde klinisyenler arasında ciddi farklılıkların varlığı pek çok çalışmada gösterilmiştir. Bu da tümör kontrolü ve yan etkiler de ciddi farklılıklara yol açabilmektedir. Yine IMRT ile 3BKRT'ye göre daha konformal doz dağılımı elde edilebildiğinden günlük hasta setupunun her gün aynı şekilde sağlanabilmesi en büyük önemdedir ve daha iyi bir immobilizasyon ve günlük görüntüleme rehberliği kullanımı önerilmektedir. Setup yinelenebilirliğini daha zor hale getiren diğer bir durum da tümör cevabına ya da kilo kaybına bağlı hasta kontür değişiklikleridir. Bu durum doz dağılımını etkileyebileceğinden yeniden planlama gerekli olabilir. Eğer yapılacaksa bunun nasıl yapılacağına ilişkin standart bir yaklaşım olmadığı hatırd tutulmalıdır.

2.4.4. Baş boyun kanseri IMRT'sinde toksisite

IMRT kullanımının başboyun kanserlerinde en önemli amaçlarından birisi uzun dönem kserostomiye önleyebilmek için bir miktar tükürük bezini korumaktır (genellikle en azından bir parotiste). Ayrıca nazofarenks kanserlerinde temporal lob dozlarını azaltma, yutma fonksiyonu için faringeyal konstriktörleri ve larinksi korumaktır. Pek çok çalışmada IMRT'nin ciddi kserostomiye azaltabileceğini göstermektedir.

IMRT'nin başboyun kanserlerinde eş zamanlı kemoterapi uygulamalarını kolaylaştırabileceği düşünülmektedir ve bununla ilgili olarak çalışmalardan toksisite analizlerinin sonucu beklenmektedir.

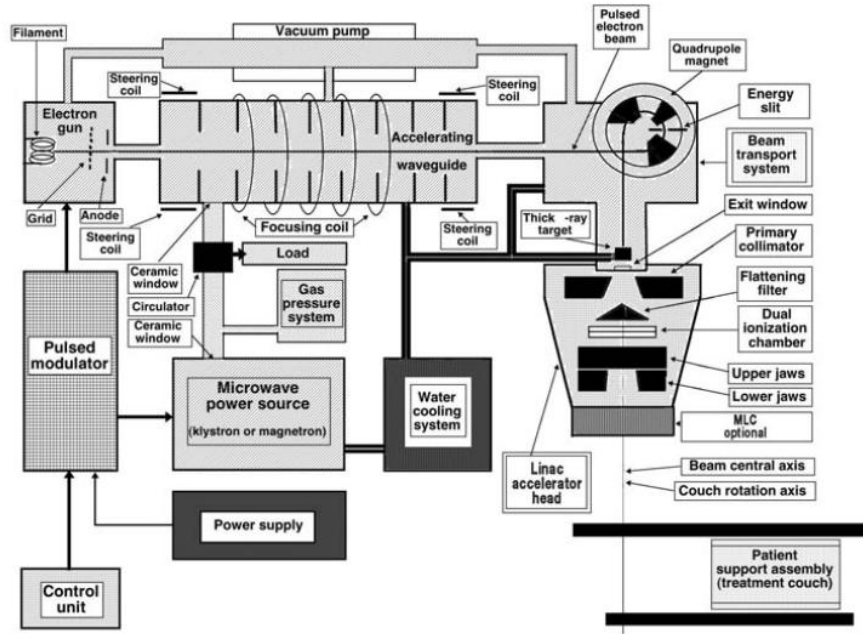
Özetle IMRT CTV'nin daha konformal bir şekilde ışınlanabilmesini sağlayan görece yeni bir tedavi tekniğidir. IMRT'nin kullanım oranlarındaki artışla güçlü ve zayıf yanları daha iyi anlaşılmaktadır. IMRT planlaması ve uygulaması 2B ve 3BKRT'ye göre daha zordur. Başboyun kanserli hastaları yoğun olarak gören merkezlerde teknolojiye hakim ve hastalarını özenli bir şekilde takip edebilen yerlerde uygulanmalıdır. IMRT kullanımı için ilave standartlar geliştirilmeli ve medikal fizik uzmanı, radyasyon onkoloğu ve teknikerlerin devamlı eğitim programlarını takip etmeleri sağlanmalıdır [14].

2.5. Medikal Lineer Hızlandırıcılar

Radyoterapinin esasını X-ışınları ile yapılan tedavi teşkil etmektedir. Konvansiyonel enerji seviyesinde elde edilen X-ışınlarının gircilik kabiliyeti düşük olduğundan, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde, tümörün üst kısmında bulunan sağlam dokular fazla miktarda doz almakta ve bilhassa cilt reaksiyonları fazla olmaktaydı. Kemik dokusu ile yumuşak doku arasındaki büyük soğurma farkları konvansiyonel X-ışınları ile yapılan tedavide bir sakınca teşkil etmekteydi. Bu sebepten, kemik ve diğer dokularda aynı soğurmayı verecek X-ışını cihazları üzerinde yoğun çalışmalar yapıldı. Yüksek enerjili X-ışını demetlerinin konvansiyonel tipte çalışan cihazlar ile elde edilemeyeceği anlaşıldığından, yüklü parçacıklar hızlandırılarak başka sistemler üzerinde araştırmalar yapıldı. Bu amaçlı ilk lineer hızlandırıcı, 1928 yılında İsveçli fizikçi Wideröe tarafından yapıldı. 1930'lu yılların sonunda yüksek frekanslı, çok kısa dalga boylu osilatörler geliştirilerek lineer hızlandırıcılarda, elektron hızlandırılmasında kullanıldı. Böylece değişik enerjilerde hem X-ışını hem de elektron demetleri veren cihazlar yapıldı. Bu cihazlar, mikrodalga frekansında duran ya da ilerleyen elektromanyetik dalgalarla çalışmaktadır. İlerleyen dalgalarla çalışan cihazlarda hızlandırıcı tüpün ucunda, gelen dalganın yansımaları önleyen soğurucu bir sistem vardır. Duran dalgalarla çalışan cihazlarda ise hızlandırıcı tüpün her iki ucunda en fazla yansımayı sağlayacak, böylece yansıyan dalgaların gelen dalgalarla girişime uğramasıyla duran dalgaların oluşturulduğu sistemler vardır. Günümüzdeki medikal lineer hızlandırıcıların da esasını oluşturan ilk mikrodalgalı hızlandırıcılar, 1948'de İngiltere ve 1955'de Amerika'da kurulmuştur [15].

Lineer hızlandırıcılar röntgen tüplerinin çalışma prensipleri ile çalışırlar. Ancak, normal X ışın tüplerinde elektronlar 400 kV'dan fazla hızlandırılmazlar. Anot ile katot arasındaki mesafe, lineer hızlandırıcılarda daha uzundur. Megavoltaj X-ışınları, katottan fırlatılan elektronların, megavoltaj elektrik potansiyel farkı ve mikrodalgalar sayesinde hızları ışık hızına yaklaştırılarak anoda çarptırılması sonucu elde edilir.

Lineer hızlandırıcılarda, radyoaktif kobalt ünitelerinden daha yüksek enerjili ışınlar, daha keskin ve daha geniş alanlar elde etmek mümkündür. Ayrıca cilt koruyucu özellikleri, Cobalt Teleterapi cihazlarının yaydığı gama ışınlarından daha fazladır. Lineer hızlandırıcıların bu avantajları olmasına rağmen, maliyetleri yüksek ve bakımları oldukça güçtür. Modern medikal lineer hızlandırıcıya ait blok şema, **Şekil 2-2** 'de verilmiştir.



Şekil 2-2. Bir Lineer Hızlandırıcıya ait blok şema.

Çalışma prensipleri basitçe şöyledir: Güç kaynağı, merkezinde katot, çevresinde anot bulunan silindirik yapılı, impuls (atma) oluşturan şebeke ağı ve hidrojen thyatron lambalarını içeren modülatöre doğru akım verir. Elektrik akımı modülatörde depolanır ve bir kontrol sistemi, bu akımla belli aralıklarla titreşim oluşturur (mikrodalga) Modülatörden çıkan yüksek voltajlı atmalar magnetron veya klystron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilir. Magnetron, elektromanyetik mikro dalgalar üreten, klystron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. 15 MeV'den daha büyük elektronlar için klystron kullanılır. Hızlandırıcı (dalga klavuzu = waveguide), silindirik tüpten oluşmuş yaklaşık 10cm çapındadır. $\frac{1}{4}$ dalga boyu aralıklarla metalik disk veya diyaframdan oluşan seri bakır odacıklardan ibarettir. Bu tüpe yüksek derecede vakum uygulanır.

Elektron tabancasından elde edilen elektronlar 50 keV'luk enerji ile (ışık hızının beşte ikisi kadar) hızlandırıcı bakır tüpün içine gönderilir. Magnetron veya klystrondan çıkan elektromanyetik dalgalar hızlandırıcı tüpe gelir. Böylece, yaklaşık 10cm çaplı odacıklarda 3000 MHz frekansında titreşimler oluşturulur. Odacıkta oluşan bu yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar, odacığın ortasındaki kanala iletilir. Bu arada elektron tabancasından elde edilen elektronlar, 50 keV ile hızlandırıcı bakır tüpe girer,

elektromanyetik dalgalara bindirilir ve odacıktan odacığa bu kanal boyunca doğrusal olarak hızlanarak ilerler. Bir elektrodun (odacık) içine girmekte olan bir parçacık, ac geriliminin periyodunun yarısına eşit bir zaman için, alan olmayan bir bölgeye sürüklenir. Bu yolla gerilim kutuplanması, parçacığın sürüklenme tüpü içinde geçirdiği süre içinde tersine çevrilir ve daha sonra parçacık, bir sonraki boşluğu geçerken hızlandırılır. Son odacıktan çıktığında elektronların hızları her odacıkta aldıkları hızların toplamına eşit olur. Bu işleme lineer hızlandırma denir.

Yüksek enerjiler ve yüksek akımlar için bir ilerleyen dalga kullanmak daha verimlidir. Bu ilerleyen dalganın tepe noktasında, parçacıkların hızlandırıcının boyunu, sanki bir sörf tahtası ile okyanus dalgasının tepesinde gezinirmiş gibi katettiklerini hayal edebiliriz. Dirençsel kayıplar yüksek olduğundan, bu ilerleyen dalgayı sürdürmek için, hızlandırıcı boyunca düzenli aralıklarla güç verilmelidir. Bu nedenden ötürü hızlandırıcılar, sürekli bir demet yerine pulslu bir modla çalıştırılırlar. Pulslu moda güç, sadece zamanın küçük bir kesri içinde sağlanmalıdır.

Lineer hızlandırma odalarına iletilen titreşimlerin hepsinin aynı frekansta olmasını sağlamak, frekans düzenleyicisi ve lineer hızlandırıcı tüpünde oluşabilecek iyonları tutarak daha önce oluşturulan vakumu sağlamak için vakum pompası kullanılır. Elektronları bir demet halinde toplamak ve bu halde hedefe göndermek için manyetik odaklayıcılar kullanılır. Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcının çıkış penceresinden, en yüksek enerjilerini kazanarak, 3mm çapında pencil beam olarak çıkarlar. Enerjileri yaklaşık 5 MV/metre'dir. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için, bu huzme, tüp ile hedef arasındaki yönlendirici mıknatıs (bending) ile 90^0 veya 270^0 saptırılarak elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir. Buradan da hedefe (target) veya yapının dışına verilir.

Elektron demetleri enerjilerine göre yüzeysel, orta ve derin tedavide kullanılırken, X-ışını demetleri ise derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır. Lineer hızlandırıcılarda çıkan ışınların odak noktası çok küçüktür (2-3mm). Bu nedenle radyasyon demetinin sınırları keskindir.

Elektronlar, tungsten gibi yüksek atomik sayılı bir metalden oluşmuş targete çarptırılarak frenleme X-ışını elde edilir. Bu fotonun yayılım yönü gelen elektronun enerjisine bağlıdır. Gelen elektronun kinetik enerjisi 100 keV'den az ise, X-ışının yayılımı tüm doğrultularda az veya çok eşittir. Elektronun enerjisi arttıkça, ileri doğrultuda X-ışını yayılımı artar. MV mertebesindeki X-ışını tüplerinde kullanılan geçirgen tip yüksek atom numaralı hedeflerin bir yüzüne elektronlar gelirken, diğer

yüzünde X-ışınları oluşur. Gelen elektronun soğurulması için hedef yeterli kalınlıkta olmalıdır. Lineer hızlandırıcılarda X ışınları demeti heterojen dağılıma sahiptir.

Bir lineer hızlandırıcının kafa kısmı şu bölümlerden oluşur:

- X ışın üretimi halinde, elektron hüzmesinin çarptırıldığı tungsten target; bütün elektronlar targette durdurularak frenlenme X ışınlarını oluştururlar.
- Işın hüzmesinin çapını tayin eden dairesel ilk kolimatör.
- X ışınlarını homojen hale getiren koni şeklindeki “egalizatör” denilen filtre.
- Elektron demetini homojen hale getiren (elektron ışınlaması halinde, yani tungsten hedefin kullanılmadığı durumlarda devreye girer) manyetik alan oluşturan difüzör veya “elektron süpürgesi”; bu, elektronların homojen şekilde dağılmasını sağlar.
- Verilen dozun iki ayrı iyon odasında ölçülerek ışın demetinin şiddetini ve simetrik olup olmadığının kontrolünü sağlamak için iki ayrı iyonizasyon odası.
- Tedavi sahalarının tayini için hareketli çenelerden yapılmış olan ikincil kolimatör bulunmaktadır.

2.5.1. Gantry

Lineer hızlandırıcılar, radyasyon kaynağının yatay eksen üzerinde döndürebilecek şekilde tasarlanır. Gantry yatay bir eksen etrafında dönerken kolimatör de alanın merkezinden geçen dik eksen etrafında döner. Gantry’nin dönme eksenini ile kolimatörün dönme eksenlerinin kesiştiği noktaya izomerkez (isocenter) denir.

Lineer hızlandırıcıda target malzemesi suyla soğutulur. X-ışınlarının en yüksek enerjisi gelen elektronun enerjisine eşittir. Elektron modunda, kalem genişliğindeki elektron ışını, tedavi alanı boyunca aynı (uniform) elektron akısı sağlamak için saçıcı tabaka- (scattering foil) düzenleyici filtre ile genişletilir. Saçıcı tabaka ince bir metalden yapılmıştır ve genelde bu metal kurşundur. Bu tabaka kalınlığı önemlidir. Saçılma sırasında frenlenme ışınları çıkar. Elektron demetinde bu ışınlardan kaynaklanan X-ışını bulaşıklığı %5 den azdır. Bulaşmayı azaltmak amacıyla tabaka yeterince ince olmalıdır. Yine bu modda elektronların havada saçılmasından dolayı ikinci kez bir kolimasyona gereksinim duyulur. X-ışını modunda yüksek enerjili elektronlar sırası ile önce hedefe, saçıcı tabakaya, düzeltici filtreye (flattening filter) iyon odalarına, gerektiğinde wedge filtreden (motorize) ve hareketli kollimatör sisteminden geçerler.

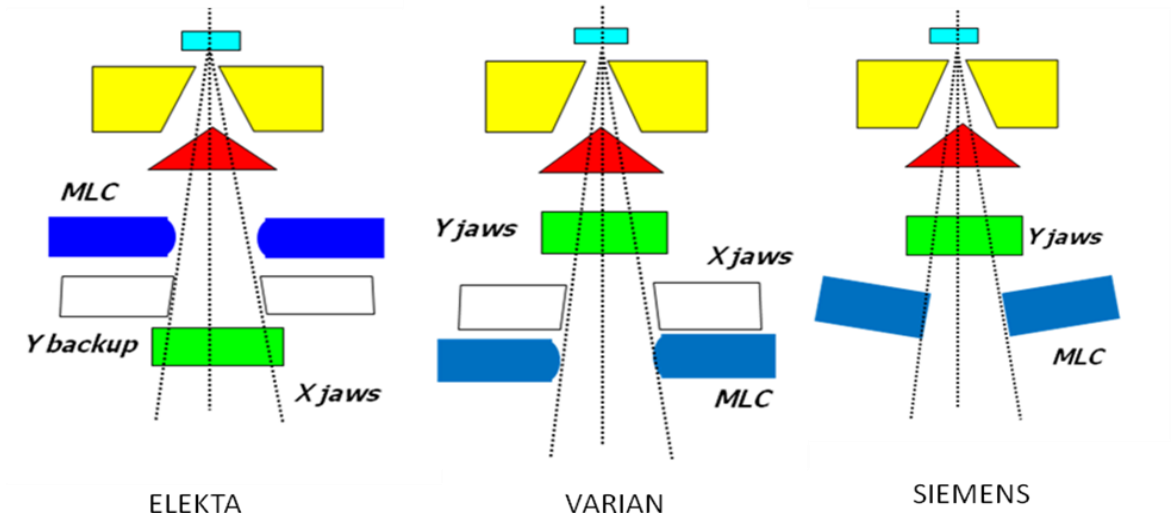
Gantry, kurşun tungsten veya kurşun tungsten alaşımı olan yüksek yoğunluklu koruyucu materyel içerir. Radyasyon sızıntısına karşı yeterli derecede kalkan görevi görür. X ışınları hedefi, saçıcı foil, düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık sistemini kapsar. Elektronların hedefe çarpması sonucu bir kısım enerjileri X ışınına dönüşürken geri kalanı ısı olarak açığa çıkar. Demeti homojen hale getiren düzenleyici filtre; kurşun, tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların birleşiminden oluşur. Hareketli kolimatör kurşun veya tungstenden yapılmış olup kaynaktan 100cm uzaklıkta $40 \times 40 \text{ cm}^2$ kadar (simetrik ve asimetrik) açılarak tedavi alanını belirler. Işık lokalize sistemi ışık kaynağı tedavi alanının boyutunu saptamak için kullanılır. Işık alanı ile radyasyonun hedef alanı birbiri üzerine düşürülür. Elektronlar için değişebilir kolimatör veya aplikatörler kullanılır.

Düzeltici filtre simetrik alanlar için yapılmış olup, asimetrik alanlarda kullanıldığında, temel dozimetrik parametrelerde değişiklikler olabilir.

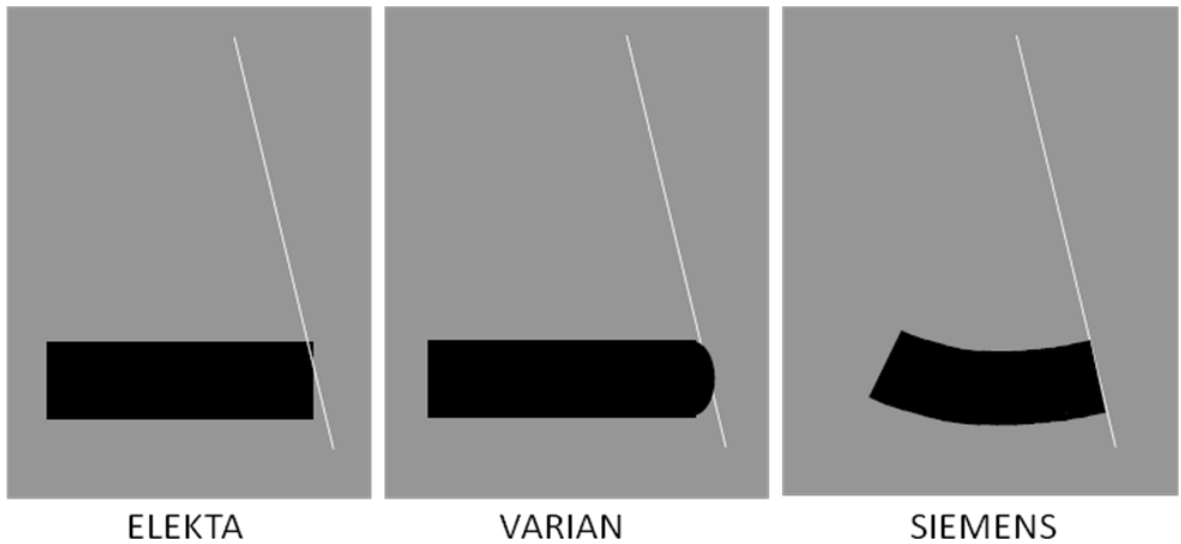
Işın, birincil kolimatör ile şekillendirilip, doz ölçüm birimine (ion chamber) gelir. İyon odası ile doz, doz hızı, düzgünlük ve simetri gibi fiziksel parametreler ölçülür. İkincil kolimatörde bulunan hareketli X ve Y çeneleri ile de tedavi alanları oluşturulur. **Şekil 2-3.**'de farklı hızlandırıcılar için kolimatör yapıları verilmiştir.

2.5.2. Multileaf Kolimatör, MLC

Tedavide düzenli veya düzensiz alan oluşturmak için birçok liften oluşan, birbirinden bağımsız ve otomatik hareket edebilen sistemlerdir. Üreticiye göre değişen tiplerde MLC'ler vardır. **Şekil 2-4.** değişik MLC yapılarını göstermektedir. Her lifin kalınlığı ışın geçirgenliği $<1\%$ olacak şekildedir. Yaprakların genişliği izosantrda MLC dizaynına göre 0,5-1 cm'dir. Lif dizaynları MLC nin odaklama özelliklerini önemli ölçüde etkiler. Odaklama özellikleri paralel, tek odaklı ve çift odaklı olmak üzere gruplanır [9,16,17].

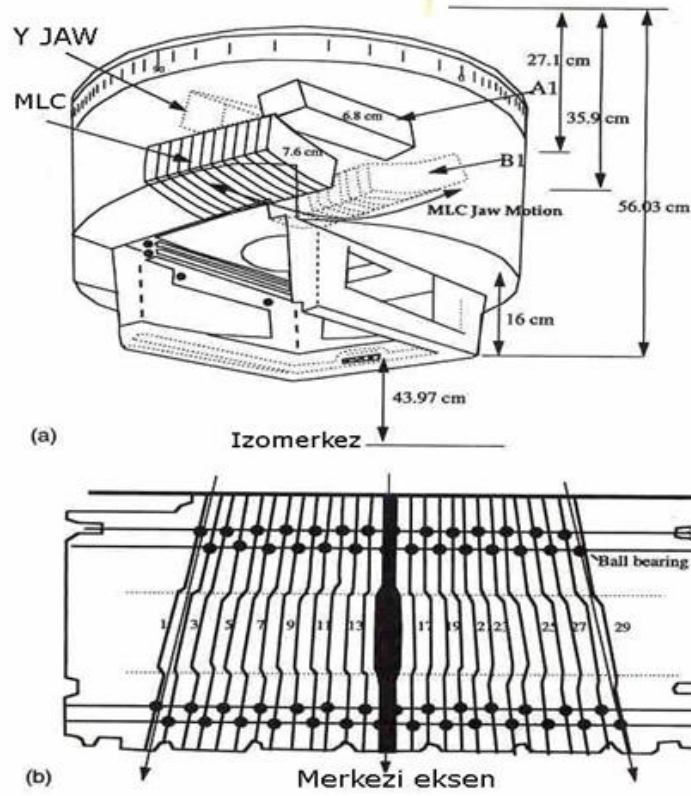


Şekil 2-3. Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait kolimatör yapıları.



Şekil 2-4. Elekta, Varian ve Siemens Hızlandırıcılarına ait MLC dizaynları.

Paralel lifler, birbirine paralel kenarlara sahip liflerden oluşur. Tek fokuslu liflerin uçları genellikle yuvarlaktır. Çift fokuslu liflerin ise huzme diverjansına uyan uçları vardır. Lifler dairesel bir ark üzerinde hareket ederler. Çift fokus özelliği nokta kaynaktan huzme yayılırken huzme diverjansına uygun hareket etme özelliği sağlar. Böylece küçük penumbra elde edilebilir. **Şekil 2-5.**'de double focus özelliğine sahip Siemens lineer hızlandırıcı cihazının kolimatör yapısı verilmiştir.



Şekil 2-5. Siemens Primus Lineer Hızlandırıcısına ait Kolimatör yapısı.

Tablo 2-1. Elekta, Siemens ve Varian hızlandırıcıları için MLC özellikleri.

	ELEKTA	SIEMENS	VARIAN
MLC Kalınlığı	75mm	75mm	59mm
Fokalizasyon	Basit	İki yönlü	Basit
MLC uçları	Yuvarlak	Fokalize	Yuvarlak
Minumum açıklık	6mm	0mm	0.2 m
Overtravel	12.5cm	10cm	20cm
Interdigitasyon	Yok	Yok	Var
MLC geçirgenliği	< %2	< %1	< %2.5
MLC'ler arası sızıntı	< %5	< %2	< %4

2.5.3. MLC'lerin Kullanım Kolaylığı

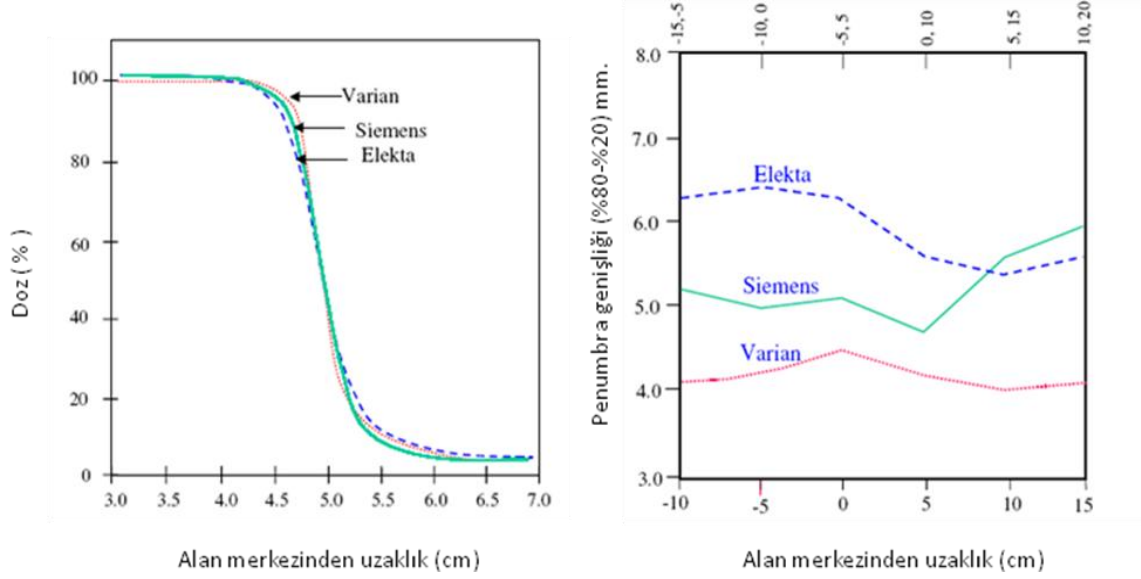
Bireysel blokların hazırlanması zahmetli ve zaman alıcı bir işlemdir. MLC ile blok hazırlama işlemi ortadan kaldırılmıştır.

MLC'nin avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir;

- Kurşun, Kadmiyum ve Bizmut kontaminasyonunu önler,
- Zamandan tasarruf sağlanır, alan şekillendirmeleri TPS'de yapılır,
- Depolama sorunu yoktur,
- Hastaya özel blok ile karşılaştırıldığında hasta başına ek bir maliyet getirmez,
- Set-up kolaylığı sağlar,
- Verifikasyon sistemi ile hata payı minimuma iner.
- Alan düzeltmeleri otomatik olarak yapılır.

MLC'lerin kullanımıyla 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi ile target volümde istenen dozu elde etmek ve normal dokuları korumak mümkün olmaktadır. Bununla birlikte MLC genişliklerinin sınırlı olması sebebiyle alan kenarlarında izodoz dağılımları kişiye özel bloklarda olduğu gibi kesin değildir. Bu alan kenarlarında bulunan kritik organlar için risk teşkil etmektedir. MLC kenarlarındaki doz düşüşünün MLC genişliğinin azaltılmasıyla düştüğünü 5 ve 10mm MLC'li planları karşılaştırarak göstermişlerdir. 5mm genişliğindeki MLC'lerin CNS olgularında daha iyi konformite verdiğini bununla birlikte sağlıklı dokuların daha iyi korunduğunu göstermişler. Das ve ark. Siemens Lineer Hızlandırıcı cihazı için MLC ile cerrobond bloklar arasındaki penumbra farkını 1mm.den az bulmuşlardır [8]. MLC'ler, standard bloklara kıyasla az da olsa penumbrayı artırır. Huq ve ark. Philips için MLC'ler tarafından oluşturulan efektive penumbrayı cerrobond bloktan 0.5cm daha geniş bulmuşlardır [16].

Siemens, Varian ve Elekta cihazlarına ait penumbra **Şekil 2-6**. gösterilmiştir.



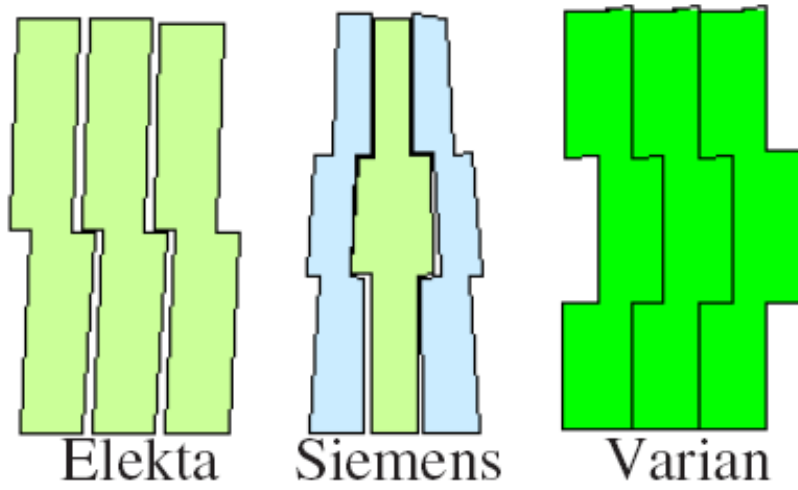
Şekil 2-6. Elekta, Varian ve Siemens cihazlarına ait penumbra.

2.5.4. Tongue and Groove Effect

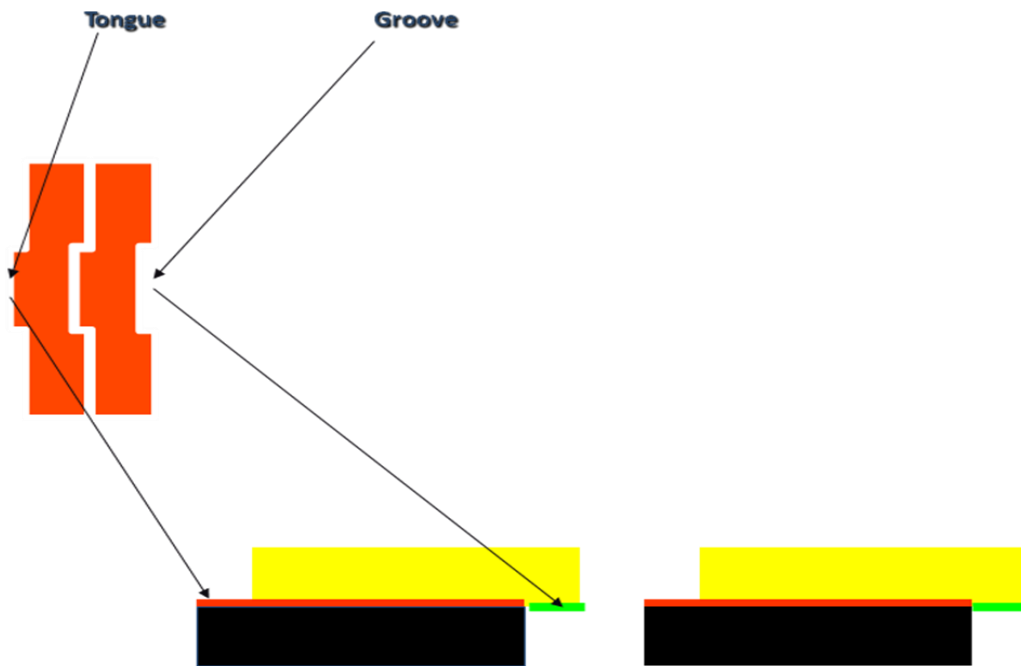
MLC uçlarının tam focalize olmaması lifler arasında gap kalmasına neden olmaktadır. Bu da önemli problemleri beraberinde getirmektedir.

Birbirine komşu iki MLC arasındaki sızıntıyı minimuma indirmek üretici firmaların öne sürdüğü çözümlerden biri tongue and groove dizaynidir **Şekil 2-7**.

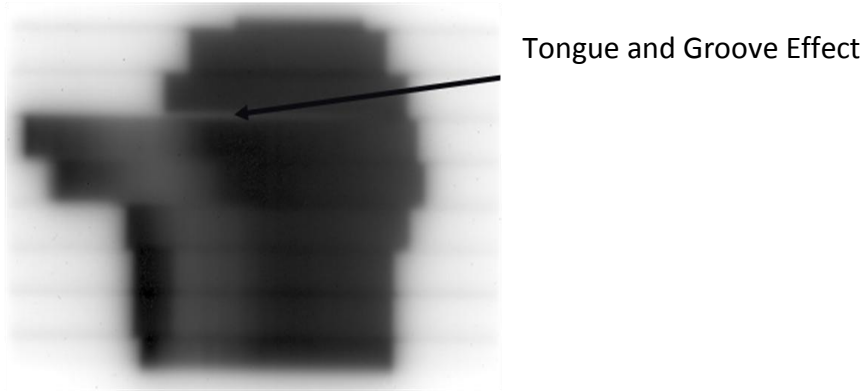
- Bu dizaynda MLC'lerin sol ve sağ köşelerinin transmisyonları birbirinden farklıdır.
- Birbirine komşu iki MLC' nin hızları birbirinden farklıdır.



