

**T.C.
GEBZE TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**VMAT (VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY)
YÖNTEMİNDE KOLİMATÖR AÇISININ DOZ DAĞILIMINA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**BORA TAŞ
DOKTORA TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

**GEBZE
2016**

T.C.
GEBZE TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**VMAT (VOLUMETRIC MODULATED ARC
THERAPY)YÖNTEMİNDE KOLİMATÖR
AÇISININ DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

BORA TAŞ
DOKTORA TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI

DANIŞMANI
YRD. DOÇ. DR. SİBEL TOKDEMİR ÖZTÜRK

GEBZE
2016

T.R.
GEBZE TECHNICAL UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

**AN INVESTIGATION OF THE DOSE
DISTRIBUTION EFFECT RELATED WITH
COLLIMATOR ANGLE FOR VMAT
(VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY)
METHOD**

BORA TAŞ
**A THESIS SUBMITTED FOR THE DEGREE OF
DOCTOR OF PHILOSOPHY
DEPARTMENT OF PHYSICS**

**THESIS SUPERVISOR
ASSIST. PROF. DR. SİBEL TOKDEMİR ÖZTÜRK**

GEBZE

2016



DOKTORA JÜRİ ONAY FORMU

GTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 16/03/2016 tarih ve 2016/23 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından 23/03/2016 tarihinde tez savunma sınavı yapılan Bora TAŞ 'ın tez çalışması Fizik Anabilim Dalında DOKTORA tezi olarak kabul edilmiştir.

JÜRİ

ÜYE

(TEZ DANIŞMANI) : Yrd. Doç. Dr. Sibel TOKDEMİR ÖZTÜRK *Sibel Tokdemir*

ÜYE

: Doç. Dr. Osman ÖZTÜRK *Osman Öztürk*

ÜYE

: Yrd. Doç. Dr. Murat OKUTAN *Murat Okutan*

ÜYE

: Prof. Dr. Savaş BERBER *Savaş Berber*

ÜYE

: Doç. Dr. Emine Dilara ATALAY *Emine Dilara Atalay*

ONAY

Gebze Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun

...../...../..... tarih ve/..... sayılı kararı.

İMZA/MÜHÜR

ÖZET

Bu çalışmada, Radyoterapi tedavisi gören 11 prostat kanseri hastasının tedavi planlamaları tek alanlı VMAT ve çift alanlı VMAT teknikleri ile kolimatör açısı 0° iken hesaplatılarak optimum doz dağılımları elde edildi. Optimizasyon parametreleri değiştirilmeksizin, tek VMAT tekniği için kolimatör açıları (0° , 15° , 30° , 45° , 60° , 75° , 90°) olacak şekilde, çift VMAT tekniği için kolimatör açıları ($0^\circ-0^\circ$, $15^\circ-345^\circ$, $30^\circ-330^\circ$, $45^\circ-315^\circ$, $60^\circ-300^\circ$, $75^\circ-285^\circ$, $90^\circ-270^\circ$) olacak şekilde değiştirilerek tedavi planlamaları tekrar hesaplatıldı ve kolimatör açısının doz dağılımına etkisi her iki tedavi tekniği için de incelendi. En iyi doz dağılımını elde ettiğimiz kolimatör açıları tek alanlı VMAT ve çift alanlı VMAT tekniği ile belirlenerek, istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığına bakıldı. İstatistiksel olarak da anlamlı bulunan kolimatör açılarında yapılan tedavi planlamaları 2 boyutlu hasta kalite kontrol paneli Matrixx[®] ve 3 boyutlu Compass[®] yazılım programı vasıtasıyla lineer hızlandırıcıda her hasta için doz ölçümleri yapılarak, 3% doz farklılığı ile 3 mm mesafe farkı kriterine göre γ indeks değerleri elde edilerek sonuçları karşılaştırıldı. Prostat kanseri hastalarının radyoterapi tedavisi için elde edilen en uygun doz dağılımlarını sağlayan kolimatör açılarının hem istatistiksel olarak hem de yapılan ölçümler sonucunda tutarlı olduğu gözlemlendi.

Anahtar Kelimeler: Kolimatör açısı, VMAT, Monaco 5.0, Versa HD, Compass.

SUMMARY

In this study, we generated optimum single and double VMAT radiotherapy treatment plans for 11 prostate cancer patients when collimator angle was 0° . We recalculated single VMAT plans at different collimator angles ($0^\circ, 15^\circ, 30^\circ, 45^\circ, 60^\circ, 75^\circ, 90^\circ$), for double VMAT plans ($0^\circ-0^\circ, 15^\circ-345^\circ, 30^\circ-330^\circ, 45^\circ-315^\circ, 60^\circ-300^\circ, 75^\circ-285^\circ, 90^\circ-270^\circ$) without changing any optimization parameters and we investigated of dose distribution effect related with collimator angle for both treatment techniques. We determined better dose-distribution with some collimator angles and we checked these results about significant or not by statistically. Plans were verified using the 2 dimensional ion chamber array IBA Matrixx[®] and 3 dimensional IBA Compass[®] software program for significant collimator angles by statistically. The comparison between calculation and measurement were made by the γ index (3% / 3 mm) analysis. When we determined better dose distribution with some collimator angles, we observed that these angles are significant by statistically and our measurement are consistent for prostate cancer patients while treating by radiotherapy.

Key Words: Collimator angle, VMAT, Monaco 5.0, Versa HD, Compass.

TEŞEKKÜR

BaŐta, doktora eğitimimde ve akademik hayatımda desteğini ve yardımlarını hiğbir zaman esirgemeyip bilgisi ile bu ęalıŐmanın oluŐmasının yolunu ağan danıŐmanım Yrd. Doç. Dr. Sibel TOKDEMİR ÖZTÜRK'e,

Bütün doktora eğitimim boyunca yanımda olan, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocam Prof. Dr. Hatice BİLGE'ye, Doç. Dr. Osman ÖZTÜRK'e, Prof. Dr. Savaş BERBER'e, Yrd. Doç. Dr. Murat OKUTAN'a, Doç. Dr. Emine Dilara ATALAY'a ve rahmetli hocam Doç. Dr. İsmail ÖZBAY'a,

Ayrıca göstermiŐ olduğu desteklerinden dolayı ęalıŐma arkadaŐlarıma ve tüm aileme en iğten teŐekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	v
SUMMARY	vi
TEŞEKKÜR	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ	1
1.1. Tezin Amacı, Katkısı ve İçeriği	2
2. RADYASYON (IŞINIM)	3
2.1. İyonlaştırıcı Radyasyon	3
2.2. X-Işınları	3
2.3. Fotonların Madde ile Etkileşmesi	4
2.3.1. Koherent Saçılma	5
2.3.2. Fotoelektrik Olay	5
2.3.3. Compton Olayı	6
2.3.4. Çift Oluşum	8
2.3.5. Fotodisintegrasyon	9
2.4. Lineer Hızlandırıcılar	10
2.4.1. Lineer Hızlandırıcıların Yapısı	10
2.4.1.1. Mikrodalga Güç Kaynağı	12
2.4.1.2. Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu	13
2.4.1.3. Elektron Tabancası	14
2.4.1.4. Saptırıcı Magnet Düzeneği	14
2.4.1.5. Linak Kafa Yapısı	15
2.4.1.5.1. X-Işınları Hedefi	15
2.4.1.5.2. Düzleştirici Filtre	15
2.4.1.5.3. Monitör İyon Odaları	15
2.4.1.5.4. Kolimatör Sistemi	16

2.4.1.5.5. Çok Yapraklı Kolimatörler (MLC)	16
3. KANSER	24
3.1. Prostat Kanseri	24
3.2. Tedavi Planlaması	28
3.2.1. Üç boyutlu Konformal Radyoterapi	28
3.2.2. Yoğunluk ayarlı Radyoterapi	29
3.3. IMRT/VMAT Doz Optimizasyon Algoritmaları	29
3.3.1. Hava Akı Dağılımı	29
3.3.2. Derin Doz Dağılımı	30
3.3.3. MU Hesaplamaları	30
3.3.4. Monte Carlo Doz Hesaplamaları	31
3.3.5. Monte Carlo Metodu (İnhomojen Ortamda)	32
3.4. İki Boyutlu(2D) doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan	32
4. MATERYAL VE YÖNTEM	36
4.1. Siemens Biograph mCT PET/ CT Cihazı	36
4.2. MedCom Prosoma® Kontrolama Sistemi	37
4.3. Monaco 5.00.04 Tedavi Planlama Sistemi	38
4.4. Elekta Versa HD Lineer Hızlandırıcısı	39
4.5. Compass 3.1 Hasta Kalite Kontrol Sistemi ve Matrixx Dozimetre Paneli	40
4.6. Yöntem	41
5. ARAŞTIRMA BULGULARI	43
5.1. Kritik Organlar ve DVH'ler	53
5.2. Hasta Kalite Kontrol Sonuçları	66
6. SONUÇ	76
KAYNAKLAR	78
ÖZGEÇMİŞ	81

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler ve Açıklamalar

Kısaltmalar

3BKRT	: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi
H	: Planck sabiti
ν	: Frekans
E	: Enerji
V	: Volt
e	: Elektron
W	: Watt
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CCW	: Saat yönünün tersine
CTV	: Klinik hedef hacim (Clinical Target Volume)
CW	: Saat yönünde
ÇYK	: Çok yapraklı kolimatör
FFF	: Düzleştirici filtresiz enerji (Flattening Filter Free)
GTV	: Görülebilir tümör hacmi (Gross Tumor Volume)
HI	: Heterogeneity Index
IMRT	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniği (Intensity Modulated Radiation Therapy)
MLC	: Çok yapraklı kolimatör (Multi Leaf Collimator)
MU	: Monitor Unit
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi
PTV	: Planlanan hedef hacim (Planning Target Volume)
RT	: Radyoterapi
SBRT	: Vücut Radyocerrahisi (Stereotactic Body Radiation Therapy)
SRS	: Radyocerrahi (Stereotactic Radiation Surgery)
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
VMAT	: Hacimsel ayarlı Radyoterapi (Volumetric Modulated Arc Therapy)

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil No:</u>	<u>Sayfa</u>
2.1: X-ışını tüpü.	4
2.2: Koherent Saçılma.	5
2.3: Fotoelektrik Olay.	6
2.4: Compton Olayı.	7
2.5: Çift Oluşum.	8
2.6: Foton enerjisinin absorbanın atom numarası ile etkileşimi.	9
2.7: Fotodisintegrasyon.	10
2.8: Lineer hızlandırıcı blok şeması.	11
2.9: MLC yapısı.	17
2.10: Elekta MLC yapıları a) 80 lif, b) 160 lif yeni jenerasyon MLC.	18
2.11: Lif iç içe geçme probleminin görünüşü.	19
2.12: Alan kenarlarındaki penumbraya etki eden lif yapısı.	20
2.13: Lifler arası sızıntıyı engellemek için farklı lif dizaynları.	21
2.14: Dinamik MLC tekniği.	22
3.1: Radyoterapi'deki hacimlerin şematik görünümü.	27
3.2: Radyoterapide hacim kavramları.	27
3.3: Doz farkı(dose difference) ve DTA(distance to agreement) testlerinin doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim.	33
3.4: Doz farkı ve DTA testlerinin kombine kullanılmasıyla doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim.	34
4.1: Siemens Biograph mCT PET/ CT cihazı.	37
4.2: Medcom Prosoma® konturlama sistemi.	38
4.3: Monaco 5.00.04 tedavi planlama sistemi.	39
4.4: Elekta Versa HD Lineer hızlandırıcısı.	40
4.5: Matrixx® panelinin aksiyel CT görüntüsü.	40
4.6: Matrixx® 2D-array.	41
5.1: Tek alanlı VMAT tekniği ile 1 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştiğinde elde edilen doz dağılımı.	54

5.2:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 1 numaralı hastanın kolimatör açısı	54
	değiştirildiğinde elde edilen doz dağılımı.	
5.3:	Tek alanlı VMAT tekniği ile 1 numaralı hastanın kolimatör açısı	55
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.4:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 1 numaralı hastanın kolimatör açısı	55
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.5:	Tek alanlı VMAT tekniği ile 2 numaralı hastanın kolimatör açısı	56
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.6:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 2 numaralı hastanın kolimatör açısı	56
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.7:	Tek alanlı VMAT tekniği ile 3 numaralı hastanın kolimatör açısı	57
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.8:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 3 numaralı hastanın kolimatör açısı	57
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.9:	Tek alanlı VMAT tekniği ile 4 numaralı hastanın kolimatör açısı	58
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.10:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 4 numaralı hastanın kolimatör açısı	58
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.11:	Tek alanlı VMAT tekniği ile 5 numaralı hastanın kolimatör açısı	59
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.12:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 5 numaralı hastanın kolimatör açısı	59
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.13:	Tek alanlı VMAT tekniği ile 6 numaralı hastanın kolimatör açısı	60
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.14:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 6 numaralı hastanın kolimatör açısı	60
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.15:	Tek alanlı VMAT tekniği ile 7 numaralı hastanın kolimatör açısı	61
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.16:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 7 numaralı hastanın kolimatör açısı	61
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.17:	Tek alanlı VMAT tekniği ile 8 numaralı hastanın kolimatör açısı	62
	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.18:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 8 numaralı hastanın kolimatör açısı	62

	değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	
5.19:	Tek alanlı VMAT tekniği ile 9 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	63
5.20:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 9 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	63
5.21:	Tek alanlı VMAT tekniği ile 10 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	64
5.22:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 10 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	64
5.23:	Tek alanlı VMAT tekniği ile 11 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	65
5.24:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 11 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.	65
5.25:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 1 numaralı hastanın kolimatör açısı 75°- 285° iken elde edilen planın lineer hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.	66
5.26:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 2 numaralı hastanın kolimatör açısı 75°- 285° iken elde edilen planın lineer hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.	67
5.27:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 3 numaralı hastanın kolimatör açısı 75°- 285° iken elde edilen planın lineer hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.	67
5.28:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 4 numaralı hastanın kolimatör açısı 75°- 285° iken elde edilen planın lineer hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.	68
5.29:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 5 numaralı hastanın kolimatör açısı 75°- 285° iken elde edilen planın lineer hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.	68
5.30:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 6 numaralı hastanın kolimatör açısı 75°- 285° iken elde edilen planın lineer hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.	69
5.31:	Çift alanlı VMAT tekniği ile 7 numaralı hastanın kolimatör açısı 75°- 285° iken elde edilen planın lineer hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile	69

- doz dağılımı uyumu.
- 5.32: Çift alanlı VMAT tekniği ile 8 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın lineer hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu. 70
- 5.33: Çift alanlı VMAT tekniği ile 9 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın lineer hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu. 70
- 5.34: Çift alanlı VMAT tekniği ile 10 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın lineer hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu. 71
- 5.35: Çift alanlı VMAT tekniği ile 11 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın lineer hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu. 71

TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No:</u>	<u>Sayfa</u>
3.1: Prostat kanserinin “T” klinik evrelendirmesi.	25
3.2: Prostat kanserinin “T” cerrahi (patolojik) evrelendirmesi.	25
3.3: Prostat kanserinin “N” ve “M” evrelendirmesi.	26
5.1: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile PTV'nin %95'ini saran doz miktarları.	43
5.2: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile mesanenin 40 Gy alan yüzdesi.	44
5.3: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile mesanenin 65 Gy alan yüzdesi.	45
5.4: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile mesanenin 40 Gy alan yüzdesi.	46
5.5: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile rektumun 65 Gy alan yüzdesi.	47
5.6: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile CTV'nin Heterogenity İndeksi.	48
5.7: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile tek fraksiyonda MU değerleri.	49
5.8: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.	50
5.9: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre mesanenin 65 Gy alan yüzdesinin Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.	50
5.10: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre mesanenin 40 Gy alan yüzdesinin Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.	51
5.11: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre rektumun 40 Gy alan yüzdesinin Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.	51

5.12:	Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre rektumun 65 Gy alan yüzdesinin Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.	52
5.13:	Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre CTV'nin Heterogeneity Index'inin Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.	52
5.14:	Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre MU değerlerinin Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.	53
5.15:	Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen PTV'nin 95%'ini saran doz miktarlarının kıyaslanması.	72
5.16:	Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen mesanenin 40 Gy alan yüzde miktarının kıyaslanması.	72
5.17:	Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen mesanenin 65 Gy alan yüzde miktarının kıyaslanması.	73
5.18:	Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen rektumun 40 Gy alan yüzde miktarının kıyaslanması.	73
5.19:	Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile tek fraksiyonda MU değerleri.	74
5.20:	Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen PTV için gamma indeks değerleri.	74
5.21:	Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen CTV için gamma indeks değerleri.	75
5.22:	Yapılan ölçüm ile hesaplatılan plan arasındaki hedef ve sağlam organların ortalama gamma değeri.	75

1.GİRİŞ

Radyoterapi (RT)'nin altın kuralı; tanımlanmış bir hedef hacme, çevredeki sağlıklı dokuya olabildiğince az radyasyon vererek, belirlenmiş ideal dozu vermek ve kür şansını arttırırken iyi bir yaşam kalitesini de beraberinde sağlamaktır [1]. RT, kanser tedavisinde x-ışınları, gama ışınları ve elektronlar gibi iyonize radyasyonun kullanıldığı bir tedavi yöntemidir [2],[3]. 1895'te Wilhelm Conrad Röntgen'in x-ışınlarını, 1898'de Curie'lerin Radyum'u, Antoine Henri Becquerel'in doğal radyoaktivite ve uranyum'u ve 1919 yılında Ernest Rutherford'ın yapay radyoaktiviteyi bulması fizikte ve tıpta gelişmelere yol açmıştır. Bu buluşlardan sonra, iyonize radyasyon tıpta uygulama alanı bulmaya başlasa da kontrol edilemeyen yan etkiler nedeniyle 1920'li yıllara kadar etkin bir şekilde kullanılamamıştır [4].

1922 yılında ilk kez lokal ileri evre larenks kanserinin RT ile önemli komplikasyonlar olmadan iyileşebildiği Coutard-Hautant tarafından Paris Uluslararası Onkoloji Kongresi'nde gösterilmiştir. II. Dünya Savaşı'ndan sonra radyobiyojoloji hızlı bir gelişme sürecine girmiş, fraksiyone RT ile hücre sağ kalım eğrileri elde edilmiştir. 1943 yılında Betatron kullanılmaya başlanmış, Kobalt-60 teleterapi cihazı ise 1950'den sonra tüm Dünya'ya yayılmış ve sonrasında lineer hızlandırıcılar RT tedavisinde geliştirilmiştir [5]. Günümüzde bilimsel ve teknolojik gelişmeler ile tümörü tedavi ederken, normal dokuların radyasyonun olumsuz etkilerinden en iyi şekilde korunmasına olanak sağlamak amacıyla üç boyutlu konformal radyoterapi, görüntü eşliğinde radyoterapi (Image Guided Radiation Therapy, IGRT) olanağı sayesinde organ ve hasta hareketlerini de hesaba katarak, yoğunluk ayarlı radyoterapi (Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT), VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy), SRS (Stereotactic Radiation Surgery), SBRT (Stereotactic Body Radiation Therapy) gibi ileri teknikler uygulanmaktadır ve yüksek bir ivme ile geliştirilmeye devam edilmektedir. Radyoterapide, planlanan hedef hacmin doğru bir şekilde ışınlanması büyük önem taşıdığı için, konformal radyoterapi ve bu tekniğin geliştirilmesi sonucu oluşan diğer tekniklerde, hedef organ etrafındaki marjın azaltılmasından dolayı belirlenen hedefin tedavi alanının dışında kalma olasılığını en aza indirmek bugün gelinen nokta açısından büyük önem taşımaktadır. Tedavi sahalarının daha küçük marjlarla belirlenmesi sayesinde çok

sayıda ışın kullanılması ve önceden verilen dozlara göre daha yüksek dozlar verilebilmesi bu konunun önemini belirleyen parametrelerdir.

1.1. Tezin Amacı, Katkısı ve İçeriği

Lineer hızlandırıcılarda tedavi esnasında gantry açısı ve MLC'ler hareket edebilmekte ancak şuan itibarıyla kolimatör açıları sabit olarak tedavi yapılabilmektedir. Lineer hızlandırıcı vasıtası ile radyoterapi tedavisi gören 11 prostat kanseri hastasının tedavi planlamaları tek alanlı VMAT ve çift alanlı VMAT teknikleri ile kolimatör açısı 0° iken tedavi planlama sistemi vasıtasıyla hesaplatılarak optimum doz dağılımları elde edildi. Tedavi öncesi seçilen kolimatör açısının değiştirilmesinin doz dağılımına etkisinin incelenmesi amacıyla; optimizasyon parametreleri değiştirilmeksizin, kolimatör açıları değiştirilerek her iki tedavi tekniği içinde tedavi planlamaları tekrar hesaplatıldı ve kolimatör açısının doz dağılımına etkisi her iki tedavi tekniği için de incelendi. Elde edilen kolimatör açılarının sağlam organlar ve hedef organ dozları açısından anlamlı faydalar sağlayıp sağlamadığı elde edildi. Bu iki teknik kendi arasında da karşılaştırılarak, daha iyi doz dağılımlarına sahip olan teknik için elde edilen kolimatör açısında, tedavi planlamalarının tedavi cihazı tarafından da uygulanıp uygulanmadığını belirleyebilmek için lineer hızlandırıcı hasta kalite kontrol sistemleri vasıtasıyla ölçümler yapıldı. Daha iyi doz dağılımlarına imkan kılan kolimatör açılarının istatistiksel olarak anlamlılığı incelendi. Bu hesaplama ve ölçümlerin sonucuna dayanarak prostat kanseri hastalarının lineer hızlandırıcılar kullanılarak VMAT tekniğiyle yapılan radyoterapi tedavisinde pozitif fayda sağlayacak kolimatör açıları önerilecektir.

2. RADYASYON (IŞINIM)

Bir kaynaktan çevreye enerji taşınımıdır. Bu taşınım parçacık tipi veya elektromanyetik dalga şeklinde meydana gelebilir. Atomlardan farklı şekillerde ortaya çıkan enerji çeşitleri ve bunların yayılma şekilleri elektromanyetik radyasyon olarak isimlendirilir [6].

Elektromanyetik radyasyonlar iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyonlar olarak ikiye ayrılırlar. İyonlaştırıcı radyasyonlar dalga boyu 10^{-7} metre'den daha düşük olanlardır. İyonlaştırıcı olmayan radyasyonların foton enerjileri 12 elektron volt'tan daha düşüktür ve iyonlaştırıcı radyasyonun sınırı olarak kabul edilir [7].

2.1. İyonlaştırıcı Radyasyon

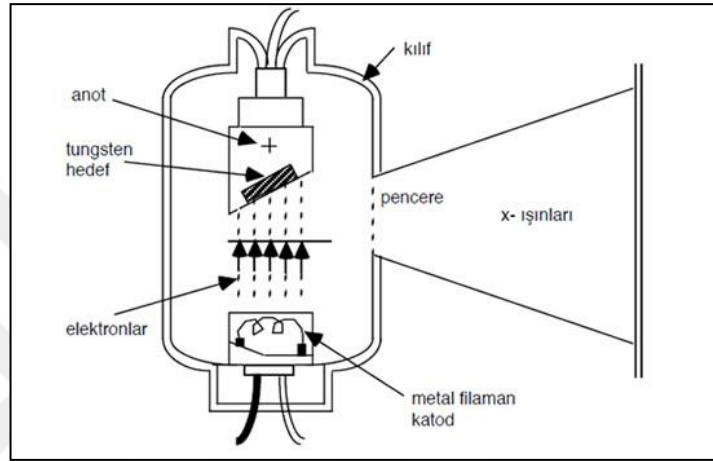
Atomdan elektron koparabilen dolayısıyla atomu iyonize edebilen yüksek enerjili radyasyona; iyonlaştırıcı radyasyon denilmektedir. İyonlaştırıcı radyasyon dalga tipi ve parçacık tipi olarak ikiye ayrılır. Klinik radyasyon onkolojisinde; fotonlar gibi dalga tipi; elektronlar gibi parçacık tipi radyasyonlar, tümörlü hücrelerin tedavisinde kullanılırlar [8].

Yüksek enerjili radyasyon madde ile etkileştiğinde elektronlar, atomik ve moleküler yörüngelerinden kopar [9]. Bu elektronlar, maddenin içinden geçerken sekonder elektronları üretirler. Ortalama 33.85 eV'luk enerji ortama salınır ki bu enerji atomik ve moleküler düzeyde önemli bir enerji miktarıdır [9]. Klinik olarak yüksek enerjili fotonlar kullanıldığında, her tahrip edici olay başına ortalama 60 eV yüklü sekonder elektronlar hücrel moleküllere transfer olur [9].

2.2. X-Işınları

Alman fizikçi Wilhelm Conrad Röntgen tarafından 1895'de keşfedilmiştir. William David Coolidge (1913) tarafından geliştirilen sıcak katodlu Röntgen tüpleri ile basıncı 10^{-3} mmHg'ya kadar düşürülmüş cam bir tüpün içine yerleştirilmiş anod ve katod levhaları arasına, çok yüksek enerjili elektriksel gerilim ($10^6 - 10^8$ volt)

uygulanmıştır. Katodu terk eden hızlı elektronlar, anod üzerine yerleştirilmiş erime sıcaklığı yüksek bir metal hedefe çarpar ve 2 çeşit x-ışını elde edilir. Elektronun, çekirdekle etkileşip yavaşlamasıyla açığa çıkan enerjiye frenleme (Bremsstrahlung) x-ışını [10],[11]; iç yörüngedeki bir elektronu sökmesi ve boşta kalan yörüngenin dış yörüngelerden gelen elektronla doldurulması ile açığa çıkan enerjiyle Karakteristik x-ışını ortaya çıkar [12]. Karakteristik x-ışınının enerjisi, elektronun çarptığı metale özgü olduğu için karakteristik adını almıştır.



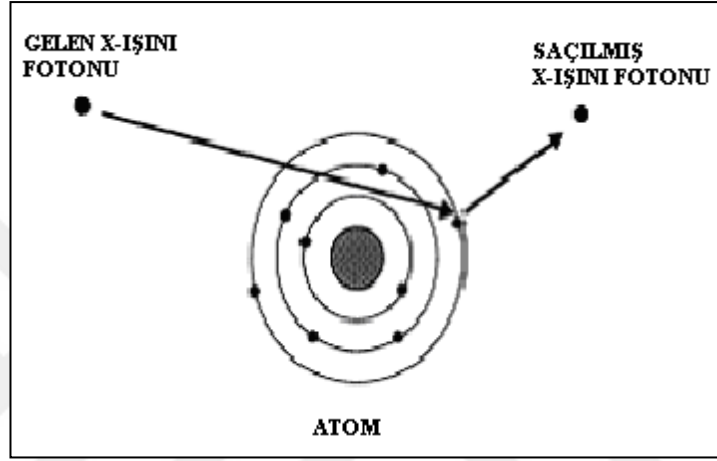
Şekil 2.1: X-ışını tüpü.

2.3. Fotonların Madde ile Etkileşmesi

Radyasyon canlı dokulardan geçerken, enerjisini geçtiği ortama aktarmaktadır. Bu aktarılan enerjinin yaklaşık yarısı hücredeki moleküllerin uyarılması, kalan yarısı da atomların yüklü hale gelmesine sebep olmaktadır. Radyasyonun en önemli etkisi dokulardaki atomları yüklü hale getirmesidir. Yüklü hale gelen atomlar, parçası oldukları molekülün yapısının değişmesine sebep olabilirler. Eğer etkilenmiş molekülleri bir hücrenin parçası ise, hücre hasar görebilir ve işlevini yerine getiremez hale gelebilir. Böylelikle, canlı hücrelerde hasara neden olabilen ışınım türü yüklü hale getiren (iyonlaştırıcı) ışınımıdır.

2.3.1. Koherent Saçılma

Düşük enerjili fotonların bir atomla etkileşimleri sonucu meydana gelen saçılmaya 'koherent saçılma' denir. 10 keV altında ve yüksek atom numarasına sahip atomlarda meydana gelir. Bu saçılmada gelen foton ile saçılan foton arasında enerji farkı hemen hemen yoktur. Koherent saçılma; Nükleer Rezonans, Rayleigh ve Thomson olarak gruplandırılabilir [13].



Şekil 2.2: Koherent Saçılma.

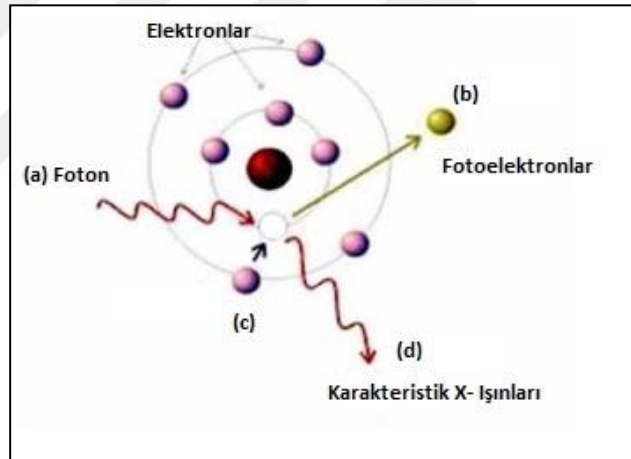
2.3.2. Fotoelektrik Olay

Düşük enerjili (birkaç yüz eV) fotonlar için en önemli enerji kaybı fotoelektrik olayla olur. Fotoelektrik olayda düşük enerjili foton, etkileştiği maddenin atomlarının sıkı bağlı elektronlarından birine enerjisinin tümünü vererek kaybolur, etkileştiği elektron da atomdan fotoelektron olarak fırlar. Gelen fotonun enerjisi, $h\nu$ elektrona verildiğinde bu enerji iki şekilde harcanır, bunlardan birincisi elektronu bağlı olduğu yörüngeden koparabilmek için E_b enerjisi, ikincisi de yörüngeden koparılan elektrona verilen kinetik enerjisidir (E_{kin}). Bu durumda;

$$h\nu = E_b + E_{kin} \quad (2.1)$$

Fotoelektrik olay sonunda, iç elektron yörüngelerinde meydana gelen elektron boşluğu dış yörünge elektronları tarafından doldurulacağından karakteristik x-ışınları meydana gelir. Fotoelektrik olayın önemli özellikleri şunlardır:

- Tanısal radyolojinin temelini oluşturur.
- Foton enerjisi yükseldikçe bu olayın olma olasılığı azalır. Fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden biraz yüksek olduğunda bu olayın olma olasılığı ise en yüksektir. Enerjisi 0.5 MeV'e kadar olan fotonların madde ile etkileşmesinde en yaygın görülen olay fotoelektrik olaydır.
- Etkileştiği maddenin atom numarası büyüdükçe bu olayın olma olasılığı artar. .
- Bu etki, düşük enerjili X-ışınları ve gama ışınlarını soğurmak için, yüksek atom numarasına sahip kurşun vb. metallerin kullanımını açıklar [8],[10].



Şekil 2.3: Fotoelektrik Olay.

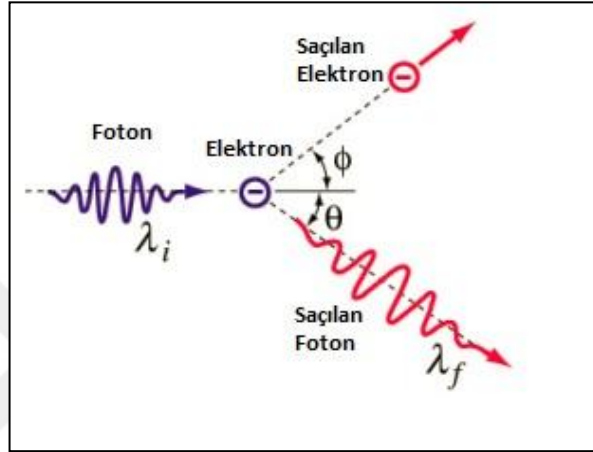
2.3.3. Compton Olayı

Gelen fotonun enerjisi 0.5 MeV'den büyük ise, etkileştiği maddenin zayıf bağlı veya serbest elektronlarıyla etkileşir. Foton, elektronla elastik çarpışma yaparak enerjisinin ve momentumunun bir kısmını elektrona verir ve daha düşük enerjili yeni bir foton olarak başka bir doğrultuda yol alır. Böylece meydana gelen elektrona Compton Elektronu, olaya da Compton Olayı denir. Compton elektronu, fotoelektron gibi ikincil iyonizasyon meydana getirerek soğurur, enerjisi azalmış foton ise diğer compton olayları ile enerji kaybeder veya fotoelektrik olayla soğurur.

Compton olayında enerji eşitliği;

$$hv_2 = hv_1 - E \quad (2.2)$$

burada hv_1 gelen fotonun, hv_2 çıkan fotonun, E de Compton elektronun enerjisini göstermektedir. Foton, etkileştiği elektron serbest veya zayıf bağlı olduğu için, elektronu yörüngeden koparmak için bir enerji harcamaz.



Şekil 2.4: Compton olayı.

Enerjinin ve momentumun korunumu prensiplerinden,

$$\lambda_2 - \lambda_1 = \Delta\lambda = \frac{h}{mc} (1 - \cos\theta) \text{ (metre)} \quad (2.3)$$

yazılabilir. Burada (λ_2 ve λ_1 sırasıyla çıkan ve gelen fotonların dalga boyları olur) h, m, c sabitlerinin değeri yerine konulduğunda,

$$\Delta\lambda = 0,024 \times 10^{-10} (1 - \cos\theta) \text{ (metre)} \quad (2.4)$$

elde edilir. Burada θ gelen fotonun geliş doğrultusuyla, çıkan foton çıkış doğrultusunun teşkil ettiği açıdır. λ 'nın birimi metredir. Radyoterapide, iyonlaştırıcı radyasyonun soğrulmasının en önemli açıklamasıdır. Compton olayının olma ihtimali, etkileştiği maddenin atomlarının yörünge elektronlarının sayısı arttıkça yükselir. Orta enerjili fotonlar için etkileşme olasılığı en yüksek olan Compton olayıdır [8],[10].

2.3.4. Çift Oluşum

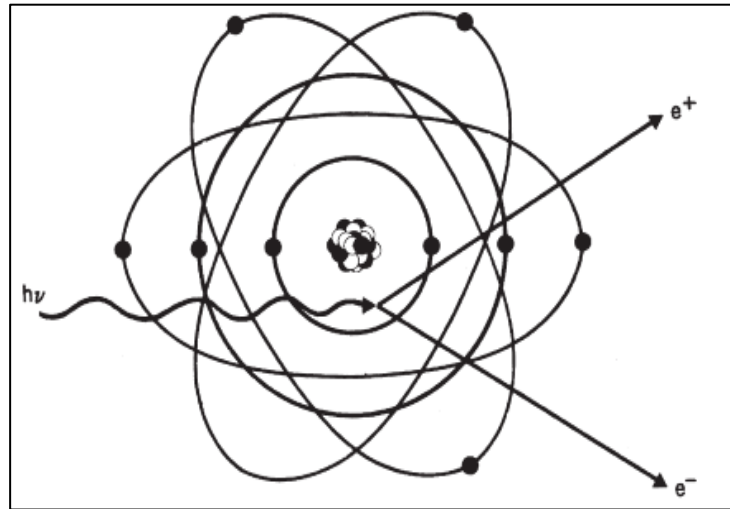
Çift oluşum, fotoelektrik ve compton olayından daha nadir olarak meydana gelen bir foton etkileşmesidir. Enerjisi 1,022 MeV olarak meydana gelen bir foton çekirdeğin elektrik alanına girdiğinde etkileşerek bir elektron ile bir pozitron çifti oluşturur ve kaybolur. Bu olay yok olma olayının tersidir. Teorik olarak, çift oluşum olma olayı 1,022 MeV'den düşük enerjili fotonlar için imkansızdır. Pratikte ise 2 MeV'den küçük enerjili fotonlar için bu olayın olma olasılığı çok düşüktür. Çift oluşumunda, elektron ve pozitronların kütleleri foton enerjisinin maddeye dönüşümü ile ($E=mc^2$) oluşurlar. Çift oluşumda enerji eşitliği;

$$h\nu = 2 m_0 c^2 = E_k \quad (2.5)$$

olarak yazılır. Burada;

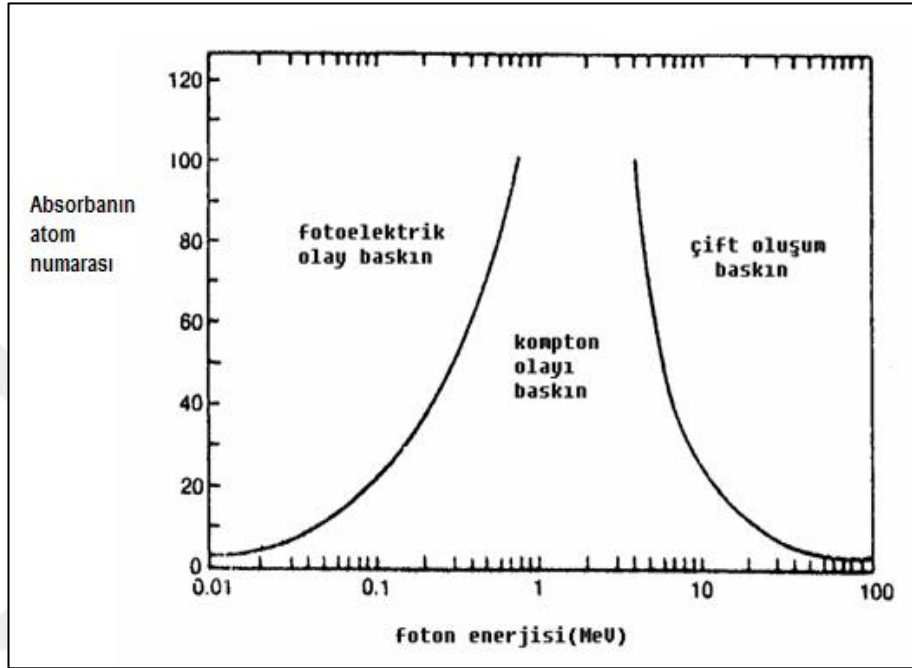
- $h\nu$ = Gelen fotonun enerjisi,
- m_0 = Elektron ve pozitronun durgun kütlesi,
- E_k = Elektron ve pozitron çiftinin toplam kinetik enerjisidir.