Şekil 2-7. Elekta, Siemens ve Varian cihazları MLC'lerine arasındaki ait tongue & groove dizaynları.

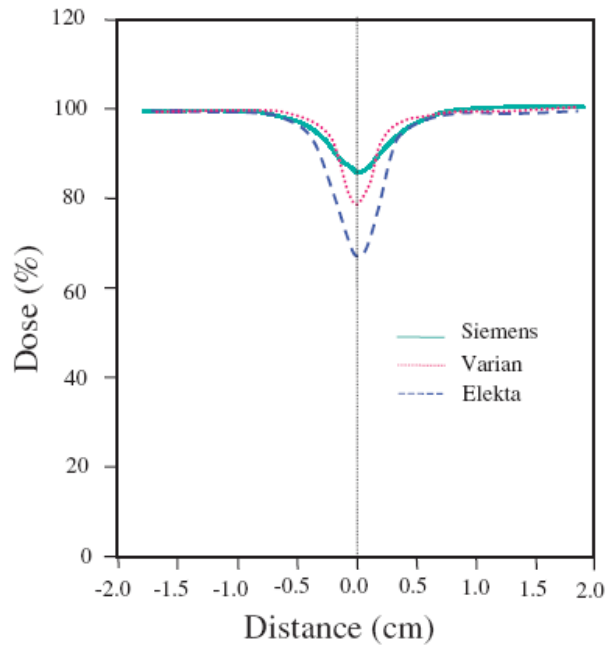


Şekil 2-8. Varian cihazlarına ait tongue & groove dizaynı.



Şekil 2-9. Klinikte tongue & groove effect.

Tek sahada %15'e kadar çok alanlı bir tedavi ise %1.6'ya kadar doz değişimine değişimine sebep olmaktadır [9]. **Şekil 2-10'** da Siemens, Varian ve Elekta Lineer Hızlandırıcı cihazlarının kolimatör yapılarından dolayı oluşan Tongue and Groove Effect görülmektedir. **Şekil 2-10'**da görüldüğü gibi Siemens cihazının kolimatör yapısından dolayı bu etki en azdır. Elekta için bu değer %67 iken Varian için %78, Siemens cihazı için %86 olmaktadır.



Şekil 2-10. Elekta, Siemens ve Varian cihazlarına ait tongue&groove effect.

2.6. Doz Hesaplama Algoritmaları

Doz hesaplama algoritmalarının doğruluğu sadece çok heterojen dokular için problemlidir. Bu problemleri ortadan kaldırmak için hastada enerji transportunun detaylı bir modellemesini gereklidir. Örneğin, hava kavitelerinin yakınındaki gelişmeler de hep bu problemi çözmek için geliştirilmiştir [17,18].

2.6.1. Düzeltme Tabanlı Algoritmalar

Ölçümler, referans koşullar altında düzenli tedavi alanları için su fantomunda TAR, TPR, Output factor ve OAR ölçümleridir. Hastadaki doz, belirli tedavi alanları için pek çok düzeltme algoritması (doku eksikliği, doku inhomojenitesi) uygulanarak bulunur. Bu metotlar tamamen ölçüm verilerine dayanır, çok hızlıdır ve LINAC tarafından sağlanan radyasyon alanı ile hastada e^- ve fotonlar tarafından transport edilen enerji arasında ayırım yapmaya gerek yoktur.

Eğer hastada enerji depolanmasından sorumlu olan fiziksel işlemleri direkt olarak hesaba katmak istersek model tabanlı algoritmalar kullanırız. Bu da doz kernel'lerin tanımlanmasını gerektirir. Doz kernel farklı seviyelerdeki enerji transportunu ve primer foton doku etkileşimleri ile oluşan sudaki doz depolanmasını tanımlar. İnhomojen hasta geometrilerinin uygulandığı durumlarda lokal doku yoğunluklarının dikkate alınması için doz kernel'ler boyutlarına göre skalalandırılır.

2.6.2. Model Tabanlı Algoritmalar

Enerjinin hastada absorplanması yani doz depolanması bu metotlarda pek çok basamağa ayrılır. Enerji absorpsiyonunun düşünülmesinden önce tedavi cihazının radyasyon outputu modellenir. Bu da LINAC'tan ortaya çıkan fotonların primer enerji akısı modellenerek başlar. İlgili modeller suda basit tedavi alanları için ölçülen doz verileri için kalibre edilir. Gerçek enerji, absorpsiyon için uygulanan modellerden bağımsız değildir. Primer fotonların hesaplanan enerji akısı, hastada enerji absorpsiyon ve transportunun hesabı input olarak kullanılır. İlk olarak, primer fotonların absorpsiyonu düşünülür ve TERMA (total energy released per unit mass) ile ifade edilir. İkincil e^- ve fotonlar ile bu enerjinin transportu spesifik doz kernel'lerin kullanılması ile hesaba katılır. Hasta CT'lerindeki transfield numaraları ile tarif edilen heterojen ortamdaki hasta anatomisi daha iyi uzaysal grid ile örneklendiğinden dolayı model tabanlı algoritmalar, heterojen ortamda absorbe dozun daha gerçekçi tanımlamasını yapar.

Model tabanlı algoritmelerde hesaplama süresi yüksektir. Model tabanlı algoritmalar, düzeltme tabanlı metotlara göre, LINAC tarafından sağlanan radyasyon alanının daha doğru tanımını gerektiren hastada absorbe edilen enerjinin daha yüksek uzaysal çözünürlüğünü sağlar. Yani model tabanlı algoritmalar için radyasyon kaynağından çıkan radyasyon alanının ek bir modellemesine gerek duyulmaktadır.

Model tabanlı algoritmaların en basit formu pencil-beam algoritmasıdır ve standart hızlıdır. Daha karmaşık ve doğrusu ise superpozisyon algoritmasıdır.

Model tabanlı algoritmalar yaklaşımlara dayanır ve radyasyon alanından dağılan mikroskobik enerji absorpsiyonunu içeren fiziksel olayları sadece kısmen tanımlar.

Monte Carlo, mikroskobik radyasyon-doku etkileşimleri hakkında bilinen bütün fiziksel özellikleri içeren en komplike yaklaşımdır.

MC hesaplaması, genelde iki bağımsız bileşenden oluşur;

a-) ilgili makinenin tedavi kafasının geometrik dizaynına dayanan LINAC phase space'in simülasyonu ve LINAC'ın Bremss targetine çarpmadan önce e^- demetinin birkaç karakteristik parametresi

b-) Hasta içerisindeki enerji absorpsiyon ve transportunun simülasyonu.

2.6.2.1. Primer Foton Akısının Modellenmesi

Radyasyon alanı, primer fotonların, saçılmış fotonların ve e^- ların kompleks bir karışımıdır. Doğru bir doz hesaplaması için aşağıdaki fiziksel özellikler temel olarak bilinmelidir:

Parçacığın enerji spektrumu, hız yönlerinin spektrumu ve lateral dağılım ya da akı, merkezi demet eksenine dik düzlemde tanımlanmıştır. LINAC'ın en basit yaklaşıklığı primer fotonların etkin akısı modellenerek sağlanır.

Bu modellerdeki temel varsayım, enerji spektrumunun demet eksenine göre fotonların lateral lokalizasyonundan bağımsız olmasıdır. Bu enerji spektrumunun klinik uygulamasının nasıl elde edileceğine dair iki metot vardır;

i-) MC simülasyonu ile ortaya çıkan primer foton demetinin tümünü hesaplama yaklaşımı. Dar e^- demetinin LINAC'ın targetine çarpması ile foton yaratma işlemi ve ilk fiziksel ilkedan modellenen tedavi kafasındaki atenuasyon ve saçılmalar.

Tedavi kafasındaki bütün ilgili bileşenlerin fiziksel özelliklerinin ve geometrik yerlerinin tam olarak bilinmesi ile bu hesaplamalar LINAC'ın başlangıç e^- demetini karakterize eden sadece birkaç parametreye bağlıdır. Yani, e^- ların ortalama enerjisi, enerji spektrumunun varyansı ve e^- demetinin açısal diverjansı.

ii-) Daha pratik metot ise, ölçülen derin doz datası ile önceden hesaplanmış derin doz enerjisinin enerji ağırlandırılmış toplamının karşılaştırılmasıdır.

Gerçek enerji spektrumunun, E_i derin doza $D(E_i, z)$, basit tedavi alanının ölçüm değerlerine $D_{\text{spektrum}}(z)$ katkıda bulunduğu varsayılır.

Elementel mono-enerjik derin doz eğrileri $D(E_i, z)$, MC simülasyonundan elde edilir. Genellikle, ağırlık faktörleri α_i ($D_{\text{spektrum}}(z) = \sum \alpha_i D(E_i, z)$) elde etmek için uygulanır. Yani, ölçüm datasını üreten enerji spektrumu elde edilir. Bu işlem verilen ölçüm derin doz datası ile uyumlu olan sadece bir enerji spektrumunu seçer. Ancak, bu sadece foton demetinin e^- kontaminasyonunu hesaba katar.

Model tabanlı algoritmaların uygulanması için enerji spektrumunun yanı sıra primer akının uzaysal dağılımı da modellenmelidir. En azından aşağıdaki etkiler bütün algoritma tarafından hesaba katılır.

- a-) Demet homojenitelerini içine alan primer akı dağılımının uzaysal şekli
 - b-) Uzaysal olarak genişletilmiş foton kaynağı boyunca lateral penumbra'nın genişlemesi
 - c-) Kolimatör saçılma faktörü tarafından tanımlanan kolimatör saçılması
 - d-) Ortam içinde akının atenuasyonu
- İlgili en geniş aralık için havada ölçülen akının primer akısının modellenmesi başlangıç noktasıdır. Daha sonra, diğer (b)-(d) etkileri gerçekleştirmek için bu başlangıç akısı modifiye edilir.

2.6.2.2. Homojen Ortamda Doz Hesabı

Önce mono-enerjik z-yönünde sonsuzca dar foton demeti E enerjili, Φ başlangıç akılı homojen ortamdaki (genelde su) doz dağılımını düşünelim. Primer fotonların enerji akısı ψ , sudaki lineer foton absorpsiyon katsayısı, $\mu(E)$ tarafından ilk yaklaşımla belirlenir. Primer fotonların etkileşim noktasında, r ;

$$\Psi(r) = \Phi(r_1, 0) E e^{-\mu(E)r}; \quad r_1: \text{demet yönüne dik koordinat}$$

$$T(r') = \frac{\mu}{\rho}(r') \Psi(r')$$

Ortamdaki primer fotonların etkileşim oranı TERMA'yı belirler. Belirli bir noktada r , ρ yoğunluklu ortam ile etkileşim yapan radyasyon alanı tarafından açığa çıkarılan birim kütle başına toplam enerjidir.

$$D(r) = \int \frac{\mu}{\rho}(r') \times \Psi(r') \times K(r - r') d^3r'$$

Bu, lokal olarak açığa çıkan radyasyon alanının enerjisi, etkileşim noktasından r, ortaya çıkan daha fazla taşınım için mümkündür. Bu, kavram olarak, doz kernel ile tarif edilir.

2.6.2.3. Dose Kerneller: Point-spread kernel ve pencil beam

Model tabanlı algoritmalar için iki elementel doz kernel kullanmak yaygındır. En temel kernel $k(r, r', E)$; point spread kernel; r' koordinatında E enerjili primer fotonların etkileşimi ile yaratılan r koordinatında suda soğurulan enerjinin dağılımını verir.

İkinci sınıf doz kernel pencil beam'dir. Pencil beam kernel fotonların sonsuz ışını boyunca bütün point-spread kernel'lerin integrasyonu ile elde edilir. Pencil-beam kernel'ler, merkezi kernel eksenini boyunca suda doz hakkında daha yoğunlaştırılmış bilgi kullanır. Yani, point-spread kernel'den fiziksel proseslerin daha kaba bir örneklemesini sağlar. Böylece karmaşık doku inhomojenitelerinde bölgelerdeki pencil beam kernel'lerine dayanan doz hesaplamalarını adapte etmek zordur.

Diğer yandan, pencil beam kernel'ler doz hesap sürelerinin az olması nedeni ile avantajlıdır. Pencil beam kernel'ler ya MC hesaplamalarından ya da düzenli alanların output faktörleri, TPR'leri gibi standart ölçüm sonuçlarından elde edilir. Süperpozisyon ve Konvolüsyon Algoritmaları

Son olarak TERMA ve doz kernel'in iki bileşeni doğru absorbe doz hesabı elde etmek için birleştirilir. Model tabanlı hesap algoritmalarına en genel yaklaşım superpozisyon metodudur.

r' noktasındaki bütün primer etkileşimlerden kaynaklanan tanımlanmış enerji spektrumu ve TERMA'ya oranla katkılarını ağırlıklandıran bütün doz kernel'lerden $k(r, r', E)$ doz katkılarının üst üste bindirildiği tarafta (r) noktasında dağıtılan dozu yaratır. Yani,

$$D(r) = \int \frac{\mu}{\rho}(r') \times \Psi(r') \times K(r - r') d^3r'$$

Superpozisyon yaklaşımı homojen ortamda doz hesabı için uygulanan çok karmaşık bir metottur. Fakat doku inhomojenitelerini ilgilendiren bölgelerde doz hesaplamaları için çok iyi kullanılır.

Pencil beam kernel'in uygulaması genelde konvolüsyon algoritması için uygulanır, bu da hesaplama süresinde önemli azalmaya yol açar.

2.6.2.4. Doku İnhomojenitelerinin Hesaba Katılması

Doku inhomojenitelerinin olduğu bölgelerdeki dozu hesaplamak için CT scan'lerden elde edilen e^- yoğunluklarındaki varyasyonları hesaba katmak gereklidir. e^- yoğunlukları doz hesaplamasını iki şekilde etkiler;

i-) Lokal TERMA, hastadan etkileşim noktasına doğru primer fotonların yoluna bağlıdır.

ii-) Doz kernel'ler tarafından tanımlanan temel etkileşim noktası etrafındaki enerji dağılımı e^- yoğunluklarının değişimlerinden etkilenir. TERMA'nın doğru hesaplanması fotonun etkileşim noktasına olan yol uzunluğu ile başılır. Bu işlem için ilgilenilen yol uzunluğu boyunca fotonların absorpsiyon oranı ilgili ortamın e^- yoğunluğunun suyun e^- yoğunluğuna oranı ile skalalandırılır. Daha da önemlisi, ve zoru ise e^- yoğunluk varyasyonlarının doz kernel'lerdeki etkisidir.

2.6.2.5. Pencil Beam ve Yol Uzunluğu Derecelendirilmesi

Pencil beam, suda sonsuzca dar monoenerjik foton demetinin 3D doz dağılımını tanımlayan doz kernel'dir. Fotonların bireysel etkileşim noktaları pencil demetin merkezi ekseninde kabul edilir. Burada doku inhomojeniteleri doku ve su arasındaki rölatif e^- yoğunlukları aynı yol uzunluğu derecelendirilerek hesaba katılır. Suda pencil beam kernel değerleri, pencil beam merkezi eksen boyunda radyolojik yol uzunluğuna göre hesaplanır. Pencil beam merkezi eksenine dik e^- varyasyonları dikkate alınmaz yani inhomojenite düzeltmeleri doku inhomojenitelerini levha geometrisi olarak varsayar, pencil beam eksen boyunda e^- yoğunluklarının değerleri tarafından gösterilir.

2.6.2.6. Point-Spread Kernellerin Yoğunluk Derecelendirilmesi

Superpozisyon algoritması için hasta içinde primer etkileşim noktasının çok doğru modellenmesi gereklidir. Sonuç olarak, bu metot doz kernel için en doğru inhomojenite düzeltme tekniklerini uygular. O'Connor teoremine göre, direkt point spread kernel'e uygulanan Mohan derecelendirme metodu geliştirmiştir. Kernel boyunca enerji transportu düz çizgi boyunca oluşan etkileşim noktası r^1 'dan doz noktasına r oluşur. Yani, kernel içinde "internal" ışın yolu tanımlanabilir. Her bir internal ışın boyunca kernel'in katkısı r^1 ile r 'yi birleştiren çizgi boyunca karşılaşılan ortalama e^- yoğunluğu ile derecelendirilir. Bu da yoğunlukla derecelendirilmiş doz depolama kernel'lerine yol açar.

2.6.2.7. Kernel Eğimi

Superpozisyon yaklaşımının problemi, uzun hesap süresidir. Bu nedenle, pek çok yaklaşıklık doz hesaplama süresini azaltmak için kullanılır. Bir metot, collapsed cone beam tekniktir ve bu teknik doz kernel'in özel iç örneklemesine refere eder. Ayrıca point spread kernel'lerin eksenlerinin hasta içinde TERMA'nın belirlenmesi için orijinal foton ışınlarının uygulanması için bir araya getirilmesi önemlidir. Gerekli kernel eğimini göz ardı edilmesi hesaplama süresini azaltır, ancak önemli doz hatalarına neden olur.

Düşünülen diğer bir etki, foton enerji spektrumunun sertleşmesidir. Bu etkiler genelde rutin klinik pratikte minimaldir.

Pencil-beam lateral saçılma etkisini tamamen yok sayıyor. Superpozisyon algoritması ise ikincil e^- 'ların yan saçılmasının çoğunu hesaba katar.

İkincil e^- larla enerji transportunun etkisi en çok MC'da hesaba katılır.

Düşük yoğunluklu ortamda ikincil e^- ların genişletilmiş lateral saçılması merkezi eksendeki doz değerlerini azaltır ki bu etki pencil beam algoritma tarafından tamamen atlanır ve maksimum dozun %12'sine varan oranlarda fazla hesaplanmasına yol açar. Bu fark superpozisyon algoritması ile önemli ölçüde azaltılır. Sadece MC hesaplaması %2 doğrulukla deneysel veri ile uyumlu sonuç verir.

2.6.3. Monte Carlo Doz Hesaplamaları

Dokudaki dozu hesaplamak için transport denklemi olarak adlandırılan kompleks bir denklem çözmek gerekir. Bu denklem her hasta için farklıdır ve tedavi koşullarına- alan boyutu, şekli, radyasyonun enerjisi, demet yönüne bağlıdır.

Transport denklemini çözmek için iki tip hesap metodu vardır:

- 1-) Direkt
- 2-) İndirekt metot

İndirekt metotlar transport denkleminin bilinen çözümü ile başlar. Yani, suda çözülen doz dağılımı. Daha sonra doz dağılımı demet konfigürasyonu ve hastadaki doku inhomojeniteleri için düzeltilir.

Direkt metotlar transport denklemini açıkça çözerek doz dağılımını hesaplar. Hasta geometrisi CT imajlarına dayanan doku tiplerinin 3D dağılımı ile modellenir. Hasta yüzeyindeki foton ve e^- 'ların parçacık fluence'i tedavi cihazının modeli (LINAC kafasının modeli) tarafından hesaba katılır.

2.6.3.1. Direkt metotlar: Pencil-beam, collapsed cone, MC

Pencil-beam ve collapsed cone algoritmaları superposition / convolution tekniğinin farklı uygulamalarıdır. Pek çok basitleştirme ve yaklaşıklıkla dayanır.

1-) Basit kaynaklar (örn: nokta kaynak veya paralel kaynak) tarafından kullanılan tedavi cihazının modeli

2-) Düz çizgi üzerinde e^- transportunun modellenmesi

3-) Pencil-beam algoritmasında lateral yoğunluk skalalandırılmasının basitleştirilmiş ya da atlanmış modellenmesi.

4-) Hesap süresini azaltmak için enerji kernel tilt açısının yaklaşık ya da atlanmış gösterilişi.

5-) Derinlik hardening ve off-axis softening'in etkilerinin ihmal edilmesi ya da tahmin edilmesi.

Bu teknikler, sonucu birkaç dakika içinde verir ancak özellikle baş boyun ve thorax gibi doku heterojenitesinin yoğun olduğu bölgelerde doz hesabı yanlış olur.

2.6.3.2. IMRT Optimizasyonu ile Doz Hesaplaması

Iterative IMRT tedavi planlaması için ileri yüksek enerji foton doz hesaplamalarının rolü hala araştırılmaktadır. Pencil beam gibi konvansiyonel algoritmalar inhomojeniteleri iyi hesaba katamadıkları için sudan farklı ortamlarda önemli sapmalarlar oluştururlar.

IMRT'deki doz hesaplamaları için öncelikle iki yönden önemlidir.

1-) Algoritmanın doğruluğunu test etmek için verilen akı amplitude set'inden meydana gelen final dose pattern'ını değerlendirilmelidir . Referans doz hesaplamalarından meydana gelen sapmalar sistematik hata olarak adlandırılır.

2-) İkinci olarak, optimizasyon işleminde doz algoritmasının etkisi analiz edilmiştir. Convergence error olarak adlandırılan akı haritalarındaki piksel yoğunluklardaki farklılıkları hesaba katan doz hesaplamalarındaki sapmalar.

2.6.3.3. Sistematik Hata

Sistematik hata, verilen akı matris setleri için farklı doz hesaplama algoritmalarının uygulanmasından kaynaklanan dozdaki farklılıkları belirtir. Sol akciğerde yer alan 30 mm çap hattındaki katı akciğer tümörü düşük yoğunluklu akciğer dokusu tarafından tamamen sarılmıştır. 5 coplanar, IMRT demeti ile hesaplanmıştır.

TM içindeki dozu önemli ölçüde fazla hesapladığı (pencil-beam'de) görülmüştür. Superpozisyon'da görülen underdosage'ın sebebi yüksek E'li foton

alanlarında pek çok ikincil e⁻ların range'i TM hacminin yarıçapından daha büyük olduğu içindir. Böylece target bölgesi içinde ikincil e⁻ların toplam sayısını absorplayacak yeterli materyal yoktur. Kalan e⁻lar düşük yoğunluklu akciğer dokusuna doğru saçılırlar.

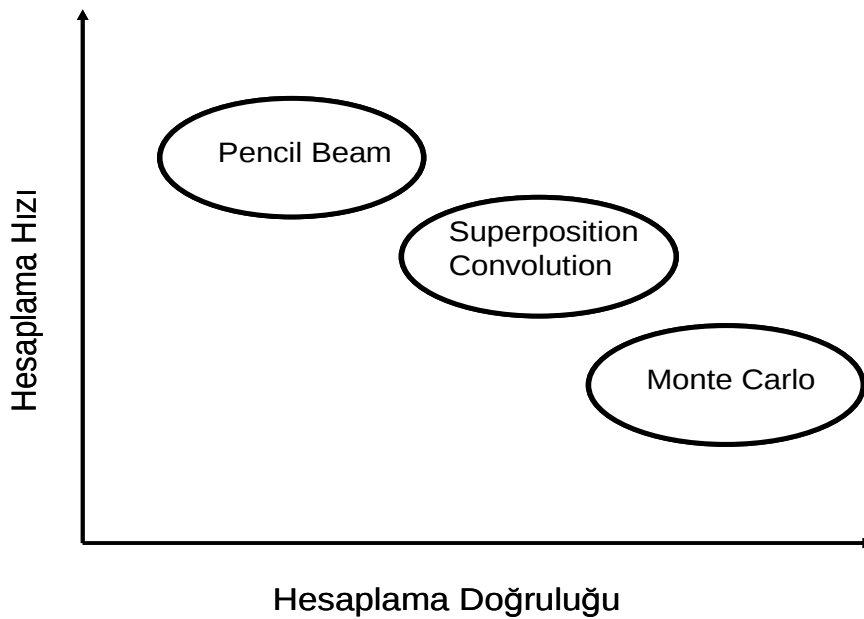
2.6.3.4. Convergence Error

Aynı referans doz hesabı uygulandığında iki farklı fluence matrisin iki farklı doz algoritması ile elde edilen ters planlama uygulanmasından kaynaklanan doz farklılıkları convergence error olarak tanımlanır.

Superposition ile yapılan optimizasyon pencil-beam metot ile yaratılan fluence'ın oluşturduğu PTV'deki belli underdosage'ı kompanse eder.

Superposition algoritması ile elde edilen fluence matrix PTV sınırındaki piksel ağırlıklarını arttırarak PTV'deki yeterli doz kapsamını sağlar.

Sonuç olarak; Pencil-beam algoritması homojen bölgelerde yeterli doğrulukta doz dağılımı verir, inhomojen bölgelerde superposition algoritması MC'ye göre minör farklar gösterse de target bölgesini iyi bir şekilde kapsayan doz dağılımı yaratır. Bu da, MC tabanlı algoritmalarla göre oldukça kısa hesaplama süresi yaratması ve depo edilen dozun en iyi tarifi olduğunu belirtir.



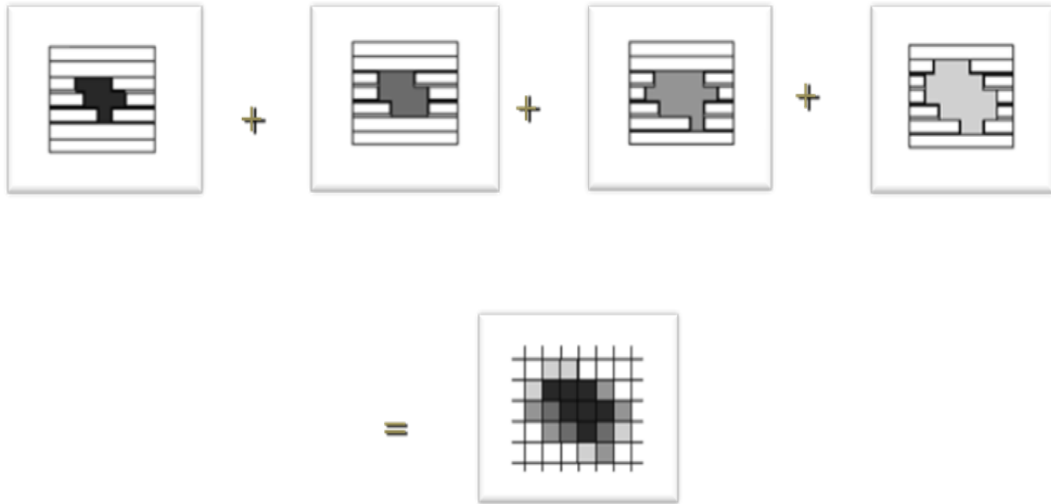
Şekil 2-11. Doz Hesaplama algoritmalarının hesaplama hızı ve hesaplama doğruluğu.

2.7. IMRT teknikleri

2.7.1. Step and Shoot veya Segment tabanlı IMRT

Işınlama MLC'lerin hedef volüm üzerindeki hareketi sonlanınca başlar, ışınlama bitince MLC yeni pozisyonunu alır. Bu teknikte her alan pek çok alt alandan (segment) oluşur.

Bilgisayar kontrollü MLC'lerin gelişmesiyle foton ışınlama alanlarının yoğunluğunu ayarlamak mümkün olmuştur. Kontrol sistemleri MLC lerin mekanik olarak istenen pozisyonu almaları sağlar. Pek çok lineer hızlandırıcı Step and Shoot tekniği ile IMRT yapabilmektedir.



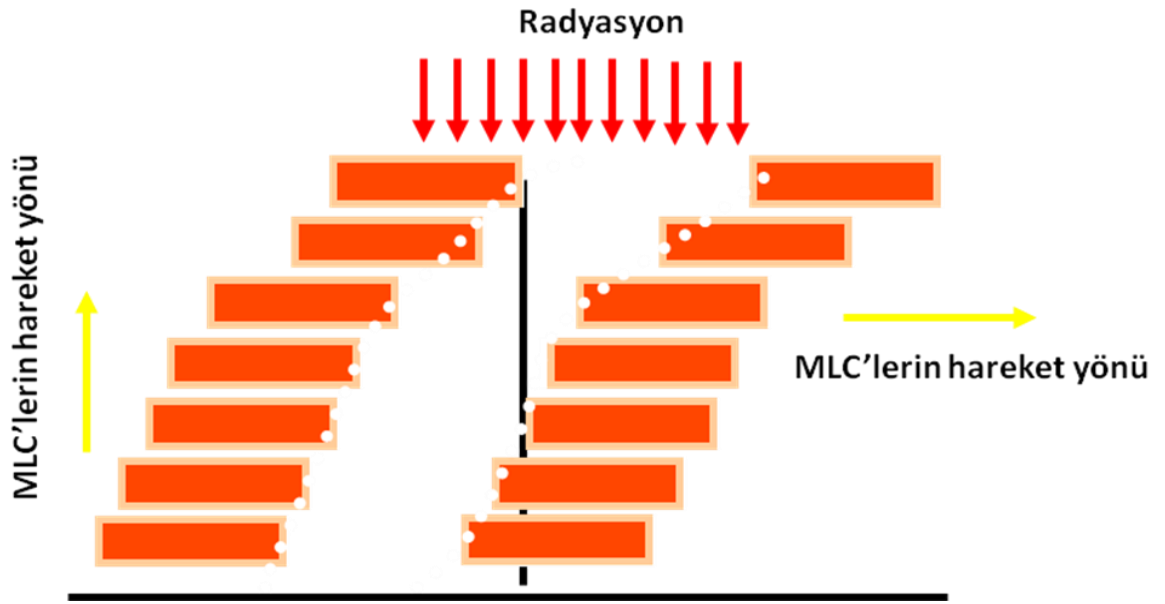
Şekil 2-12. Step and Shoot tekniği.

2.7.2. Sliding Window veya dinamik MLC tabanlı IMRT

Step and shoot tekniğinin tersine bu teknikte ; Gantry uygun ışınlama pozisyonuna gelince ışınlama başlar ve ışınlama esnasında MLC'lerin hareketi devamlıdır [2,3] .

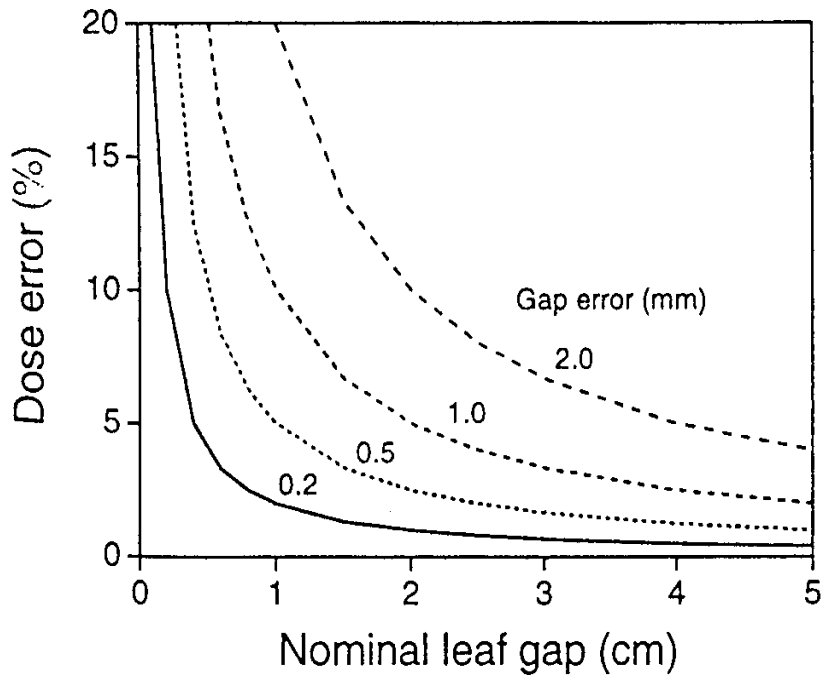
Bu IMRT tekniği “Sliding window veya Dynamic MLC (DMLC)” ilk olarak Memorial Sloan-Kettering Cancer Center (Newyork-USA) de kullanılmış.

Bu teknikte alt segmentler yoktur. Her bir alan MLC'lerin hedef hacimde istenen yoğunluk ayarı yapılmıştır.



Şekil 2-13. Dinamik IMRT (DMLC) tekniği.

Sliding Window tekniğinde MLC hızından ve MLC'lerin hatalı pozisyonları sonrasında aralarında kalabilecek gap [2,3].



Şekil 2-14. Dinamik IMRT tekniğinde MLC'ler arasındaki gap kaynaklı doz değişimi.

2.8. Diğer IMRT Teknikleri

2.8.1. Tomotherapy IMRT

Literatürde “ Slice Therapy ” olarak geçer. Dar bir ışın penceri (2x20 cm) kullanarak gantry hasta etrafında dönerek ışınlama yapar.

İlk ticari Tomotherapy cihazı (Peacock MIMiC, Nomos Corp.) konvansiyonel bir linneer hızlanırcıya MIMiC kolimatörün monte edilmesiyle oluşmuştur. MIMiC sistemi ilk olarak Baylor College Houston Tıp Merkezi'nde kullanılmıştır. Bundan sonra pek çok radyoterapi merkezinde yerini almıştır. Bu teknik diğer IMRT tekniklerinden daha fazla kullanılmıştır[15].

Günümüzde artık MIMiC kolimatörün yerini “Helical Tomotherapy” almıştır.



Şekil 2-15. Tomoterapi Tedavi Ünitesi.

Tomoterapi cihazı CT üzerine monte edilmiş 6MV enerjisinde sürekli dönen Phoenix Linak sistemine sahiptir. Hem SAD mesafesi hem de CT açıklığının çapı 85 cm'dir. Geleneksel linaklardan farklı olarak cihaz gantrisi kapalı olup cihazın tüm gereksinimleri dönen gantry üzerine monte edilmiştir. Gantri periyodu ve masa hızı sahiptir.

Işın kolimasyonu 1cm, 2,5cm ve 5cm alanlarında açılabilen bağımsız 15cm kalınlığında jaw sistemi ve hava basıncıyla çalışan 64 yapraklı, merkezdeki kalınlığı 6,25cm olmak üzere, 10cm kalınlığında tungsten maddeden yapılmış MLC ile sağlanmaktadır. Radyasyon sızıntısını azaltmak amacıyla MLC ler X-ışını kaynağının merkezine değil yakınına merkezleştirilmiştir. MLC'ler açık-kapalı olmak üzere iki şekilde

konumlanırlar. Kapanıp açılmaları arasındaki süre 20 msn kadardır. Maksimum alan açıklığı izomerkezde 5cm x 40 cm'dir.

Alan dışında saçılmalara neden olan düzleştirici filtre bulunmamaktadır (flattening filter). Jawlar kapalıyken primer ışına göre elde edilen sızıntı miktarı % 0,1 den küçüktür. Lifler arasındaki ortalama sızıntı değeri ise yaklaşık % 0,3 civarındadır. Tomoterapi cihazında kolimatör açıklığı, PTV, CTV'nin alması gereken dozlar ve riskli organların sınır dozlarının belirlenmesi gibi hasta tedavi planlaması için gerekli olan parametreler belirlendikten sonra sistem Convolution/Superposition algoritması kullanarak (inverse planning) tersten planlama yapabilmektedir. Hastanın yatış pozisyonu ve tedavi volümü kontrolü için MVCT görüntüleri her tedavi öncesi alınabilmektedir. MVCT görüntü verileri gantri üzerinde bulunan 541 adet Xenon dedektör ile sisteme aktarılmaktadır. Tomoterapi imaj dedektörleri alüminyum tabaka içerisine paralel plaka iyon odalarının yerleştirilmesiyle oluşturulmuştur. Dedektör üzerinde 640 adet kanal bulunmaktadır. Bunlardan merkezi kanallarda bulunan 520 tanesi görüntü almak için yerleştirilmiştir. Bir foton dedektör içerisinde etkileşime girdiğinde ikincil elektronlar iyonizasyon boyunca gaz volümü içerisinde daha fazla elektronun oluşmasına neden olurlar. Her bir dedektör plate e uygulanan -200 bias voltajlı elektrik alanı etkisiyle yükler toplayıcı elektroda doğru akarlar.

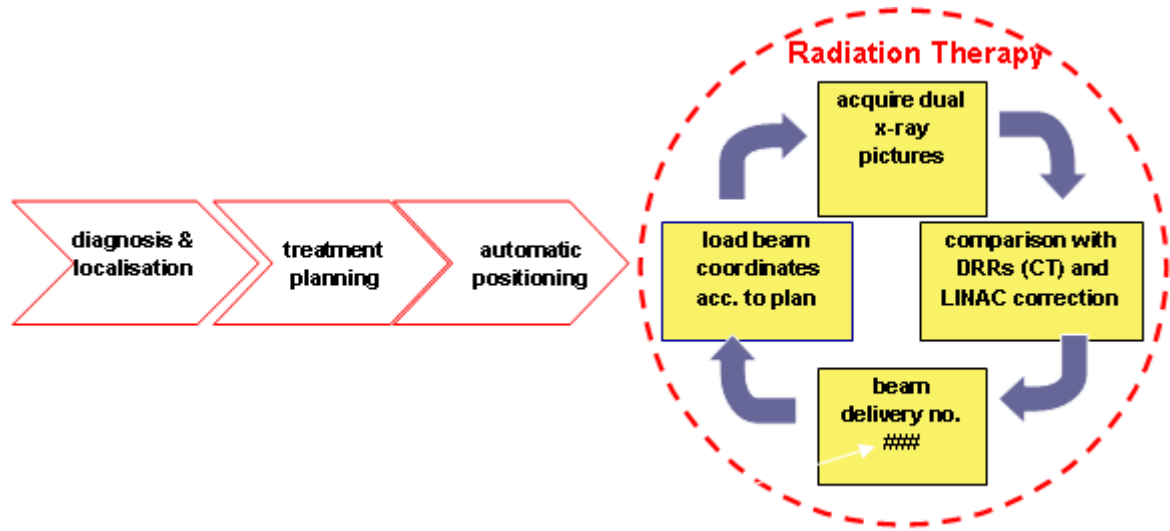
Normal linak planlarında kullanılan wedge, kolimator açısı, ışın açısı gibi bilgilere gereksinim duymaz. Hasta sabitlemesi, görüntü üstünde konturu alınmış hedef hacim (target volume) bazlı yapılmaktadır (IGRT özelliği). MVCT ile alınan görüntüler ile CT Sim veya PET-CT'den gelen görüntülerin çakışması masa hareketleri ve lazer işaretlemesi ile yapılır (Fusion özelliği). Tomoterapi'de yeşil ve kırmızı renklerde iki tip lazer sistemi vardır. Yeşil lazerler sabittir ve CT merkezinin (izomerkez) 70cm gerisindedir. Bu noktaya 'Sanal İzomerkez noktası' da denir. Kırmızı lazerler hareketlidir. 0 konumunda yeşil lazerlerle çakışır. 0 konumundan hastanın cilt markerlarıyla işaretlendiği konuma hareket eder ve pozisyonlamaya yardımcı olur. Planlama Sisteminde kırmızı lazerler görülebilir ve hastanın cilt markerlarıyla çakışacak şekilde ayarlanır. Kırmızı ve Yeşil Lazerlerin yardımıyla hastanın işaretleri silinse bile CT'den alınan görüntüler MVCT görüntüleriyle karşılaştırılarak hasta masaya doğru şekilde yatırılır ve tedaviye alınır.

2.8.2. Robotik IMRT

Robotik IMRT'nin gelişimi radyocerrahinin gelişimine bağlı olmuştur.1967 yılında L.Leksell Stockholm Üniversitesi'nde Gamaknife ile ilk intracranial hastasını tedavi etti.1994 yılında Stanford Üniversitesi'nde J.Adler tarafından ilk radyocerrahi hastası Cyberknife ile tedavi edildi.Cyberknife ünitesi IMRT'nin robotik bir şekilde hastaya uygulanması esasına dayanır.

Acoustic Neuroma, Arteriovenous Malformation (AVM), Astrocytoma, Beyin metastazları, Glioblastoma, Trigeminal Neuralgia Multiforme, Glioma, Hemangioblastoma, Meningioma, Oligodendroglioma, Pankreas kanseri, Spinal tümörler,Prostat kanseri, Akciğer kanserleri ve ayrı boost olarak verilebilecek küçük alanlı tedavilerde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Tedavi planlaması (Multiplan), CT/ MRI/ PET/ 3D Angio görüntülerini tek tek veya fusion yaparak kullanma imkanı verir.

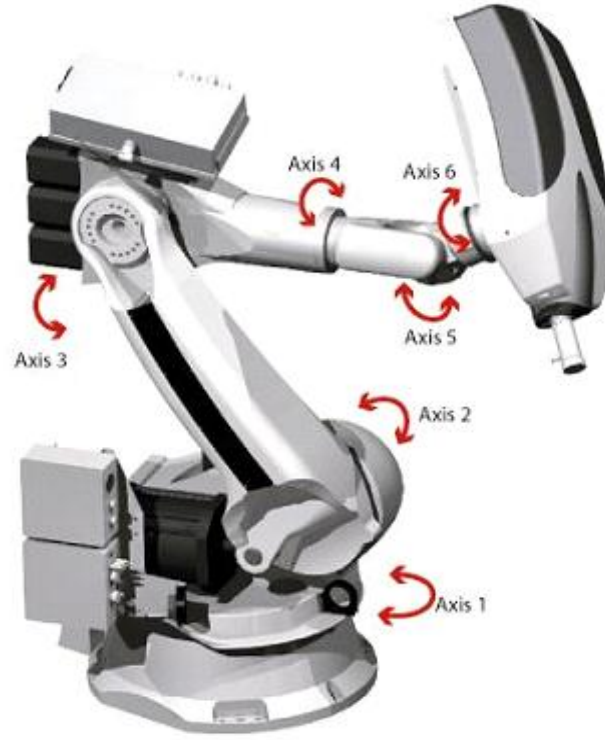


Şekil 2-16. Cyberknife ünitesi tedavi akış şeması.

Cyberknife cihazında flattening filter (ışın düzleştirici filtre) yoktur, ışın çok dar bir alandan çıkmakta ve kolimatör ile hastaya uygulanmaktadır. Sistem 5-60mm. arasında 12 adet kolimatöre sahip olup ayrıca şu an lineer hızlandırıcılarda bulunan MLC'ye benzer IRIS kolimatör sistemine sahiptir. Isocentric ve non isocentric tedavileri uygulamak mümkündür. Tedavi mesafesi (SSD) :65-100cm arasındadır.

Cihazın, ilk yıllarda doz hızları 300-400 MU/dk. iken şu an 800 MU/dk. ulaşmıştır.

Cihazın mekanik doğruluğu 0,2mm dir.



Şekil 2-17. Cyberknife Robotik IMRT cihazı.

Cyberknife ünitesi, sanayide sıkça kullanılan “KUKA” adlı robota 6 MV’ Lineer Hızlandırıcının monte edilmesiyle oluşturulmuştur. Cihaz 6 adet birbirinden bağımsız hareket edebilen eksene sahiptir **Şekil 2-17**.

Cyberknife tedavi ünitesinde hastadan aktarılan DRR görüntülerinin on line kontrolünü sağlayan, 45 derecelik açıyla konumlandırılmış 2 adet diagnostik X ışını kamerası ve 2 adet ASi image dedector bulunur. Her ışınlama öncesinde, hasta hareket ettiğinde sistem bunu algılayıp 10mm’nin altındaki değişimi kendisi otomatik düzeltebilmekte ve 10mm üzerindeki değişikliklerde ise kullanıcı tarafından hastanın doğru pozisyon almasını ister.

2.9. IMRT de Kalite Kontrol

2.9.1. Lineer Hızlandırıcıya bağlı Kalite Kontrol

Klinikte kullanılacak Lineer Hızlandırıcıya bağlı küçük farklılıklar gösterse de kullanılacak IMRT tekniği Step and Shoot veya Dinamik IMRT tekniğinde ortak yapılması gerekli testler vardır.

Bunlar genel başlık olarak;

- Mekanik testler
- Dozimetrik testler; Homojenite, simetri, doz rate, out-put
- Küçük MU değerlerinde Lineer Hızlandırıcı performansı
- MLC pozisyon doğrulanması
- MLC geçirgenlikleri
- MLC hızları (Dinamik IMRT için).

Literatürde pek çok araştırmacı benzer kalite kontrol testlerini önermektedirler [19,20,21,22,23,24,25,26,27].

Klein ve ark.[27] tarafından hazırlanan AAPM Task Group 142 [Report:Quality assurance of medical accelerators Med. Phys.2009 36(9): 4197-4212] nolu rapora göre IMRT yapılacak hızlandırıcıya ait testler **Tablo 2-2**'de verilmiştir.

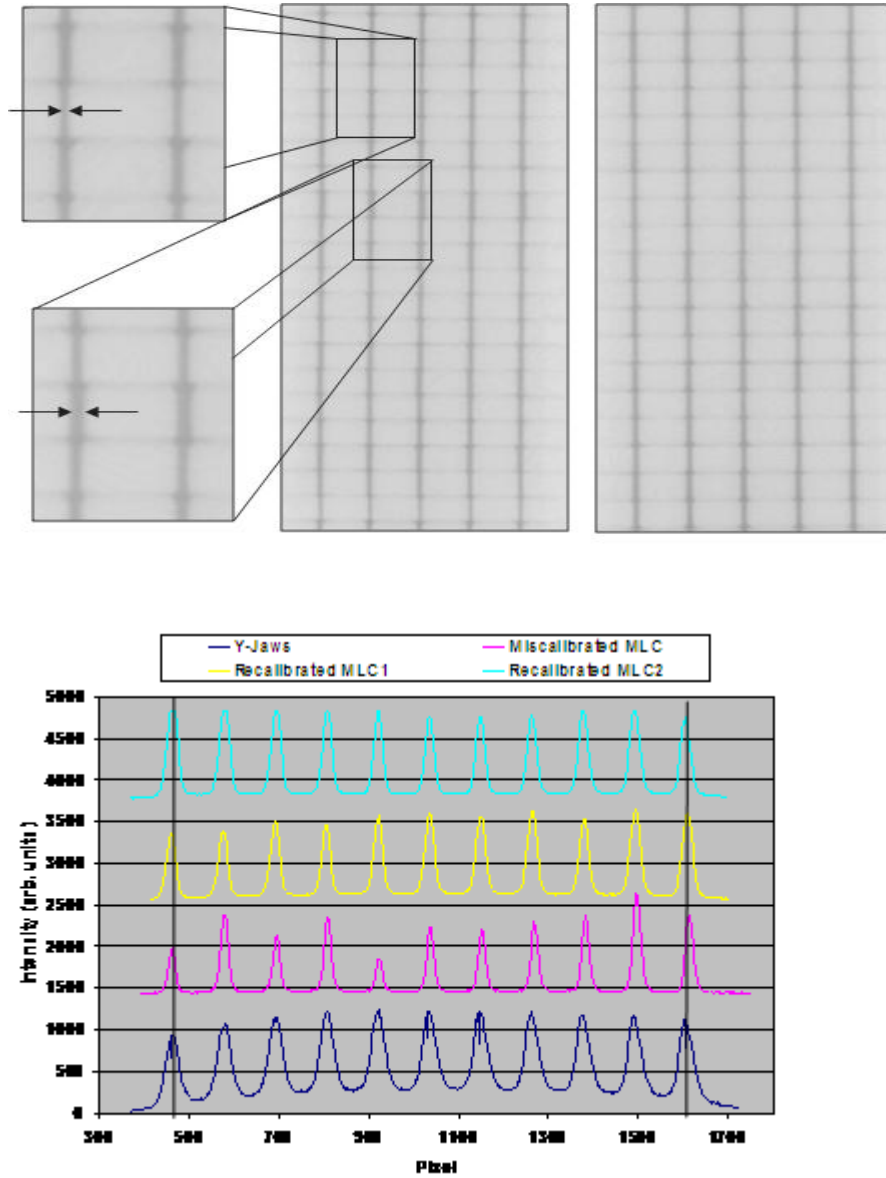
Tablo 2-2. Task Group 142'ye IMRT yapılacak Lineer Hızlandırıcı için mekanik ve dozimetrik testler.

	IMRT	SRS/SBRT
Dozimetrik		
X-ışını output sabitliği	%2	
Doz hızı değişimi	%2	%2
Foton ışını profili düzgünlüğü	%2	
Mekanik		
Işık/Işın alanı uyumu	2mm. veya her bir alan kenarı için %1.	
Işık/Işın alan uyumu asimetrik alanlar için	1mm. veya her bir alan kenar için %1.	
SSD mesafe göstergesi	1 mm.	
Jaw pozisyon göstergesi	1 mm.	
Cross hair	1 mm.	
Tedavi masası pozisyon doğruluğu	1 mm.	< 1mm./0,5°
Gantry/Collimator açısı göstergeleri(90,270,0,180)	1°	
Lazer göstergeleri	±1 mm.	<±1 mm.
MLC pozisyon doğruluğu	±1 mm.	
MLC transmisyon	±0,5 mm. Acceptance değerinden sapma	
Dinamik IMRT tekniği için MLC hızındaki değişim	<0,5cm/s	

2.9.2. MLC pozisyonlarının doğrulanması

IMRT tedavisinde yanlış konumlanması karşılıklı kenarlar arasında gap kalmasına sebep olmaktadır. Ölçüm yöntemi olarak Film Dozimetri, Portal Dozimetri yada Array Dedektörler kullanılır.

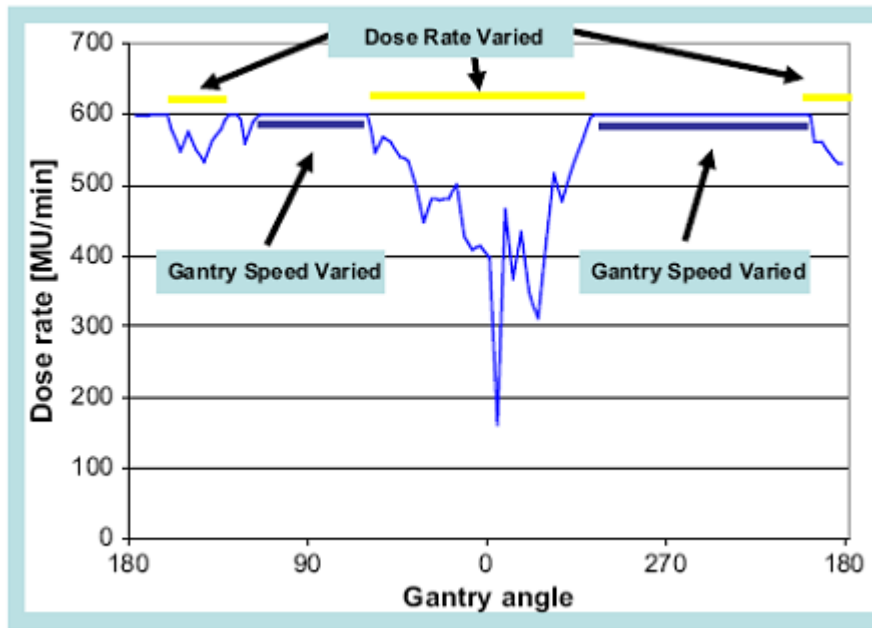
Gardenfense testi , MLC pozisyonlarının doğrulanması amacıyla 1mm lik şeritler halinde MLC'lerin yeni pozisyonları arasında 2cm. boşluk bırakılarak 5cm derinliğinde ışınlama yapılır. Toleransı $\pm 0.2\text{mm}$ dir **Şekil 2-18**.



Şekil 2-18. Gardenfense testi.

2.9.3. MLC Hızlarının Stabilitesi

MLC hızlarının değişimi karşılıklı kenarlar arasında gap kalmasına sebep olmaktadır bu sebepten Dinamik IMRT tekniğinde MLC hızları çok önemlidir. Ölçüm yöntemi olarak Film Dozimetri, Portal Dozimetri yada Array Dedektörler kullanılır. Her bir MLC çiftinin profili statik profil ile kontrol edilir. Bu testin toleransı %2 dir. DMLC tekniğinde farklı gantry açılarında değişen farklı doz hızlarının gantry hızlarıyla değişimi Clifton Ling ve ark.tarafından [28] **Şekil 2-19'** da gösterilmiştir[$\Delta MU/\Delta t$ (dose rate)].



Şekil 2-19. DMLC tekniğinde farklı gantry açılarında doz hızlarıyla $\Delta MU/\Delta t$ değişimi.

2.9.4. IMRT Planlarının Kalite Kontrolü

IMRT sahaları çoklu alt alanlar içerdiğinden bunların hesap etmek çok zordur. Bunun yerine dozimetrik kontroller vardır. Prostat IMRT'si için doz kontrol yönetimi tanımlamışlardır. Bunun için Kodak XV film ve TLD dozimetrisi ile doz tayini yapmışlardır. Aşağıda **Tablo 2-3.**'de IMRT Kalite Kontrol araçlarının karşılaştırmalı tablosu verilmiştir.

Tablo 2-3. IMRT Kalite Kontrol araçları karşılaştırmalı tablosu.

Sistem/Araç	PTW L. A Seven29	Matrix & Mapcheck	EPID	Gafchromic Film	Radyo- romic Film	TLD
Modalite	İyon odası	Diyot	Port Film	Polimer yapıda Film	Radyocromic Gümüş KaplıFilm	LiF,
Uzaysal Rezolüsyon	Düşük	Düşük	Yüksek	Yüksek	Yüksek	Düşük
Analiz süresi	Çok Hızlı	Çok Hızlı	Hızlı	Hızlı	Yavaş	Uzun
Banyo süresi	Gerekmiyor	Gerekmiyor	Gerekmi yor	Gerekmiyor	Uzun	Gerekmiyor
Farklı Gantry açılarında kullanılma	Yok	Yok	Yok	Var	Var	Var
Enerji bağımlılığı	Var	Var	Var	Yok	Var	Var
Geniş doz aralığında kullanılma	Var	Var	Var	Var	500 cGy' e kadar	Var
Doku Eşdeğerliği	Hayır	Hayır	Hayır	Evet	Hayır	Evet

2.9.5. Doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan yöntemler:

Film dozimetrisi iki boyutlu görüntü ve yüksek kontrast ve uzaysal çözünürlük verir. IMRT sahaları için uniform olmayan doz dağılımı göstermede çok iyidir.

Kodak Ready Pack film yüksek çözünürlük göstererek iki boyutlu doz dağılımı için idealdir. Radyografik filmler yüksek Z materyallerine sahip olduklarından düşük enerjili foton saçılmasına sebep olur.

Kodak XV film (Eastman Kodak Co.Rochester NY.) 100 cGy de sature olurken Kodak EDR film 500 cGy de sature olmaktadır. Her iki film 24x24 cm alana kadar Co-60, 6 MV,10 MV ve 18 MV enerjiler için enerjiden bağımsızdır. EDR filmi, XV filminden daha fazla doğrulukla IMRT doz dağılımı verir. EDR filmi $\pm\%2$, XV filmin $\pm\%4$ doğrulukla absorbe dozu tayin edebilmektedir. EDR film 20cm derinliğe kadar $\%1$

doğrulukla derin dozu tayin ederken XV film %10 doğrulukla derin doz tayin edebilmektedir.

Bir çok araştırmacı ilk olarak Kodak XV film kullanarak Tedavi Planlama Bilgisayarı'nın doz dağılımlarını karşılaştırmışlardır. Absorbe doz tayini içinse iyon odası kullanmışlardır. Filmin doğruluğu, hedef volumün içinde ve dışında $\pm\%2$ olarak bulmuşlardır. İyon odası ile yaptıkları absorbe doz tayini $\pm\%3,5$ olarak bulmuşlardır. Tedavi Planlama Bilgisayarı ile aradaki bu fark TPS'nin sızıntı radyasyonu ve saçılan radyasyonu doğru olarak hesaplamamasından kaynaklandığını bildirmişler.

EDR ve XV filmlerin kalibrasyon eğrileri 10x10 alan ve 10cm derinliğe kadar çok az değişim gösterirler. Esthappan ve ark., Niroomand ve ark. EDR filmin IMRT yoğunluk haritası çıkarmada çok uygun olduğunu göstermişler. EDR filmin %20'nin altındaki küçük doz bölgelerinde XV filminden daha iyi cevap verdiğini göstermişler [29,30].

Radyocromic filmler ;

- doku eşdeğeri olmaları,
- enerji bağımlılıkları olmadıkları ve
- banyo işlemini gerektirmediği için radyografik filmlerden daha fazla kullanılır olmuştur.

Bu filmlerin dezavantajı düşük hassasiyetleridir.Tabakaları carbon, hidrojen, oksijen ve nitrojenden oluşur. Radyocromic filmlerden MD 55-2, 3-100 Gy arasında geniş bir bölgede doz cevabı vardır. Işınlamadan sonra polimer tabakada renk değişimi izlenir. Radyocromic filmler 2-4 Gy/dk. aralığında doz hızından bağımsızdırlar. Işınlamadan sonraki renk değişikliği ortamın nemi ve sıcaklığı optik yoğunluğu etkiler. Enerjiden bağımsız oldukları için değişik enerji spektrumunda kullanılabilirler [30].

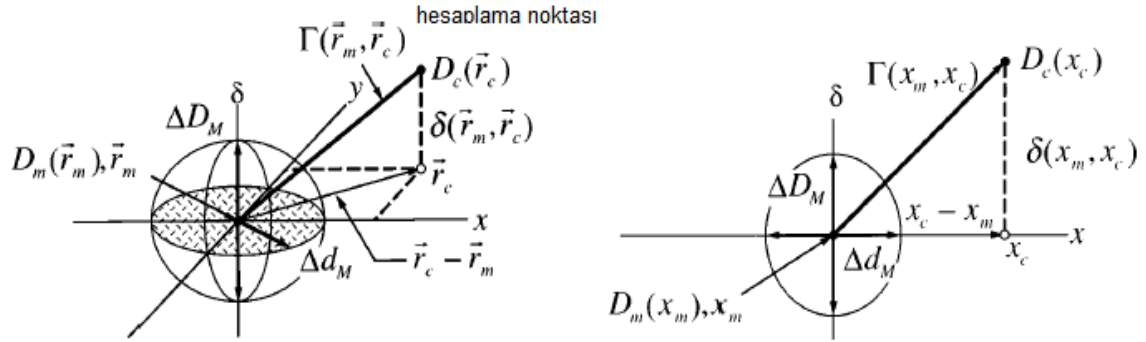
Bu dozimetrik kontroller başlıca aşağıdaki yöntemler ile kıyaslanır;

- İzodoz dağılımı ile karşılaştırma,
- Fluence map ile profil karşılaştırma,
- Merkezi eksen ve merkezi eksen dışında Absorbe Doz ölçümleri ile karşılaştırma,
- DTA (Distance to Agreement) Analizi,
- Gama Histogram Analizi

Bu yöntemler bir çok araştırmacı tarafından IMRT Kalite Kontrol aracı olarak kullanılmıştır [31,32,33,34,35,36,37].

2.9.6. Gama histogram analizi:

İlk olarak Low ve ark. tarafından kullanılan bu metod doz dağılımlarını iki boyutlu karşılaştırma imkanı verir. Ölçülen dozu referans olarak kabul edip doz farkı (DD: Dose difference) ve mesafe uyumuna (DTA :Distance to agreement) dayanarak analiz yapan bir yöntemdir [38,39,40,41].



Şekil 2-20. Gama Histogram analizi analitik düzlemi.

$$1 = \sqrt{\{[r^2(r_m, r) / \Delta d_M^2] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D_M^2]\}}$$

bu eşitlikte;

$$r(r_m, r) = |r - r_m| ; \delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m)$$

ise r_m noktasındaki doz farkıdır. $D_c(r_c)$ 'nin herhangi bir kısmı elips yüzeyini keserse hesaplanan değer r_m noktasında kabul değerini geçmiş sayılır.

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\{[r^2(r_m, r) / \Delta d_M^2] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D_M^2]\}}$$

$r(r_m, r) = |r - r_m| ; \delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m)$ ise hesaplanan ve ölçülen doz değerleri arasındaki farktır.

$\gamma(r_m) \leq 1$ ise hesaplanan değer analizi geçer,

$\gamma(r_m) \geq 1$ ise hesaplanan değer analizi geçemez.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. GEREÇ :

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü' nde yapılmıştır ve kullanılan tüm araç ve gereçler İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü'ne aittir.

3.1.1 Siemens Oncor Impression Lineer Hızlandırıcı

3.1.2. PTW MP3-M Su Fantomu

3.1.3. PTW Unidos Elektrometre

3.1.4 RW3 su eşdeğeri katı fantom

3.1.5 . PTW 0,125 cc Semiflex iyon odası

3.1.6. PTW 30002 iyon odası

3.1.7. Wellhöfer Dose 1 Elektrometre

3.1.8. Wellhöfer Scanditronix FC-65 iyon odası

3.1.9. GafChromic EBT film

3.1.10. Epson Expression 10000XL film tarayıcı

3.1.11. CMS-XiO Tedavi Planlama Bilgisayarı

3.1.12. PTW Verisoft yazılımı

3.1.13. PTW 2D Array Seven 29

3.1.1. Siemens Oncor Impression Lineer Hızlandırıcısı:

6 ve 18 MV'lık foton ile 6, 7.5, 9, 12, 15 ve 18 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Siemens Medical Solutions, Concord, CA, USA). Cihaz 82 liften oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir. Çoklu lifler alt kolimatöre X kolimatörün yerine yerleştirilmiştir. Lif genişliği izomerkezde 1 cm'dir. Üst kolimatör sistemi bağımsız hareket edebilen Y kolimatöründen (Y jaw) oluşmuştur. Durağan dalga hızlandırıcı, 270° 'lik eğici magnet ve çift saçıcı filtre kullanır. Sanal kama filtreye sahiptir; Y kolimatörün kapalı durumdan açık duruma her 2mm. de doz verimini değiştirerek hareket etmesiyle oluşturulmaktadır. Elektron ışını uygulamalarında, $\varnothing=5$ cm, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ve $25 \times 25 \text{ cm}^2$ 'lik standart alanlı konüsler kullanılır. IMRT tedavisi yapabilme özelliğine sahip olup cihazda, elektronik portal görüntüleme sistemi mevcuttur.

Oncor cihazının MLC yapısının çift odaklı (double focussed) olması, yani; hem MLC liflerinin karşılıklı yüzleri hem de liflerin yan yüzlerinin diverjansa uyumlu açıldırılmış olması penumbra genişliklerini azaltmaktadır. Y profilleri de Y jaw'ın huzme gelişine uygun olmayan düz yüzeyinden etkilenmekte ve penumbra genişliği artmaktadır.

3.1.2. PTW MP3-M Su Fantomu:

Radyoterapi ışınlarının doz dağılımlarını otomatik olarak ölçmek için kullanılan 3-boyutlu (3D) su fantomudur (PTW-Freiburg, Almanya). $50 \times 50 \text{ cm}^2$ dedektör hareket hacmine sahip olup dik olarak 40cm ışınlaması için uygundur. Duvar kalınlığı 20mm akrilikten yapılmıştır. En yüksek dedektör hızı 50mm/s ve 0,1mm hassasiyetle ölçüm alınabilmektedir. Su tankına birleşik olan su fantomunun hareket mekanizması paslanmaz çelikten yapılmıştır. El kumandasıyla iyon odasının 3D hareketini ayarlamak ve kontrol etmek mümkündür.

Fantomun bilgisayarla bağlantısını sağlayan 2 adet birim vardır. Bunlar "TANDEM" ve "CONTROL UNIT" birimleridir. RS232 kablosu su fantomu ile su fantomu bilgisayarı arasındaki iletişimi sağlar. Tandem ve Kontrol Unit birimleri 6m.lik kabloyla su fantomuna bağlanıp tedavi odasının içerisine yerleştirilirler.

3.1.3. RW-3 Su Eşdeğeri Katı Fantom:

RW-3 katı su fantomu, yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polistiren' den yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ (su: $3.343 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$) olan bir fantom

materyalidir. Co-60'dan 20 MV foton ile 4 MeV' den 25 MeV elektron ışın enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde tasarlanmıştır. Boyutları 40 cm x 40 cm' dir ve 1, 2, 5 ve 10mm kalınlıklarındaki levhalardan ibarettir. İyon odalarının içine yerleştirilebileceği delikli plakalar bulunmaktadır.

3.1.4. PTW Unidos Elektrometre:

X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçümünde kullanılır. Gy, Sv, R, Gy/min, Sv/min ve R/min gibi farklı radyasyon birimlerinde ölçüm yapar. Farklı polarizasyon voltajlarında ölçüm yapma imkanı verir (0-400 Volt). İyon odaları ve katı hal dedektörleri ile kullanımı uygundur. Kullanılan iyon odasının özelliklerine bağlı olarak geniş bir ölçüm aralığında doğrulukla okuma yapma imkanı verir. (+) ve (-) polaritede ölçüm alınabilir.

3.1.5. PTW 0,125 cm³ Semiflex İyon Odası:

Radyoterapi için dizayn edilmiş olan semifleks iyon odası özellikle motorize su fantomunda doz dağılımı ölçümlerinde kullanılır. Enerji kullanım aralığı foton olarak 30 KeV' dan 50 MV kadardır. İyon odasının 0,125 cm³'lük küçük hacmi yüksek doğrulukla hassas ölçüm alınmasına olanak tanır. Hassas hacmin yarıçapı 2,75mm ve uzunluğu 6,5 mm'dir. Duvar materyali 1,19 g/cm³ yoğunluklu PMMA ve 0,82 g/cm³ yoğunluklu grafitir. Merkezi elektrodu alüminyumdur. ±100-400 Volt polarizasyon voltajında ölçüm yapılabilir. Su geçirmez olarak dizayn edilmiştir.

3.1.6. PTW 30002 iyon odası:

0,6 cm³ hassas volüme sahip bir farmer tipi silindirik iyon odasıdır. Duvar materyali ve merkezi elektrodu grafitir. Build-up kepi 4,55mm. kalınlığında olup PMMA' dan yapılmıştır. Hassas hacmin yarıçapı 3,15mm ve uzunluğu 24 mm'dir. 140 KV 50 MV foton ve 10 MeV - 45 MeV elektron huzmelerini ölçmeye elverişlidir. Nominal iyon odası voltajı ± 400 V'tur.

3.1.7. Wellhöfer Dose 1 Elektrometre:

X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçülmesinde kullanılan yüksek doğruluklu dozimetredir. Doz, doz hızı, ortalama doz hızı, MU(monitor unit) başına doz, akım ve yük ekranda görülebilir. Yaklaşık 40 adet iyon odası ve diyotun kalibrasyon faktörleri, fiziksel, geometrik parametreleri depolanabilir. ± 500 V bias voltajında çalışma imkanı vardır.

3.1.8. Wellhöfer Scanditronix FC65-P iyon odası:

Foton ve elektron hüzmeleri için absorbe doz ölçümünde kullanılmaya uygun bir iyon odasıdır. Dış elektrodu POM (polioksimetilen), iç elektrodu aliminyumdan yapılmıştır. Nominal volümü 0.65 cm^3 , toplam uzunluğu 23.1mm, silindirin iç çapı 6.2mm'dir. 1mm çapında iç elektrodu olan iyon odası 3.9mm build-up kep ile Co-60'da havada ölçüm yapmaya da uygundur.