Enerji eşitliğinde $2mc^2$ için bilinen değerleri yerine konduğunda 1,022 MeV bulunur ki buda foton enerjisinin 1,022 MeV'den büyük olduğu haller için çift oluşumun mümkün olduğunu gösterir.



Şekil 2.5: Çift Oluşum.

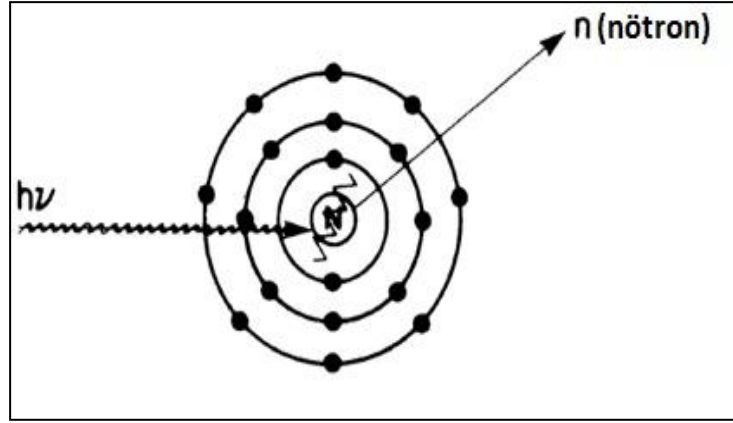
Çift oluşumunda meydana gelen elektron, serbest elektronlar gibi diğer atomlarla etkileşir, pozitron ise ortamdaki bir serbest elektron yakalayarak 0,511 MeV'lik birbirine zıt yönde iki gama fotonu yayımlayarak (yok olma olayı) yok olur. Bu yolla meydana gelen yok olma fotonları ise fotoelektrik olayla soğrulur [8],[14].



Şekil 2.6: Foton enerjisinin absorbanın atom numarası ile etkileşimi.

2.3.5. Fotodisintegrasyon

Gelen fotonun enerjisi, 15 MeV dan büyük enerjilerde meydana gelir. Foton atomun çekirdeği tarafından absorblandığı için çekirdek geçici bir süreliğine radyoaktif olur. Tekrar eski kararlı durumuna dönmek için nötron yayınlar. Bu nötronlar ise başka çekirdeklerle etkileşerek radyoaktif çekirdekler oluştururlar. Bu reaksiyon hızlandırıcıların kafalarındaki aksesuarların radyoaktif olmasına yol açabilir. Nötronlar tarafından üretilen reaksiyon ürünleri linakların haznelerinin radyoaktif olmasına neden olabilmektedir.



Şekil 2.7: Fotodisintegrasyon.

2.4. Lineer Hızlandırıcılar

Elektron lineer hızlandırıcıları (linak) klinikte radyasyon tedavisinde kullanılmak üzere x-ışınları üretimi veya hızlı elektron ışınları üretimi amacıyla 1950'lerin başlarından beri kullanılmaktadır. İlk klinik lineer hızlandırıcı Londra'da Hammersmith hastanesi Radyoterapi araştırmalar biriminde 1952'de kurulmuştur. Şubat 1953'te fizik ve diğer testlerden geçip 7 Eylül 1953'de ilk hasta tedavisine başlanmıştır. 1953'te tedaviye başlayan ve Metropolitan-Vickers (Met-Vic) tarafından üretilen bu ilk linakta 3m uzunluğunda bir hızlandırıcı tüp kullanılarak 8 MV x-ışınları elde edilmiştir.

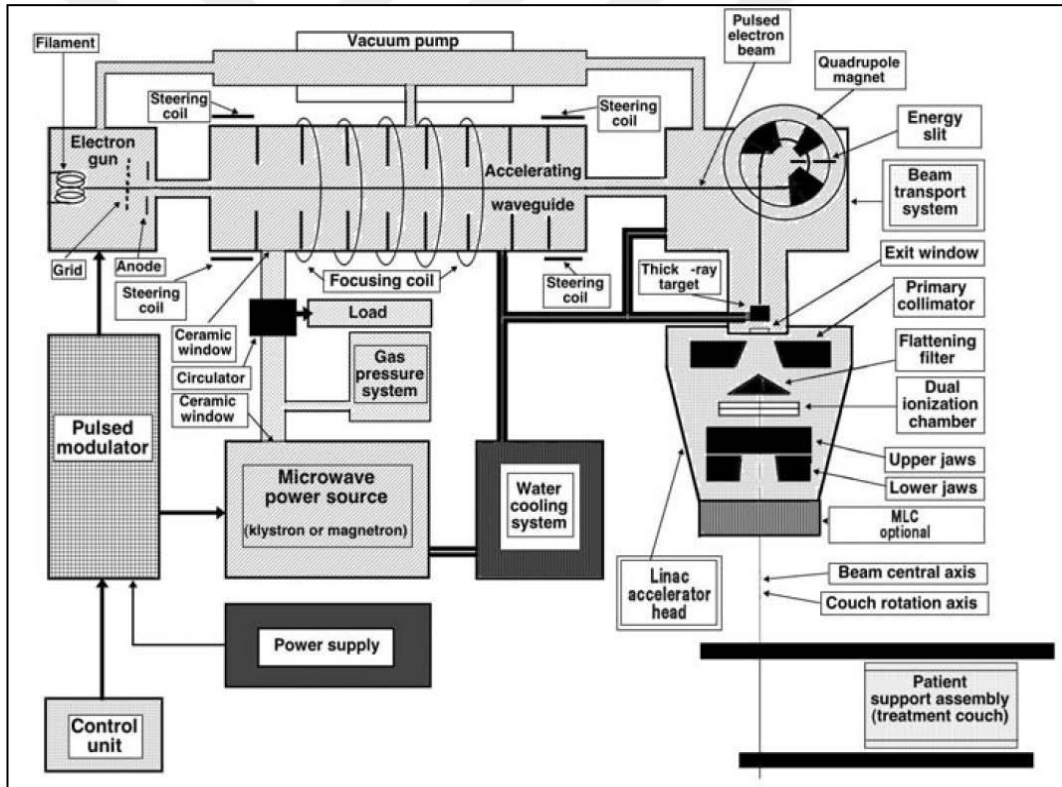
Farmer'in 1962'de ki çalışmasında [15] dünya genelinde 15 linak, 50 betatron, IAEA'nin 1968'deki çalışmasında ise 79 linak, 20 van der Graff, 137 betatron, 1700 Co-60 olduğu belirtilmiştir. Karzmark'ın 1984'daki çalışmasında [16]. Amerika da bulunan MV tedavi cihazlarının yarısından fazlasının ve yeni kurulan cihazların ise %90'ından fazlasının linak olduğu belirtilmiştir. Bundan sonraki yıllarda da linak kullanımı giderek artış göstermiştir [17].

2.4.1 Lineer Hızlandırıcıların Yapısı

Lineer hızlandırıcılar yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektron gibi yüklü parçacıkları bir lineer tüp boyunca yüksek enerjilere hızlandıran cihazlardır. İki tip lineer hızlandırıcı vardır.

- Hareketli dalga hızlandırıcıları
- Duran dalga hızlandırıcıları

Hareketli dalga hızlandırıcılarının dizaynı duran dalga hızlandırıcılarından farklıdır. Hareketli dalga hızlandırıcılarda tüpün sonunda artan gücü soğurmak için bir bitiriciye gereksinim vardır. Böylece dalganın geri yansımaları önlenir. Duran dalga hızlandırıcılarında ise tüpün sonunda dalganın maksimum yansımaları sağlanır. Böylece ilerleyen ve yansıyan dalga üst üste bindirilerek duran dalgalar oluşturulur. Bu hızlandırıcı hareketli dalga hızlandırıcıdan daha etkili olmasına karşın diğerinden daha pahalı olup bir sirkülator veya izolatör kullanılmasını gerektirir. Bu izolatör yansımaların güç sağlayıcıya gelmesini önlemek için güç sağlayıcı ve yapı arasına konur.



Şekil 2.8: Lineer hızlandırıcının yapısı.

Genel olarak bir linak yapısı yukarıdaki gibidir. Güç kaynağı (power supply) modülöre DC (doğru akım) sağlar. Modülör ise pulse şeklindeki ağ ve hidrojen thyatron olarak bilinen bir switch tüp içerir. Modülördeki yüksek voltajlı pulslar birkaç mikro saniyelik düz DC pulslardır. Bu pulslar eş zamanlı olarak elektron

tabancası ve magnetrona verilir. Magnetron veya klystronda üretilen mikro dalgalar bir dalga rehberi yardımıyla tüpe aktarılır. Hızlandırıcı bir bakır tüpten oluşmakta olup bu tüpün ön tarafları çeşitli aparey diyaframları tarafından bölünmüştür. Linakların tüp kısmı vakum yaratmak için havası boşaltılmıştır. Elektronların tabancadan çıkış enerjisi 50 keV olup elektromanyetik dalgayla teması sonucu yüksek enerjilere yükseltirler. Hızlandırma esnasında elektronları bir demet halinde toplamak ve target üzerine ince bir demet şeklinde iletmek için manyetik odaklayıcı alanlar tüp boyunca yerleştirilir. Elektronlar çıkışta yaklaşık 3 mm çapına sahiptirler. 6 MeV'den küçük foton enerjilerini üretmek için elektronlar düz olarak çıkıp yüksek atom numaralı tungsten'den yapılmış hedefe çarptırılırlar. Daha yüksek foton enerjisi üreten hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı tüp daha uzun olup odaya zemine yatay olarak yerleştirilir ve elektronlar genelde 270, bazen de 90 derece sapıtılarak hedefe çarptırılır. Işıklar hastaya gelmeden önce düzleştirici filtreden geçirilir. Cihazın kafasının içinde birincil kolimatörler, monitör iyon odaları, ışık huzme sistemi ve ayna sistemi bulunur [17].

2.4.1.1. Mikrodalga Güç Kaynağı

Medikal amaçlı lineer hızlandırıcılarda gerekli olan elektromanyetik dalga gücü 2 MW ile 10 MW arasında değişmektedir. Linaklarda kullanılan magnetron ve/veya klystron olmak üzere iki çeşit mikro dalga güç kaynağı üretici vardır.

- **Magnetron**

Magnetron mikrodalgalar üreten bir cihazdır. Yüksek güçlü bir osilatör olarak işlem görür ve saniyede birkaç yüz tekrarlama ile her biri birkaç mikrosaniye süren mikrodalgalar üretir. Her atım için mikrodalga frekansı yaklaşık 3 GHz'dir.

Silindirik bir yapıya sahip olan magnetron merkezi bir katot ve bakır bir katı parçayla rezonans kavitesine sahip bir dış anottan oluşur. Katot bir iç filaman ile ısıtılır ve elektronlar termoiyonik emisyonla üretilir. Statik manyetik alan kavitenin yan kesimine dik uygulanır ve anot-katot arasına DC elektrik alan uygulanır. Katottan yayılan elektronlar puls şeklindeki DC elektrik alanının etkisiyle anoda doğru hareket ederler. Eş zamanlı uygulanan manyetik alan etkisi altında elektronlar rezonans kavitesine doğru spiral şekilde hareket ederler ve mikrodalga şeklinde

enerji yayınlanır. Oluşturulan bu mikrodalgalar parçacıkların dalga kılavuzu aracılığıyla hızlandırılmasını sağlarlar [17].

- Klystron

Klystron bir mikro dalga üreticisi değil bir mikrodalga yükselteçtir. Kendi başına bir kaynak değildir ve düşük güçte bir mikrodalga osilatörü tarafından beslenmelidir. Katotta üretilen elektronlar, düşük güçte mikrodalgaların geldiği demetleyici boşluğu da denenen, ilk boşluğa doğru negatif bir voltaj atımıyla hızlandırılırlar. Mikrodalgalar boşluk boyunca alternatif bir elektrik alan oluşturur. Mikrodalga güç, mikrodalga kaynağından (mikrodalga üreticisi veya magnetron) hızlandırıcı dalga kılavuzu yapısına, basınçlı gazla doldurulmuş (sülfür hekzalfloid SF6) bir taşıyıcı dalga kılavuzu ile taşınır. Mikrodalga için geçirgen olan iki mikrodalga penceresi (seramik veya berilyum) basınçlı gazı, magnetron/mikrodalga üreticisi içindeki ve hızlandırıcı dalga kılavuzu içindeki vakumdan ayırır [17].

2.4.1.2. Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu

Temel olarak linakların ana bileşeni olan hızlandırıcı dalga kılavuzu bakır bir boruya benzemektedir. Bu bakır kılavuzun iç yapısı yatay olarak disklerle bölünmüştür. Güçlü mikrodalgalar hızlandırıcıda her bir kavitesinde elektrik ve manyetik alan oluştururlar. Mikrodalgaların kılavuza iletilen elektronların faz hızlarına ayak uydurmasını sağlamak amacıyla ilk birkaç kavite daha geniş aralıklı olup sonraki kavite eşit aralıktır. Elektronlar ilk birkaç kavitede hız kazanır ve ışık hızına yakın hıza ulaşırlar. Bakır mikrodalga frekanslarda oldukça iyi iletkenliğe sahip olduğundan hızlandırıcı dalga kılavuzları genelde bakırdan yapılır. Böylece mikrodalgaların kavite duvarlarından yansıması sırasında çok az güç kaybı oluşur. Elektron kaybını önlemek için kılavuz yüksek vakum altında tutulmakta olup kılavuz içinde elektronların odaklanmalarını, yönelimleri ve pozisyonlarını kaybetmelerini engellemek için odaklayıcı selenoid kılavuzun etrafına yerleştirilmiştir.

Hareketli ve sabit dalga olmak üzere iki tip kılavuz vardır. Hareketli dalga kılavuzunda mikrodalga elektron tabancasının olduğu uçtan verilip tüpün sonunda soğrulur. Kılavuza enjekte edilen elektronlar hareketli mikro dalgalar tarafından tutulur ve aynı fazda hareket etmeye başlarlar. Duran dalga kılavuzlarda ise hareketlinin aksine mikrodalga güç kılavuzun sonunda soğrulmaz, aksine maksimum

yansıtılarak gelen ve yansıyan dalgaların üst üste bindirilmesiyle duran dalgalar oluşturulur [17].

2.4.1.3. Elektron Tabancası

Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için bir elektron kaynağıdır. Konvansiyonel bir X-ışınları tüpünde elektronlar termo iyonik emisyonla ısıtılmış bir katottan elde edilir. Genellikle katot spiral şeklinde tungsten bir filamandan oluşmaktadır. Pals şeklindeki elektron demeti yaklaşık 10 kV'luk bir puls şeklinde voltaj uygulanmasıyla elde edilir. Elektronlar hızlandırıcı kılavuz içine yüksek güçlü mikrodalgalarla eş zamanlı olarak enjekte edilirler. Elektron tabancası bir tabanca sürücü alt sistemi tarafından kontrol edilir. Bu sistemin fonksiyonları; tabanca filamanını ısıtmak için güç sağlamak, tabanca katodu için yüksek gerilim sağlamak, doğru fazda bir pals programı ve dalga şekli sağlamaktır [17].

2.4.1.4. Saptırıcı Magnet Düzenegi

İdeal olarak hızlandırıcı tüp radyasyon demetinin merkezi eksenine paralel yerleştirilmelidir. Fakat bu durum sadece düşük enerjili X ışınları üreten sabit dalga kılavuzlu linaklarda geçerlidir. Bu tür cihazlarda kısa tüp boyundan dolayı tüp demete paralel yerleştirildiğinden elektronlar için demet yönlendirilmesine gerek yoktur. Bununla birlikte hemen hemen bütün hareketli dalga hızlandırıcı ve yüksek enerjili sabit dalga kılavuzlu linaklarda kılavuz boyu uzundur (18 MV sabit dalga kılavuzu 1.5 m uzunluğundadır) ve demet eksenine dik yerleştirilir. Bu tür linaklar da kılavuz sonunda hızlandırılmış elektronlar hastaya doğru yönlendirilmelidir. Linaklar da 5 çeşit saptırıcı magnet kullanılmaktadır.

- 90° saptırıcı magnet: En basit saptırıcı sitemdir. İlk linaklarda kullanılmış olup akromatik değildir.
- Hiperbolic kutup yüzeylerinin kullanıldığı 270° saptırıcı magnet: Bu sitem akromatik olup ABB/Dynary şirketi tarafından linaklarda kullanılmıştır.
- Lokal olarak açlandırılmış kutup yüzeylerinin kullanıldığı 270° saptırıcı magnet: Siemens Mevatron ve Primus hızlandırıcılarında bu sitem kullanılır.

- Üç bölüm sistemine sahip 270° saptırıcı magnet: Varian linaklarında bu sistemi kullanmaktadır.
- 112.5° çift odaklanmış saptırıcı sistem: Elekta linaklarında kullanılan sistemdir.

2.4.1.5. Linak Kafa Yapısı

Yukarıda anlatılan hızlandırıcı ve saptırıcı yapısı ile çok dar odaklanmış bir elektron demeti elde edilir. Yaklaşık 3mm çapındaki bu elektron demeti kullanılmaz. Hasta tedavisinde kullanılacak ışın elde etmek için bu dar elektron demeti ya fotonlara dönüştürülmeli veya uygun şekilde bir elektron demeti elde edilmelidir.

2.4.1.5.1 X-Işınları Hedefi

Kilovoltaj ve megavoltaj X ışınları yüksek enerjili elektronların tungsten veya bakır-tungsten karışımı gibi yüksek atom numaralı metal hedefe çarpıtılmasıyla oluşan bremsstrahlung ışınlarından elde edilir. Bununla birlikte enerji arttıkça bremsstrahlung emisyonu ileriye doğru arttığından megavoltaj enerjilerde target bir transmisyon target gibi davranır.