3.1.9. GAFCHROMIC® EBT Film:

ISP tarafından ilk olarak 2004 yılında üretilmiştir. Film yaklaşık 17 mikron aktif tabakaya sahip olup; ışınlanmadan önce renksiz ve saydam bir görünümde dir. Filme ait film aktif tabakasının atomik bileşeni **Tablo 3-1**'de verilmiştir . İyonize edici radyasyonla rengi maviye döner. 636 ve 585 nm'de maksimum duyarlılık gösterir. MD 55-2'ye göre daha düşük dozlara hassastır. IMRT dozimetrisi(1-800 cGy) uygulamalarında kullanılır. 8"x10" boyutlarında üretilmektedir. Işınlamadan 2 saat sonra dozimetrik değerlendirme yapılabilir.

Tablo 3-1.GafChromic EBT filmin aktif tabakasının atomik bileşimi.

Karbon	Hidrojen	Oksijen	Nitrojen	Lityum	Klor
% 42.3	% 39.7	% 16.2	% 1.1	% 0.3	% 0.3

3.1.10. Epson Expression 10000XL film tarayıcısı:

Profesyonel bir düz yatak film tarayıcısıdır. En zorlu grafik uygulamalarının gereksinimlerini karşılamak üzere tasarlanmış Epson Expression 10000XL (Epson America, Long Beach, CA, USA), yüksek çözünürlük, yüksek tarama hızı, mükemmel işlevler ve gelişmiş ağ özelliklerin sunan olağanüstü bir A3+ grafik tarayıcısıdır. 2400 dpi çözünürlüğü ve 3,8 DMax yüksek optik yoğunluğu ile Epson Expression 10000XL, tam A3+boyutuna kadar mükemmel kalite sunar. Kolay kullanımlı Epson Tarama sürücüsünde hem otomatik hem profesyonel çalışma modları bulunmaktadır. Maksimum tarama çözünürlüğü, 12800 dpi x12800dpi; renk derinliği, 48 bit'tir.

3.1.11. CMS-XiO Tedavi Planlama Sistemi:

XiO CMS planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) iki boyutlu, üç boyutlu ve YART radyasyon tedavi ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir sistemdir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları foton

ışınları için; Clarkson, hızlı fourier dönüşümü(fast fourier transform, FFT) standard superposition, FFT convolution, elektron ışınları için 3-D pencil beam' dir. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır. Tedavi planlama sistemi brakiterapi doz planlamalarını da yapabilmektedir.

3.1.12. PTW Verisoft yazılımı:

PTW (Freiburg-Germany) Verisoft yazılım programı tedavi planlama sisteminin hesapladığı IMRT doz dağılımları ile aynı koşullarda cihazda ölçülen gerçek doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan bir yazılım programıdır. Tedavi planlama sistemini hesapladığı dağılımlar, linakta 2D-array(seven29) veya film ile ölçülen değerler karşılaştırılır. Karşılaştırma yaparken gamma indeks analiz yöntemini kullanır. Bir IMRT demetinin ölçülen ve hesaplanan noktalarının matrisi VeriSoft tarafından okunup değerlendirilerek izodozlar, profiller ve sayısal değerler karşılaştırılabilir. Bu yazılım programı RapidArc™, VMAT veya TomoTherapy® gibi ileri tedavi teknikleri içinde uygundur.

3.1.13. PTW 2D-ARRAY Seven 29:

2D-ARRAY seven 29(PTW, Freiburg, Germany), 27x27'lik bir matris şeklinde dizili içi hava dolu 729 adet iyon odasından oluşur. Array'da bulunan iyon odaları 5x5x5 mm boyutlarında olup merkezleri arasındaki mesafe 10 mm'dir. 729 adet iyon odası maksimum 27x27 cm'lik alanı kaplamaktadır. Bu iyon odaları (PMMA) akrilik ile çevrili olup dış alan hızlı data transferi için bir interface içermektedir. Doz görüntüleme süresi 400 ile 1000 ms arasında seçilebilir.

2D-ARRAY seven 29 yüksek enerjili foton demetleri için absorbe doz ölçümlerinde kullanılır. 2x2cm² alandan 27x27cm² alana kadar doz hızı ve absolute ölçümünde kullanılır. Array ölçülen dozu 3 boyutlu grafik şeklinde görüntüleyip elde edilen doz bilgilerin PTW Mephysto, Multicheck veya Verisoft yazılım programlarına aktarabilir.

3.2. YÖNTEM

3.2.1. Siemens ONCOR Lineer Hızlandırıcısına ait Y-Yönündeki profillerin ölçülmesi

3.2.1.1. Açık Alan Derin Doz Ölçümleri:

PTW MP3-M Su Fantomu ve PTW 0,125 cc Semiflex iyon odası aracılığıyla ONCOR Lineer hızlandırıcısına ait 2x2, 3x3,4x4,5x5,7x7,10x10,12x12,15x15,20x20, 25x25,30x30, 35x35,40x40 alana kadar 1mm hassasiyetle açık alan derin doz dataları elde edildi.

3.2.1.2. Açık Alan Profillerinin Ölçülmesi:

5x5,10x10,15x15,20x20,25x25,30x30,40x40 kare alanlarına ait d_{max} , 5,10,20 ve 30cm derinliklerinde Inplain (Y yönünde) 2mm hassasiyetle açık alan profilleri elde edildi.

3.2.1.3. Diagonal Alan Profillerinin Ölçülmesi:

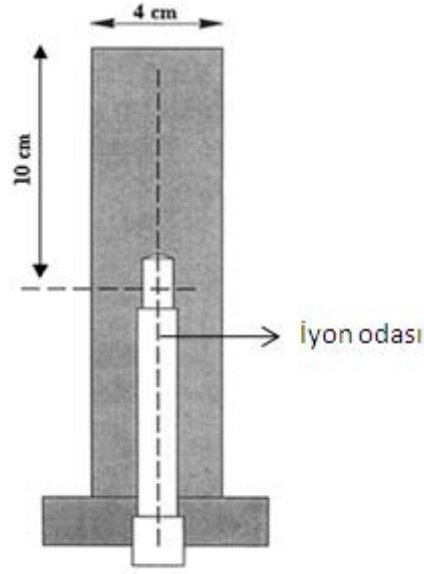
En büyük kare alan 40x40 cm için d_{max} , $d_{max}-0.5$, 0.5, $d_{max}+0.5$, 1, 2,3,5,10,20,30,35 cm. derinliklerinde 3mm hassasiyetle diagonal alan profilleri elde edildi.

3.2.1.4. Total Scatter Faktörlerinin (TSCF= S_{cp}) Ölçülmesi:

RW3 katı su fantomunda SAD:100 cm. olacak şekilde d:10 cm. konumlandırılan PTW 0,6cc iyon odası ile 3x3,4x4,5x5,7x7,10x10,12x12, 15x15,20x20, 25x25,30x30, 35x35, 40x40 kare alanları için ölçüldü.

3.2.1.5. Kolimator Scatter Faktörlerinin (S_c) Ölçülmesi:

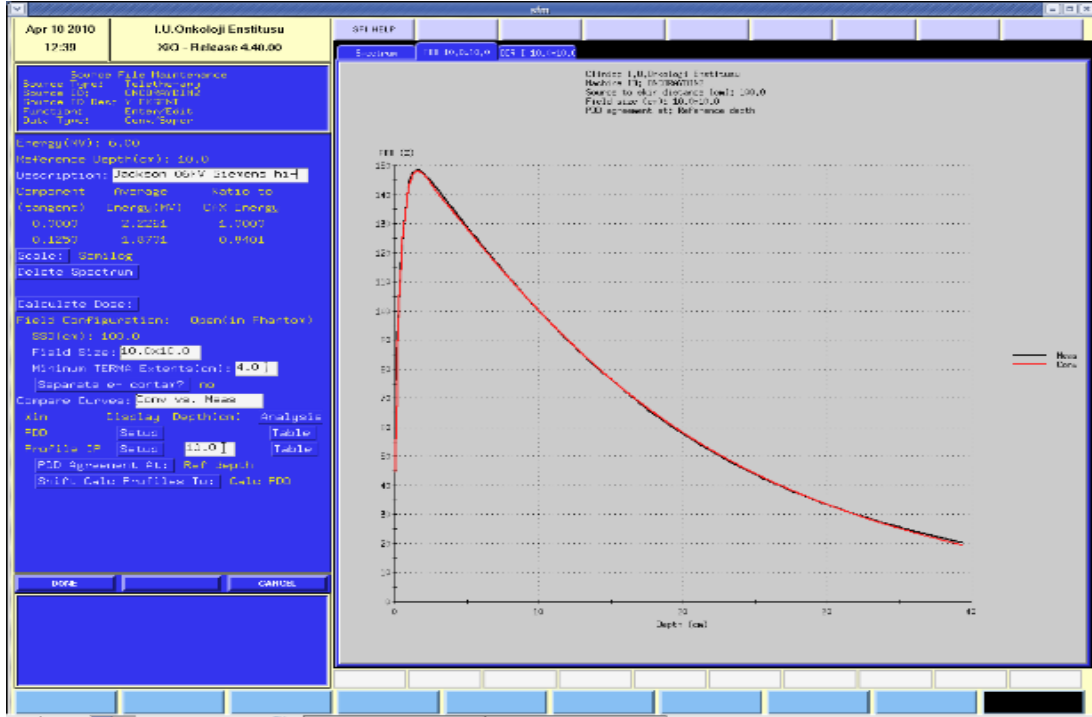
Estro mini fantom **Şekil 3-1.** kullanılarak SAD:100 cm. olacak şekilde d:10 cm. konumlandırılan PTW 0,6cc iyon odası ile 3x3,4x4,5x5,7x7,10x10,12x12, 15x15,20x20, 25x25,30x30,35x35,40x40 kare alanları için ölçüldü.



Şekil 3-1. Estro mini fantom.

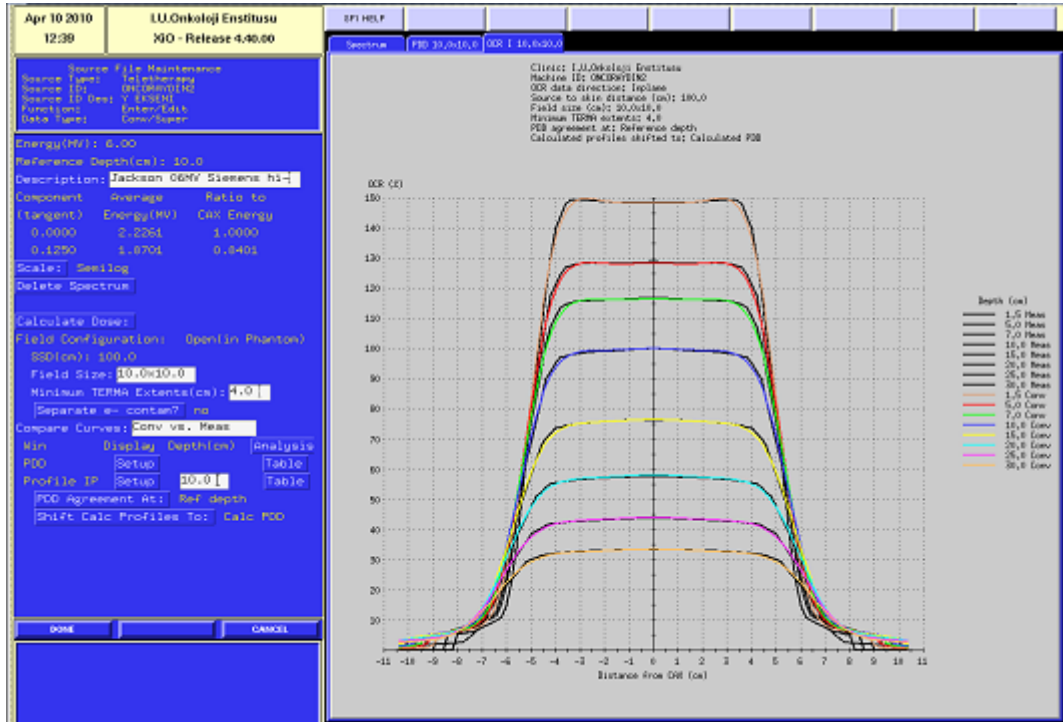
3.2.2. Siemens ONCOR Lineer Hızlandırıcısının CMS-XiO Tedavi Planlama Bilgisayarı'nda Y-yönündeki profillere göre modellenmesi

PTW MP3-M Su Fantomu aracılığıyla ONCOR Lineer hızlandırıcısına ait 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, 40x40 alana kadar 1mm hassasiyetle açık alan derin doz dataları PTW Mephysto Plamo XiO programı aracılığıyla CMS-XiO Tedavi Planlama bilgisayarına yüklendi (Şekil 3-2).



Şekil 3-2. Oncor cihazına ait %DD. datalarının CMS TPS'ye aktarılması.

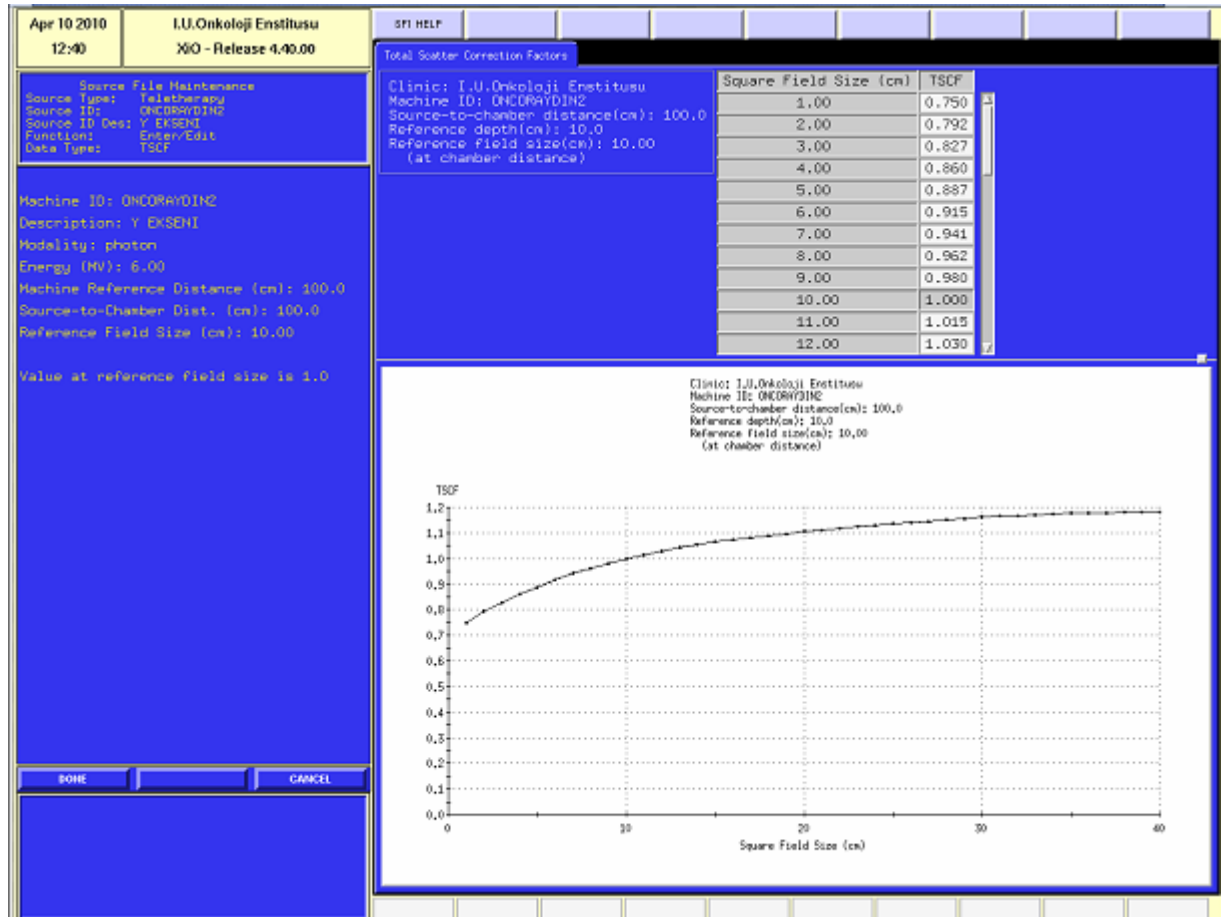
5x5,10x10,15x15,20x20,25x25,30x30,40x40 kare alanlarına ait d_{max} ,5,10,20 ve 30cm derinliklerinde Inplain (Y yönünde) 2mm hassasiyetle açık alan profilleri yüklendi (Şekil 3-3).



Şekil 3-3. Oncor cihazına ait Y yönünde profillerin yüklenmesi.

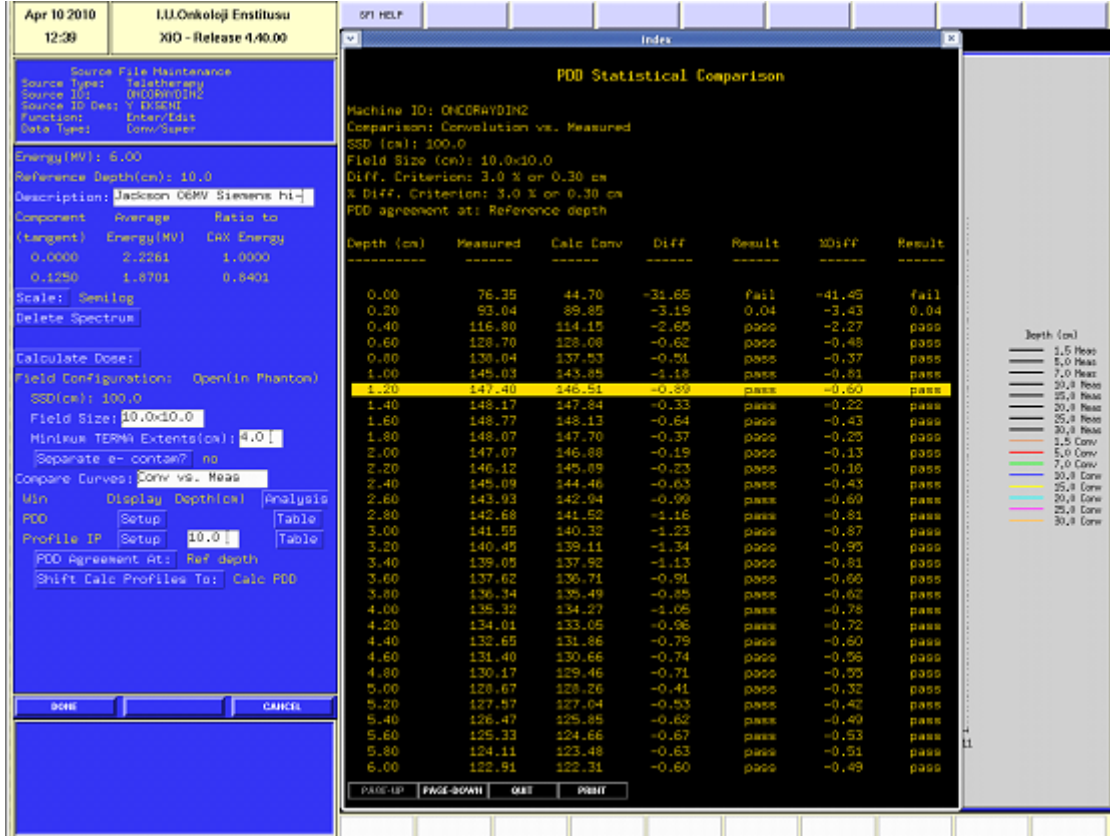
En büyük kare alan 40x40 cm için dmax, dmax-0,5, 0,5, dmax+0,5, 1, 2,3,5,10,20,30,35 cm. derinliklerinde 3mm hassasiyetle ölçülen diagonal alan profilleri yüklendi.

RW3 Katı su fantomu aracılığıyla SAD:100 cm. olacak şekilde d:10 cm. konumlandırılan PTW 0,6cc iyon odası ile ölçülen 3x3,4x4,5x5,7x7,10x10,12x12, 15x15, 20x20,25x25,30x30,35x35,40x40 kare alanları için Total Scatter Faktörleri sisteme girildi. **Şekil 3-4.** Kolimatör scatter faktörleri, $Sp = TSCF(Scp) / Sc$ oranıyla hesap edilip sisteme girildi.



Şekil 3-4.Total scatter faktörlerinin girilmesi.

Convolution/Superposition algoritmasının modellenmesine göre ölçülen değerler ile hesaplanan değerlerin arasındaki farkların listelendiği analiz sayfası ile bilgilerin doğruluğu denetlendi (**Şekil 3-5**).



Şekil 3-5.XiO Beam Modeling Analiz sayfası.

Y yönündeki (Inplain) profillerin yüklenmesiyle modellenen yeni lineer hızlandırıcı ONCOR (Y) olarak adlandırıldı. Daha önce tedavi planlama bilgisayarımızda mevcut olan ve X yönündeki (Crossplain) profil verilerden oluşturan tedavi cihazı ONCOR (X) olarak adlandırıldı.

3.3. Oncor Lineer Hızlandırıcısının kolimatör sisteminin bitişik alanlar üzerindeki etkisi:

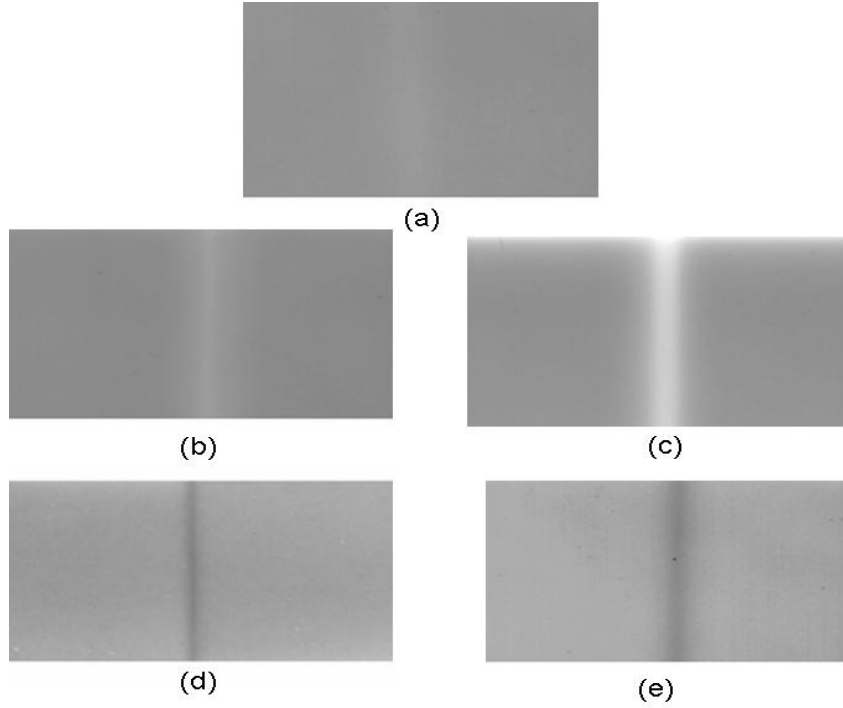
Çalışmamız, asimetrik alanların farklı düzlemlerde kesişmesini içerdiğinden ONCOR lineer hızlandırıcı cihazının kolimatör sisteminin ürettiği bitişik alanlar test edildi. Şekil 3-6a Kalibrasyon öncesi bitişik alanların cevabı, asimetrik alanlar kalibrasyon sonrası en iyi hale getirildi (Şekil 3-6b).



Şekil 3-6(a) Asimetrik alanların kalibrasyon öncesi (b) Kalibrasyon sonrası.

Bitişik alanları test etmek için önce $X1=5\text{cm}$; $X2=5\text{cm}$; $Y1=0\text{cm}$; $Y2=5\text{cm}$ yapıp ilk asimetrik alanımızı oluşturup $d_{\text{max}}=1.5\text{cm}$ konumlandırıdığımız GafChromic EBT filmi ışınladık. Arkasından $X1=5\text{cm}$; $X2=5\text{cm}$; $Y1=5\text{cm}$; $Y2=0\text{cm}$ yapıp diğer asimetrik alana aynı dozu verdik. Bu işlemi sırasıyla aşağıdaki durumlar için tekrarladık;

- Bitişik alanlar arasında gap (aralık) yokken,
- Bitişik alanlar arasında 1mm gap varken,
- Bitişik alanlar arasında 2mm gap varken,
- Bitişik alanlar arasında 1mm overlap (üst üste binme) varken,
- Bitişik alanlar arasında 2mm overlap varken.



Şekil 3-7(a) gap yokken. (b) 1mm. gap (c) 2mm. gap (d) 1mm. overlap (e) 2mm. overlap.

3.4. Baş boyun hastalarına ait IMRT planlarının oluşturulması

Kliniğimizde mevcut olan Bilgisayarlı Tomografi cihazında BT kesitleri alınan hastaların klinik durumunu göre hedef organ ve kritik organ konturları ilgili radyasyon onkoloğu tarafından belirlendikten sonra IMRT planlaması için CMS-XiO Tedavi Planlama Bilgisayarı'nda aşağıdaki gibi doz tanımlamaları yapıldı;

Sol/Sağ Parotis ortalama dozu ≤ 26 Gy,

Sol/Sağ Koklea ortalama dozu ≤ 50 Gy,

Beyin sapı maksimum ≤ 50 Gy,

Kiazma maksimum ≤ 54 Gy,

Medulla spinalis maksimum ≤ 45 Gy,

PTV'ye 70 Gy'in min. %95'ini, maksimum %7'sini verecek şekilde,

Her hasta için üç ayrı plan yapıldı;

PLAN A: ONCOR (Y)

PLAN B: ONCOR (X)

PLAN C: ONCOR (X) – ONCOR (Y) ile planlar yapıldı.



Şekil 3-8. IMRT planlarının oluşturulması.

3.5. CMS XiO Tedavi Planlama Sisteminde IMRT hastalarının Kalite Kontrolleri

Tedavi planlaması yapılan her bir hasta için CMS-XiO Tedavi Planlama Sistemi'nde $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ ebatlarında üç boyutlu sanal fantom oluşturuldu. Yapılan hasta planları bu fantoma taşınarak SSD:90 cm olacak şekilde 10cm derinlikte Fluence Map (Akı haritası) oluşturuldu. Her hastaya üç ayrı plan yapıldığı için bu planlar PLAN A, PLAN B, PLAN C olarak ayrı ayrı Kalite Kontrolleri yapıldı.

3.6. PTW 2D-Array Seven 29 ile Doz Dağılımının Doğrulanması

CMS-XiO Tedavi Planlama Sistemi'nde oluşturulan hasta planları İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü'nde mevcut olan LANTIS Network Sistemi ile Siemens ONCOR Lineer Hızlandırıcı cihazına taşındı. CMS-XiO Tedavi Planlama Sistemi'nde planlandığı gibi SAD:100 cm olacak şekilde 10cm derinliğe PTW 2D-Array Seven 29 cihazı yerleştirildi.

3.7. İyon odası ile Hasta Planlarının Merkezi Eksende Nokta Dozun Doğrulanması

Hasta planlarında tüm ışınların gantry açıları 0 yapılarak isocenterda nokta doz değerleri kaydedildi. İzocenter noktasındaki nokta doz değerlendirmesi ONCOR Lineer hızlandırıcı cihazında RW3 katı su fantomu aracılığıyla SAD:100, d:10 cm. derinliğe konumlandırılan 0,6 cc ve 0,125 cc iyon odaları ile her hasta için üç ayrı plan kontrol edildi.

3.8. Hasta planlarına ait Doz Volüm Histogramlarının değerlendirilmesi

Her hasta ve her plan için aynı doz reçetesi düzenlenerek, planlama sonrasında Sol/Sağ Parotis ortalama dozu, Sol/Sağ Koklea ortalama dozu, Beyin sapı maksimum dozu, Kiazma maksimum dozu ve Medulla spinalisin aldığı maksimum dozlar değerlendirilerek Mann Witney testi ile PTV₉₅ dozu ile kritik organ dozları arasındaki farklılık istatistiksel olarak değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Oncor Lineer Hızlandırıcısının kolimatör sisteminin bitişik alanlar üzerindeki etkisi:

Bitişik alanları test etmek için önce $X1=5\text{cm}; X2=5\text{cm}; Y1=0\text{cm}; Y2=5\text{cm}$ yapıp ilk asimetrik alanımızı oluşturup $d_{\text{max}}=1.5\text{cm}$ konumlandığımız GafChromic EBT filmi ışınlandı. Arkasından $X1=5\text{cm}; X2=5\text{cm}; Y1=5\text{cm}; Y2=0\text{cm}$ yapıp diğer asimetrik alana aynı dozu verdik. Bu işlemi sırasıyla aşağıdaki durumlar için tekrarlandı;

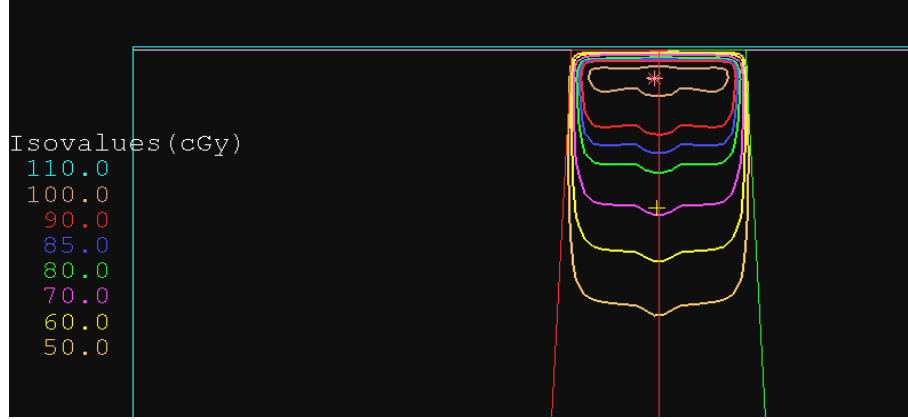
- Bitişik alanlar arasında gap (aralık) yokken,
- Bitişik alanlar arasında 1mm gap varken,
- Bitişik alanlar arasında 2mm gap varken,
- Bitişik alanlar arasında 1mm overlap (üst üste binme) varken,
- Bitişik alanlar arasında 2mm overlap varken.

Film çalışmamızın sonucu Tablo 4-1’de görülmektedir.

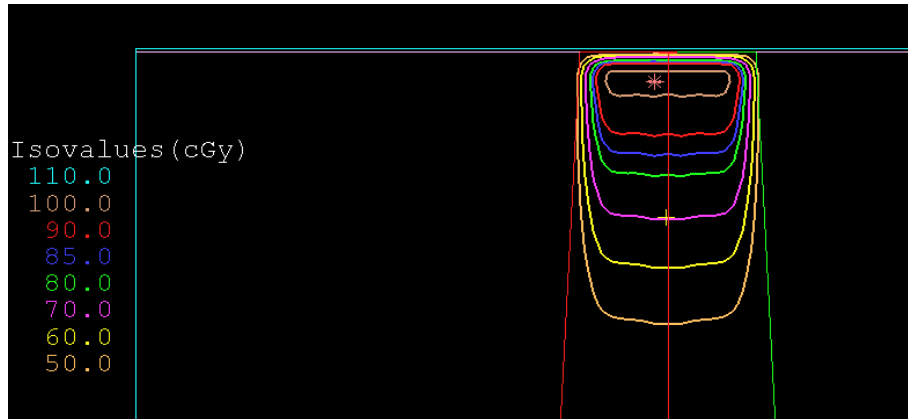
Tablo 4-1. Oncor Lineer Hızlandırıcısının asimetrik alanlara etkisi.

	no gap	1mm gap	2mm gap	1mm overlap	2mm overlap
X -X	+%1,2	-%5	-%19	+%6	+%18
Y-Y	+%0,5	-%1,5	-%7,5	+%3,5	+%7

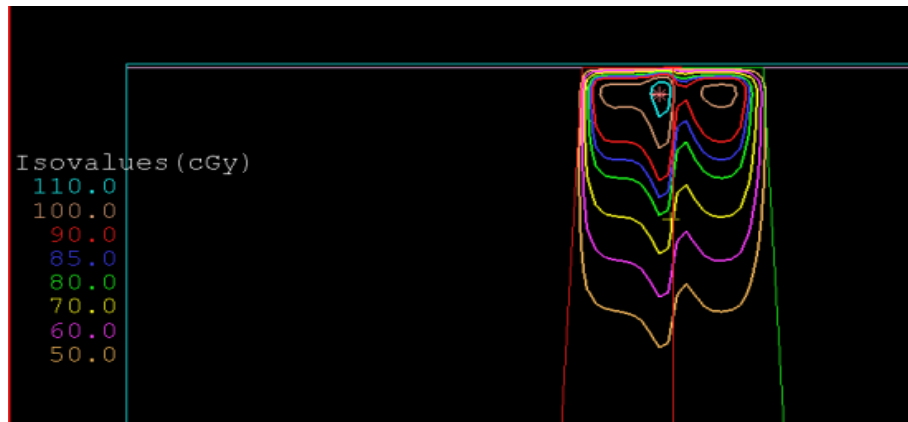
4.2. Oncor Linear Hızlandırıcısına ait X ve Y yönündeki Profillere göre modellenen ONCOR (X) ve ONCOR (Y) cihazının Tedavi Planlama Sistemi üzerinde bitişik alanlar üzerindeki etkisi



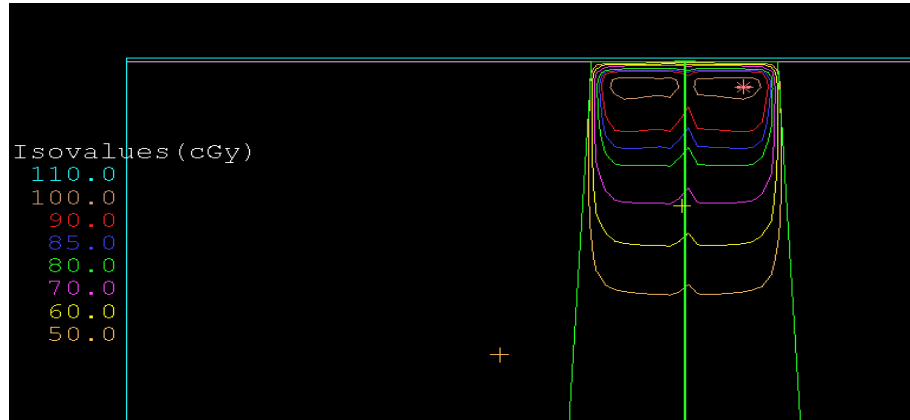
Şekil 4-1. ONCOR (X) - ONCOR (X) no gap.



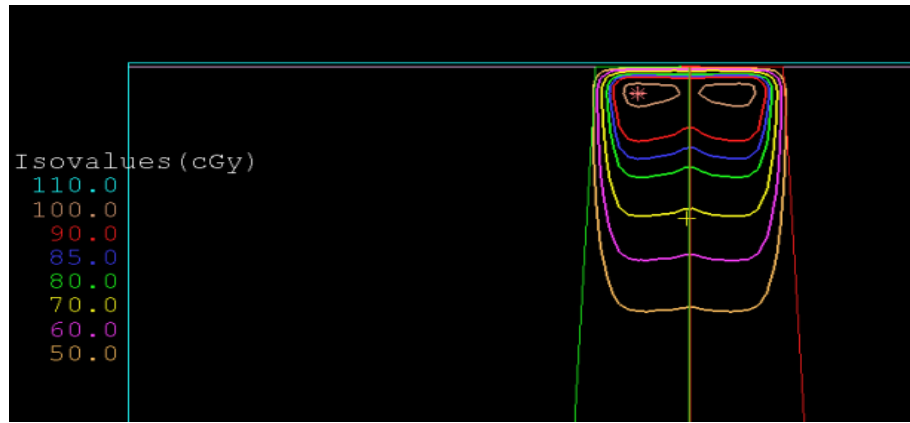
Şekil 4-2. ONCOR (Y) - ONCOR (Y) no gap.



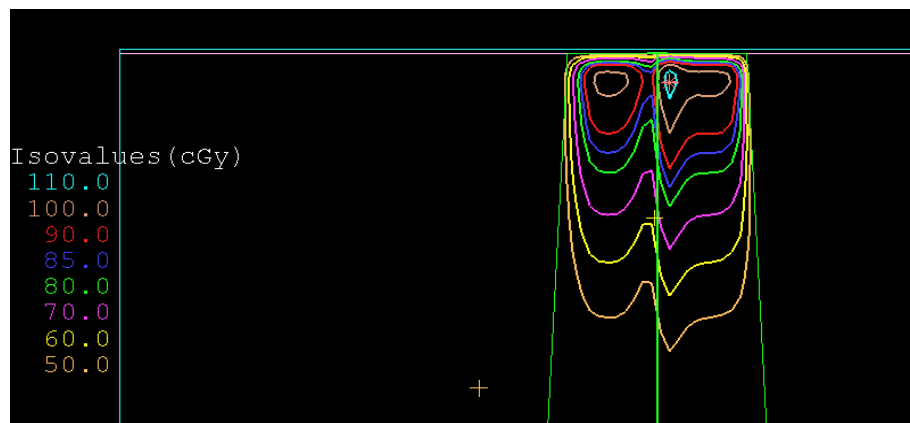
Şekil 4-3. ONCOR (X) - ONCOR (Y) no gap.



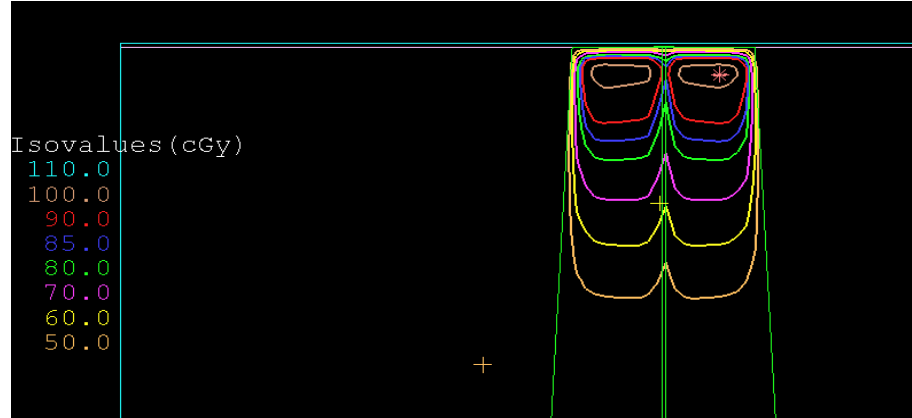
Şekil 4-4. ONCOR (X) - ONCOR (X) 1 mm gap.



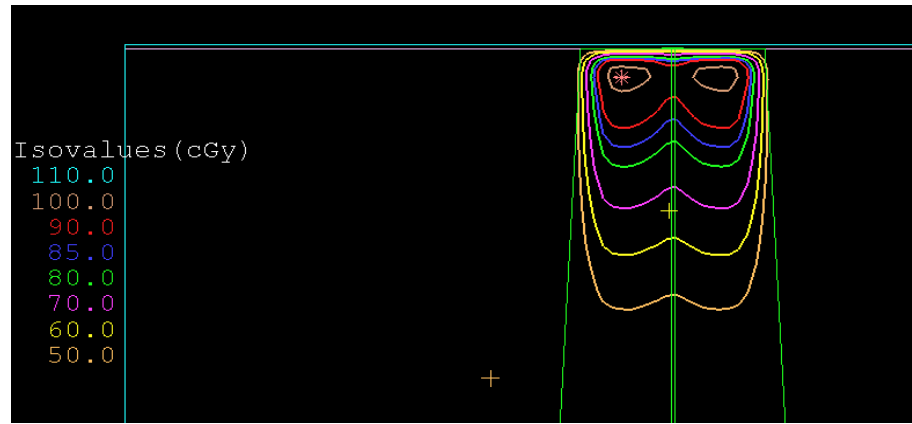
Şekil 4-5. ONCOR (Y) - ONCOR (Y) 1mm gap.



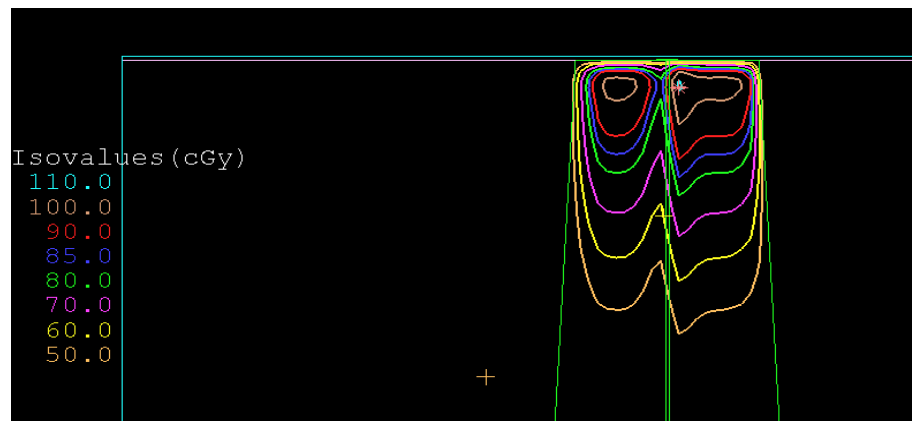
Şekil 4-6. ONCOR (X) - ONCOR (Y) 1mm gap.



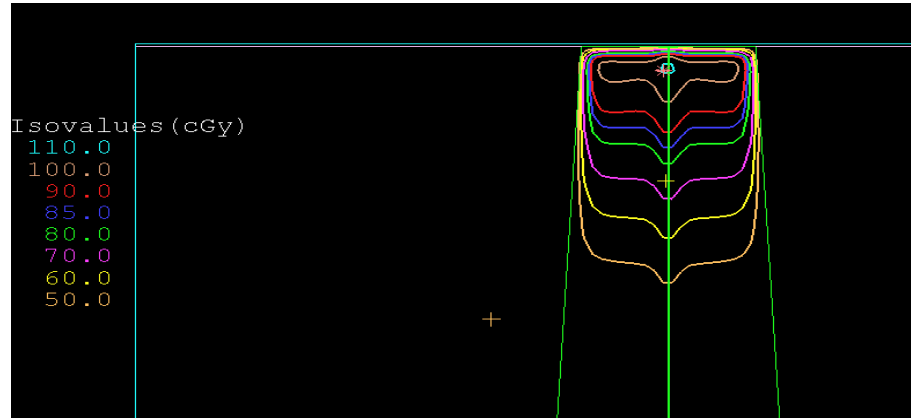
Şekil 4-7. ONCOR (X) - ONCOR (X) 2mm gap.



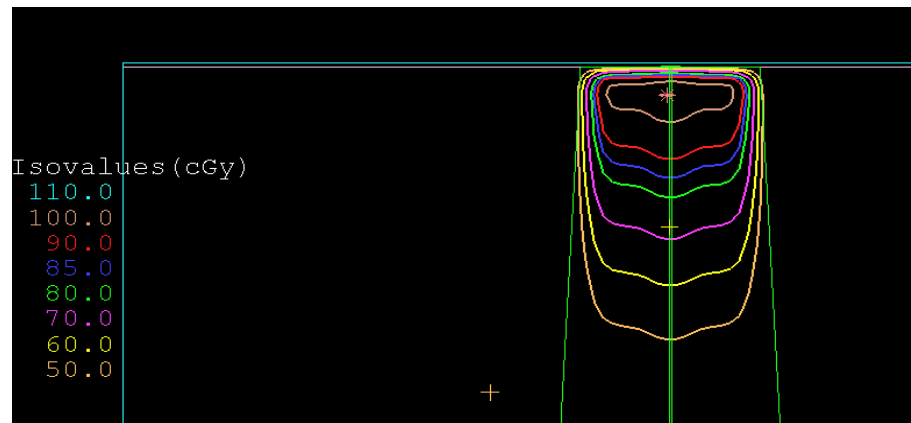
Şekil 4-8. ONCOR (Y) - ONCOR (Y) 2mm gap.



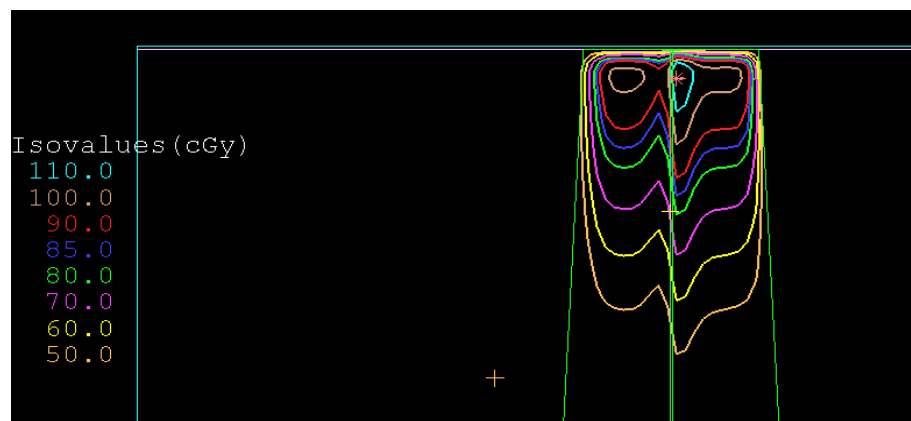
Şekil 4-9. ONCOR (X) - ONCOR (Y) 2mm gap.



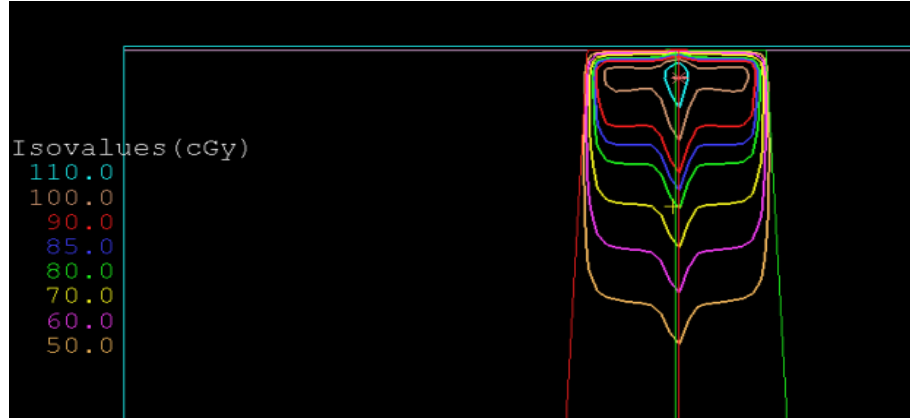
Şekil 4-10. ONCOR (X) - ONCOR (X) 1mm overlap.



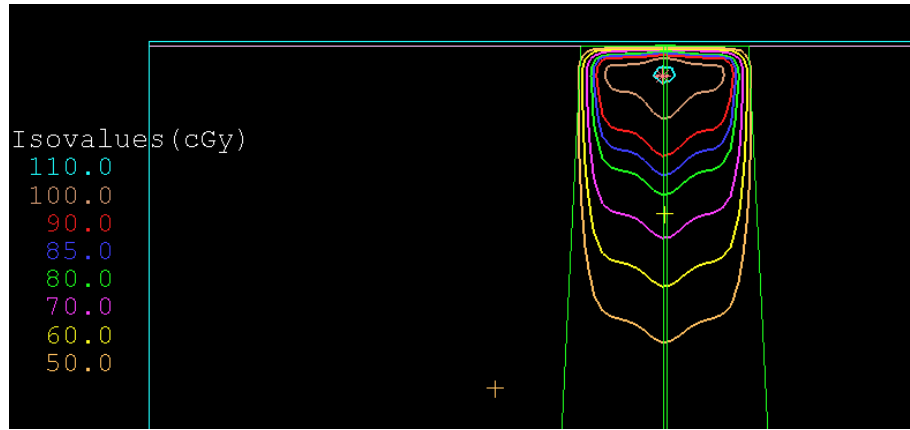
Şekil 4-11. ONCOR (Y) - ONCOR (Y) 1mm overlap.



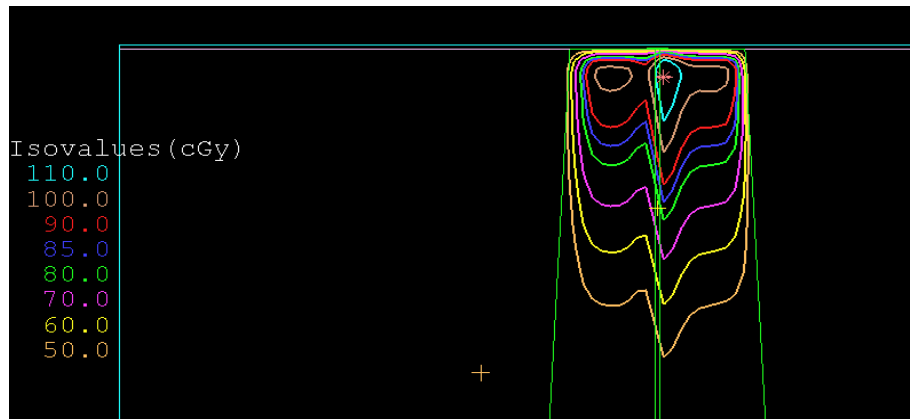
Şekil 4-12. ONCOR (X) ONCOR (Y) 1mm overlap.



Şekil 4-13. ONCOR (X) - ONCOR (X) 2mm overlap.

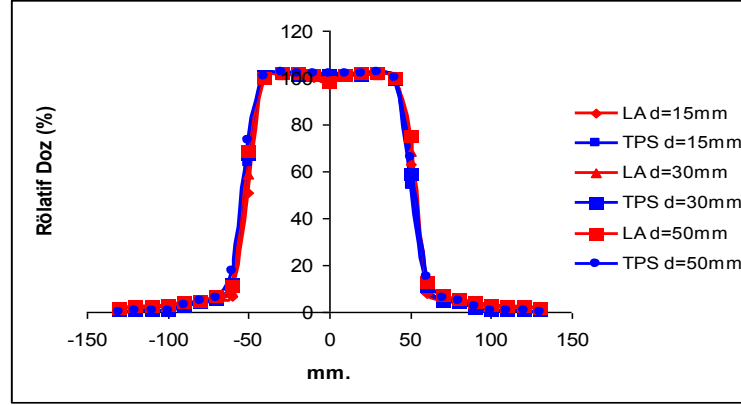


Şekil 4-14. ONCOR (Y) - ONCOR (Y) 2mm overlap.

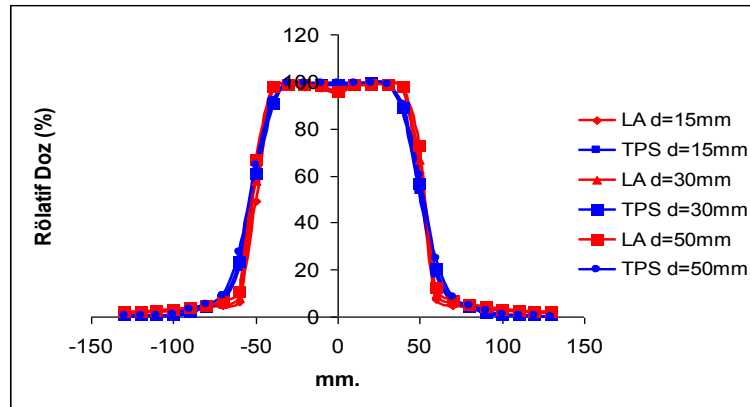


Şekil 4-15. ONCOR (X) - ONCOR (Y) 2mm overlap.

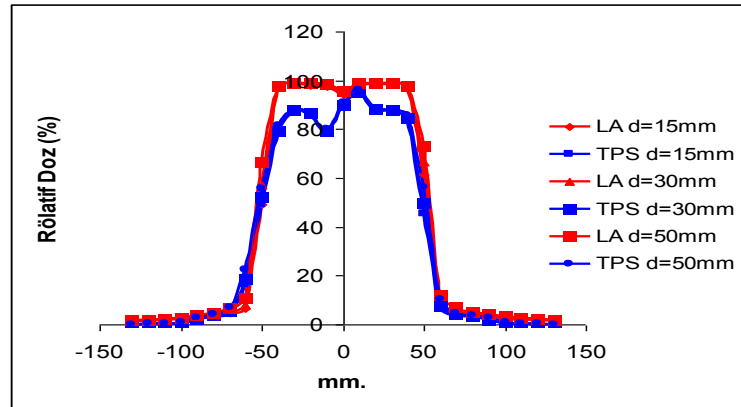
4.3. Oncor Linear Hızlandırıcısına ait X ve Y yönündeki Profillere göre modellenen ONCOR (X) ve ONCOR (Y) cihazının Tedavi Planlama Sistemi ile PTW 2D Array Seven 29 ile Profil karşılaştırılması



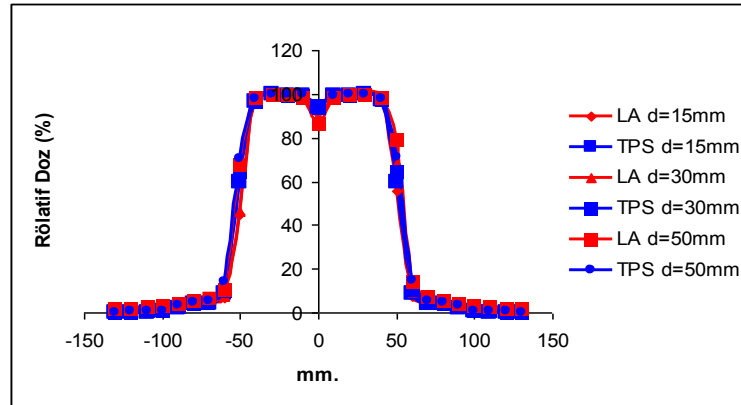
Şekil 4-16. X-X asimetrik alanları no gap.



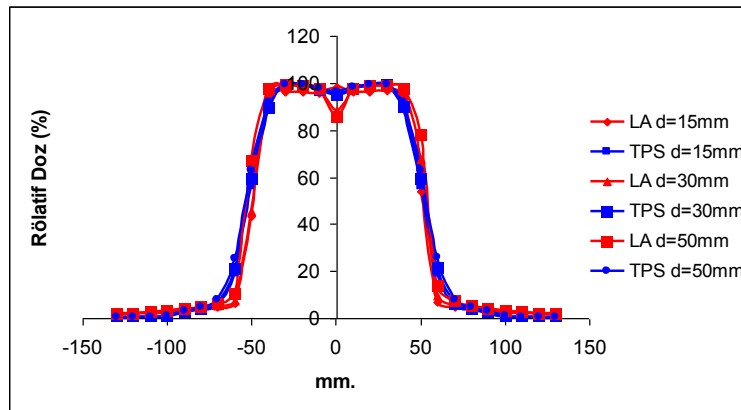
Şekil 4-17. Y-Y asimetrik alanları no gap.



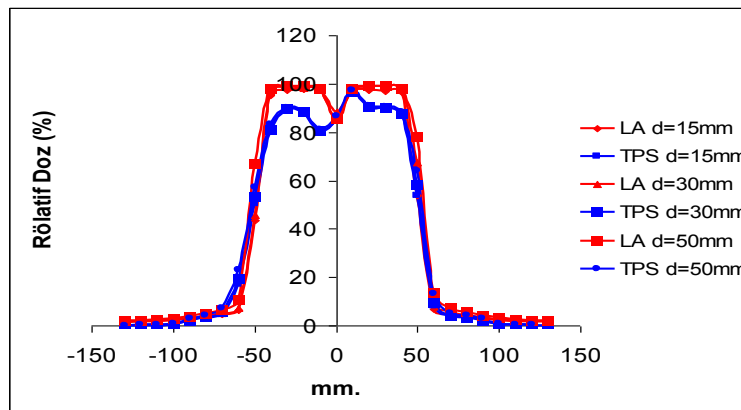
Şekil 4-18. X-Y asimetrik alanları no gap.



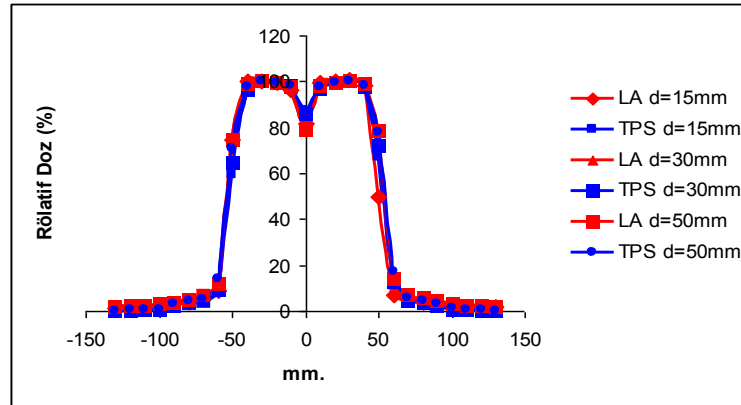
Şekil 4-19. X-X asimetrik alanları 1mm.gap.



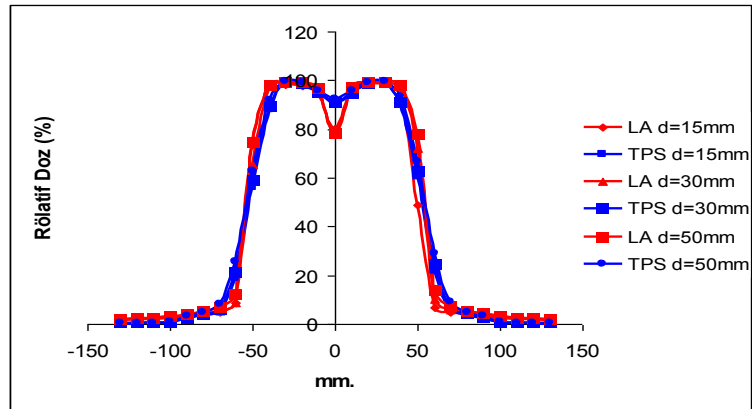
Şekil 4-20. Y-Y asimetrik alanları 1mm.gap.



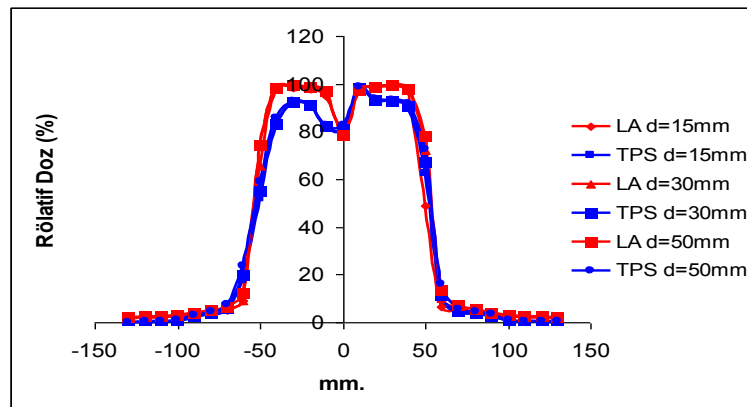
Şekil 4-21. X-Y asimetrik alanları 1mm.gap.



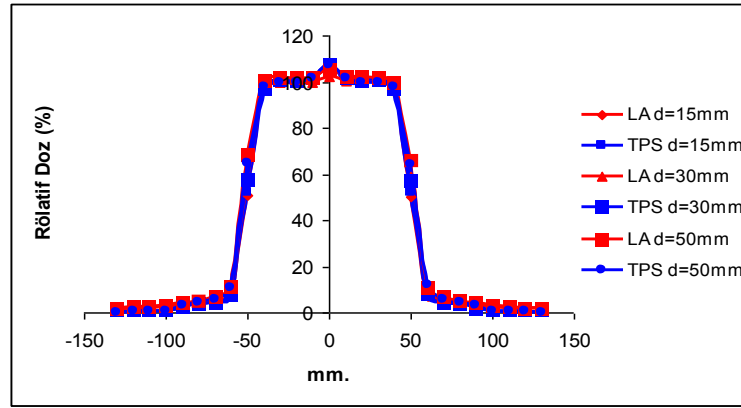
Şekil 4-22. X-X asimetrik alanları 2mm.gap.



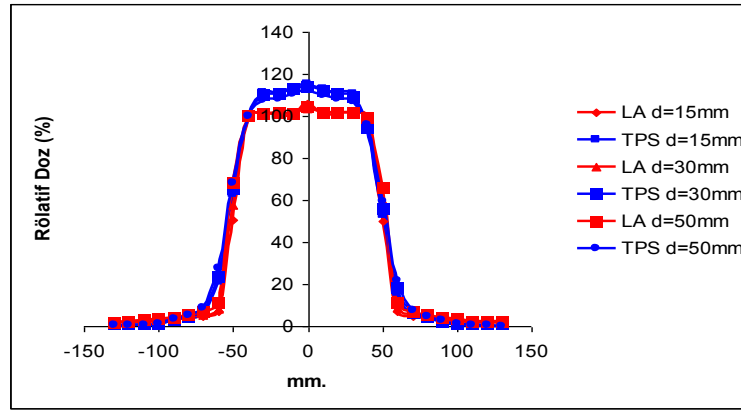
Şekil 4-23. Y-Y asimetrik alanları 2mm. gap.



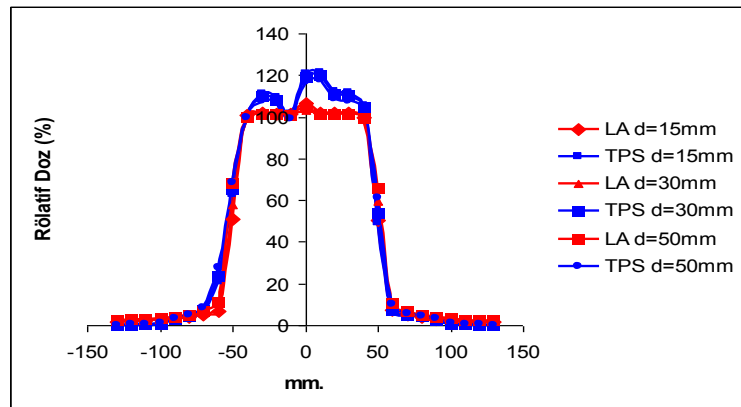
Şekil 4-24. X-Y asimetrik alanları 2mm. gap.



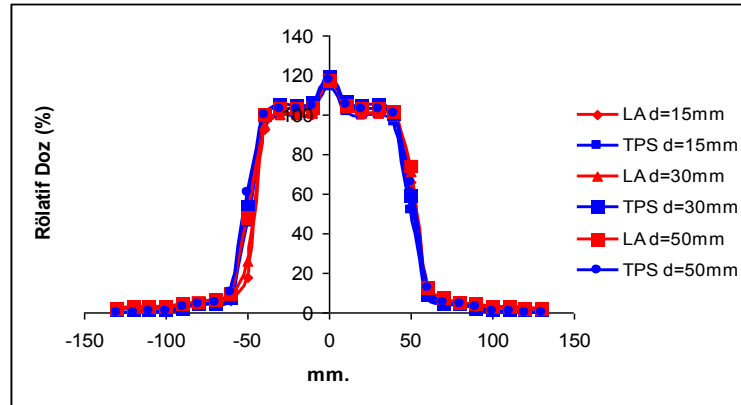
Şekil 4-25. X-X asimetrik alanları 1mm.overlap.



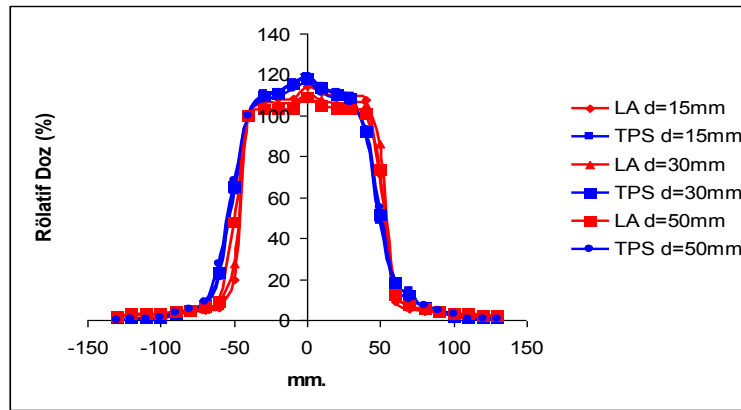
Şekil 4-26. Y-Y asimetrik alanları 1mm.overlap.



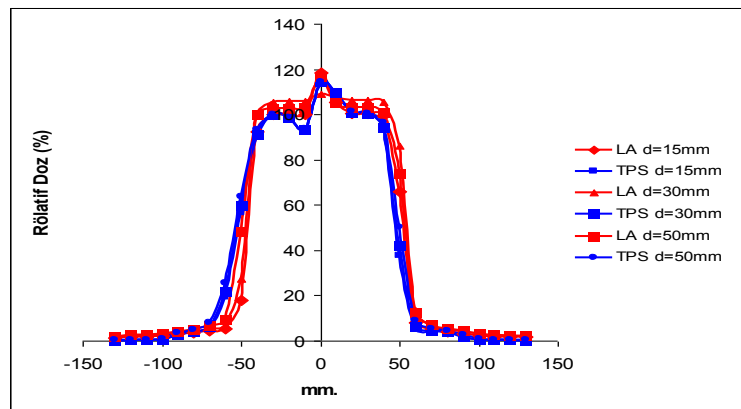
Şekil 4-27. X-Y asimetrik alanları 1mm. overlap.



Şekil 4-28. X-X asimetrik alanları 2mm.overlap.