2.4.1.5.2 Düzleştirici Filtre

Hedeften çıkan yüksek enerjili x-ışınları sabit birincil kolimatörlerle kolime edilir. Homojen bir demet oluşturmak için x-ışını doz profili, ucu hedefi gösteren koni şeklinde bir düzleştirici filtre ile düzleştirilir. Düzleştirici filtre genellikle tungsten, çelik veya kurşun-çelik kombinasyonundan yapılır.

2.4.1.5.3 Monitör İyon Odaları

Düzleştirici filtreyle homojen bir hale gelen demet iki tane çok kanallı paralel iyon odasından geçer. İyon odaları genellikle kapton'dan yapılır. Önceleri mika kullanılmakta olup bu materyalin azalması nedeniyle kapton son yıllarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca elektron modunda kapton iyon odalarından

kaynaklanan bremsstrahlung x-ışını kontaminasyonu daha azdır. Ortamdaki basınç ve sıcaklık dalgalanmaları nedeniyle iyon odası içindeki gaz yoğunluğu değişimleri için gerekli olan düzeltmelerden kaçınmak amacıyla iki iyon odası da dış etkilere kapatılır.

2.4.1.5.4 Kolimatör sistemi

- Birincil sabit kolimatörler

Birincil sabit kolimatör genellikle tungstenden yapılmış olup düzleştirici filtrenin üstüne monte edilir. İki ucu açık az bir eğime sahip olan koni şeklindeki bu aparat sadece ileri doğru saçılan x-ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir. Bu kolimatör kafa sızıntısından kaçınmaya yardımcı olur. Birincil kolimatörlerin boyutları genellikle ikincil kolimatörler olmaksızın 100 cm SSD'ye yaklaşık 50 cm çap verecek şekildedir.

- İkincil sabit kolimatörler

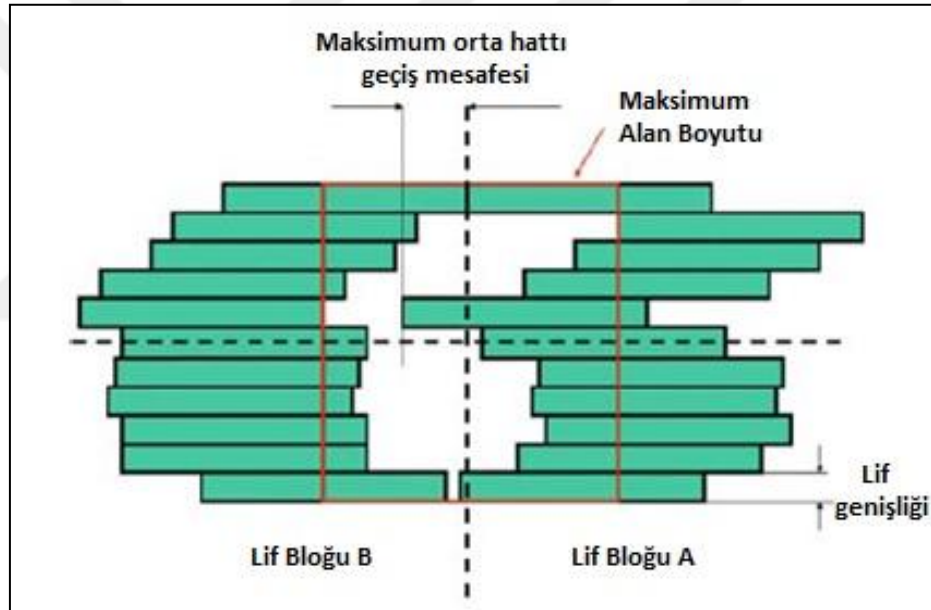
İkincil kolimatör sistemi genellikle yaklaşık 8 cm tungsten veya kurşun'dan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur.

2.4.1.5.5 Çok Yapraklı Kolimatörler (Multilif Kolimatör; MLC)

Konvansiyonel kolimatörler sadece kare veya dikdörtgen alanları sınırlandırır. Kurşun blok olmaksızın daha farklı geometrik şekilli alanlar ışınlamak için MLC denilen çok yapraklı kolimatör geliştirilmiştir. Çok yapraklı kolimatörler tümör ve riskli organların şekline uygun olarak ışın alanının kolay ve hızlı şekillendirilmesini sağlarlar. Tek bir metal blok yerine MLC 80 veya daha çok çift bağımsız hareket edebilen küçük tungsten yaprakçıklardan oluşur. Tungsten yüksek yoğunluğa sahip, ayrıca oldukça sert, kolay işlenebilir, düşük esneme katsayılı ve çok pahalı olmayan bir malzeme olduğundan MLC materyali olarak kullanılmaktadır. Saf tungsten yoğunluğu 19.3 gr/cm^3 iken tungsten alaşımlarının yoğunlukları $17-18,5 \text{ g/cm}^3$ arasında değişmektedir. Saf tungsten nikel, bakır ve demir gibi elementlerle katkılanılarak farklı kombinasyonlu tungsten alaşımları elde edilebilir [18].

MLC'lerin pek çok değişik biçimi mevcut olup, bunların bir kısmı ticari firmalar tarafından dizayn edilirken, bazıları ise özel uygulamalar için araştırma grupları tarafından yapılmıştır. İlk olarak Takahaski tarafından 1960'da önerilmesine rağmen modern MLC'ler 1980'lerde radyoterapide kullanılmaya başlanmıştır. İlk MLC Japonya'da yapılmıştır. Avrupa'daki ilk MLC ise İskandinavya'da yapılmış olup Scanditronix mikrotronuna monte edilecek şekilde geliştirilmiştir. Philips(şimdiki adıyla Elekta) ve Varian ilk ticari MLC'lerini 1990'larda Avrupa ve USA'da kullanıma sunmuşlardır. Siemens ve GE ise birkaç yıl sonrasında MLC'li linakları üretmişlerdir [17],[19].

MLC'nin performansını karakterize eden en önemli teknik parametreler mekanik ve geometrik özellikleri olup aşağıdaki şekilde gösterilmektedir.



Şekil 2.9: MLC yapısı.

Şekilde gösterilen geometrik ve mekanik özellikler şöyle sıralanabilir:

- Maksimum alan boyutu
- Lif genişliği
- Liflerin iç içe geçmesi
- Maksimum overtravel mesafesi
- MLC'nin kolimatör çenelerine göre konumu

Bunların dışında IMRT için MLC kullanıldığında lif hızları ve pozisyonlarının doğruluğu da önemli parametrelerdir. Yukarıda sıralanan mekanik ve geometrik özellikleri şöyle açıklayabiliriz.

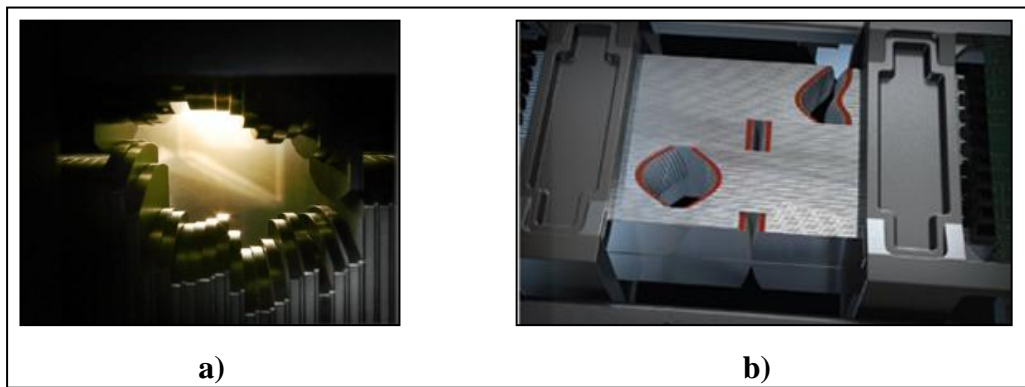
- Maksimum alan boyutu

Halen klinikte kullanılan iki tür MLC vardır. Bunlarda ilki 40x40 cm alan boyutuna kadar olan orta ve büyük alanlar için tasarlanmış ve linakların kafasına monte edilmiş olan MLC'dir. İkincisi ise genellikle mini veya mikro MLC olarak adlandırılan ve tedavi cihazının kafasına da tutturulabilen bir aksesuara monte edilebilen MLC tipleridir.

- Lif genişliği

Linak kafasına monte edilmiş olan bilgisayar kontrollü MLC'ler genellikle izomerkezde 0.25-1.0 cm genişliğe sahiptirler. Bu genişlik lif hareketine dik olan düzlemdeki genişlik olup hareket doğrultusunda 1 mm pozisyon doğruluğuna sahiptirler.

İzomerkezdeki bu lif genişliği hedef hacmin şekli ve boyutuna uygun olmalıdır. Piyasada farklı lif genişliğine sahip cihazlar bulunmaktadır. Aşağıdaki şekilde Elekta cihazına ait farklı genişliklere sahip MLC yapıları gösterilmektedir [19].



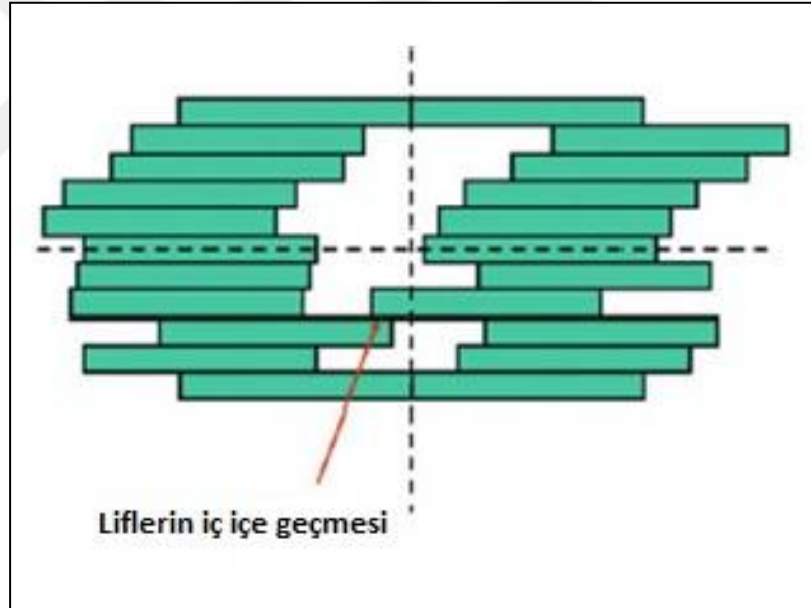
Şekil 2.10: Elekta MLC yapıları a) 80 lif, b) 160 lif yeni jenerasyon MLC.

- Maksimum karşı hatta geçiş mesafesi

Overtravel bir yaprağın MLC'nin orta hattından karşı tarafa ne kadar uzağa gittiğini karakterize eden bir parametredir. Bu parametrenin büyük olması kompleks şekilli hedef volümlerin tedavisinde ve yoğunluğu modüle edilmiş alanların oluşturulmasında oldukça önemlidir. Büyük overtravel mekanik bir zorluktur, çünkü daha fazla ağırlığa sahip olup mekanik kontrol etme güçlüğü yaratacak olan daha uzun liflerin kullanılması gerekir [19].

- Liflerin iç içe geçmesi

Bazı durumlarda bir lif karşı komşu lif ile çarpışmaksızın bu lif hizasından öteye geçemez. Bu durum konvansiyonel konformal radyoterapi için sorun olmamakla birlikte, IMRT'de kompleks şekilli alanların alt segmentlerini oluşturmada sorun çıkarır.



Şekil 2.11: Lif iç içe geçme probleminin görünüşü.

- MLC konfigürasyonu

MLC alan şekillendirmeyi sağlamakta olup ek koruma back up kolimatörle sağlanır. MLC (back-up kolimatörü içeren) standart kolimasyon sisteminin yerini alır.

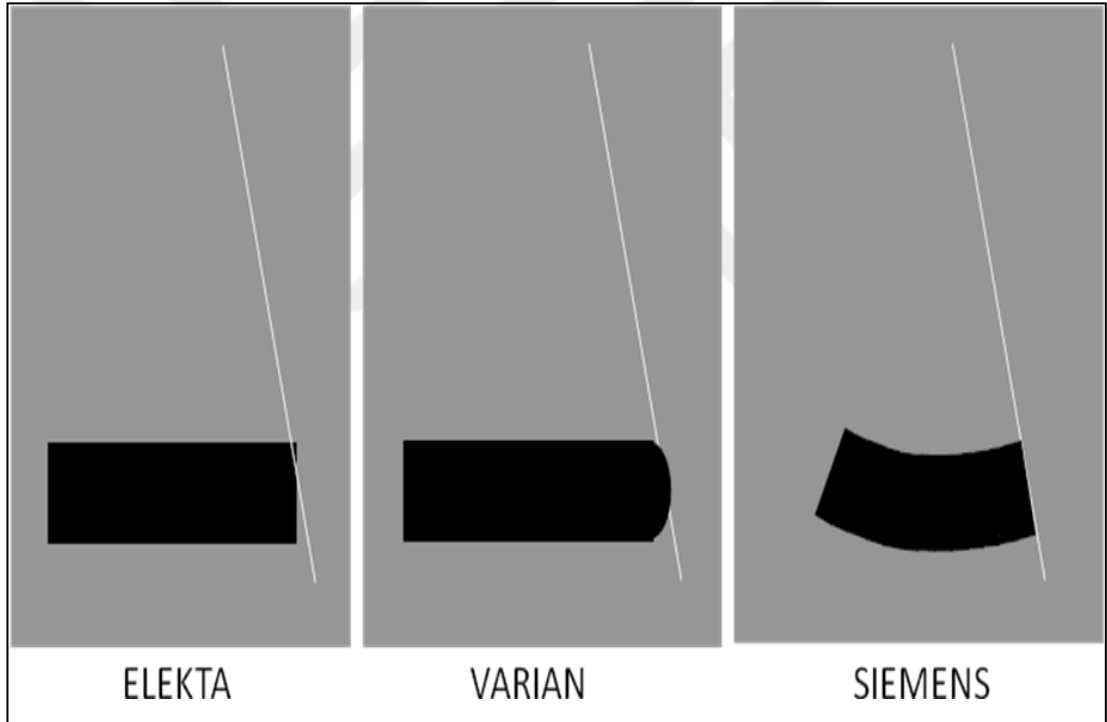
MLC tüm kolimasyonu sağlar (birincil kolimasyon hariç) ve tamamen standart kolimasyon sisteminin yerini alır.

MLC standart kolimasyon sistemine ek olarak alan şekillendirmesi sağlar.

- Penumbra

Hedef hacim ve sağlıklı dokular arasında hızlı bir doz gradiyenti oluşturmak için penumbra mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Bu yüzden penumbra tedavi cihazlarının dizaynına bağlı olan önemli bir parametredir.

Penumbra öncelikle kolimatör çenelerinin kaynağa ve hasta yüzeyine göre pozisyonuna ve kaynağın çapına bağlıdır. Kural olarak küçük penumbra elde etmek için kaynağın çapı mümkün olduğunca küçük (yeni linaklarda 2-3 mm) olmalı ve kaynak ve kolimatör arasındaki mesafe ise olabildiğince büyük olmalıdır. İkinci olarak penumbra kolimatör kenarlarının yapısına da bağlıdır.

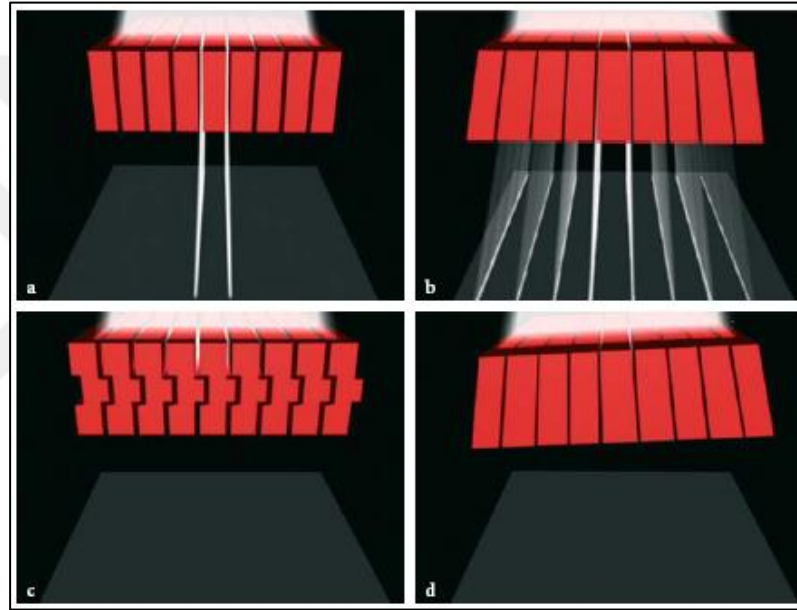


Şekil 2.12: Alan kenarlarındaki penumbra etki eden lif yapısı.

Bu nedenle şekil 2.12’de gösterildiği gibi makul bir penumbra oluşturacak kenarları eğimli olan MLC’ler kullanılmaya başlanmıştır. Bununla birlikte böyle MLC sisteminde penumbra tamamen lif pozisyonundan bağımsız değildir [20]. Alana bağlı olarak penumbra değişimleri tedavi planlama bilgisayarına yüklenmelidir. Bu durum özellikle IMRT’de küçük alt alanlar kullanıldığında önem kazanmaktadır [19].

- Lifler arası geçirgenlik

Liflerin birbirine sürtünmesini engellemek için aralarında yaklaşık 0,1 mm'lik küçük bir boşluk olmalıdır. Bu boşluk yaklaşık 4% 'ün altında tutulması gereken sızıntı radyasyona yol açar. Şekil 2.13'de görüldüğü gibi bu durum özellikle odaklamak için trapezoid bir kesite sahip olan liflerde problem olmaktadır. Lifler arası sızıntıyı minimum seviyede tutmak için üretici firmalar şekil 2.13.c.'de görüldüğü gibi tongue-groove dizaynını kullanmaktadırlar. Lifler arası sızıntıyı azaltmanın diğer bir yolu da şekil 2.13.d' de gösterildiği gibi ışın diverjansına uygun olarak tüm liflere hafif bir eğim vermektir.



Şekil 2.13: Lifler arası sızıntıyı engellemek için farklı lif dizaynları.