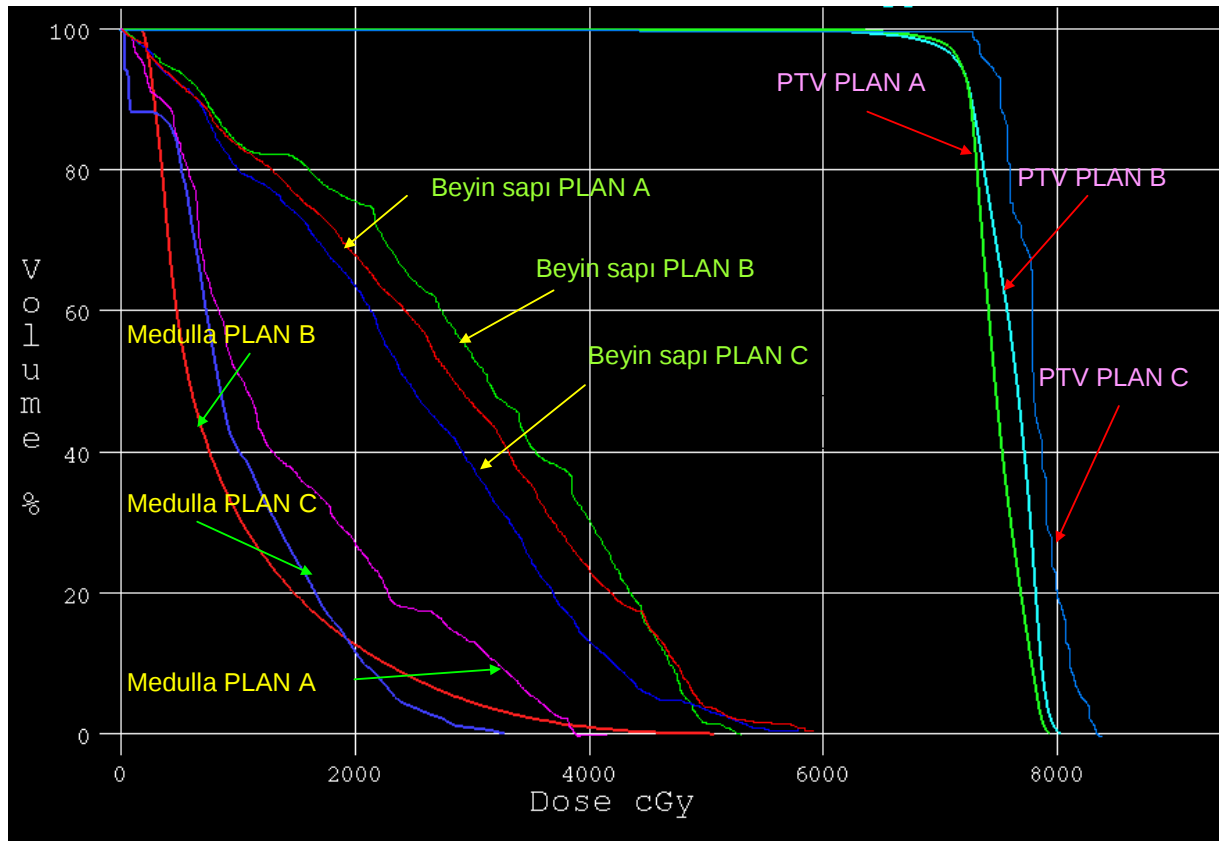
Şekil 4-29. Y-Y asimetrik alanları 2mm.overlap.



Şekil 4-30. X-Y asimetrik alanları 2mm.overlap.

4.4. PLAN A,PLAN B ve PLAN C'ye göre planlanan hasta planlarının Doz Volüm Histogramlarının karşılaştırılması:

Her hasta için üç ayrı plan yapılarak kritik organlar ve PTV kapsamı açısından birbirleriyle karşılaştırıldı. **Şekil 4-31**'de bir hastaya ait üç ayrı tedavi planının (PLAN A, PLAN B, PLAN C) değerlendirilmesi görülmektedir.

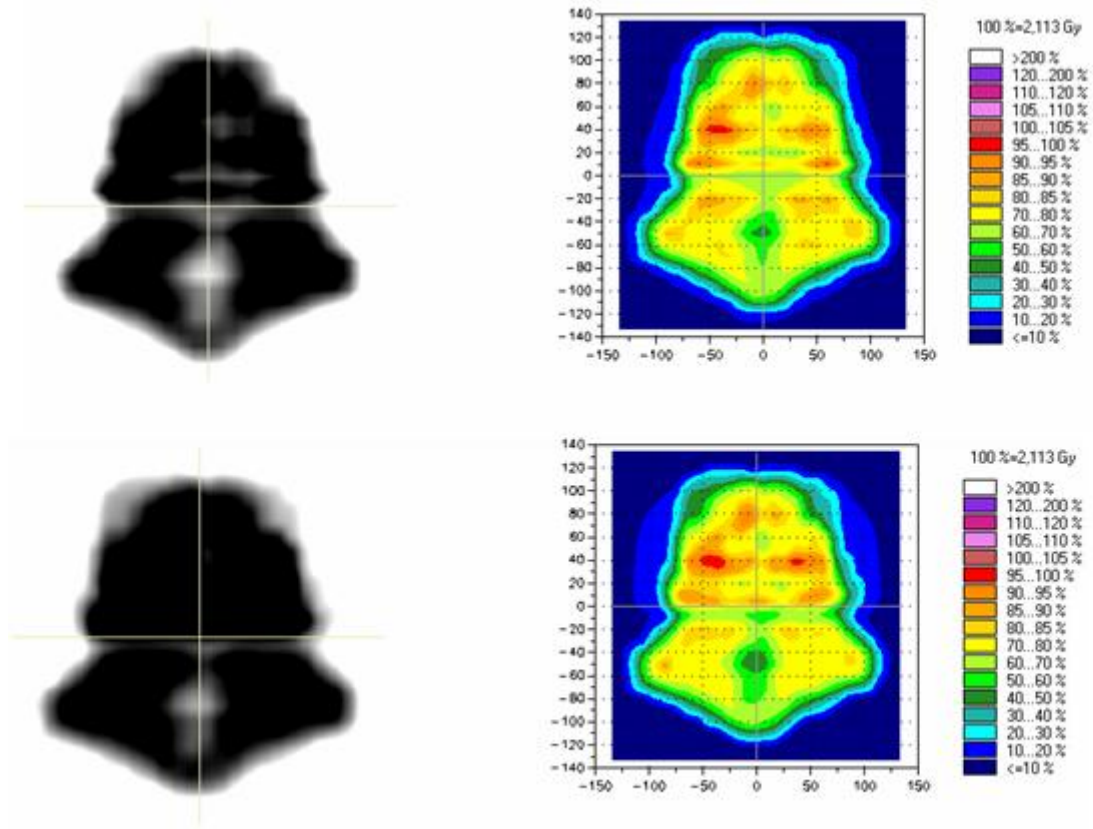


Şekil 4-31.PLAN A, PLAN B ve PLAN C'ye göre planlanan hasta planlarının Doz Volüm Histogramlarının karşılaştırılması.

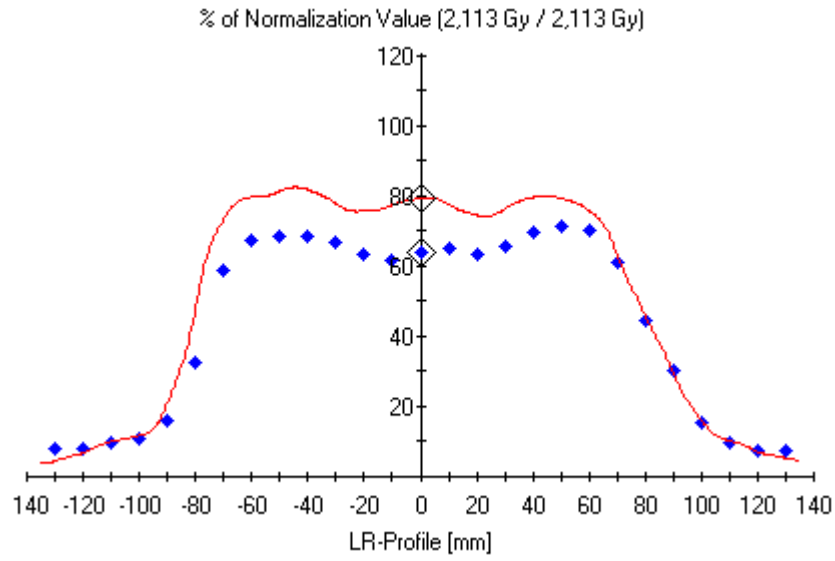
Aynı şartlarda tedavi planı yapılan 20 baş boyun hastasına ait Doz Volüm Histogramlarının karşılaştırılması sonucunda medulla spinalis dozu ile PTV₉₅ dozları, Mann Witney testi ile karşılaştırıldığında PLAN A ve PLAN B için anlamlı bir fark olurken, PLAN C için anlamsız olduğu görüldü . PLAN A için $p=0,01133$, PLAN B için $p=0,00439$, PLAN C için $p=0,2123$.

4.5. Oncor Lineer Hızlandırıcısının Y yönündeki profil bilgileriyle elde edilen ONCOR (Y) ile planlanan hasta profillerinin karşılaştırılması:

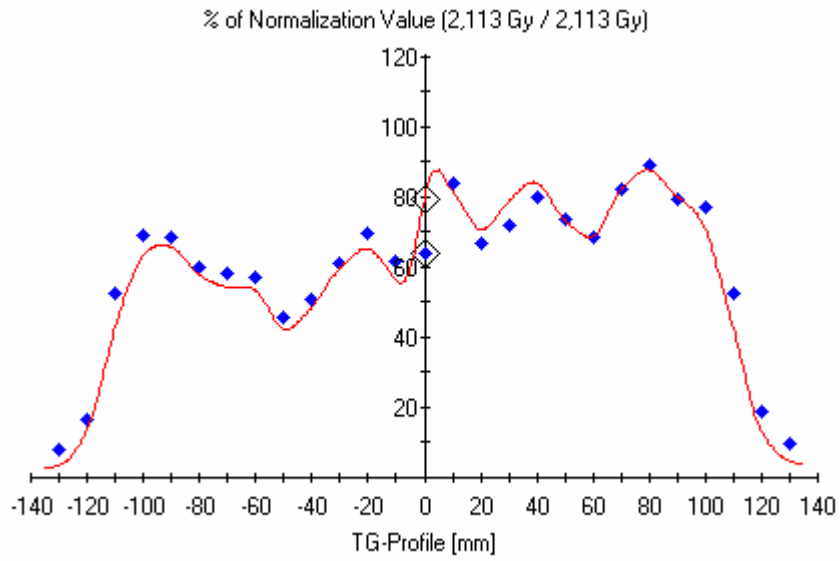
IMRT planının dozimetrik doğrulamasında PTW 2D Array ile ölçülen ve TPS ile hesaplanan akı haritası ve doz profillerinin karşılaştırması aşağıdaki gibidir. Örnek hasta planı için PTW 2D Array ile ölçülen ve TPS'de hesaplanan dağılımlar Verisoft programı ile karşılaştırılarak izodoz dağılımları ve doz profillerinin üst üste getirilmesiyle doz farkları bulundu (Şekil 4-32). Gamma indeks değerlendirmesiyle gamma faktör haritaları elde edildi.



Şekil 4-32. PLAN A için PTW Verisoft program ile TPS'den gelen akı haritalarının PTW L.A.Seven 29 ile ölçülen akı haritalarıyla karşılaştırılması.



Şekil 4-33. Plan A'ya göre merkezi ekseninde Left-Right yönünde profil karşılaştırılması.

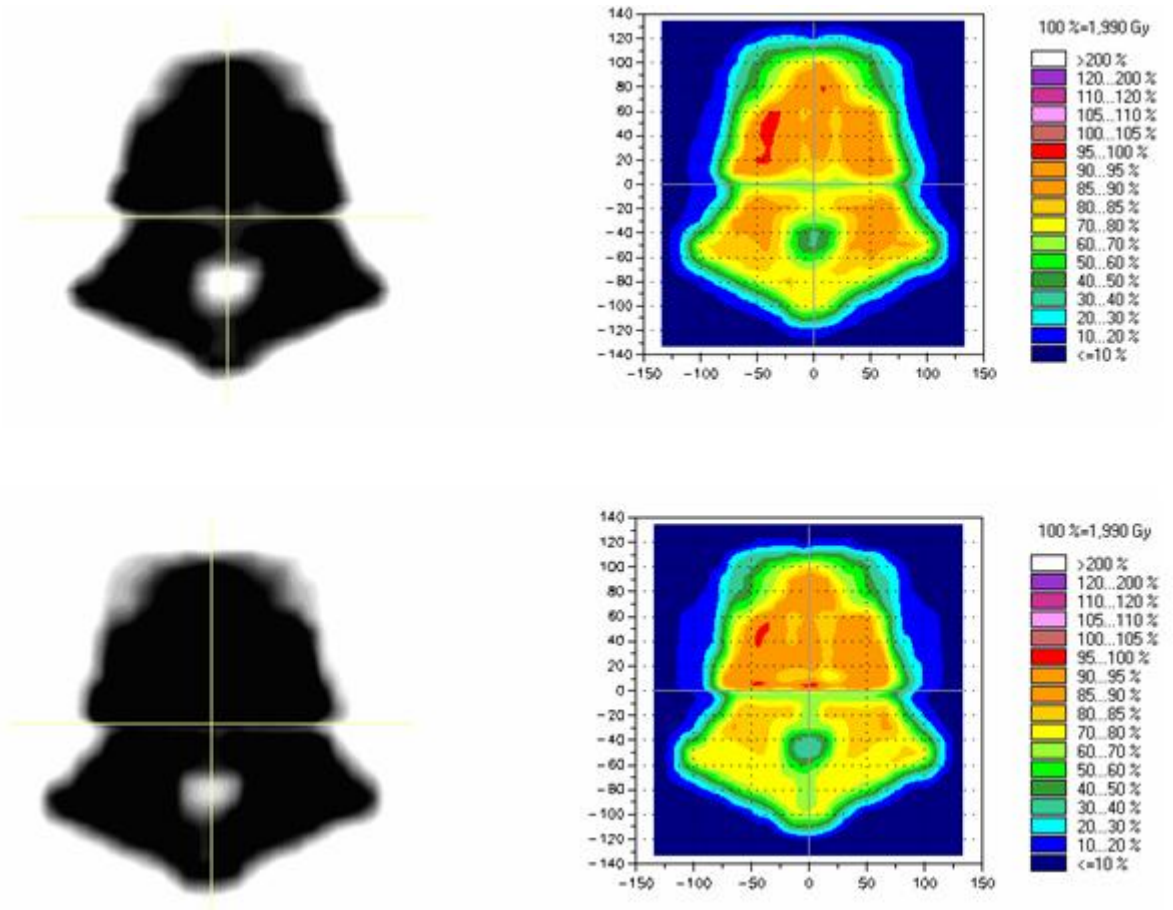


Şekil 4-34. Plan A'ya göre merkezi ekseninde Gun-Target yönünde profil karşılaştırılması.

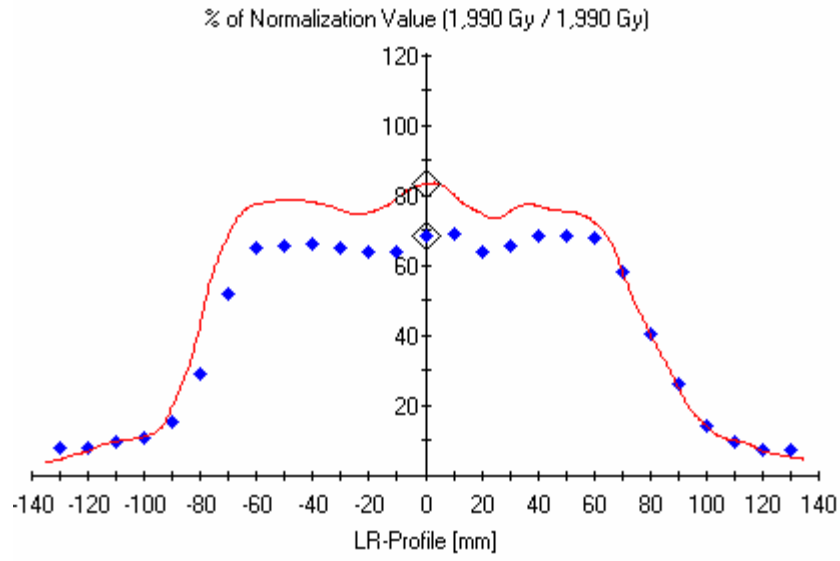
Plan A'ya göre Left-Right yönünde profil karşılaştırılması **Şekil 4-33**'de, Gun-Target yönünde profil karşılaştırılması ise **Şekil 4-34**'de gösterildi.

4.6. Oncor Lineer Hızlandırıcısının X yönündeki profil bilgileriyle elde edilen ONCOR (X) ile planlanan hasta profillerinin karşılaştırılması:

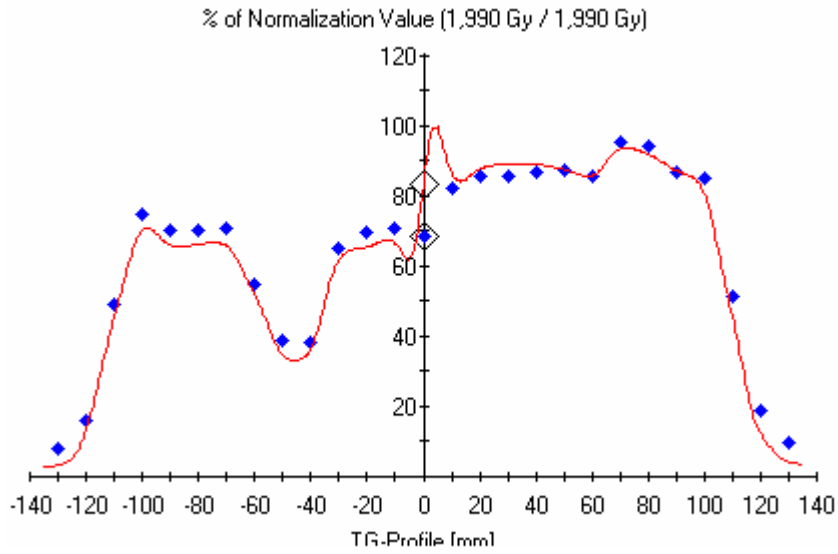
IMRT planının dozimetrik doğrulamasında PTW 2D Array ile ölçülen ve TPS ile hesaplanan akı haritası ve doz profillerinin karşılaştırması aşağıdaki gibidir. Örnek hasta planı için PTW 2D Array ile ölçülen ve TPS'de hesaplanan dağılımlar Verisoft programı ile karşılaştırılarak izodoz dağılımları ve doz profillerinin üst üste getirilmesiyle doz farkları bulundu (Şekil 4-35). Gamma indeks değerlendirmesiyle gamma faktör haritaları elde edildi.



Şekil 4-35. PLAN B için PTW Verisoft programı ile TPS'den gelen akı haritalarının PTW L.A.Seven 29 ile ölçülen akı haritalarıyla karşılaştırılması.



Şekil 4-36. Plan B'ye göre merkezi eksende Left-Right yönünde profil karşılaştırılması.

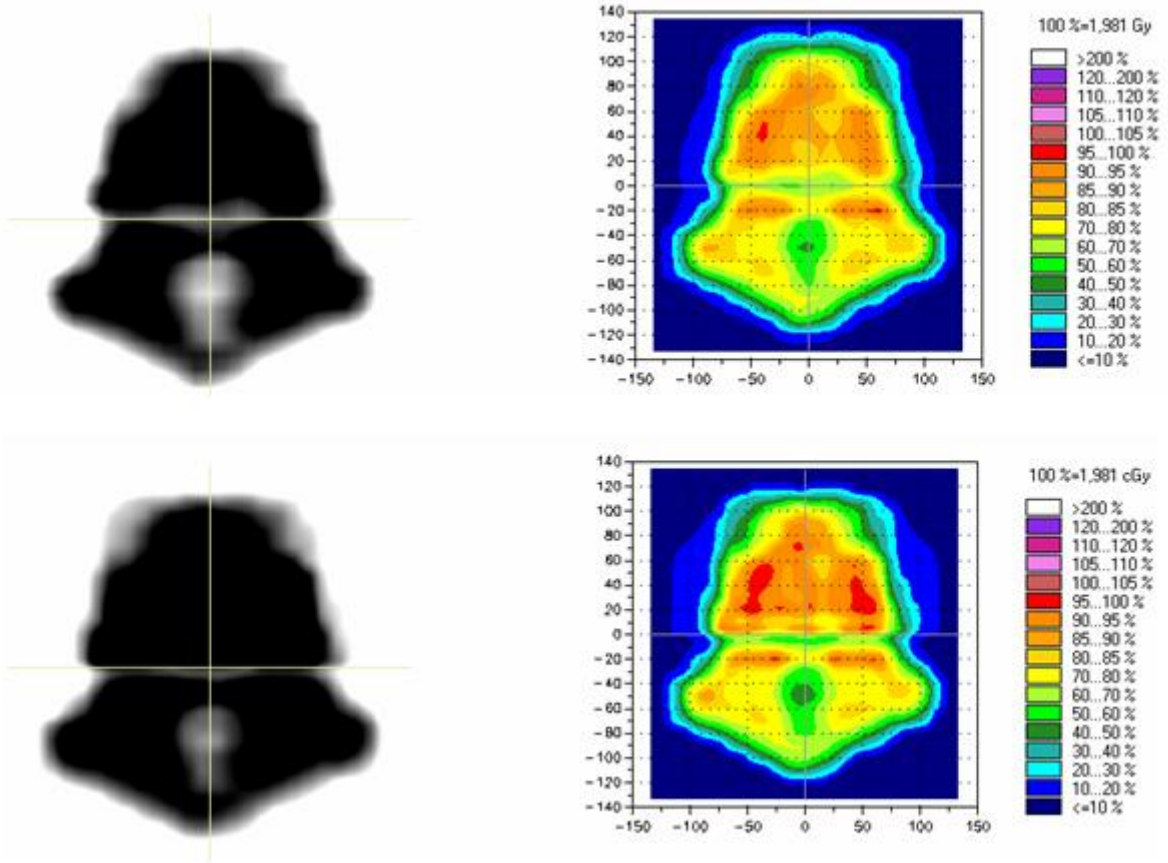


Şekil 4-37. Plan B'ye göre merkezi eksende Gun-Target yönünde profil karşılaştırılması.

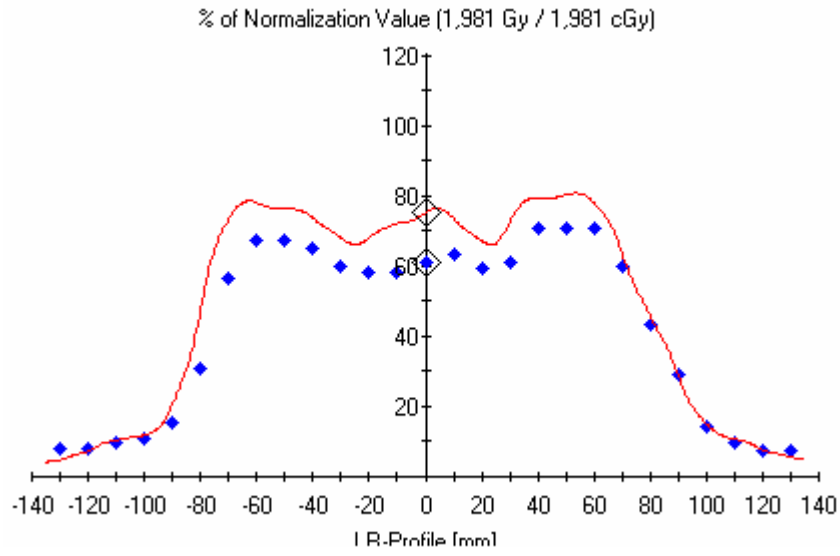
Plan B'ye göre Left-Right yönünde profil karşılaştırılması Şekil 4-36'da, Gun-Target yönünde profil karşılaştırılması ise **Şekil 4-37**'de gösterildi.

4.7. ONCOR (X)-ONCOR (Y) ile planlanan hasta profillerinin karşılaştırılması:

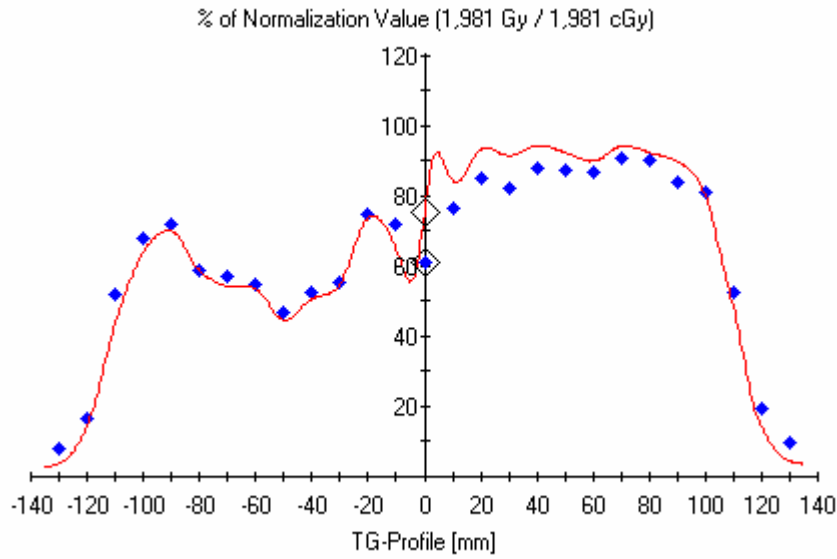
IMRT planının dozimetrik doğrulamasında PTW 2D Array ile ölçülen ve TPS ile hesaplanan akı haritası ve doz profillerinin karşılaştırması aşağıdaki gibidir. Örnek hasta planı için PTW 2D Array ile ölçülen ve TPS'de hesaplanan dağılımlar Verisoft programı ile karşılaştırılarak izodoz dağılımları ve doz profillerinin üst üste getirilmesiyle doz farkları bulundu (Şekil 4-38). Gamma indeks değerlendirmesiyle gamma faktör haritaları elde edildi.



Şekil 4-38. PLAN C için PTW Verisoft programı ile TPS'den gelen akı haritalarının PTW L.A.Seven 29 ile ölçülen akı haritalarıyla karşılaştırılması.



Şekil 4-39. Plan C'ye göre merkezi eksende Left-Right yönünde profil karşılaştırılması.

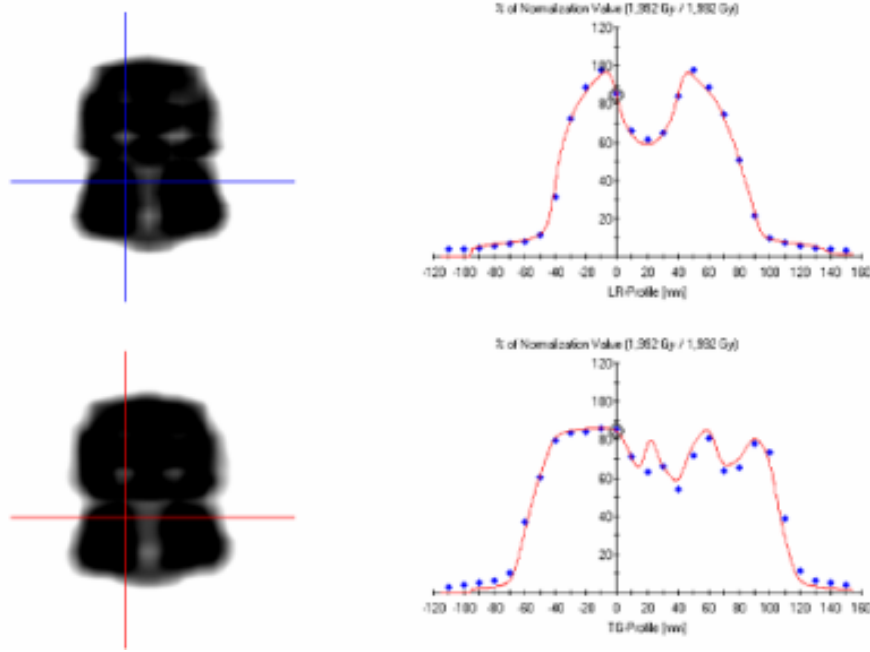


Şekil 4-40. Plan C'ye göre merkezi eksende Gun-Target yönünde profil karşılaştırılması.

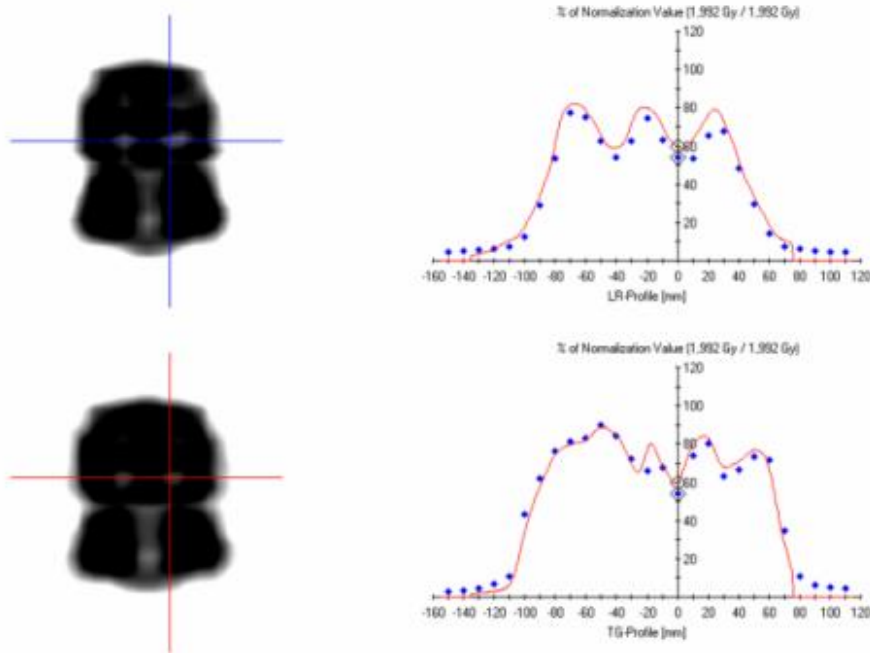
Plan C'ye göre Left-Right yönünde profil karşılaştırılması **Şekil 4-39'**da, Gun-Target yönünde profil karşılaştırılması ise **Şekil 4-40'**da gösterildi.

4.8. PLAN A'ya göre planlanan hastaların QA'lerinin merkezi eksen dışındaki profillerinin karşılaştırılması:

Plan A için merkezi eksen dışındaki profil karşılaştırılması Şekil 4-41, Şekil 4-42'de verildi.



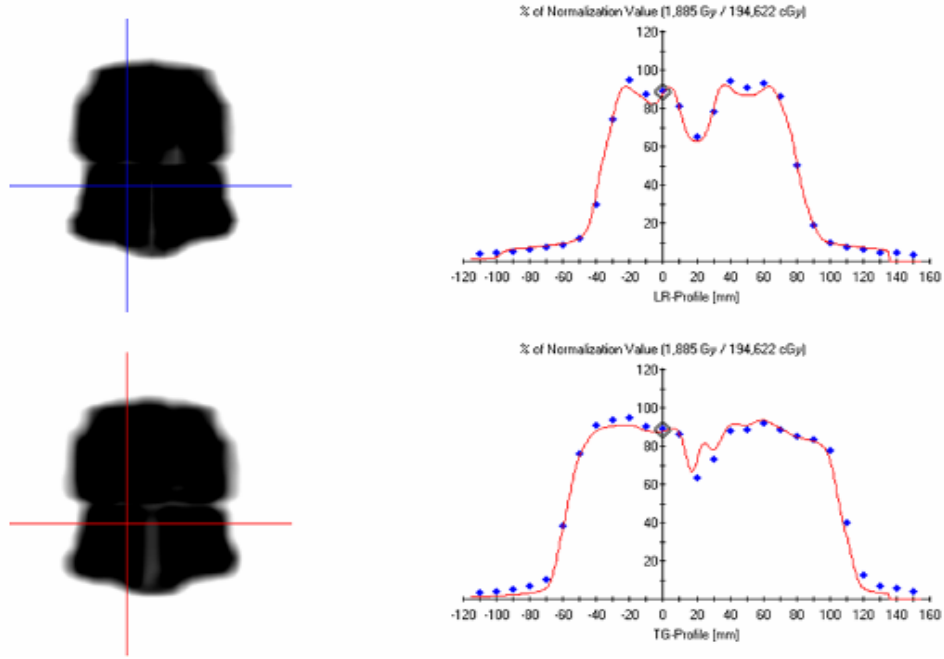
Şekil 4-41. Plan A, merkezi eksene göre (-2,2) noktasındaki profil karşılaştırılması.



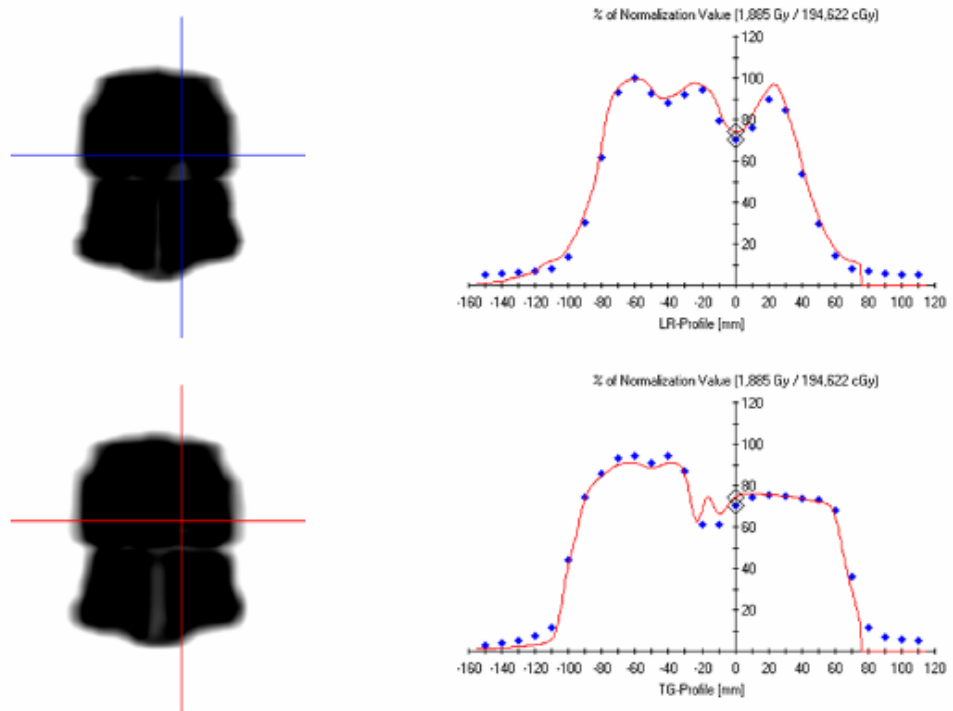
Şekil 4-42. Plan A, merkezi eksene göre (2,2) noktasındaki profil karşılaştırılması.