- Lif geçirgenliği

Linakların ayarlanabilir kolimatörleri MLC'lerle yer değiştirdiğinde MLC'lerin kişiye özel bloklarla aynı attenüasyonu (<5% veya 4 ile 5 HVL arası) sağlaması beklenir. Bununla birlikte MLC'ler bağımsız hareket edebilen liflerden oluştuğundan lifler arası sızıntı da dikkate alındığında yukarıdaki attenüasyondan daha düşük bir attenüasyona sahip olmalıdırlar. 4 veya 5 HVL kriteri yaklaşık 5 cm kalınlığında tungsten karışımla sağlanabilmektedir. 5% olan bu transmisyon kriterini 1% 'e düşürmek için tungsten alaşımın kalınlığını yaklaşık 2,5 cm artırmak yeterli olur.

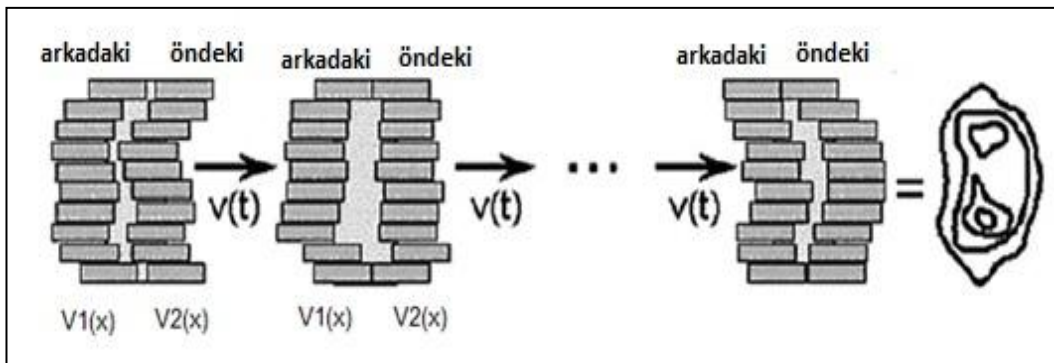
- Dinamik MLC tekniği

MLC sistemi alan Őekillendirmek için fokalize blokların yerini aldığından beri Dinamik MLC tekniğiyle yoğunluğu ayarlanmış demetlerin (IMB) elde edilmesinde kullanılabileceği ngrlmŧtr. Bu teknikte lifler ıŧınlama süresince farklı hızlarda ardışık olarak hareket ederler. Her bir lif çifti bir boyutlu ayarlamayı tanımlamakta olup bu bir boyutlu ayarlama lif çiftleri arasında farklılık gösterebilir. Bununla birlikte kavram olarak tüm lif çiftleri birlikte hareket ederek iki boyutlu Şiddet ayarlaması yaratırlar ve bu Şekilde Őiddeti deđiŧtirilmiŧ ıŧın demeti oluŧur.

Bu teknikte lifler arası açıklık süresi alanda farklı akı Őiddetleri oluŧuracak Şekilde kullanılan algoritma tarafından ayarlanır. Bu metot aynı zamanda sliding window olarak da adlandırılmaktadır.

Dinamik MLC'de kullanılacak lifler motorla hareket etmeli ve saniyede 2cm'den fazla hareket edebilecek bir hıza sahip olmalıdır. Lif hareketleri bilgisayar kontrollü olup pozisyonları doğrulanmalıdır. Lif hızlarının belirlenmesi bazı araŧtırmacılar tarafından incelenmiŧtir. ne sürülen çözümler farklı olmakla birlikte bu çözümler, tanımlanan doz sınırlandırmalarına göre oluŧturulan modüle edilmiŧ profilleri mümkün olan maksimum lif hızı ve minimum tedavi süresiyle en doğru Şekilde verecek optimizasyon algoritmalarını içermektedir [17],[19].

Dinamik kolimasyonun temel prensibi Şekil 2.14.'de gösterilmektedir. Liflerin bir ifti $V_1(x)$ hızıyla hareket eden trailing (takip eden lif grubu) lif ve $V_2(x)$ hızıyla hareket eden leading (nde giden lif grubu) lif Şeklinde tanımlanır. Saçılma, penumbra ve lif geçirgenliğini yok sayıp ıŧın verimi sabit kabul edilirse $t_1(x)$ ve $t_2(x)$ toplam zamanları arasındaki bir x pozisyonunun bir fonksiyonu olarak akı Őiddeti olan $I(x)$ aŧađıdaki Şekilde verilebilir.



Şekil 2.14: Dinamik MLC tekniği.

$$I(x) = t_1(x) - t_2(x) \quad (2.6)$$

Bu denklemi diferansiyel şeklinde yazacak olursak;

$$dI(x)/dx = dt_1(x) - dt_2(x) \text{ veya } dI(x)/dx = I/V_1(x) - I/V_2(x) \quad (2.7)$$

Denklemden görüldüğü gibi toplam tedavi süresini kısaltmak için iki liften en hızlısını maksimum V_{\max} hızında hareket ettirip yavaş olan lif ile şiddet ayarlaması yapmak gerekir. Eğer ikinci lif grubunun hızı birinciden yüksek olursa şiddet gradyenti $dI(x)/dx$ pozitif, tersi durumda ise negatif olur. İki lif topluluğunun hızlarının eşit olduğu durumda ise şiddet gradyenti sıfır olur.

Dinamik MLC algoritması aşağıdaki prensiplere dayanır:

- Akı gradyenti pozitifse (artan akı), leading lif maksimum hızda hareket edip trailing lif buna uygun olarak istenen akıyı oluşturmalıdır.
- Akı gradyenti negatifse takip eden lif grubu lif maksimum hızda olup, önde giden lif grubu istenen akıyı sağlamalıdır.

İki teknik hakkında tüm bu anlatılanlar ışığında denilebilir ki her iki teknik de birbirlerine göre avantaj ve dezavantajlara sahiptirler. Dinamik MLC tekniği daha karmaşık olmasına rağmen step and shoot tekniğinde bahsedilen tongue-groove ve lif hareketi yönündeki alt alanların birleşim yerindeki düşük dozdan kaynaklanan artefaktlara sahip değildir. Bunun yanı sıra diğer bir avantajı daha kısa tedavi süresine sahip olmasıdır. Bu avantajlarını yanı sıra bu teknikte lifler sürekli hareket halinde olduğundan lif pozisyonları, hızı ve doz hızının çok doğru bir şekilde kontrol edilmesi gerekir.

3.KANSER

Vücut hücreleri kendilerini belirli bir kontrol içerisinde yenilerler. Ancak o kontrol kaybolduğunda, kontrolsüz bir şekilde çoğalmaya başlayan hücrelere tümör denilmektedir. Komşu organlara ilerlemeden, sınırlı şekilde büyüme gösteren hücrelere benign (selim, iyi huylu) tümör denilmektedir. Bazı tümörler ise kan ve lenf dolaşımı ile köken aldıkları yerlerden uzaktaki organlara yayılım yapabilirler. Bu tür tümörlere malign (habis, kötü huylu) tümör ya da kanser denir. Kanser hücreleri köken aldıkları malign tümörden ayrılabilir, vücutta dolaşarak yeni yerleştikleri yerlerde çoğalabilirler. Bu şekilde köken aldıkları organ dışına yayılmış ve oralarda büyümekte olan tümörlere metastaz denir [21].

3.1. Prostat Kanseri

Prostat, erkek üreme sisteminde yer alan bir salgı bezidir. Semen bir kısmını oluşturan spermelerin ömrünün uzamasını sağlayan sıvılar salgılar. Yaklaşık kestane büyüklüğündedir ve mesanenin hemen altında, rektumun ise ön komşuluğunda yerleşmiştir. Üst sağ ve sol yanında ise, prostata kanallarla bağlı olan seminal veziküller yer alır.

Kanser, prostatın içerdiği salgı bezi hücrelerinden gelişir (adenokanser) ve %75'i çevresel kısımlarından oluşur. Yayılma yolları lokal, (ekstrakapsüller ekstansiyon veya seminal vezikül invazyonu, bölgesel (lenfatik yayılım) ve uzak (kanyoluyla organ metastazları) olmak üzere 3 şekilde gerçekleşir.

Erken evre prostat kanserinin tedavisinde, cerrahi (radikal prostatektomi) ve radyoterapi, karşılaştırılabilir düzeyde benzer tedavi başarısı sağlar. Tedavi seçiminde hastanın yaşam beklentisine, başka hastalıklarının olup olmadığına, tümör karakteristiğine ve hastanın yaşam kalitesine dayalı beklentilere bakılarak karar verilir.

Son yıllarda, prostat kanseri tedavisinde radyoterapinin kullanımı belirgin derece artmıştır. Çünkü radyoterapi aygıtlarındaki teknolojik ilerlemeler sayesinde gelişen YART, IGRT gibi teknikler ile rektum, mesane gibi çevre normal dokularda dozu minimize ederken, tümör hacmine yüksek dozlar uygulanabilmekte, bu da radyoterapinin başarı şansını yüksek düzeylere çıkarmaktadır [22].

Tablo 3.1: Prostat kanserinin “T” klinik evrelendirmesi.

Tx	Primer tümör büyüklüğü tespit edilemiyor.
T0	Primer tümör varlığı tespit edilemiyor.
T1	Klinik olarak palpabl olmayan, görüntülemeye saptanamayan tümör.
T1a	Tümör rezeke edilen dokunun %5'den azında saptanan insidental bir bulgudur.
T1b	Tümör rezeke edilen dokunun %5'den fazlasında saptanan insidental bir bulgudur.
T1c	Yüksek PSA seviyesi gibi nedenlerle yapılan iğne biyopsisinde tümör saptanması durumudur.
T2	Tümör prostata sınırlıdır.
T2a	Tümör bir lobun yarısını veya yarısından azını tutar.
T2b	Tümör bir lobun yarısından fazlasını tutar ancak iki lob tutulu değildir.
T2c	Tümör her iki lobu tutar.
T3	Tümör prostat kapsülünün ötesine geçmiştir.
T3a	Ekstrakapsüler yayılım.
T3b	Tümör seminal vezikül veya seminal vezikülleri invaze eder.
T4	Tümör seminal vezikül dışındaki yapılara(ör: mesane, rektum, vb) fikse veya invazedir.

Tablo 3.2: Prostat kanserinin “T” cerrahi (patolojik) evrelendirmesi.

pT1	----
pT2	Tümör prostata sınırlıdır.
pT2a	Unilateral tümör, prostatın bir tarafının yarısını veya yarısından azını tutar.
pT2b	Unilateral tümör, prostatın bir tarafının yarısından fazlasını tutmuş, ancak her iki lobu tutmamıştır.
pT2c	Bilateral tümör.
pT3	Ekstraprostatik yayılım.
pT3a	Ekstraprostatik yayılım veya mesane boynunun mikroskopik invazyonu.
pT3b	Seminal vezikül invazyonu.
pT4	Rektum, levator kaslar ve/veya pelvik duvar invazyonu olması.

Tablo 3.3: Prostat kanserinin “N” ve “M” evrelendirmesi.

Nodal evrelendirme (klinik ve patolojik N aynı)	
N0	Lenf nodu metastazı yok
N1	Rejyonel lenf nodu metastazı varlığı
Uzak Metastaz evrelendirmesi	
M1	Uzak metastaz varlığı
M1a	Rejyonel olmayan lenf nodu metastaz varlığı
M1b	Kemik metastazı
M1c	Diğer metastazlar

Tümör hacmi (GTV) tanımlanabilir, sınırları belirgin kitlenin bulunduğu ve malign büyümenin gerçekleştiği bölgedir. Genişliği ve miktarı bilgisayarlı tomografinükleer manyetik rezonans görüntüleme, radyografi gibi farklı görüntüleme teknikleri aracılığı ile tayin edilebilir.

Klinik hedef hacim (CTV) tanımlanabilir tümör hacmi (GTV)’ni ve-veya yok edilmesi gereken sub-klinik malign hastalığı içeren doku hacmidir.

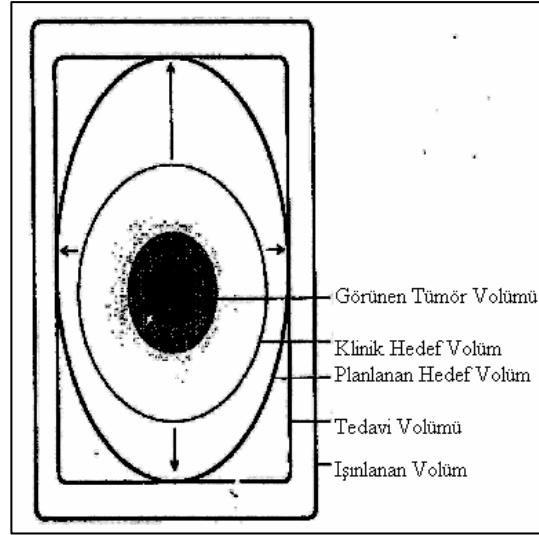
Radyoterapinin amacına ulaşabilmesi için bu hacmin tamamen tedavi edilmesi zorunludur.

Planlanan hedef hacim (PTV), tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır. Ayrıca bu tanım, önceden belirlenen ve klinik hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet alanı ve uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılır.

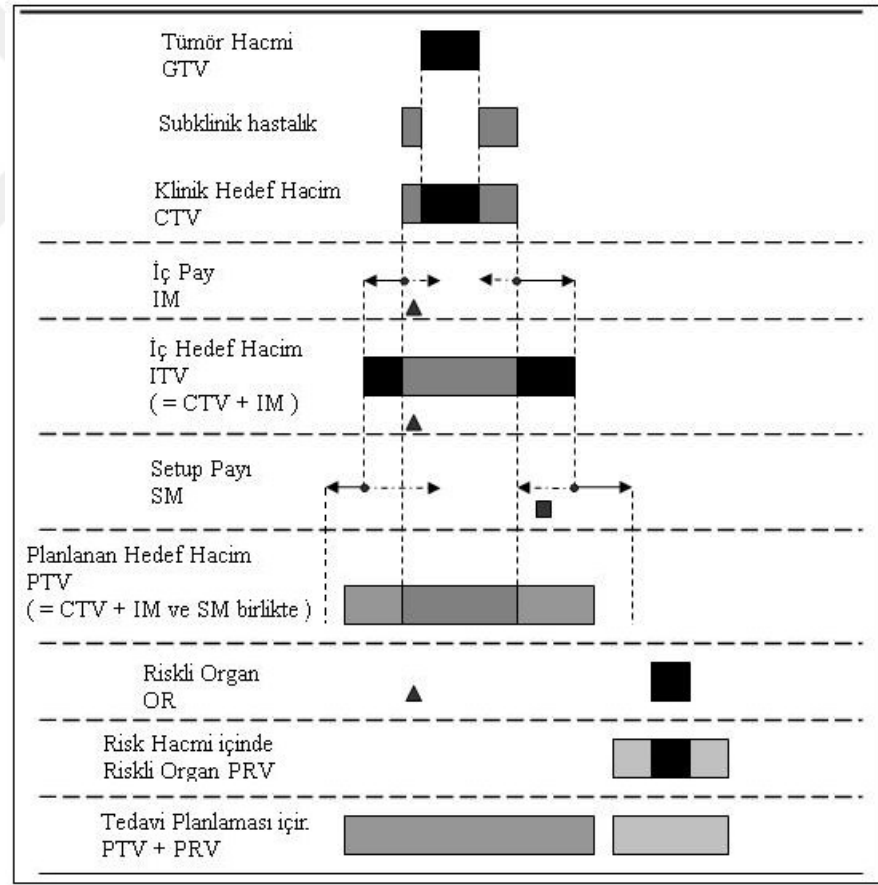
Tedavi hacmi, tümör tedavisinin başarılı olması için belirlenen dozun planlanan hacme verilmesi sırasında radyasyon onkoloji takımının kabul edilebilir komplikasyonlara neden olabilecek doz sınırı içinde değerlendirdiği miktarda doz alan doku hacmidir.

Işınlanan hacim normal doku toleransına göre kayda değer miktarda doz alması beklenen doku hacmidir.

Riskli organ (kritik normal yapı), radyasyon hassasiyeti tedavi planlamasını ve/veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokular (omurilik, göz lensi vs..)’dir [23].



Şekil 3.1: Radyoterapi'deki hacimlerin şematik görünümü.



Şekil 3.2: Radyoterapide hacim kavramları.

3.2. Tedavi Planlaması

Radyoterapi tedavisinde ki amaç hedef hacme istenilen dozu verirken etrafındaki sağlam hacimleri mümkün olduğunca korumaktır. Bilgisayarlı tomografi cihazları planlama amacıyla kullanıldığından beri hesaplamalar bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri sayesinde yapılmaya başlamıştır. İstenilen özelliklere sahip foton ya da elektron demetleri oluşturularak, hedef bölge üzerine gönderilmektedir. Yazılım girilen tüm bilgileri göz önünde tutarak istenilen dozimetrik hesaplamaları gerçekleştirmektedir [24]. Çeşitli tedavi planlama yöntemleri vardır. Bunlar;

- 3 boyutlu konformal,
- Yoğunluk ayarlı radyoterapi tedavi planlamalarıdır.

3.2.1. Üç boyutlu Konformal Radyoterapi

Tedavi planı doz dağılımlarını her üç düzlemde görülüyor olması, hedef hacmin daha iyi ve homojen bir doz dağılımıyla kapsayan alan sınırlarının belirlenmesine olanak sağlamıştır. Alan şekillendirmesi, kişiye özel blok veya ÇYK sistemi ile yapılabilmektedir.

3BKRT üç-boyutlu anatomik bilgi kullanılarak klinik amaçlarla uyum içerisinde doz dağılımının optimizasyonunun yapıldığı bir tedavi planlaması olmasıdır. Radyasyon onkoloğu hedef hacimleri her bir kesitte, görülebilir tümörü, şüpheli tümör yayılımını ve organ hareketinden, set-up hatalarından kaynaklı belirsizlikleri içerecek şekilde pay bırakarak çizer. Hedeflerin ve ilgili anatomik yapıların çizilmesindeki bu işlem segmentasyon (kesitleme) olarak adlandırılır.

Demet düzenlemesi ve alanların tasarlanması için bir sonraki adım, üç-boyutlu tedavi planlamasının bilgisayar yazılımını takip etmektir. Bu sistemlerin en kullanışlı taraflarından biri, çizilmiş hacimlerin ve diğer yapıların BEV (Beam's eye view) görünüşüne izin veren bilgisayar grafikleridir [25].

3.2.2. Yoğunluk ayarlı Radyoterapi

Uniform ışın demetleri ile yapılan tedavilerde, özellikle konkav tümörlerin istenildiği gibi ışınlanması 3BKRT ile mümkün olmamaktadır. Teknik olarak, tedavi planlarında her bir alan kendi içinde küçük alancıklara bölünerek ve radyasyon miktarları değiştirilerek ışınlandığında, non uniform ışın demetleri elde edilir. Her bir alancık segment olarak isimlendirilir. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi, çok yapraklı kolimatörler kullanılarak, Step and Shoot ve Dynamic (sliding windows) olmak üzere iki farklı yöntemle yapılır. IMRT (Inverse Modulated Radiotherap) tedavisinde her iki işlem yapılırken gantry ve kolimatör açısı sabittir. VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) tedavi tekniğinde ise gantry açısı hareket halindeyken sliding windows tekniği ile çoklu yapraklar hareket ederek segmentler oluştururken ışınlama devam eder. Belirli gantry açısı aralıklarında planlama doğrultusunda doz çıkışı çoklu yaprakların sürekli hareket halinde olarak çalışması ile meydana gelen tedaviye VMAT tedavisi denilir. Bu tedavi tam tur olabileceği gibi parsiyel olarak da uygulanabilir.

3.3. IMRT/VMAT Doz Optimizasyon Algoritmaları

IMRT/VMAT için doz hesaplama algoritmaları, MLC yapraklarının dinamik özellikleri haricinde, standart 3 boyutlu tedavi planlaması algoritmalarıyla aynıdır. Öncelikle, bir noktanın MLC yaprakları tarafından kaç MU (Monitor Unit) için kapatılacağı hesaplandığı hava akı dağılımı oluşturulur. Daha sonra, düzeltmeler MLC kenarı penumbrası, MLC arası sızıntılar (tongue and groove effect) ile MLC ve çene (jaw) pozisyonlarının bir fonksiyonu olarak kafa saçılmalarının hesaba katılmasıyla sonuçlandırılır [26].

3.3.1. Hava Akı Dağılımı

Yoğunluk ayarlı bir ışın için oluşturulan ve çeneler ile her bir MLC yaprağının, zamanın bir fonksiyonu olarak hangi pozisyonda yer alacağını belirlediği hava akı dağılımı, kullanılan algoritma tarafından çıkış (output) fonksiyonuna entegre edilen fiziksel bir parametredir [26].

3.3.2. Derin Doz Dağılımı

Işın bloklarının şekil ve genişliklerinin büyük ölçülerde değişim göstermesi sebebiyle, yoğunluk haritasını oluşturabilmek için 1 cm'den az genişlikteki segmentlere ihtiyaç duyulabilir. IMRT planlarının hesaplanabilmesi için, segmentlerin tümünde ve özellikle bu küçük boyutlu alanlarda derin doz dağılımlarının doğru hesaplanabilmesi esastır. Hesaplamadaki başarısı ile Pencil Beam ve Convolution-Superposition hesaplama modelleri IMRT tekniğinde en çok tercih edilen algoritmalar, ikincil elektronların etkilerini hesaplamadaki başarısıyla Monte Carlo tekniği de artan çapta yaygınlaşmaktadır. Ancak, diğer algoritmalara göre bir miktar yavaş olan bu algoritmanın genelleşmesi, hesaplama sisteminin hızlandırılmasına bağlıdır [26].

3.3.3. MU Hesaplamaları

IMRT için elle MU hesabı yapmak, imkansız olmasa bile, oldukça zordur. Pratikte, derin doz dağılımını hesaplayan algoritmalar ile tedavi planlama sistemlerinin hesapladığı MU değerlerine güvenilir. Linak ve hesaplama algoritmasına bağlı olarak TMR ve referans doz gibi ilave değerlere ihtiyaç duyulsa da, MU hesabı doz hesabına paralel bir şekilde TPS tarafından yapılır. Bu yöntem, konformal tedavilerde sıkça başvurulan bir kontrol yöntemi olan MU hesabının elle tekrar yapılmasına tezattır, fakat IMRT tekniği içerdiği karmaşık yoğunluk dağılımı nedeniyle bir istisna oluşturur. Bunun bir sorun olmaması ve MU verilerinin kontrol edilebilmesi için, tedavi planlama sistemlerine tam entegre olmuş, ancak bağımsız çalışan MU hesaplama programlarına ihtiyaç vardır.

IMRT'de ışın profili tekdüze değildir ve akı yoğunluğu alan içinde modüle edilir. Bunu başarıyla sağlayan Pencil Beam ve the Convolution-Superposition algoritmaları doz hesaplaması için tercih sebebidir. Fakat, bu yöntemlerde elde edilen MU değerlerinin elle kontrol edilmesi mümkün değildir. TPS tarafından hesaplanmış bu MU değerleri yalnızca harici bir MU hesabı programı yardımıyla kontrol edilebilir [17],[26].

3.3.4. Monte Carlo Doz Hesaplamaları

Monte Carlo tekniği, radyasyon transportu gibi karışık denklemleri çözmek için uygun bir metottur. Bu denklem, her hasta için farklıdır ve aynı zamanda tedavi koşullarına yani alan boyutu, alan şekli, radyasyonun enerjisi ve yönüne bağlıdır. Transport denklemi çözmek için direkt ve indirekt olmak üzere iki sınıf hesaplama yöntemi vardır.

İndirekt yöntemler, bilinen bir transport denkleminin çözümü ile örneğin suda ölçülen doz dağılımı ile başlar. Bu dağılım daha sonra ışın konfigürasyon ve hastanın homojen olmayan dokusu dikkate alınarak düzeltilir. Direkt yöntemler ise transport denklemi çözerek sayısal doz dağılımını hesaplar. Hasta geometrisi, BT görüntülerine dayalı doku tiplerinin üç boyutlu dağılımı ile modellenir [27],[28].

Monte Carlo tekniği, milyonlarca foton ve parçacığın madde içinde iletimini simüle eden bir bilgisayar programından oluşur. Bu foton ve parçacıkların bireysel etkileşimlerinin olasılık dağılımlarını belirlemek için temel fizik yasalarını kullanır. Ne kadar çok simüle edilen parçacık olursa, doz dağılımları da o kadar yüksek doğrulukla tahmin edilebilir. Fakat bunun yanında parçacık sayısı arttıkça doz hesaplama süresi de artar. Yeterli doğrulukta tedavi planlama yapabilmek için parçacık sayısının bir kaç yüz milyondan bir milyara kadar olması gerektiği tahmin edilmektedir.

Hesaplama süresinin uzun olmasına rağmen hastada doz dağılımı hesabının en doğru olduğu yöntem Monte Carlo'dur. Özellikle heterojen dokularda doz hesaplama doğruluğu açısından önemli kazanımlar sağlar. Bilgisayar teknolojisi ve hesaplama algoritmalarının sürekli ilerlemesi ile artık Monte Carlo yönteminin, çok uzak olmayan bir gelecekte rutin tedavi planlamada uygulanması muhtemel görünmektedir [17]. Günümüzde Elekta'nın Monaco 5.0 tedavi planlama sisteminde Monte Carlo algoritması yüksek hızlı bilgisayar teknolojisi sayesinde diğer algoritmaların hesaplama sürelerine yakın sürelerde hesaplamaları hassas bir şekilde gerçekleştirebilmektedir.

3.3.5. Monte Carlo Metodu (İnhomojen Ortamda)

Monte Carlo yöntemi, ölçümler ve analitik tabanlı sayısal hesaplamalar arasında bir köprü oluşturur. Monte Carlo hesaplamaları, enerji kaybı ve temel saçılma süreçlerini kapsayan olası dağılımları hesaplama ve ölçme temeline dayanır. Monte carlo modellemesi genellikle fiziksel ölçümü zor durumlarda kullanılır. Elektronların ve fotonların bireysel etkileşimlerinin temeli oluşturduğu olası dağılımların bilgisini kullanan monte carlo tekniği, bunların madde içindeki iletimini simüle eder. Etkileşimin gerçekleşmesi, olasılık modellerine dayanır. Foton etkileşimleri sonucu parçacıklar oluşur ve bunların saçılmasına yol açar. Algoritma, bu etkileşimler sonucunda biriken enerjiyi hastanın her vokselinde kayda geçirir. İşlemin tekrarlanmasıyla her bir ışın demeti için doz dağılımı hesaplanır ve dolayısıyla hesaplaması uzun zaman alır.

Radyoterapide en önemli iki tip doku arayüzü tipi vardır. Bunlar; düşük yoğunluklu inhomojenite ile normal doku arasında olan ve kemik ile normal doku arasında olandır. Arayüzdeki doku pertürbasyonları birçok karmaşık etki nedeniyle olmaktadır. Monte Carlo yönteminde elektron transportunun doğru kullanılması önemlidir. Çok sayıda foton ve elektronların yörüngelerini ve etkileşimlerini hesaplayarak, doz dağılımını doğru olarak modeller. Monte Carlo, transport denklemini çözerek karmaşık doku arayüzlerindeki (akciğer içindeki farklı yoğunluktaki tümör yada metal protez gibi farklı atom numaralı materyallerin yakınında) dozu doğru hesaplama yeteneğine sahip tek yöntemdir [29],[30].

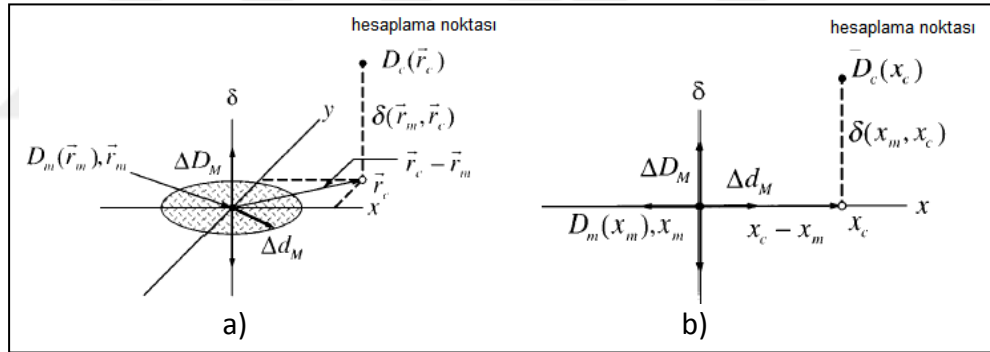
3.4. İki Boyutlu (2D) doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan metodlar

IMRT'de ölçülen ve tedavi planlama bilgisayarıyla hesaplanan iki boyutlu doz dağılımları arasındaki uyumu belirleyip değerlendirebilecek özel doğrulama yazılım programlarına gereksinim vardır. Standart değerlendirme programları soğrulan ve bağıl izodoz ve profilleri kapsamaktadır. Yani hesaplanan ve ölçülen profiller üst üste bindirilerek karşılaştırma yapılır. Oysa ki IMRT iki boyutlu doz dağılımlarının değerlendirilmesi için daha kapsamlı yazılım programları gerekmektedir. Bazı araştırmacılar tarafından bu durum araştırılmış ve 1998'de Low ve arkadaşları,

2003'te ise yine Low ve Dempsy tarafından ilk kez halen IMRT'de en sık kullanılan doğrulama yazılım programı olan gamma indeks metodu ileri sürülmüştür [31, 32].

Gamma indeks metodu ölçülen dozu referans olarak kullanıp doz farkı ve doz mesafe uyumuna (DTA) dayanarak hesaplama yapan bir değerlendirme yöntemidir. DTA (doz mesafe uyumu) herhangi bir noktada ölçülen doz ile hesaplanan dağılımda bu doz değeriyle aynı değere sahip olan hesaplanmış doz noktası arasındaki mesafedir. Doz dağılımlarının değerlendirilmesinde doz farkı (dose difference) ve DTA birbirini tamamlayan iki parametredir.

Gamma indeks metodunda ölçülen değer referans, hesaplanan dağılım ise doğruluğu kanıtlanacak data olarak alınıp karşılaştırma yapılır. Aşağıdaki Şekil 3.3. kullanılarak matematiksel olarak bu metot açıklanabilir. Doz farkı parametresi ΔD_M ve DTA ise Δd_M ile gösterilmektedir. Doz farkı ve DTA parametrelerinin değerleri klinikten kliniğe değişmekle birlikte genelde $\Delta D_M = \%3$ ve $\Delta d_M = 3$ mm olarak alınmaktadır.

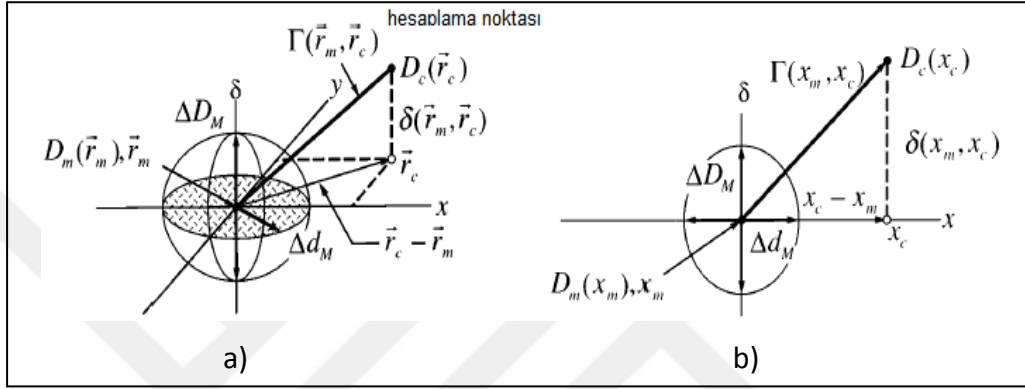


Şekil 3.3: Doz farkı (dose difference) ve DTA (distance to agreement) testlerinin doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim.

Şekil 3.3(a) iki boyutlu doz dağılımı değerlendirmesi için yapılan analizin diyagram olarak gösterimidir. Burada gösterilen diyagram tek bir ölçüm noktası r_m için yapılmış olup tüm bu hesaplama tüm ölçüm noktaları için karşılaştırma işleminde tekrarlanır. x ve y eksenleri hesaplanan dağılımın r_c ölçülen doz değerine göre bağıl olarak uzaysal lokalizasyonunu verir. Üçüncü eksendeki (δ) ise ölçülen $[D_m(r_m)]$ ve hesaplanan $[D_c(r_c)]$ dozları arasındaki farkı göstermektedir. DTA parametresi (Δd_M) yarıçapı Δd_M olan $r_c - r_m$ düzleminde bir disk tarafından gösterilmektedir. Eğer yüzey dağılımı $D_c(r_c)$ disk ile kesişirse DTA kabul limitleri

içinde kalır ve o noktada hesaplanan doz DTA testini geçer. Dikey çizgi ise doz farkı testini göstermekte olup uzunluğu $2\Delta D_M$ 'dir. Eğer hesaplanan yüzey dağılımı çizgiyi geçerse $[|D_c(r_c) - D_m(r_m)| \leq \Delta D_M]$, ölçülen doz noktasında hesaplanan değer doz farkı testini geçmiş olur.

Aşağıdaki şekil eş zamanlı olarak DTA ve doz farkının kabul limitlerinin belirlemek için metodu göstermektedir. Şekilden görüldüğü gibi kabul kriterini gösteren yüzey olarak bir elips seçilmiştir.



Şekil 3.4: Doz farkı ve DTA testlerinin kombine kullanılmasıyla doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik gösterimi. a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim.

Bu elipsoidin yüzeyini tanımlayan eşitlik;

$$1 = \sqrt{\{[r^2(r_m, r) / \Delta d_M^2] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D_M^2]\}} \quad (2.8)$$

bu eşitlikte;

$$r(r_m, r) = |r - r_m| \quad (2.9)$$

ve;

$$\delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m) \quad (2.10)$$

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. Yukarıdaki eşitliğin sağ tarafı bir r_m ölçüm noktası için $r_c - r_m$ değerlendirme düzleminde her bir noktadaki kalite indeksi γ 'yı tanımlamak için kullanılabilir. O halde;

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\} \quad (2.11)$$

Formülde;

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\{[r^2(r_m, r) / \Delta d^2_M] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D^2_M]\}} \quad (2.12)$$

$$r(r_m, r) = |r - r_m| \quad (2.13)$$

ve

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m) \quad (2.14)$$

ise hesaplanan ve ölçülen doz değerleri arasındaki farktır. Bu yüzden geçer ve geçmez kriteri şu şekildedir:

- $\gamma(r_m) \leq 1$ ise hesaplanan değer geçer.
- $\gamma(r_m) > 1$ ise hesaplanan değer geçemez.

$\gamma(\text{ortalama}) \leq 0.6$ ise hesaplanan ve ölçülen doz değerleri arasında uyum yüksektir.

4. MATERYAL VE YÖNTEM

Yeni Yüzyıl Üniversitesi Tıp Fakültesi Gaziosmanpaşa Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümündeki Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcısında tedaviye giren T2aN0M0, T2cN0M0, T3aN0M0 ve T3bN0M0 evre toplam 11 Prostat kanseri hastasının Siemens Biograph mCT cihazından 2,0 mm kesit aralığı ile elde edilen görüntüleri doğrultusunda, MedCom Prosoma® konturlama programı ile hastaların sağlam organ ve hedef hacim konturlamaları Radyasyon Onkoloğu tarafından sisteme girildi, 95% ' lik doz kapsamı CTV için 76Gy, PTV için 70Gy olacak şekilde Monte Carlo algoritmasına sahip Monaco 5.0 tedavi planlama sistemi ile kolimatör 0° iken tek alanlı VMAT tekniği ile tedavi planlaması hesaplatıldı. Kolimatör açıları 15° derece artırılarak, 90°'ye kadar tedavi planlamaları tekrarlandı. Çift alanlı VMAT yöntemiyle yine kolimatör açıları 0°-0° de iken tedavi planlaması yapıldı ardından kolimatör açıları 15° derece artırılarak diğer alanda azaltılarak 90°-270° olana kadar çift alanlı VMAT hesaplamaları tekrarlandı ve doz dağılımları elde edildi. En iyi doz dağılımına sahip olduğu konusunda karar kılınan kolimatör açıları Wilcoxon işaretli sıra testi ile, 0° kolimatör açısına göre doz farklılıklarının istatistiksel olarak anlamlılığına bakıldı. Tüm istatistik analizinde $p \leq 0.05$ anlamlılık sınırı olarak kullanıldı. Anlamlı bulunan kolimatör açılarında Compass® 3.0 hasta kalite kontrol programı ve Matrixx® kalite kontrol ölçüm paneli vasıtasıyla planların lineer hızlandırıcının verdiği dozlar ile uyumu ölçümler yapılarak kontrol edildi.

4.1. Siemens Biograph mCT PET/ CT Cihazı

78cm gantri çapına sahip ve 227 kg masa ağırlığını kaldırabilen Siemens'in son teknoloji PET/CT cihazıdır, yüksek görüntü kalitesine sahip kesitler alabilen bu sistem, küçük lezyonların dahi ayırt edilmesinde büyük kolaylık sağlamaktadır. Odasına konulan lazer sistemi ve masa düzleştirici sayesinde planlama tomografisi amacıyla kullanılabilen sistem, eş zamanlı olarak PET çekimleri içinde de kullanılabilmekte, bu sayede planlama pozisyonunda PET ve CT çekimi ile tedavi tomografisi üzerinde füzyon yapabilmek konusunda bölümümüzde kolaylık

sağlamaktadır. Aşağıdaki Şekil 4.1'de Siemens Biograph mCT cihazının görüntüsü mevcuttur.