4.9. PLAN B'ye göre planlanan hastaların QA'lerinin merkezi eksen dışındaki profillerinin karşılaştırılması:

Plan B için merkezi eksen dışındaki profil karşılaştırılması Şekil 4-43, Şekil 4-44'de verildi.



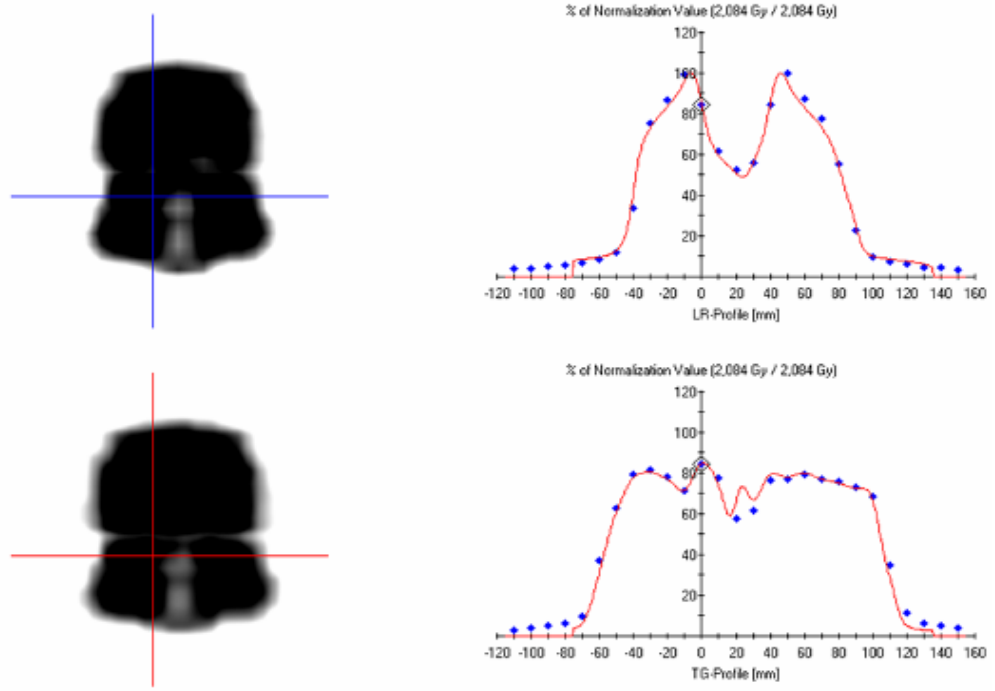
Şekil 4-43. Plan B, merkezi eksene göre (-2,2) noktasındaki profil karşılaştırılması.



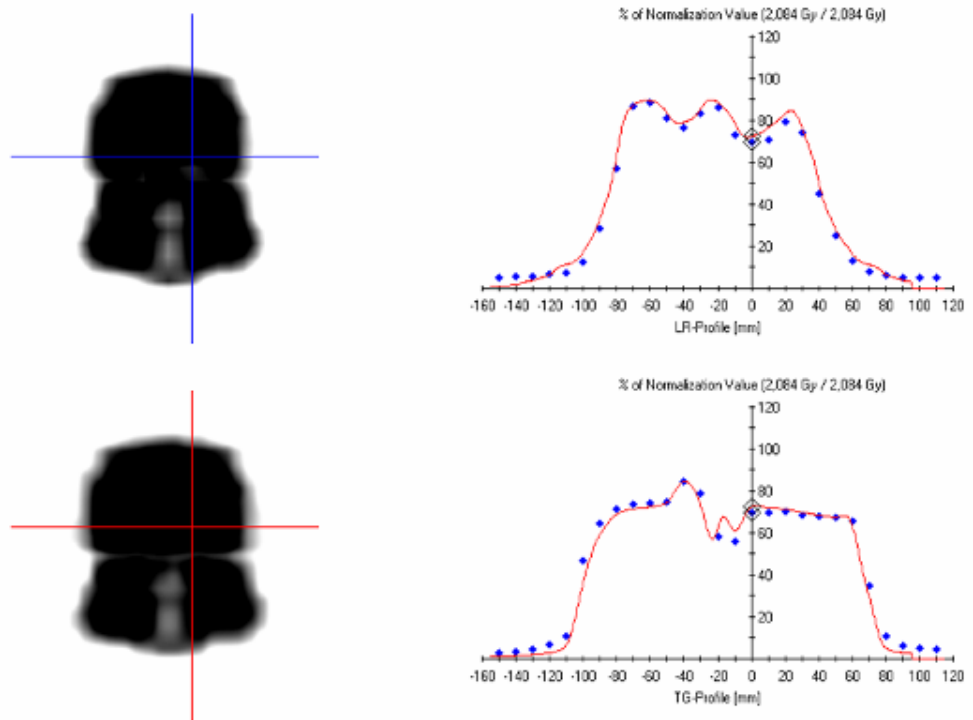
Şekil 4-44. Plan B ,merkezi eksene göre (2,2) noktasındaki profil karşılaştırılması.

4.10. PLAN C'ye göre planlanan hastaların QA'lerinin merkezi eksen dışındaki profillerinin karşılaştırılması:

Plan C için merkezi eksen dışındaki profil karşılaştırılması Şekil 4-45, Şekil 4-46'da verildi.



Şekil 4-45. Plan C ,merkezi eksene göre (-2,2) noktasındaki profil karşılaştırılması.



Şekil 4-46. Plan C ,merkezi eksene göre (2,2) noktasındaki profil karşılaştırılması.

4.11. Oncor Linear Hızlandırıcısının Y yönündeki profil bilgileriyle elde edilen ONCOR (Y) ile planlanan IMRT Hasta planına ait merkezi eksen nokta dozları:

Plan A'ya göre planlanan 20 hastaya ait nokta doz **Tablo 4-2'**de gösterildi.

Tablo 4-2. PLAN A'ya göre merkezi eksen nokta dozları.

HASTALAR	TPS	PTW Seven 29	TPS/PTW Seven 29 % fark	0,125 cc İyon Odası	TPS / 0,125 cc i.o. % fark	0,6 cc iyon odası	TPS / 0,6 cc i.o. % fark
HASTA 1	220	215,5	2,0	217	1,4	217	1,4
HASTA 2	195,2	198	1,4	191	2,2	191,4	2,0
HASTA 3	210,4	214	1,7	213,6	1,5	213	1,2
HASTA 4	204,2	212	3,8	202	1,1	202	1,1
HASTA 5	226,1	214,3	5,2	229	1,3	228	0,8
HASTA 6	194,5	184,5	5,1	198	1,8	194	0,3
HASTA 7	201,1	195	3,0	205,3	2,0	205	1,9
HASTA 8	192,7	188	2,4	200	3,6	199	3,2
HASTA 9	215,3	212	1,5	217	0,8	218	1,2
HASTA 10	197,5	188	4,8	204	3,2	203	2,7
HASTA 11	204,9	196,5	4,1	201	1,9	202	1,4
HASTA 12	195,3	198	1,4	192,4	1,5	192	1,7
HASTA 13	200,5	192	4,2	206	2,7	199,5	5,0
HASTA 14	198	190	4,0	204	2,9	200	1,0
HASTA 15	194,6	188,5	3,1	197	1,2	195	0,2
HASTA 16	216,7	221	2,0	222	2,4	223	2,8
HASTA 17	226	217	4,0	232	2,6	230	1,7
HASTA 18	215	218	1,4	218	1,4	218,4	1,6
HASTA 19	195	187	4,1	199	2,0	198	1,5
HASTA 20	197	204	3,6	201,5	2,2	201	2,0
ORTALAMA ± STD.SAPMA			2,82 ± 1,32		2 ± 0,75		1,7 ± 1,07

4.12. Oncor Linear Hızlandırıcısının X yönündeki profil bilgileriyle elde edilen ONCOR (X) ile planlanan IMRT Hasta planına ait merkezi eksen nokta dozları:

Plan B'ye göre planlanan 20 hastaya ait nokta doz **Tablo 4-3'**de gösterildi.

Tablo 4-3. PLAN B'ye göre merkezi eksen nokta dozları.

HASTALAR	TPS	PTW Seven 29	TPS/PTW Seven 29 % fark	0,125 cc İyon Odası	TPS / 0,125 cc i.o. %fark	0,6 cc iyon odası	TPS / 0,6 cc i.o. % fark
HASTA 1	220,3	213,2	3,2	218	1,0	219	0,6
HASTA 2	212,1	207,6	2,1	210	1,0	211,4	0,3
HASTA 3	220,4	225,0	2,0	218	1,1	218	1,1
HASTA 4	202,6	197,4	2,6	200	1,3	198	2,3
HASTA 5	256,4	236,9	7,6	254	1,0	253	1,4
HASTA 6	235,9	238	0,8	234	0,8	237	0,4
HASTA 7	213,1	200,5	5,9	218	2,3	217	1,8
HASTA 8	277,6	267	3,8	271	2,4	268	3,5
HASTA 9	220,5	215	2,5	217	1,6	219	0,7
HASTA 10	208,1	202	2,9	205	1,5	209	0,4
HASTA 11	245	238	2,8	240	2,0	241	1,6
HASTA 12	203,2	200,2	1,4	200	1,6	205	0,9
HASTA 13	200,2	190,6	4,8	199	0,6	202	0,9
HASTA 14	246	234	4,9	240	2,4	243	1,2
HASTA 15	202,1	199,2	1,4	209	3,4	208,3	3,0
HASTA 16	225,1	221	1,8	223	0,9	221	1,8
HASTA 17	223	216	3,1	217	2,7	219	1,8
HASTA 18	214	217	1,4	211	1,4	209,4	2,1
HASTA 19	223	214	4,0	220	1,3	221	0,9
HASTA 20	233	235	0,8	238	2,1	235	0,9
ORTALAMA ± STD.SAPMA			3,02± 1,76		1,6 ± 0,73		1,4 ± 0,86

4.13. Oncor Linear Hızlandırıcısının X ve Y yönündeki profil bilgileriyle elde edilen ONCOR (X) ve ONCOR (Y) ile planlanan IMRT Hasta planına ait merkezi eksen nokta dozları:

Plan C'ye göre planlanan 20 hastaya ait nokta doz **Tablo 4-4'**de gösterildi.

Tablo 4-4. PLAN C'ye göre merkezi eksen nokta dozları.

HASTALAR	TPS	PTW Seven 29	TPS/PTW Seven 29 % fark	0,125 cc İyon Odası	TPS / 0,125 cc i.o. %fark	0,6 cc İyon odası	TPS / 0,6 cc i.o. % fark
HASTA 1	228,3	214,0	6,3	219	4,1	218	4,5
HASTA 2	221,6	235,0	6,0	230	3,8	228	2,9
HASTA 3	201,2	194,0	3,6	197	2,1	199	1,1
HASTA 4	205,2	214,0	4,3	212	3,3	215	4,8
HASTA 5	231	242,0	4,8	221	4,3	219	5,2
HASTA 6	195,6	207,0	5,8	187	4,4	190	2,9
HASTA 7	215,0	200,5	6,7	201	6,5	202	6,0
HASTA 8	200,5	194,8	2,8	191	4,7	192	4,2
HASTA 9	208,7	198,2	5,0	214	2,6	215	3,0
HASTA 10	191,0	205	7,3	207	8,4	209	9,4
HASTA 11	214,3	201,0	6,2	222	3,6	219	2,2
HASTA 12	199	191,7	3,6	208	4,5	201	1,0
HASTA 13	227,5	235,0	3,3	230	1,1	231	2,7
HASTA 14	201,0	216	7,5	217	8,0	216	7,5
HASTA 15	217,9	208,4	4,4	201	7,8	204	6,4
HASTA 16	210,1	224	6,6	215	2,3	214	1,9
HASTA 17	200	191	4,5	191	4,5	195	2,5
HASTA 18	208,7	218	4,5	215	3,0	217	4,0
HASTA 19	213	191	10,3	221	3,8	219	2,8
HASTA 20	215	201	6,5	207	3,7	210	2,3
ORTALAMA ± STD.SAPMA			5,51 ± 1,79		4,3 ± 2,02		3,9 ± 2,17

4.14. PLAN A' ya göre planlanan IMRT Hasta planına ait QA sonuçları:

10cm derinlikte PTW Lineer Array Seven 29 ile ölçülen koronal kesitteki akı haritaları TPS'de hesaplanan akı haritalarıyla karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma işleminde δ (gamma) indeks değerlendirmesinde kullanılan DTA ve %doz farkı (%DD) parametrelerine bağlı olarak değerlendirmeyi geçen nokta sayılarının yüzde değerleri **Tablo 4-5'**de gösterildi.

Tablo 4-5. PLAN A' ya göre Gama Histogram Analizi sonuçları.

HASTALAR	% 3			% 4			% 5		
	3 mm	4 mm	5 mm	3 mm	4 mm	5 mm	3 mm	4 mm	5 mm
HASTA1	77,0	72,7	77,0	80,4	76,0	80,5	82,8	78,3	82,7
HASTA2	68,8	73,5	78,3	72,2	76,8	81,8	74,6	79,1	84,0
HASTA 3	83,0	87,7	92,5	86,4	91,0	96,0	88,8	93,3	98,2
HASTA 4	71,0	75,7	80,5	74,4	79,0	84,0	76,8	81,3	86,2
HASTA 5	83,5	88,2	93,0	86,9	91,5	96,5	89,3	93,8	98,7
HASTA 6	75,8	80,5	85,3	79,2	83,8	88,8	81,6	86,1	91,2
HASTA 7	82,0	86,7	91,5	85,4	90,0	95,0	87,8	92,3	97,2
HASTA 8	82,7	87,4	92,2	86,1	90,7	95,7	88,5	93,0	97,9
HASTA 9	69,0	73,7	78,5	72,4	77,0	82,0	74,8	79,3	84,5
HASTA 10	66,0	70,7	75,5	69,4	74,0	79,0	71,8	76,3	81,2
HASTA 11	83,3	88,0	92,8	86,7	91,3	96,3	89,1	93,6	98,5
HASTA 12	78,0	82,7	87,5	81,4	86,0	91,0	83,8	88,3	93,2
HASTA 13	82,0	86,7	91,5	85,4	90,0	95,0	87,8	92,3	97,5
HASTA 14	77,7	82,4	87,2	81,1	85,7	90,7	83,5	88,0	92,9
HASTA 15	79,0	83,7	88,5	82,4	87,0	92,0	84,8	89,3	94,2
HASTA 16	74,3	79,0	83,8	77,7	82,3	87,3	80,1	84,6	90,3
HASTA 17	81,0	85,7	90,5	84,4	89,0	94,0	86,8	91,3	96,2
HASTA 18	85,7	90,4	95,2	89,1	93,7	98,7	91,5	96,0	99,2
HASTA 19	74,0	78,7	83,5	77,4	82,0	87,0	79,8	84,3	89,1
HASTA 20	69,0	73,7	78,5	72,4	77,0	82,0	74,8	79,3	85,4
ORT.+STD.SP	77,1±5,9	81,4±6,3	86,2±6,3	80,5±5,9	84,7±6,2	89,7±6,3	82,9±5,9	87±6,3	91,9±6,1

4.15. PLAN B' ye göre planlanan IMRT Hasta planına ait QA sonuçları:

10cm derinlikte PTW Lineer Array Seven 29 ile ölçülen koronal kesitteki akı haritaları TPS'de hesaplanan akı haritalarıyla karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma işleminde δ (gamma) indeks değerlendirmesinde kullanılan DTA ve %doz farkı (%DD) parametrelerine bağlı olarak değerlendirmeyi geçen nokta sayılarının yüzde değerleri **Tablo 4-6'**da gösterildi.

Tablo 4-6. PLAN B'ye göre Gama Histogram Analizi sonuçları.

HASTALAR	% 3			% 4			% 5		
	3 mm	4 mm	5 mm	3 mm	4 mm	5 mm	3 mm	4 mm	5 mm
HASTA1	69,2	72,7	77,8	72,0	76,0	80,0	73,2	77,2	81,5
HASTA2	60,0	62,5	66,9	62,3	65,7	67,2	64,2	66,8	68,4
HASTA 3	75,4	77,4	81,8	78,2	80,7	83,0	80,8	81,9	84,5
HASTA 4	74,2	81,6	86,0	77,0	84,8	88,1	79,6	86,1	89,7
HASTA 5	73,2	78,6	83,0	76,0	81,9	85,2	78,6	83,1	86,7
HASTA 6	77,4	82,8	87,2	80,2	86,1	89,4	82,8	87,3	90,9
HASTA 7	79,3	84,7	89,1	82,1	88,0	91,3	84,7	89,2	92,8
HASTA 8	81,0	86,4	90,8	83,8	89,7	93,0	86,4	90,9	94,5
HASTA 9	62,0	67,4	71,8	64,8	70,7	74,0	67,4	71,9	75,5
HASTA 10	63,7	69,1	73,5	66,5	72,4	75,7	69,1	73,6	77,2
HASTA 11	72,7	78,1	82,5	75,5	81,4	84,7	78,1	82,6	86,2
HASTA 12	76,0	81,4	85,8	78,8	84,7	88,0	81,4	85,9	89,5
HASTA 13	78,2	83,6	88,0	81,0	86,9	90,2	83,6	88,1	91,7
HASTA 14	72,2	77,6	82,0	75,0	80,9	84,2	77,6	82,1	82,2
HASTA 15	70,8	76,2	80,6	73,6	79,5	82,8	76,2	80,7	84,3
HASTA 16	68,6	74,0	78,4	71,4	77,3	80,6	74,0	78,5	82,1
HASTA 17	72,8	78,2	82,6	75,6	81,5	84,8	78,2	82,7	86,3
HASTA 18	77,4	82,8	87,2	80,2	86,1	89,4	82,8	87,3	87,1
HASTA 19	72,5	77,9	82,3	75,3	81,2	84,5	77,9	82,4	82,2
HASTA 20	66,4	71,8	76,2	69,2	75,1	78,4	71,8	76,3	79,9
ORT.+STD.SP	72,2 $\pm$ 5,8	77,2 $\pm$ 6,2	81,7 $\pm$ 5,2	74,5 $\pm$ 5,5	80,5 $\pm$ 6,2	83,7 $\pm$ 6,4	77,4 $\pm$ 5,9	81,8 $\pm$ 6,2	85,6 $\pm$ 6,4

4.16. PLAN C' ye göre planlanan IMRT Hasta planına ait QA sonuçları:

10cm derinlikte PTW Lineer Array Seven 29 ile ölçülen koronal kesitteki akı haritaları TPS'de hesaplanan akı haritalarıyla karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma işleminde δ (gamma) indeks değerlendirmesinde kullanılan DTA ve %doz farkı (%DD) parametrelerine bağlı olarak değerlendirmeyi geçen nokta sayılarının yüzde değerleri **Tablo 4-7'**de gösterildi.

Tablo 4-7. PLAN C'ye göre Gama Histogram Analiz sonuçları.

HASTALAR	% 3			% 4			% 5		
	3 mm	4 mm	5 mm	3 mm	4 mm	5 mm	3 mm	4 mm	5 mm
HASTA1	62,3	72,7	77,0	64,8	75,1	79,2	66,9	77,2	81,1
HASTA2	53,4	58,1	62,9	55,9	60,5	65,1	58,0	62,6	67,0
HASTA 3	71,0	75,7	80,5	73,5	78,1	82,7	75,6	80,2	84,6
HASTA 4	61,5	66,2	71,0	64,0	68,6	73,2	66,1	70,7	75,1
HASTA 5	70,2	74,9	79,7	72,7	77,3	81,9	74,8	79,4	83,8
HASTA 6	65,2	69,9	74,7	67,7	72,3	76,9	69,8	74,4	78,8
HASTA 7	70,8	75,5	80,3	73,3	77,9	82,5	75,4	80,0	84,4
HASTA 8	71,4	76,1	80,9	73,9	78,5	83,1	76,0	80,6	85,0
HASTA 9	57,8	62,5	67,3	60,3	64,9	69,5	62,4	67,0	71,4
HASTA 10	49,8	54,5	59,3	52,3	56,9	61,5	54,4	59,0	63,4
HASTA 11	71,3	76,0	80,8	73,8	78,4	83,0	75,9	80,5	84,9
HASTA 12	68,9	73,6	78,4	71,4	76,0	80,6	73,5	78,1	82,5
HASTA 13	77,7	82,4	87,2	80,2	84,8	89,4	82,3	86,9	91,3
HASTA 14	65,9	70,6	75,4	68,4	73,0	77,6	70,5	75,1	79,5
HASTA 15	67,5	72,2	77,0	70,0	74,6	79,2	72,1	76,7	81,1
HASTA 16	62,3	67,0	71,8	64,8	69,4	74,0	66,9	71,5	75,9
HASTA 17	67,8	72,5	77,3	70,3	74,9	79,5	72,4	77,0	81,4
HASTA 18	74,5	79,2	84,0	77,0	81,6	86,2	79,1	83,7	88,1
HASTA 19	63,2	67,9	72,7	65,7	70,3	74,9	67,8	72,4	76,8
HASTA 20	58,8	63,5	68,3	61,3	65,9	70,5	63,4	68,0	72,4
ORT.+STD.SP	65,6 $\pm$ 7,0	70,6 $\pm$ 6,9	75,3 $\pm$ 7,1	68,0 $\pm$ 6,8	72,9 $\pm$ 7,0	77,5 $\pm$ 6,9	70,3 $\pm$ 7,2	75,0 $\pm$ 7,0	79,4 $\pm$ 6,9

5. TARTIŞMA

IMRT'nin kullanımı kompleks şekilli hedef volüm için doz artırımı, riskli organ dozunun düşürülmesi, doz homojenitesinin sağlanması açısından çok yararlı olmuştur. Alışıl gelmiş veya klasik konformal tedavinin aksine her bir IMRT alanının doz yoğunluğu karmaşık bir yolla değiştirilir.

IMRT kullanımının baş boyun kanserlerinde en önemli amaçlarından birisi uzun dönem kserostomiye önleyebilmek için bir miktar tükürük bezini korumaktır (genellikle en azından bir parotiste). Ayrıca nazofarenks kanserlerinde temporal lob dozlarını azaltma, yutma fonksiyonu için faringeyal konstriktörleri ve larinksi korumaktır. Pek çok çalışmada IMRT'nin ciddi kserostomiye azaltılabileceğini göstermektedir.

Bazı baş boyun tümörlerinde 3 Boyutlu Planlama ile oluşturulan ortogonal bitişik alan tedavilerinin yerini IMRT ile oluşturulan ortogonal alanlar almıştır. Ortogonal bitişik alan ışınlamalarında, alan birleşim bölgelerindeki doz dağılımı önemlidir. Alan birleşim bölgesinde boşluk kalması soğuk bölge oluşmasına, alanların üst üste binmesi ise birleşim bölgesinin istenenden fazla doz almasına dolayısıyla komplikasyona neden olmaktadır [4,5,6]. Birleşim bölgesindeki doz tedavi için kullanılan lineer hızlandırıcının kolimasyon sistemi ile ilgilidir. Kolimasyon sistemi, radyasyon alan kenarında %20- %80 arasındaki doz düşüş bölgelerinin (penumbra) miktarını belirler. Bu genişlik her lineer hızlandırıcıda aynı değildir. Bazı lineer hızlandırıcılarda alan kenarlarını oluşturan X ve Y kolimatörleri için aynı olurken bazı lineer hızlandırıcılarda farklıdır. Hasta tedavisinde kullanılan tedavi planlama sistemlerinde tedavi cihazına ait bilgiler tek bir kolimatörden alınan doz profili ile oluşturulmaktadır (X veya Y). X ve Y kolimatörlerinin alan kenarındaki doz düşüş miktarlarının farklı olması bitişik ortogonal alanların kullanıldığı tedavilerde birleşim bölgesindeki doz dağılımını belirler. Bu çalışmada kliniğimizde kullanılan Oncor (Siemens-USA) lineer hızlandırıcı cihazı double focus kolimasyon sistemine sahip X ve Y kolimatörlerinin doz düşüş miktarları farklı bir cihazdır [14]. Hastaların doz planlarının hazırlandığı tedavi planlama sistemine veri girişleri, kare alanlara ait derin doz ve doz profil bilgilerinin aktarılması ile gerçekleşir. Kare alanlara ait bilgiler her iki kenarın doz profilleri eşit kabul edilerek tek bir alan kenarına ait doz profili bilgileri girilir. Bu durum farklı alan kenarı bilgilerine sahip lineer hızlandırıcılar için

yapıldığında hazırlanan plan ile hastada gerçekleşen plan arasında farklılıklara neden olabilir. Özellikle bazı baş boyun hastalarının ortogonal bitişik alan ile tedavi edildiğinde kullanılan kolimatöre göre dozda farklılık olabilir. Bu çalışmada, bitişik ortogonal alan kullanılarak yapılan konvansiyonel ve IMRT ışınlamalarında, X ve Y kolimatörlerinin alan birleşim kenarında kullanılmasının doz dağılımı üzerindeki etkisi araştırıldı ve tedavi planlama sistemi veriler ile karşılaştırarak tedavi sisteminin doğruluğunu kontrol edildi.

5.1. Oncor Lineer Hızlandırıcı kolimatör sisteminin bitişik alanlar üzerine etkisi:

Baş-boyun kanserlerinin radyoterapisinde asimetric kolimatörlerle uygulanan en yaygın teknik tek isocenter tekniğidir. Bu teknik gerek Konformal radyoterapide gerekse IMRT uygulamasında halen kullanılmakta olup hastaya pozisyon verme ve tekrarlanabilme özelliğinden dolayı pratikdir.

Çalışmamızın başında asimetric kolimatörlerde oluşabilecek hatalı pozisyon alma durumunda ; asimetric alanlar arasında gap (aralık) ya da overlap (üst üste binme) durumunda oluşabilecek doz farklılıklarını her iki eksen için tedavi planlama sisteminde modellemesini yaptığımız ONCOR (X) ve ONCOR (Y) cihazlarından elde ettiği sonuçlar **Tablo 4-1**'de gösterildi.Tablo 4-1 incelendiğinde:

Oncor Lineer hızlandırıcısıyla yaptığımız bitişik alan çalışmalarında X yönünde :

- **Bitişik alanlar arasında gap (aralık) yokken,**

Matchline bölgesinde (bitişik alan) %1,2' lik doz artışı,

- **Bitişik alanlar arasında 1mm gap varken,**

Matchline bölgesinde %5' lik doz azalması,

- **Bitişik alanlar arasında 2mm gap varken,**

Matchline bölgesinde %19' luk doz azalması,

- **Bitişik alanlar arasında 1mm üst üste binme (overlap) varken,**

Matchline bölgesinde %6'lık doz artışı,

- **Bitişik alanlar arasında 2mm üst üste binme (overlap) varken,**

Matchline bölgesinde (bitişik alan) %18'lik doz artışı tespit edildi.

Oncor Lineer hızlandırıcısıyla yaptığımız bitişik alan çalışmalarında Y yönünde :

- **Bitişik alanlar arasında gap (aralık) yokken,**

Matchline bölgesinde (bitişik alan) %0,5' lik doz artışı,

- **Bitişik alanlar arasında 1mm gap varken,**

Matchline bölgesinde %1,5' lik doz azalması,

- **Bitişik alanlar arasında 2mm gap varken,**

Matchline bölgesinde %7,5' lik doz azalması,

- **Bitişik alanlar arasında 1mm üst üste binme (overlap) varken,**

Matchline bölgesinde %3,5'lik doz artışı,

- **Bitişik alanlar arasında 2mm üst üste binme (overlap) varken,**

Matchline bölgesinde %6,8'lik doz artışı tespit edildi.

5.1.1. Oncor Lineer Hızlandırıcısı kolimatör sisteminin bitişik alanlar üzerindeki etkisinin, X yönünde ölçülerek elde edilen profil bilgileriyle modellenen ONCOR (X) Tedavi Planlama Sistemi verileriyle karşılaştırılması:

- **Bitişik alanlar arasında gap (aralık) yokken,**

Şekil 4-1'de Matchline bölgesinde (bitişik alan) %2' lik doz artışı,

- **Bitişik alanlar arasında 1mm gap varken,**

Şekil 4-4'de Matchline bölgesinde %7' lik doz azalması,

- **Bitişik alanlar arasında 2mm gap varken,**

Şekil 4-7'de Matchline bölgesinde %20'lik doz azalması,

- **Bitişik alanlar arasında 1mm üst üste binme (overlap) varken,**

Şekil 4-10'da Matchline bölgesinde %7'lik doz artışı,

- **Bitişik alanlar arasında 2mm üst üste binme (overlap) varken,**

Şekil 4-13'de Matchline bölgesinde %17'lik doz artışı tespit edildi.

5.1.2. Oncor Lineer Hızlandırıcısı kolimatör sisteminin bitişik alanlar üzerindeki etkisinin, Y yönünde ölçülerek elde edilen profil bilgileriyle modellenen ONCOR (Y) Tedavi Planlama Sistemi verileriyle karşılaştırılması:

- **Bitişik alanlar arasında gap (aralık) yokken,**

Şekil 4-2’de Matchline bölgesinde (bitişik alan) %1’ lik doz artışı,

- **Bitişik alanlar arasında 1mm gap varken,**

Şekil 4-5’de Matchline bölgesinde %2’ lik doz azalması,

- **Bitişik alanlar arasında 2mm gap varken,**

Şekil 4-8’de Matchline bölgesinde %8’lik doz azalması,

- **Bitişik alanlar arasında 1mm üst üste binme (overlap) varken,**

Şekil 4-10’da Matchline bölgesinde %3,5’luk doz artışı,

- **Bitişik alanlar arasında 2mm üst üste binme (overlap) varken,**

Şekil 4-13’de Matchline bölgesinde %7’lik doz artışı tespit edildi.

Elde edilen veriler değerlendirildiğinde, X kolimatörü bitişik alan olarak kullanıldığında kolimatör sisteminin yerleştirilme doğruluğu $\pm 1\text{mm}$ olduğunda doz homojenitesi $-\%5$ ile $+\%6$ arasında olduğu görülmektedir. Y kolimatörünün bitişik alan olarak kullanıldığı durumda $\pm 1\text{mm}$ hatanın doz homojenitesini $-\%1,5$ ile $+\%3,5$ arasında değiştiği görülmektedir. Y kolimatörü kullanıldığında $\pm 1\text{mm}$ kolimatör yerleştirme hatası tolere edilebilmektedir.

5.1.3. Tedavi Planlama Sistemi üzerinde Oncor Lineer Hızlandırıcısının X ve Y yönündeki profil bilgileriyle modellenen ONCOR(X) ve ONCOR (Y)’in birlikte kullanılmasının bitişik alanlar üzerindeki etkisi:

- **Bitişik alanlar arasında gap (aralık) yokken,**

Şekil 4-3’de Matchline bölgesinde (bitişik alan) %5,5’ lik doz azalması,

- **Bitişik alanlar arasında 1mm gap varken,**

Şekil 4-6’da Matchline bölgesinde %12’ lik doz azalması,

- **Bitişik alanlar arasında 2mm gap varken,**

Şekil 4-9’da Matchline bölgesinde %16’lık doz azalması,

➤ **Bitişik alanlar arasında 1mm üst üste binme (overlap) varken,**

Şekil 4-12’de Matchline bölgesinde %8’lik doz artışı,

➤ **Bitişik alanlar arasında 2mm üst üste binme (overlap) varken,**

Şekil 4-15’de Matchline bölgesinde %13’lük doz artışı tespit edildi.

Saw ve ark. bitişik sahalarındaki doz inhomojenitesi üzerinde Varian Clinac 600C (Varian Corporation, Palo Alto, CA) lineer hızlandırıcısı kullanarak yaptıkları çalışmada ± 1 mm Kolimatör hatasında doz varyasyonunun -%15 ile +%15 arasında olduğunu, ± 2 mm de ise doz varyasyonunun -%25 ile +%25 arasında olduğunu bildirmişlerdir [42].

Sohn ve ark. benzer setup koşullarında başboyun hastaları için tek isocenter tekniği kullanarak ± 1 mm’lik üst üste binmede %5 doz farklılığı, +2mm’lik üst üste binmede %6’lık doz artışı ve 2 mm’lik gap kalması durumunda ise %14 doz düşüklüğü bulmuşlar [43].

LoSasso ve ark. dinamik modda çalışan MLC için ± 1 mm lik pozisyon hatasının 1cm.lik bölgede %10 doz varyasyonuna sebep olduğunu rapor etmişlerdir [44].

Literatürde bizim çalışmamıza örnek bir çalışma olmadığı için sonuçların farklı eksenler için (X ve Y) birebir karşılaştırılması mümkün değildir. MLC pozisyon doğruluğunu tespit etmek için farklı araştırmacılar X-Omat film, GafChromic film, iyon odası ve Epid dozimetri yöntemlerini kullanmışlardır.

6 MV foton enerjisi için 5cm derinlikteki X (MLC yönünde) ve Y (Y jaw) profilleri ölçülmüştür. 6 MV için 0,125cm³ semiflex iyon odası, PTW Lineer Array Seven 29 ve GafChromic film ile elde edilen X ve Y profillerin izodoz değerlerinin merkezi eksenden uzaklıkları ve penumbra (%80-%20) değerleri, X ve Y profil genişlikleri incelendiğinde, beklendiği gibi X (MLC yönünde) profillerinin yaklaşık 2-3 mm daha dar ve penumbranın da daha küçük olduğu görülmektedir. Oncor cihazının MLC yapısının çift odaklı (double focussed) olması, hem MLC liflerinin karşılıklı yüzleri hem de liflerin yan yüzlerinin diverjansa uyumlu açıldırılmış olması penumbra genişliklerini azaltmaktadır. Y profilleri de Y jaw’ın huzme gelişine uygun olmayan düz yüzeyinden etkilenmekte ve penumbra genişliği artmaktadır. Bu durum bitişik alanların kullanıldığı bölgelerde kolimatörün ± 1 mm’lik pozisyon hatasını tolere edilmesine neden olmaktadır.