Şekil 4.1: Siemens Biograph mCT PET/ CT cihazı.

4.2. MedCom Prosoma® Kontrolama Sistemi

Radyoterapi tedavi planlaması için bilgisayarlı tomografi cihazından elde edilen hasta görüntülerinin üzerine sağlam organların ve hedef hacimlerin belirlenmesinde kullanılan çizim programıdır. En faydalı özelliklerinin başında PET veya MR görüntülerinin CT görüntüleriyle füzyon yapılmasına olanak sağlaması, aynı zamanda adaptif radyoterapi uygulayabilmek için eski CT görüntüleri ile yeni CT görüntülerinin füzyonuna da imkan tanınmasıdır. Otomatik rigid olarak yaptığı füzyonun haricinde farklı yatış pozisyonlarda elde edilmiş görüntüleri, deformable füzyon yapma özelliğine de sahiptir. 4 boyutlu konturlamaya da olanak sağlayarak yüksek hassasiyette konturlamayı kullanıcı dostu menüsü ile gerçekleştirebilen bir sistemdir. Aşağıdaki şekil 4.2'de MR görüntüsü ile CT görüntüsünün füzyon yapımına örnek görüntü mevcuttur.



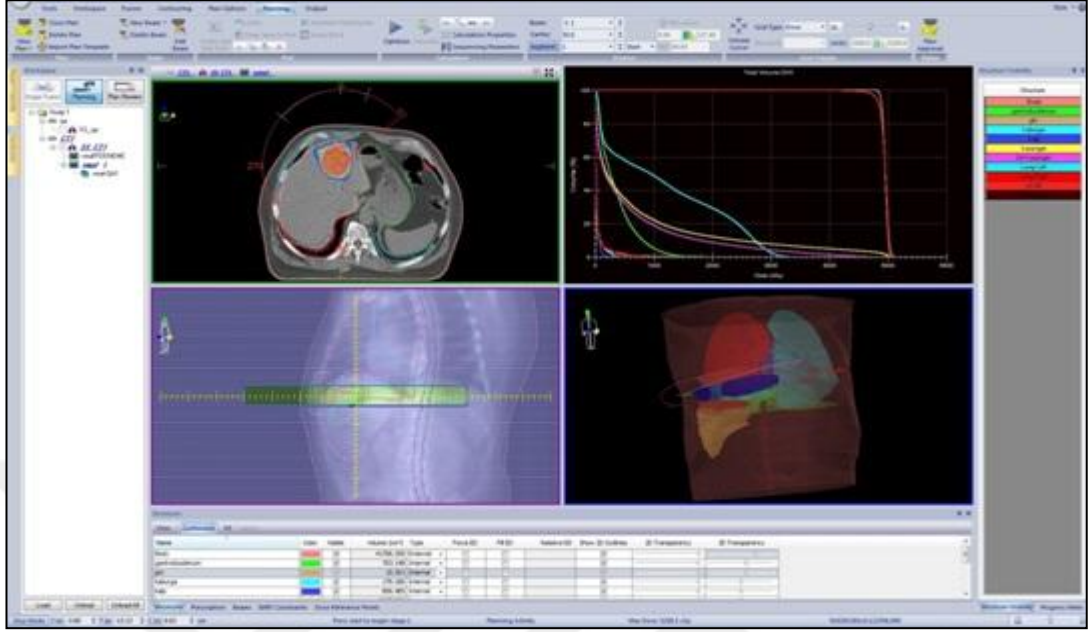
Şekil 4.2: Medcom Prosoma® kontrolleme sistemi.

4.3. Monaco 5.00.04 Tedavi Planlama Sistemi

Elekta firmasının tedavi planlama sistemi olan Monaco 5.0 sistemi ile 3 boyutlu konformal, IMRT, VMAT, SRS,SRT,SBRT tedavilerine olanak sağlayan planlama tekniklerini tek bir sistemde hesaplayabilen bir tedavi planlama sistemidir. Yaptığı hesaplamadaki doğruluğu dünyaca kabul görmüş Monte Carlo algoritmasına sahip olan sistem aynı zamanda Collapse Cone ve Pencil Beam algoritmalarına da sahiptir. Fiziksel doz sınırlamalarının yanında, biyolojik doz sınırlamalarını da içeren sistem dose to medium ve dose to water özelliği sayesinde diğer planlama sistemlerinden özellikle yüksek yoğunluğa sahip anatomik yapılarda daha doğru hesaplama konusunda farkını ortaya koymaktadır. Doz optimizasyonu esnasında pareto veya constraint opsiyonu seçilerek hedef hacmin dozuna mı yoksa kritik organların korumasına mı daha fazla öncelik verileceğine müdahale edilebilmektedir. Sistemin sunduğu imkanlar sayesinde hesaplama yapmak için fazladan herhangi bir kontur çizilmesine ve yaratılmasına gerek kalmamaktadır. Aşağıdaki şekil 4.3'de Monaco 5.0 tedavi planlama sisteminin genel görünümüne bir örnek mevcuttur.

Hedef hacim için sistemin hesapladığı Heterogeneity Index değerinin formülü aşağıda mevcuttur.

$$\text{Heterogeneity Index} = \frac{\text{Hedef Hacmin \% 5 inin aldığı doz}}{\text{Hedef Hacmin \% 95 inin aldığı doz}} \quad (4.1)$$



Şekil 4.3: Monaco 5.00.04 tedavi planlama sistemi.

4.4. Elekta Versa HD Lineer Hızlandırıcısı

6MV, 10MV, 15MV, 6FFF ve 10 FFF foton enerjilerine, 6MeV, 8MeV, 10MeV, 12MeV ve 15MeV elektron enerjilerine sahip son jenerasyon lineer hızlandırıcısıdır. Isocentre da (40 x 40) cm² alan büyüklüğüne sahip bir kolimatör yapısına sahiptir. 6.5 cm / saniye hızıyla en yüksek hızlı MLC sistemine ve enerji başına ortalama 0.05% doz sızıntısına sahip Agility kolimatör yapısı mevcuttur. Filtresiz tedaviye olanak sağlayan (FFF) enerjileri sayesinde, filtreli enerjilerin 4 katına kadar doz hızına ulaşabilmektedir. Radyocerrahi (ışın ile ameliyat) tedavisi görecek hastalara hızlı ve hassas bir şekilde tedavi uygulayabilmektedir.

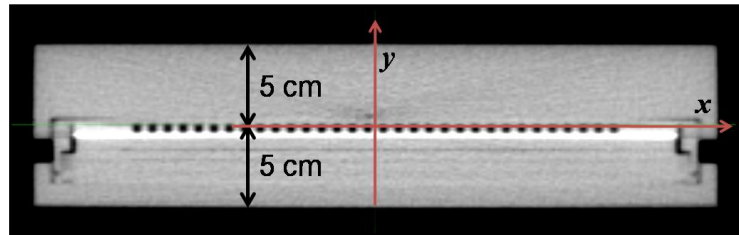
Görüntü kılavuzluğunda radyoterapiye olanak sağlayan XVI sistemi ile elde edilen ConeBeam CT görüntülerinin görüntü kalitesi yüksektir ve panel boyutlarının büyütülmüş olması da bu konuda fayda sağlamaktadır. 6 boyutlu masa hareketi sayesinde hasta pozisyonlamasını hızlı ve hassas bir şekilde yapabilmektedir. Ölçümleri yaptığımız ve hastaların tedavilerine imkan kılan kullandığımız Elekta Versa HD cihazının görüntüsü aşağıdaki şekil 4.4'de mevcuttur.



Şekil 4.4: Elekta Versa HD Linear hızlandırıcısı.

4.5. Compass[®] 3.1 Hasta Kalite Kontrol Sistemi ve Matrixx[®] Dozimetre Paneli

Matrixx[®] dozimetre paneli (IBA, Germany), (24.4×24.4) cm²'lik bir matriks şeklinde dizili içi hava dolu 1020 adet iyon odasından oluşur. Panelde bulunan iyon odalarının çapı 4.5 mm, yüksekliği 5mm ve hacmi 0.08 cm³'dür. İyon odası merkezleri arasındaki mesafe 7.62 mm'dir. 1020 adet iyon odası SAD=100 cm iken maksimum (24.4×24.4) cm²'lik alanı kaplamaktadır.



Şekil 4.5: Matrixx[®] panelinin aksiyel CT görüntüsü.



Şekil 4.6: Matrixx[®] 2D-array.

Matrixx[®] yüksek enerjili foton demetleri için absolute doz ölçümlerinde kullanılır. Compass[®] yazılımı sayesinde Matrixx[®] vasıtası ile ölçülen dozlar planlama bilgisayarından gelen RT Plan ve CT görüntüleri sayesinde dose to water mantığı ile hesaplama yapan Collapse Cone algoritması ile tekrar Compass[®] yazılımında planlama hesaplatılır. Elde edilen bu planın, lineer hızlandırıcının verdiği doz ile örtüşüp örtüşmediği Matrixx[®] paneli vasıtası ile ölçülen doz ile kontrol edilir. Bu dozlar CT görüntüsünün üzerine taşınarak, lineer hızlandırıcının istenen dozu verip vermediği hasta kalite kontrolü dediğimiz yöntem ile karşılaştırılmış olur. Compass[®] yazılımının en önemli özelliği 3 boyutlu organ bazlı olarak bu karşılaştırmayı yapabilmesi ve buna ek olarak bir nevi planlama sistemini başka bir algoritma ile kontrol etme imkanı sunmasıdır.

4.6. Yöntem

Radyoterapinin amacı doğrultusunda sağlam organları mümkün olduğunca koruyup hedeflenen hacme istenilen doz verilmek istenilerek Monaco 5.0 tedavi planlama sistemi ile 11 prostat kanseri hastasının optimum tedavi planlaması kolimatör açısı 0° iken tek alanlı tek tur VMAT yöntemi ile elde edildi. 38 fraksiyonda CTV 7600 cGy, PTV ise 7000 cGy olacak şekilde optimizasyon gerçekleştirildi. CTV hacmi prostat'a 5 mm marj verilerek elde edildi, bazı hastalarda risk durumuna bağlı olarak seminal vezikül 5 mm marj verilerek CTV'ye dahil edildi. Rektum- CTV kesişim yönünde 3 mm diğer yönlerde 5 mm marj verilerek PTV elde edildi. Mesane hacminin 6500 cGy alan hacmi 25% 'in altında, 4000cGy alan hacmi

ise 50% 'nin altında tutulmaya çalışıldı, rektum hacminin 6500 cGy alan hacmi 17%'nin altında 4000 cGy alan hacmi ise 35% 'in altında tutulmaya çalışıldı ve femur başı dozları da 4500 cGy alan hacmin 10% 'un altında olması için optimizasyon parametreleri belirlendi. Normalizasyon CTV'nin 95% 'lik hacmi 7600 cGy alacak şekilde gerçekleştirildi. Optimizasyon değerleri değişmeksizin, kolimatör açıları 15° arttırılarak, aynı doz sınırlamaları çerçevesinde tedavi planlamaları kolimatör açısı 15°,30°,45°,60°,75° ve 90° iken tekrarlandı. Çift alanlı VMAT yöntemiyle yine kolimatör açıları her iki alanda da 0° iken tedavi planlaması yapıp uygun doz dağılımları elde edildi. Ardından aynı optimizasyon değerleri ile kolimatör açıları 15°-345°, 30°-330°, 45°-315°, 60°-300°, 75°-285°, 90°-270° olarak değiştirilerek çift alanlı VMAT hesaplamaları saat yönünde CW (clock wise) ve saat yönünün tersine CCW (counter clock wise) olacak şekilde tekrarlanarak kritik organ ve hedef organ doz dağılımları elde edildi.

Her iki tedavi yöntemi için en iyi doz dağılımına sahip olduğu konusunda karar kılınan kolimatör açıları kendi aralarında da karşılaştırılarak, tek bir tedavi yöntemi ile tek bir kolimatör açısı belirlendi. Bu kolimatör açısının istatistiksel olarak anlamlılığı test edildi ve bu kolimatör açısında yapılan tedavi planlarının Compass® 3.0 hasta kalite kontrol programı ve Matrixx® kalite kontrol ölçüm paneli vasıtasıyla lineer hızlandırıcıda uygulayabilirliği konusunda ki uyumu kontrol edildi. 3% doz farkı 3 mm mesafe farkı testine tabi tutularak sonuçların ne oranda örtüştüğü gözlemlendi.

5. ARAŞTIRMA BULGULARI

Yeni Yüzyıl Üniversitesi Tıp Fakültesi Gaziosmanpaşa Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümündeki Elekta marka Versa HD model lineer hızlandırıcısında tedaviye giren 11 prostat kanseri hastasının tek alanlı VMAT ve çift alanlı VMAT yöntemi ile kolimatör açıları değiştirilerek elde edilen hedef hacim dozları, sağlam organ dozları ve Wilcoxon işaretli sıra testi sonuçları aşağıdaki tablolarda mevcuttur.

Tablo 5.1: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile PTV'nin 95%'ini saran doz miktarları.

Çift alanlı VMAT ile PTV'nin 95% 'ini saran doz miktarı cGy							
Kolimatör açıları	0°-0°	15°-345°	30°-330°	45°-315°	60°-300°	75°-285°	90°-270°
HASTA 1	6900,3	6919,3	6943,6	6994,8	7060,3	6998,1	7050,7
HASTA 2	7234,4	7178,1	7277,4	7284,3	7288,0	7298,3	7259,5
HASTA 3	7260,3	7246,1	7276,6	7244,0	7276,1	7290,6	7220,0
HASTA 4	6855,8	6851,9	6847,5	6904,2	6935,7	6913,6	6821,1
HASTA 5	7212,6	7203,7	7206,7	7221,5	7240,6	7294,4	7244,4
HASTA 6	7208,0	7279,7	7273,9	7320,6	7311,3	7328,7	7289,7
HASTA 7	7056,4	7077,0	7141,4	7108,8	7125,6	7039,6	7099,0
HASTA 8	6994,4	7070,6	6900,4	7061,1	7148,9	7116,5	7187,6
HASTA 9	6764,4	6798,7	6757,4	6884,8	6790,3	6841,5	6822,9
HASTA 10	6579,7	6654,1	6517,7	6731,0	6648,2	6729,0	6521,3
HASTA 11	7119,1	7098,2	7162,5	7154,6	7177,4	7169,7	7146,0
Ortalama ±Standart Sapma	7016,9 ±211	7034,3 ±193	7027,7 ±241	7082,7 ±179	7091,1 ±206	7092,7 ±196	7060,2 ±230
Tek alanlı VMAT ile PTV'nin 95% 'ini saran doz miktarı cGy							
Kolimatör açısı	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
HASTA 1	7031,5	7143,3	7123,4	7187,9	7126,5	7127,4	7117,6
HASTA 2	7094,0	7143,2	6943,2	7166,2	6995,9	7103,9	7108,7
HASTA 3	6687,3	6665,9	6839,3	6729,7	6662,4	6661,8	6535,0
HASTA 4	6810,2	6908,4	6913,9	6944,3	6967,8	6871,6	6934,8
HASTA 5	7091,4	7165,9	7089,3	7019,0	7052,5	7066,4	7106,4
HASTA 6	7023,5	6973,3	7016,1	6995,1	7008,0	7031,9	6981,7
HASTA 7	6873,1	6888,3	6965,4	6801,8	6930,3	6897,4	6805,7
HASTA 8	6855,6	6881,7	6841,5	6852,3	6758,1	6707,1	6946,9
HASTA 9	6586,1	6657,7	6628,5	6664,8	6629,5	6706,9	6669,9
HASTA 10	6585,5	6609,3	6602,3	6540,5	6553,6	6506,7	6485,5
HASTA 11	6948,2	7076,2	7046,1	7095,2	7055,7	7022,3	7095,4
Ortalama ±Standart Sapma	6871,5 ±189	6919,4 ±205	6909,9 ±172	6908,8 ±210	6885,5 ±198	6882,1 ±209	6889,8 ±234

Tablo 5.2: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile mesanenin 40 Gy alan yüzdesi.

Çift alanlı VMAT ile Mesanenin 40 Gy alan yüzdesi							
Kolimatör açıları	0°-0°	15°-345°	30°-330°	45°-315°	60°-300°	75°-285°	90°-270°
HASTA 1	14,55%	14,46%	14,66%	14,92%	14,70%	14,92%	14,95%
HASTA 2	20,22%	20,02%	20,34%	20,41%	20,15%	20,23%	20,06%
HASTA 3	27,77%	27,21%	27,25%	27,82%	27,68%	27,47%	27,18%
HASTA 4	23,32%	23,42%	23,59%	23,49%	23,46%	23,43%	23,26%
HASTA 5	32,34%	32,18%	32,83%	33,00%	33,46%	33,51%	33,04%
HASTA 6	28,43%	27,55%	28,41%	28,20%	28,24%	28,54%	28,49%
HASTA 7	12,93%	12,96%	12,98%	13,10%	12,97%	13,01%	12,76%
HASTA 8	20,31%	20,30%	20,16%	20,56%	21,14%	21,59%	24,44%
HASTA 9	17,69%	17,82%	17,89%	17,67%	17,70%	17,95%	17,84%
HASTA 10	8,77%	8,87%	8,90%	8,82%	8,66%	8,79%	8,90%
HASTA 11	17,34%	17,21%	17,45%	17,38%	17,35%	17,36%	17,33%
Ortalama	20,34%	20,18%	20,41%	20,49%	20,50%	20,62%	20,75%
±Standart Sapma	±6,8	±6,6	±6,8	±6,8	±7,0	±7,0	±6,9
Tek alanlı VMAT ile Mesanenin 40 Gy alan yüzdesi							
Kolimatör açısı	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
HASTA 1	20,70%	20,61%	20,49%	20,69%	20,68%	20,71%	20,81%
HASTA 2	27,74%	27,59%	27,59%	27,30%	27,87%	27,79%	27,16%
HASTA 3	23,12%	23,73%	23,75%	23,66%	23,74%	23,73%	23,54%
HASTA 4	38,66%	38,65%	39,16%	40,07%	39,99%	39,85%	39,42%
HASTA 5	32,12%	32,71%	32,65%	32,42%	32,99%	33,18%	33,56%
HASTA 6	13,00%	13,14%	13,32%	13,58%	13,21%	13,11%	13,46%
HASTA 7	20,35%	20,06%	20,51%	20,98%	21,76%	21,93%	22,53%
HASTA 8	14,71%	14,34%	14,76%	14,90%	14,92%	15,34%	15,17%
HASTA 9	18,59%	18,50%	18,87%	18,24%	18,60%	18,76%	18,02%
HASTA 10	8,91%	8,84%	9,06%	8,99%	8,97%	8,90%	8,94%
HASTA 11	17,38%	17,45%	17,61%	17,46%	17,36%	17,13%	17,49%
Ortalama	21,39%	21,42%	21,62%	21,67%	21,82%	21,86%	21,83%
±Standart Sapma	±8,7	±8,8	±8,8	±8,9	±9,0	±9,0	±8,9

Tablo 5.3: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile mesanenin 65 Gy alan yüzdesi.