5.2. IMRT Hasta planlarına ait merkezi eksen nokta doz sonuçlarının değerlendirilmesi:

Çalışmamızda, hasta QA planlarını 10cm derinlikteki koronal kesitte oluşturup aynı şekilde tedavi cihazında da aynı geometride, PTW Lineer Array Seven 29, 0,125 cm³ ve 0,6 cm³ iyon odası ile merkezi eksenindeki nokta dozlarını ölçtük.

Plan A'ya göre TPS'ile PTW Seven 29 arasında %2,82±1,32 fark olurken 0,125 cm³ iyon odası ile TPS arasında % 2±0,75 iken 0,6 cm³ iyon odası ile TPS arasındaki farkı %1,7±1,07 olarak bulundu.

Plan B'ye göre TPS'ile PTW Seven 29 arasında 3,02±1,76 fark olurken 0,125 cm³ iyon odası ile TPS arasında %1,6±0,73 olurken 0,6 cm³ iyon odası ile TPS arasındaki fark 1,4±0,86 olarak bulundu.

Plan C'ye göre TPS'ile PTW Seven 29 arasında %5,51±1,79 fark olurken 0,125 cm³ iyon odası ile TPS arasında %4,3±2,02 olurken 0,6 cm³ iyon odası ile TPS arasındaki farkı %3,9±2,17 olarak bulundu.

IMRT küçük alt alanları içerdiğinden, tedavi alanlarının kalite kontrolünde bazı dozimetrik problemlerin doğmasına neden olur. Bu problemlerden biri tedavi alanı içerisindeki ani doz düşüş bölgelerinin oluşması. Doz düşüşlerine, alan kenarlarına saçılan elektronlardan dolayı bozulan elektronik denge sebep olur ve yüklü parçacık dengesinin azlığı ve hızlı doz düşüşleri, hesaplanan doz ile ölçülen doz arasında sapmalara neden olur. Diğer bir problem ise, doz ölçümlerinde kullanılan dedektör boyutlarının tedavi alanlarına kıyasla büyük olmasıdır. Bu yüzden hassas doz ölçümü almak zordur. Kullanılan dedektörler sadece huzme büyüklüğünden küçük olmamalı, aynı zamanda penumbra bölgesindeki hızlı doz düşüşünü tanımlayacak yeterli çözünürlüğe sahip olmalıdır .

Literatürde farklı iyon odası hacimlerini karşılaştırıp IMRT absorbe doz tayini yapan pek çok araştırmacı vardır. En belirgin karşılaştırma Leonid B.Leybovich ve ark. tarafından 0,009cm³ hacimli iyon odasına kıyasla 0,6cm³ hacimli iyon odasının 60 kez daha hassas olduğunu bildirmişlerdir. Küçük hacimli iyon odaları alan merkezinden uzaklaştıkça yanlardan gelen katkıyı alacak hassasiyette değildirler [45].

Benzer bir şekilde Laub W.U. ve ark. 0,0015cm³ hacimli pin point iyon odası ile 0,125cm³ iyon odaları ile yaptıkları çalışmada tedavi sahası büyüdükçe iyon odalarının volüm etkilerinin arttığını göstermişler [46].

Merkezi ekseninde nokta doz ölçümlerimiz literatürü destekler yönde en iyi sonucu $0,6\text{cm}^3$ hacimli iyon odası ile alındığı bizim çalışmamızda da görülmüştür.

5.3. PLAN A, PLAN B ve PLAN C'ye göre IMRT Hasta planlarına ait QA sonuçlarının değerlendirilmesi:

Her hastaya üç ayrı plan yapıldı;

CMS-XiO tedavi planlama bilgisayarında Oncor Lineer Hızlandırıcısına ait Y yönündeki profil bilgileriyle modellenen cihazı ONCOR (Y) olarak adlandırıp, bu cihaz kullanılarak yapılan planı PLAN A olarak,

CMS-XiO tedavi planlama bilgisayarında Oncor Lineer Hızlandırıcısına ait X yönündeki profil bilgileriyle modellenen cihazı ONCOR (X) olarak adlandırıp, bu cihaz kullanarak yapılan PLAN B olarak,

CMS-XiO Tedavi planlama bilgisayarında ONCOR (X) ve ONCOR (Y)'nin her ikisini birden kullanarak yapılan plan PLAN C olarak adlandırıldı.

Hasta planları PTW Lineer Array Seven 29 ile 10cm derinlikte ölçüldü, TPS'de koronal kesitte hesaplanan akı haritaları karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma işleminde δ (gamma) indeks değerlendirmesinde kullanılan DTA ve %doz farkı (%DD) parametrelerine bağlı olarak değerlendirmeyi geçen nokta sayılarının yüzde değerleri bulundu.

PLAN A' ya göre QA sonuçlarımız ortalama olarak; **3mm %3** için $77,1 \pm 5,9$; **5mm %3** için $86,2 \pm 6,3$; **3mm %4** için $80,5 \pm 5,9$; **5mm %4** için $89,7 \pm 6,3$; **3mm %5** için $82,9 \pm 5,9$ ve **5mm %5** için $91,9 \pm 6,1$ dir.

PLAN B' ye göre QA sonuçlarımız ortalama olarak; **3mm %3** için $72,2 \pm 5,8$; **5mm %3** için $81,7 \pm 5,2$; **3mm %4** için $74,5 \pm 5,5$; **5mm %4** için $83,7 \pm 6,4$; **3mm %5** için $77,4 \pm 5,9$ ve **5mm %5** için $85,6 \pm 6,4$ dir.

PLAN C' ye göre QA sonuçlarımız ortalama olarak; **3mm %3** için $65,6 \pm 7$; **5mm %3** için $75,3 \pm 7,1$; **3mm %4** için $68 \pm 6,8$; **5mm %4** için $77,5 \pm 6,9$; **3mm %5** için $70,3 \pm 7,2$ ve **5mm %5** için $79,4 \pm 6,9$ dur.

Basran ve Milton, MapCheck diod array sistemini kullanarak yaptıkları 115 hastanın IMRT QA sonuçlarını değerlendirmişler. Bu çalışmada, gama histogram analizini kullanarak %3 DD ve 3mm DTA sonuçlarını baş boyun hastaları için %88 olarak beyan etmişlerdir [47].

M.N.Anjum ve ark. GafChromic EBT film kullanarak baş boyun IMRT QA sonuçlarını, %3 DD ve 3mm DTA için $90,2 \pm 7,1$, %3 DD ve 5mm DTA için $93,8 \pm 6,99$, %4 DD ve 3mm DTA için $93 \pm 4,90$, %4 DD ve 5mm DTA için $95,2 \pm 7,70$ ve %5 DD ve 3mm DTA için $95,1 \pm 3,5$ ve %5 DD ve 5mm DTA için $96,9 \pm 1,80$ olarak bildirmişlerdir [48].

Gama histogram analizi istatistiksel bir yöntem olduğu için hesaplanan ve ölçülen noktadaki dozu her zaman doğru olarak tahmin edememektedir. Özellikle yüksek ve düşük doz gradyentinin olduğu bölgelerde sonuçlar ölçülen ile uyuşmamaktadır.

Low ve ark. yüksek doz gradyentinin olduğu bölgelerindeki bu kararsızlığı, bu bölgenin sahip olduğu artifaka bağlamışlar. Interpolasyon yöntemi kullanarak $1 \times 1 \text{ mm}^2$ gibi çok bir bölgede artifaktı 0,2 den daha aza düşürmeyi başarmışlar. Sonuç olarak bu bölgelerde pixel aralıklarının önemli olduğunu vurgulamışlar. Uzaysal çözünürlüğün yetersiz olduğu artifakt durumunda gama analizinde $\gamma(r_m) \leq 1$ olan noktalar analizi geçemeyip sonucu olumsuz etkileyecektir [49].

Mu ve ark. MLC pozisyon hatasının mekanik dizayna ve bilgisayarın MLC'leri hatalı kontrolünden kaynaklandığını bildirmişler. Varian (Varian Medical Systems, Inc. Palo Alto,CA) ve Elekta (Elekta AB, Stockholm, Sweden) lineer hızlandırıcılarının MLC'lerinin uç kısımları yuvarlatılmış olup, düz çizgi üzerinde gider gibi yol almaktadır. Buna karşın Siemens (Siemens Medical Concord,CA) lineer hızlandırıcısı double focus özelliğine sahip olup geometrik penumbrası ihmal edilebilecek düzeydedir. Siemens ve Elekta cihazları statik MLC özelliğine sahipken, Varian cihazının MLC'leri hem statik hem de dinamik IMRT yapabilme özelliğine sahiptir. MLC pozisyon belirsizliği dinamik MLC ve statik MLC'ler için birbirinden farklıdır. Dinamik MLC'ler için MLC pozisyon hatası doz hızı ve MLC kontrol sistemindeki gecikmeyle ilişkilidir [50].

Luo ve ark. Varian MLC kontrol sisteminden aldıkları **log file**' ı tekrar hesap ettirip aynı zamanda Monte Carlo yazılımı kullanarak karşılaştırdıklarında 0,2mm MLC pozisyon hatası saptamışlar. Aynı zamanda MLC'ler üzerinde sadece 1 MLC'nin 1-3 mm. sistemik hatada doz dağılımının %1 değiştiğini göstermişler [51].

Xia ve ark. 17 baş-boyun hastasının Pinnacle TPS (Pinnacle, Philips Medical Solutions) kullanarak tedavi planı yapılmış ve Siemens 82 MLC'li lineer hızlandırıcısında tedaviye alınmış. MLC pozisyonlarında sırasıyla $\pm 1 \text{ mm}$, $\pm 2 \text{ mm}$.lik

random ve sistemik hataları analiz etmişler. $\pm 2\text{mm}$ 'ye kadar random hataların önemli bir dozimetrik sonuç doğurmadığını buna karşın sistematik MLC pozisyon hatasının özellikle çok segmentli (>100 segment) önemli doz varyasyonu gösterdiğini bildirmişler [52].

Xia ve ark. MLC pozisyonunda meydana gelebilecek 1mm.lik hatanın basit IMRT planları için $D_{95\%}$ de %4 değişim, daha kompleks IMRT planları içinse %8 değişim gösterdiğini belirtmişler [52].

5.4. PLAN A, PLAN B ve PLAN C'ye göre merkezi eksen dışındaki hasta IMRT QA profillerinin değerlendirilmesi:

Plan A'ya göre TPS'ile PTW Seven 29 arasında L-R(Left-Right) yönünde %0,39'luk fark olurken, Gun-Target yönünde TPS arasında %4,4'lük fark bulduk.

Plan B'ye göre TPS'ile PTW Seven 29 arasında L-R(Left-Right) yönünde %4,87'lik fark olurken, Gun-Target yönünde TPS arasında %2,14'lük fark bulduk.

Plan C'ye göre TPS'ile PTW Seven 29 arasında L-R(Left-Right) yönünde %2,2'lik fark olurken, Gun-Target yönünde TPS arasında %1,5'lik fark bulduk.

TPS'ye göre farkın yüksek olduğu yerler yüksek ve düşük doz bölgelerinin olduğu noktalardır.

Xia ve ark. Corvus, Nomos TPS'de hesaplanan 40 hastanın merkezi eksen nokta dozlarını her hastaya ait ölçtükleri dozlarla karşılaştırdıklarında düşük doz bölgelerinde %5 ile %6 arasında doz farkı bulduklarını rapor etmişler [52].

Çalışmamızda aynı şartlarda tedavi planı yapılan 20 baş boyun hastasına ait Doz Volüm Histogramlarının medulla spinalis, beyin sapı ve PTV_{95} dozlarının Mann Witney testi ile karşılaştırılması sonucu, PTV_{95} ile medulla spinalis dozu arasında: PLAN A için anlamlı bir fark ($p = 0,01133$), PLAN B için anlamlı bir fark ($p=0,0043$), PLAN C için anlamsız ($p=0,2123$) olduğu görüldü.

IMRT'de en önemli nokta Lineer hızlandırıcının kolimatör yapısına ve dolayısıyla radyasyon alan kenarının lokalizasyonunun MLC lokalizasyonuna göre iyi ayarlanmasıdır. Yuvarlak life sahip olan MLC'lerde ışıklı alan tarafından belirlenen alan kenarı ve radyasyon alanının %50'sinin geçtiği yer arasında bir offset değeri vardır. Bu değer 0.4-1.1mm arasında olup MLC tipine, enerjiye ve merkezi eksene olan

uzaklığa göre değişmektedir. Çift odaklı MLC'lerde de bu ofset değeri lif yapısından dolayı çok küçük bir değere sahiptir [9].

Double focus özelliğine sahip Siemens ONCOR lineer hızlandırıcı cihazının kolimatör özelliğinden dolayı X ve Y profilleri farklı penumbra genişliğine sahiptirler. Tedavi planlama sistemleri henüz iki yönlü profilleri (X ve Y) dahil edip cihaz modellemesi yapamadıklarından ölçülen ile hesaplanan doz değerleri bir miktar farklılık göstermektedir. Tedavi Planlama Bilgisayarları “Beam Modeling” işlemi için X ve Y kolimatörü için ayrı data kabul edemediklerinden hiçbir zaman tam bir modelleme yapmak mümkün olmamaktadır. Ancak Monte Carlo tabanlı yazılımların Tedavi Planlama Sistemleri'ne girişiyle gerçek cihaz modellemesi yapıp, çok daha doğru doz hesabı mümkün olabilecektir .

Çalışmamız göstermiştir ki X ve Y kolimatörlerinin birlikte kullanılması üst üste binme ve aralık (gap) kalması durumunda olması gerekenden daha az veya daha fazla doz hesap etmekte ve doz homojenitesi bozulmaktadır. Bitişik alan tedavilerinde kolimatöre açılı verildiğinde Tedavi Planlama Bilgisayarı birleşim bölgesindeki dozları hatalı göstereceğinden bu durum göz önünde bulundurulmalıdır.

Double focus özelliğine sahip Lineer hızlandırıcılar için Y yönündeki profil bilgileriyle cihaz modellemesi yapmak ve bitişik ortogonal alanların tedavisinde bu kolimatör tipinin seçilmesi, X yönündeki (MLC yönündeki) profil bilgileriyle modellemeye göre kolimasyon hatalarını tolere edebilecektir.

Çalışmamızda her plan için en küçük segment boyutu $2 \times 2 \text{ cm}^2$ seçilmiş olmakla birlikte segment sayısı arttıkça hesaplanan doz dağılımının ölçülenden sapma gösterdiği gözlemlendi. PLAN A (Y yönü) için ortalama segment sayısı 90, PLAN B (X yönü) için 95, PLAN C (X ve Y) için 102 olduğu görüldü .

Mei ve ark. IMRT planlarını fazla ve az sayıda segmente sahip olacak şekilde planlayıp, bu iki grubu IMRT dozimetrik doğrulanması açısından karşılaştırarak; IMRT doz dağılımlarını doğruladıklarında daha az segment ve segment başına daha büyük monitor unit değerine sahip olan IMRT planlarının dozimetrik doğruluğunun, çok sayıda segment ve segment başına daha küçük Monitor Unit değerine sahip olan IMRT planlarından daha yüksek olduğunu bildirmişler [53].

Çalışmamızda en fazla segment sayısı X ve Y kolimatörlerini bir arada kullandığımız PLAN C' de elde ederek, planlanan ile ölçülen arasında en fazla uyumsuzluğun PLAN C' de olduğunu görüldü.

Segment sayısı arttıkça küçük alanların ölçülen ve hesaplanan penumbralarındaki farklar üst üste gelip hesaplanan ve ölçülen IMRT akı haritaları arasındaki farkı arttırmaktadır .

Bu çalışmanın sonunda, baş boyun tümörlerinin bitişik alanlar kullanılarak yapılan tedavilerinde, kolimasyon yapısının buna bağlı olarak alan kenarındaki penumbra genişliğinin çok önemli olduğu görülmüştür. Özellikle her iki ekseninde farklı (double focus) lineer hızlandırıcılarda daha da önem kazanmaktadır. Monte Carlo algoritması haricinde diğer tedavi planlama sistemleri sadece tek bir eksen bilgisini dikkate alarak hesaplama yapmaktadır. Bu durum bitişik alanlar içeren tedavi planlarında hesaplanan doz dağılımı ile hastada gerçekleşen doz dağılımı arasında farklılığa neden olmaktadır. Doz modellemede kullanılan kolimatör eksenlerinin tedavide kullanılması gerekmektedir. Kolimatör hatalarının tolere edilebilmesinde penumbranın daha geniş olduğu eksenin bitişik alan kenarında kullanılması birleşim bölgesindeki doz homojenitesi açısından yararlıdır.

KAYNAKLAR

- 1) Radiotherapy: Current status and issues of interest. *Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.* 2001; **51**(4): 880-914.
- 2) Ezzell G.A., Galvin J.M., Low D., Palta J.R., Rosen I., Sharpe M.B., Xia P., Xiao Y., Xing L., Yu C.X. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys.* 2003; **30**: 2089- 2115.
- 3) Webb S. Intensity Modulated Radiation Therapy. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing; 2001.
- 4) Zhu L., Kron T. et al. Junctioning of lateral and anterior fields in head and neck Cancer:A dosimetric assesment of the monoisocentric technique (including reproducibility).*Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.*1998; **41**(1) :227-232.
- 5) J.G.Li, C.Liu, S.Kim, J.R.Palta, Dosimetry in the Match Line Region Between IMRT Fields and Low Anterior Neck Fields in the Treatment of Head and Neck Cancer, *Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.*2004; **60** (1): S638.
- 6) J.V.Siebers, P.J.Keall et al. Effect of patient setup errors on simultaneously integrated boost Head and Neck IMRT treatment plans, *Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.* 2005; **63** (2): 422-433.
- 7) Bucciolini M., Buonamici F.B., Casati M., “ Verification of IMRT fields by film dosimetry”, *Med. Phys.* 2004; **31**(1): 161-170.
- 8) Das I.J., Desobry G.E. et al. Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator. *Med. Phys.*1998; **25** (9):1676-1684.
- 9) Huq M.S., Das I.J. et al. A dosimetric comparison of various multileaf collimators. *Phys.Med.Biol.* 2002; **47**: 159-170.
- 10) International Comission on Radiation Units and Measurements. Report No.62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (*Supplement to ICRU Report 50*), 1999.
- 11) Nutting C., Dearnaley D.P., Webb S.Intensity modulated radiation therapy: a clinical review. *British J.Radiology.* 2000; **73**:459-469.
- 12) Eishburg A .Head and neck cancer, overview.. In: Intensity modulated radiation therapy. A clinical perspective. Eds: Mundt ve Roeske, BC Decker 2005:264.
- 13) Hall EJ, Wu CS: Radiation induced second cancers: The impact of 3BKRT and IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2003; **56**: 83-88.
- 14) Mendenhall WM, Amdur RJ ve Palta JR: Intensity modulated radiotherapy in the standart management of head and neck cancer: Promises and pitfalls. *Clin Oncol.*2006 **24**: 2618-2623.
- 15) Khan FM; “The Physics of Radiation Therapy,” Lippincott Williams& Wilkins Company , USA , 2003.
- 16) Huq M.S. Yu Y., Chen Z.P. and Suntharalingam N. Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator. *Med.Phys.* 1995; **22**(2): 241-247.

- 17) Schlegel W., Bortfeld T. and Grosu A.-L. *New Technologies in Radiation Oncology*. 2006 Springer-Verlag Berlin Heidelberg 187-207.
- 18) Knöös T., Wieslander E., Cozzi L. et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam Therapy for clinical situations. *Phy.Med.Biol.* 2006; **51**: 5785-5807.
- 19) Bayouth J.E., Wendt ,Morrill M. MLC quality assurance techniques for IMRT applications. *Med. Phys.* 2003; **30** (5): 743-750.
- 20) Woo M.K., Nico A. Impact of multileaf positioning accuracy on intensity modulation radiation therapy quality assurance ion chamber measurements. *Med.Phys.* 2005; **32** (5):1440-1445.
- 21) Yan G. Liu C. et al. On the sensitivity of patient-specific IMRT QA to MLC positioning errors. *J.App.Clin.Med.Phys.* 2009; **10**(1) 20-128.
- 22) Kung J.H., Chen G.T. Intensity modulated radiotherapy dose delivery error from radiation field offset inaccuracy. *Med Phys.* 2000; **27**: 1617-1622.
- 23) Sharpe M.B., Miller M.B., Yan D., Wong J.W. Monitor unit settings for intensity modulated beams delivered using a step and shoot approach. *Med Phys.* 2000; **27**: 2719-2725.
- 24) Ravikumar M., Asmary M.A., Sultan R.A., Ghamdi H.A. Dose delivery accuracy of therapeutic photon and electron beams at low monitor unit settings. *Strahlenther Onkol.* 2005; **181**: 796-799.
- 25) Mohr P., Brieger S., Stahl J., Witucki G. Linearity of the dose monitor system at low monitor units. *Strahlenther Onkol.* 2007; **183**: 327-331.
- 26) Technical Report Series 398.(2000) *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*, Austria, International Atomic Energy Agency.
- 27) Klein E.E., Hanley J. et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med.Phys.* 2009; **36**(9): 4197-4212.
- 28) Ling C.C et al. Commissioning and quality assurance of rapidarc radiotherapy delivery system. *Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.* 2008;**72**(2): 575-581.
- 29) Esthappan J. et al. Dosimetry of therapeutic photon beams using an extended dose range film. *Med.Phys.* 2002; **29**: 2438-2445.
- 30) Niroomand R.A., Robert C., Coursey B.M., Gall K.P., Galvin J.M., Mclaughlin W.L., Meigooni A.S., Rodgers J.E., Soares C.G.. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee TG 55. *Med Phys.*1998; **25**: 2093-2115.
- 31) Poppe B., Blechschmidt A., Djouguela A., Kollhoff R., Rubach A., Willborn K.C., Harder D. Two dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys.* 2006; **33**(4): 1005-1015.
- 32) Bortfeld T., Boyer A.L., Schegel W., Kahler D.L., Waldron T.J. Realization and verification of three dimensional conformal radiotherapy with modulated fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1994; **30**: 899-905.

- 33) Buonamici F.B., Compagnucci A., Marrazzo L., Russo S., Bucciolini. An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance. *Med Phys.* 2007; **34**(4):1372- 1379
- 34) Bogner L., Scherer J., Hartmann M., Gum F., Amediek A. Verification of IMRT: Techniques and problem. *Strahlenther Onkol.* 2004; **180**: 340-50.
- 35) Battum L.J., Hoffmans D. et al. Accurate dosimetry with GafChromic EBT of a 6 MV photon beam in water: What level is achievable?. *Med.Phys.* 2008; **35** (2):704-715.
- 36) Spezi E., Angelini A. L., Romani F., Feri A. Charecterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol.* 2005; **50**: 3361-3373.
- 37) Zeidan O.A., Stephenson S.A.L., Meeks S.L., Wagner T.H., Willoughby T.R.Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. *Med Phys.* 2006; **33**(11): 4064-4072.
- 38) Low D., Dempsey J.F. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys.* 2003; **30**: 2455-2464.
- 39) Low D.A., Harms W.B., Mutic S., Purdy J.A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 1998; **25**: 656-661.
- 40) Wiezorek T., Banz N., Schwedas M., Scheithauer M., Salz H., Georg D., Wendt T.G. Dosimetric quality assurance for intensity Modulated Radiotherapy. *Strahlenther Onkol* 2005; **181**: 468-474.
- 41) Depuydt T. Esch A.V., Huyskens D.P. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of gamma evaluation. *Radiot.Oncol.* 2002; **62**: 309-319
- 42) Saw C.B., Krishna K.V. et al. Dosimetric evaluation of abutted fields using asymmetric collimators for treatment or head and neck. *Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.* 2000; **47** :(3) 821-824.
- 43) Sohn JW, John H. and Pohar S. A method for delivering accurate and uniform radiation dosages to the head and neck with asymmetric collimators and a single isocenter. *Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys.* 1995; **32**(3): 809-813.
- 44) LoSasso T., Chui C.S. and Ling C.C. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med. Phys.* 1998; **25** (10): 1919-1927.
- 45) Leybovich L.B., Sethi A., Dogan N. Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification. *Med Phys.* 2003; **30**(2): 119-123.
- 46) Laub W.U., Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med Phys.* 2003; **30**(3): 341-347.
- 47) Basran S.P., Woo M.K. An analysis of tolerance levels in IMRT quality assurance procedures. *Med.Phys.* 2008; **35** :(6) 2300-2307.
- 48) Anjum M.N., Parker M. et al. Evaluation criteria for film based intesity modulated radiation therapy quality assurance. *Physica Medica.* 2010; **26**(1) 38-43.
- 49) Low D.A, Sohn J.W. et al. Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy. *Med.Phys.*2001; **28** (5): 752-756.

- 50) Mu G., Ludlum E. and Xia P. Impact of MLC leaf position errors on simple and complex IMRT plans for head and neck cancer. *Phys.Med.Biol.* 2008; **53**: 77-88.
- 51) Luo W et al. Monte Carlo based IMRT dose verification using MLC log files and R/V outputs. *Med.Phys.* 2006; **33**: 2557-2564.
- 52) Xia P. and Verhey L.J. Delivery systems of intensity-modulated radiotherapy using conventional multileaf collimators. *Med. Dosim.* 2001; **26** (2): 167-177.
- 53) Mei X., Bracken G., Kerr A. Evaluation of a commercial 2D ion chamber array for intensity modulated radiation therapy dose measurements. *Med Phys.* 2008; **35**(7): 3403.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Aydın	Soyadı	Çakır
Doğ.Yeri	İstanbul	Doğ.Tar.	14/04/1970
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	
Email		Tel	

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü(Tıbbi Radyofizik)	
Yük.Lis.	İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü(Tıbbi Radyofizik)	
Lisans	İ.Ü. Fen Fakültesi Fizik Bölümü	
Lise	Sarıyer Vehbi Koç Vakfı Lisesi	

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Medikal Fizikçi	İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü	1997-....
2.	Öğrenci- Rutin Çalışma	İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü	1995-1997
3.			

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜD S Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	iyi	iyi	iyi	57,5	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Word, excell, power-point	Çok iyi

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri :

1. **Cakir A**, Bilge H, Küçücük H, Okutan M, Fayda EM, Darendeliler E. Effect of field placement errors on dose at junction between divergence matching and half-beam block techniques in craniospinal irradiation. J BUON. 2002 Oct-Dec;7(4):361-4.
2. **Cakir A**, Bilge H, Dadaşbilge AK, Fayda EM, Okutan M, Küçücük H. Do collimator angle setup errors cause dose inhomogeneity at the junction zone during craniospinal irradiation? A phantom study. J BUON. 2004 Apr-Jun;9(2):193-6.
3. **Aydin Cakir**, Hatice Bilge, Alpar Dadasbilge, Halil Kücük, Murat Okutan, Emre Merdan Fayda The comparison of Co-60 and 4 MV photons matching dosimetry during half-beam technique. Radiation Measurements, Volume 39, Issue 4, August 2005, 447-450.
4. Bilge H, **Cakir A**, Okutan M, Acar H. Surface dose measurements with GafChromic EBT film for 6 and 18MV photon beams. Phys Med. 2009 Jun;25(2):101-4. Epub 2008 Jun 20.
5. Bilge H, Yondem S, Kucucuk H, **Cakir A**, Meral R. Effects of immobilization beds on the dose in the entrance and exit dose region for Co-60, 4, 6 and 15 MV photons. J BUON. 2008 Jul-Sep;13(3):385-90.
6. Demir B, Okutan M, **Cakir A**, Göksel E, Bilge H. The effect of oblique electron beams to the surface dose under the bolus. Med Dosim. 2009 Winter;34(4):311-6. Epub 2009 Jan 12.
7. Bilge H, Ozbek N, Okutan M, **Cakir A**, Acar H. Surface dose and build-up region measurements with wedge filters for 6 and 18 MV photon beams. Jpn J Radiol. 2010 Feb;28(2):110-116. Epub 2010 Feb 26.
8. Bilge H, Osen Z, Senkesen O, Kucucuk H, **Cakir A**, Sengoz M. Determination of output factors for the Leksell gamma knife using ion chamber, thermoluminescence detectors and films. J BUON. 2006 Apr-Jun;11(2):223-7.
9. Didem Karaçetin, **Aydin Cakir**, Fulya Ağaoğlu, Hakan Çamlıca, Arzu Ergen, Yavuz Dizdar and Emin Darendeliler .Dose distribution in 3-dimensional conformal radiotherapy for prostate cancer: comparison of femur doses for four treatment techniques. Journal of Radiotherapy in Practice (2010), 9:41-51

TÜRKÇE YAYINLAR

1. Bilge H, Kemikler G, **Çakır A.** Okutan M, Demir N.
Siemens sanal kama filtre doz profillerinin CMS XiO tedavi planlama sistemindeki verilerle karşılaştırılması.. Türk Onkoloji Dergisi, Cilt 20, Sayı 4, 151-155, 2005
2. Kemikler G, Bilge H, **Çakır A.** Acun H, Okutan M, Demir N.
Siemens Oncor lineer hızlandırıcıda elektron huzmelerinin efektif kaynak mesafelerinin tayini.Türk Onkoloji Dergisi, Cilt 20, Sayı 4, 162-167, 2005
2. Hatice Bilge,Halil Küçük,Serpil Yöndem, **Aydın Çakır**.Yüksek enerjili fotonlarda yüzey ve maksimum doz bölgesinin doz karakteristikleri. Türk Onkoloji Dergisi 2006;21(4):168-173.
3. Şentürk F., Bilge H., **Çakır A.**, Kuter S. “ *Investigation 4 MV lineer acceralator with penumbra mode* “ Turkish Journal of Oncology 17:75-78, 2002.
4. Gürsoy O., Kemikler G., Demir B., **Çakır A.**, İncekara O. “ *Estimated on Wedge filter factors depht and field dependence*”. Turkish Journal of Oncology: 17:80-85, 2002
5. S.Kuter, **A.Çakır** “ Survey of Radiation Oncology Centers, Equipment and Manpower in Turkey ” Turkish Journal of Oncology Vol 19: 87-96, 2004
6. Aslay I., Özbay I., Güngör C., Küçük S., **Çakır A.**, Meral R., Altun M., Töre G.“ yineleyen nazofarenks kanserinde Istanbul-Töre aplikatörü ile intrakaviter LDR Brakiterapi uygulaması Turkish Journal of Oncology: 16;138-140,2001
7. Merdan FAYDA, Ayşegül YILDIRIM, Necla TARPICI, Görkem AKSU, **Aydın ÇAKIR.**
Akciğer kanserinin tedavi planlamasında intravenöz kontrast ajanların farklı tedavi planlama sistemleri üzerindeki etkileri. Turkish Journal of Oncology 2008, Cilt 23, Sayı 3, : 126-131
8. Murat OKUTAN, Gönül KEMİKLER, **Aydın ÇAKIR**, Seden KÜÇÜCÜK, Işık ASLAY.
Memenin elektron huzmesi ile ek doz tedavisinde cerrahi skara ve kliplere dayalı tedavi planlamalarının karşılaştırılması
Turkish Journal of Oncology 2008, Cilt 23, Sayı 4, : 176-181
9. Evren Ozan GÖKSEL, Murat OKUTAN, **Aydın ÇAKIR**, Hatice BİLGE. Kolimatör dizaynlarının elektron demetlerinin derin doz dağılımlarına etkisinin araştırılması. Turkish Journal of Oncology 2008, Cilt 23, Sayı 4, : 182-188

10. **Aydın ÇAKIR**, Fulya AĞAOĞLU, Bilgehan ŞAHİN, Murat OKUTAN, Yavuz DİZDAR, Emin DARENDELİLER. Prostat kanserinin radyoterapisinde konformal radyoterapi tekniklerinin değerlendirilmesi. Turkish Journal of Oncology. 2009, Cilt 24, Sayı 4, : 166-171.

BİLDİRİLER

1. H.Bilge, G Kemikler, **A.Çakır**, M.Okutan, N.Demir.“Siemens sanal kama filtre doz profillerinin CMS XiO tedavi planlama sistemindeki verilerle karşılaştırılması. X. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 01-04 Eylül 2005, Kayseri
2. G.Kemikler, H.Bilge, **A Çakır**, H.Acun, M.Okutan, N.Demir.Siemens Oncor lineer hızlandırıcısında efektif kaynak mesafelerinin enerji, alan ve SSD ile değişiminin araştırılması. X. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 01-04 Eylül 2005, Kayseri.
4. **A.Çakır**, H.Bilge, G.Kemikler, M.Okutan, N Demir.Siemens’in sanal kama filtrelerinde doz verimi faktörlerinin tayini.X. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 01-04 Eylül 2005, Kayseri
5. I.Aslay, S.Küçüçük, G.Kemikler, B.Sarper, İ.Özbay, **A.Çakır**, G.Töre.Pelvik tümörlerde kurtarıcı brakiterapi sonuçları,VII. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 19-23 Nisan 2006, Fethiye.
6. **A.Çakır**, R.Meral, M Okutan, Alptekin Arifoğlu, İsmail Özbay, Gönül Kemikler, A Karadeniz, I Aslay. Nazofarenks kanserinin düşük doz hızlı brakiterapisinde BT-Simülatör destekli üç boyutlu planlama tekniği. VII. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 19-23 Nisan 2006, Fethiye.

Özel İlgi Alanları (Hobileri):