Çift alanlı VMAT ile Mesanenin 65 Gy alan yüzdesi							
Kolimatör açıları	0°-0°	15°-345°	30°-330°	45°-315°	60°-300°	75°-285°	90°-270°
HASTA 1	5,40%	5,52%	5,58%	5,71%	5,78%	5,75%	5,83%
HASTA 2	6,12%	6,39%	5,77%	6,34%	7,04%	6,95%	7,41%
HASTA 3	7,59%	7,75%	7,39%	7,75%	7,78%	7,79%	7,84%
HASTA 4	2,50%	2,55%	2,46%	2,60%	2,55%	2,64%	2,49%
HASTA 5	8,16%	8,04%	7,86%	8,24%	8,19%	8,08%	8,04%
HASTA 6	14,65%	14,54%	14,75%	14,32%	14,92%	15,55%	14,91%
HASTA 7	9,10%	9,03%	9,41%	9,44%	9,59%	9,57%	9,45%
HASTA 8	13,91%	13,26%	13,34%	13,10%	13,46%	13,37%	13,00%
HASTA 9	11,62%	11,68%	11,78%	12,20%	12,21%	12,26%	11,65%
HASTA 10	12,96%	13,06%	13,22%	13,60%	13,52%	13,67%	13,58%
HASTA 11	4,97%	5,08%	5,25%	5,28%	5,27%	5,14%	5,22%
Ortalama	8,82%	8,81%	8,80%	8,96%	9,12%	9,16%	9,04%
±Standart Sapma	±4,0	±3,8	±4,0	±3,9	±4,0	±4,1	±3,9
Tek alanlı VMAT ile Mesanenin 65 Gy alan yüzdesi							
Kolimatör açısı	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
HASTA 1	5,45%	5,35%	5,34%	5,17%	4,76%	5,06%	5,52%
HASTA 2	5,86%	5,71%	6,01%	5,10%	6,06%	5,86%	6,06%
HASTA 3	7,54%	7,82%	7,58%	7,39%	7,67%	7,25%	7,10%
HASTA 4	7,87%	7,85%	7,89%	7,92%	7,88%	7,65%	7,85%
HASTA 5	14,16%	14,79%	13,87%	13,50%	13,80%	13,53%	14,18%
HASTA 6	9,97%	12,86%	10,29%	11,27%	14,15%	13,15%	14,97%
HASTA 7	12,33%	10,94%	8,73%	8,92%	11,02%	14,91%	16,81%
HASTA 8	11,20%	11,40%	11,67%	11,44%	11,19%	11,00%	10,86%
HASTA 9	12,38%	12,55%	12,60%	12,51%	11,63%	12,10%	12,53%
HASTA 10	4,91%	4,93%	5,09%	4,77%	5,06%	5,03%	5,21%
HASTA 11	2,44%	2,64%	2,45%	2,44%	2,59%	2,50%	2,56%
Ortalama	8,56%	8,80%	8,32%	8,22%	8,71%	8,91%	9,42%
±Standart Sapma	±3,7	±3,9	±3,5	±3,6	±3,9	±4,2	±4,7

Tablo 5.4: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile rektumun 40 Gy alan yüzdesi.

Çift alanlı VMAT ile Rektumun 40 Gy alan yüzdesi							
Kolimatör açıları	0°-0°	15°-345°	30°-330°	45°-315°	60°-300°	75°-285°	90°-270°
HASTA 1	26,26%	25,94%	26,40%	26,86%	26,48%	26,27%	26,65%
HASTA 2	11,51%	11,60%	11,08%	11,47%	11,59%	11,82%	11,49%
HASTA 3	26,18%	26,18%	25,87%	26,17%	25,85%	26,11%	25,80%
HASTA 4	17,39%	17,52%	17,46%	18,03%	17,64%	18,04%	17,30%
HASTA 5	32,12%	31,64%	31,92%	32,17%	31,55%	31,54%	31,72%
HASTA 6	14,40%	14,80%	14,65%	14,23%	14,07%	13,41%	14,09%
HASTA 7	21,13%	20,71%	21,51%	21,35%	20,99%	21,06%	21,59%
HASTA 8	16,63%	16,90%	17,12%	16,34%	16,25%	16,07%	15,59%
HASTA 9	26,11%	26,06%	25,79%	25,90%	26,38%	26,10%	25,84%
HASTA 10	9,60%	10,15%	9,80%	9,99%	9,94%	9,78%	10,13%
HASTA 11	19,68%	19,88%	20,18%	19,87%	20,21%	19,94%	20,04%
Ortalama	20,09%	20,13%	20,16%	20,22%	20,86%	20,01%	20,02%
±Standart Sapma	±7,0	±6,7	±6,9	±7,0	±6,9	±6,9	±7,0
Tek alanlı VMAT ile Rektumun 40 Gy alan yüzdesi							
Kolimatör açısı	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
HASTA 1	25,81%	26,31%	26,20%	26,23%	26,80%	26,17%	26,47%
HASTA 2	11,31%	11,10%	11,35%	11,37%	11,49%	11,76%	11,77%
HASTA 3	26,62%	26,25%	26,67%	26,15%	26,33%	25,88%	25,55%
HASTA 4	30,61%	31,61%	31,79%	31,54%	31,81%	29,94%	31,04%
HASTA 5	14,01%	14,78%	13,87%	13,77%	13,55%	13,43%	14,38%
HASTA 6	20,75%	20,75%	20,87%	21,00%	20,47%	20,19%	20,13%
HASTA 7	15,49%	16,68%	15,21%	15,44%	15,34%	15,19%	14,90%
HASTA 8	25,46%	25,32%	25,96%	25,71%	25,96%	25,68%	25,50%
HASTA 9	9,49%	9,82%	9,40%	9,50%	9,98%	9,58%	9,46%
HASTA 10	19,97%	18,94%	19,35%	19,84%	19,67%	19,83%	19,90%
HASTA 11	17,41%	17,83%	18,14%	17,40%	17,42%	17,31%	17,02%
Ortalama	19,72%	19,95%	19,89%	19,81%	19,89%	19,54%	19,65%
±Standart Sapma	±6,8	±6,9	±7,1	±7,0	±7,1	±6,7	±6,8

Tablo 5.5: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile rektumun 65 Gy alan yüzdesi.

Çift alanlı VMAT ile Rektumun 65 Gy alan yüzdesi							
Kolimatör açıları	0°-0°	15°-345°	30°-330°	45°-315°	60°-300°	75°-285°	90°-270°
HASTA 1	12,74%	12,38%	12,54%	12,98%	13,44%	13,27%	14,20%
HASTA 2	2,17%	2,40%	1,86%	2,31%	2,54%	2,54%	2,60%
HASTA 3	7,20%	7,47%	7,33%	7,96%	7,34%	7,80%	7,82%
HASTA 4	3,97%	4,25%	3,67%	4,90%	4,58%	4,81%	3,87%
HASTA 5	11,22%	10,65%	10,36%	11,13%	11,75%	11,38%	11,60%
HASTA 6	2,94%	2,85%	2,94%	2,67%	3,05%	2,92%	2,77%
HASTA 7	7,41%	6,82%	7,99%	7,96%	7,94%	7,91%	7,75%
HASTA 8	5,23%	5,12%	5,49%	4,96%	5,61%	5,36%	5,09%
HASTA 9	12,36%	11,91%	11,85%	12,13%	12,78%	12,30%	12,13%
HASTA 10	2,13%	2,51%	2,17%	2,47%	2,52%	2,41%	2,26%
HASTA 11	6,90%	6,88%	7,48%	6,89%	7,45%	6,64%	7,55%
Ortalama	6,75%	6,66%	6,70%	6,94%	7,18%	7,03%	7,06%
±Standart Sapma	±3,9	±3,7	±3,8	±3,9	±4,0	±3,9	±4,2
Tek alanlı VMAT ile Rektumun 65 Gy alan yüzdesi							
Kolimatör açısı	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
HASTA 1	11,56%	12,46%	11,89%	12,67%	13,22%	13,31%	14,87%
HASTA 2	1,63%	1,78%	1,98%	1,59%	1,84%	2,35%	2,13%
HASTA 3	6,31%	6,63%	6,98%	6,75%	6,67%	7,46%	6,86%
HASTA 4	8,30%	9,58%	10,59%	10,92%	10,03%	9,52%	10,80%
HASTA 5	2,13%	3,12%	2,60%	2,56%	2,73%	2,73%	3,05%
HASTA 6	6,31%	6,90%	6,42%	7,04%	6,78%	7,08%	7,05%
HASTA 7	4,04%	4,81%	3,83%	4,66%	4,95%	5,06%	5,21%
HASTA 8	11,30%	10,76%	12,05%	10,93%	11,07%	11,41%	10,82%
HASTA 9	2,14%	1,83%	1,35%	2,11%	2,28%	2,09%	2,11%
HASTA 10	6,74%	5,83%	6,34%	6,59%	6,56%	6,95%	7,62%
HASTA 11	3,94%	4,24%	4,07%	3,99%	4,14%	3,95%	3,77%
Ortalama	5,85%	6,18%	6,19%	6,35%	6,39%	6,54%	6,75%
±Standart Sapma	±3,5	±3,6	±3,9	±3,8	±3,7	±3,8	±4,1

Tablo 5.6: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile CTV'nin Heterogeneity Indexi.

Çift alanlı VMAT ile CTV'nin Heterogeneity Indexi							
Kolimatör açıları	0°-0°	15°-345°	30°-330°	45°-315°	60°-300°	75°-285°	90°-270°
HASTA 1	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,04	1,03
HASTA 2	1,04	1,03	1,05	1,04	1,03	1,04	1,04
HASTA 3	1,04	1,04	1,04	1,04	1,04	1,04	1,04
HASTA 4	1,05	1,04	1,06	1,04	1,05	1,04	1,05
HASTA 5	1,02	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03
HASTA 6	1,03	1,03	1,03	1,03	1,04	1,03	1,03
HASTA 7	1,02	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03
HASTA 8	1,02	1,03	1,02	1,03	1,03	1,03	1,03
HASTA 9	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03
HASTA 10	1,04	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03
HASTA 11	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03
Ortalama	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03
±Standart Sapma	±0,010	±0,004	±0,011	±0,005	±0,007	±0,005	±0,007
Tek alanlı VMAT ile CTV'nin Heterogeneity Indexi							
Kolimatör açısı	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
HASTA 1	1,03	1,04	1,04	1,05	1,07	1,06	1,04
HASTA 2	1,06	1,05	1,04	1,07	1,05	1,06	1,07
HASTA 3	1,06	1,07	1,08	1,05	1,06	1,06	1,05
HASTA 4	1,05	1,06	1,07	1,06	1,06	1,06	1,06
HASTA 5	1,04	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,04
HASTA 6	1,04	1,04	1,04	1,05	1,05	1,04	1,05
HASTA 7	1,04	1,04	1,03	1,04	1,04	1,04	1,04
HASTA 8	1,04	1,04	1,06	1,04	1,06	1,05	1,05
HASTA 9	1,03	1,04	1,03	1,03	1,03	1,03	1,05
HASTA 10	1,03	1,04	1,04	1,04	1,05	1,05	1,04
HASTA 11	1,03	1,03	1,04	1,04	1,04	1,04	1,04
Ortalama	1,04	1,04	1,05	1,05	1,05	1,05	1,05
±Standart Sapma	±0,011	±0,012	±0,017	±0,012	±0,013	±0,012	±0,010

Tablo 5.7: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile tek fraksiyonda MU değerleri.

Çift alanlı VMAT ile MU değerleri							
Kolimatör açıları	0°-0°	15°-345°	30°-330°	45°-315°	60°-300°	75°-285°	90°-270°
HASTA 1	929,21	947,48	1001,37	992,80	1071,69	1086,97	1001,95
HASTA 2	1048,63	997,16	1080,76	1100,39	1041,19	1067,93	1093,85
HASTA 3	1024,92	1018,62	1109,20	1079,06	1115,31	1086,12	1108,19
HASTA 4	1210,42	1100,60	1138,65	1144,77	1286,95	1505,70	1358,38
HASTA 5	957,51	1045,17	954,43	1098,63	1088,99	1136,97	1009,46
HASTA 6	971,86	988,31	1010,44	986,81	983,16	1036,69	1013,85
HASTA 7	1133,93	1191,23	1054,34	1161,35	1315,94	1387,99	1250,73
HASTA 8	1000,84	1048,62	1104,70	1232,35	1279,84	1185,91	1130,87
HASTA 9	997,97	1108,71	1124,78	1042,23	1049,68	1136,54	1038,90
HASTA 10	1060,51	1076,46	1192,84	1073,53	1137,37	1135,53	1093,72
HASTA 11	950,29	969,09	1084,16	1225,14	1142,61	1178,69	1264,58
Ortalama	1026,01	1044,68	1077,79	1103,37	1137,52	1176,82	1124,04
±Standart Sapma	±84,6	±71,4	±68,6	±82,2	±110,7	±143,4	±118,4
Tek alanlı VMAT ile MU değerleri							
Kolimatör açısı	0°	15°	30°	45°	60°	75°	90°
HASTA 1	963,13	948,94	1008,97	1033,06	1053,51	1060,60	981,89
HASTA 2	942,93	914,91	994,54	1019,61	931,63	941,65	1128,18
HASTA 3	1057,03	1100,24	1088,94	927,72	978,72	908,64	1003,15
HASTA 4	1211,74	1117,67	1062,92	1091,96	1183,19	1352,41	1306,37
HASTA 5	1139,80	988,94	1055,12	989,59	1072,68	1007,86	979,51
HASTA 6	911,29	918,56	949,58	912,39	901,00	1066,85	1034,23
HASTA 7	1170,40	1101,32	1065,81	1084,54	1287,38	1291,04	1259,16
HASTA 8	988,14	969,26	1059,82	1048,30	1187,88	1167,03	1080,20
HASTA 9	997,90	1075,30	1046,75	1008,47	1012,67	998,58	945,26
HASTA 10	1123,60	1132,62	1102,12	993,53	1047,92	1145,23	924,28
HASTA 11	899,37	956,73	971,00	1098,47	991,86	1092,81	1221,33
Ortalama	1036,85	1020,41	1036,87	1018,88	1058,95	1093,88	1078,51
±Standart Sapma	±109,4	±85,0	±49,0	±61,9	±117,8	±137,7	±132,6

Tablo 5.8: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.

Çift alanlı çift tur VMAT ile PTV'nin %95'ini saran doz miktarı		
Kolimatör açısı	Kolimatör açıları	p
0°-0°	15°-345°	0,248
0°-0°	30°-330°	0,477
0°-0°	45°-315°	0,006
0°-0°	60°-300°	0,003
0°-0°	75°-285°	0,004
0°-0°	90°-270°	0,131
Tek alanlı VMAT ile PTV'nin %95'ini saran doz miktarı		
Kolimatör açısı	Kolimatör açısı	p
0°	15°	0,026
0°	30°	0,131
0°	45°	0,213
0°	60°	0,594
0°	75°	0,656
0°	90°	0,534

Tablo 5.9: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre mesanenin 65 Gy alan yüzdesinin Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.

Çift alanlı VMAT ile Mesanenin 65 Gy alan yüzdesi		
Kolimatör açısı	Kolimatör açıları	p
0°-0°	15°-345°	0,593
0°-0°	30°-330°	0,859
0°-0°	45°-315°	0,182
0°-0°	60°-300°	0,021
0°-0°	75°-285°	0,026
0°-0°	90°-270°	0,091
Tek alanlı VMAT ile Mesanenin 65 Gy alan yüzdesi		
Kolimatör açısı	Kolimatör açısı	p
0°	15°	0,197
0°	30°	0,374
0°	45°	0,285
0°	60°	0,824
0°	75°	0,575
0°	90°	0,197

Tablo 5.10: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre mesanenin 40 Gy alan yüzdesinin Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.

Çift alanlı VMAT ile Mesanenin 40 Gy alan yüzdesi		
Kolimatör açısı	Kolimatör açıları	p
0°-0°	15°-345°	0,168
0°-0°	30°-330°	0,213
0°-0°	45°-315°	0,033
0°-0°	60°-300°	0,423
0°-0°	75°-285°	0,026
0°-0°	90°-270°	0,505
Tek alanlı VMAT ile Mesanenin 40 Gy alan yüzdesi		
Kolimatör açısı	Kolimatör açıları	p
0°-0°	15°-345°	1,000
0°-0°	30°-330°	0,157
0°-0°	45°-315°	0,317
0°-0°	60°-300°	0,157
0°-0°	75°-285°	0,046
0°-0°	90°-270°	0,059

Tablo 5.11: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre rektumun 40 Gy alan yüzdesinin Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.

Çift alanlı VMAT ile Rektumun 40 Gy alan yüzdesi		
Kolimatör açısı	Kolimatör açıları	p
0°-0°	15°-345°	0,721
0°-0°	30°-330°	0,505
0°-0°	45°-315°	0,286
0°-0°	60°-300°	0,859
0°-0°	75°-285°	0,755
0°-0°	90°-270°	0,859
Tek alanlı VMAT ile Rektumun 40 Gy alan yüzdesi		
Kolimatör açısı	Kolimatör açısı	p
0°	15°	0,241
0°	30°	0,374
0°	45°	0,504
0°	60°	0,424
0°	75°	0,182
0°	90°	0,722

Tablo 5.12: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre rektumun 65 Gy alan yüzdesinin Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.

Çift alanlı VMAT ile Rektumun 65 Gy alan yüzdesi		
Kolimatör açısı	Kolimatör açıları	p
0°-0°	15°-345°	0,374
0°-0°	30°-330°	0,721
0°-0°	45°-315°	0,248
0°-0°	60°-300°	0,003
0°-0°	75°-285°	0,026
0°-0°	90°-270°	0,075
Tek alanlı VMAT ile Rektumun 65 Gy alan yüzdesi		
Kolimatör açısı	Kolimatör açısı	p
0°	15°	0,155
0°	30°	0,213
0°	45°	0,062
0°	60°	0,021
0°	75°	0,006
0°	90°	0,016

Tablo 5.13 Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre CTV'nin Heterogeneity Index'inin Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.

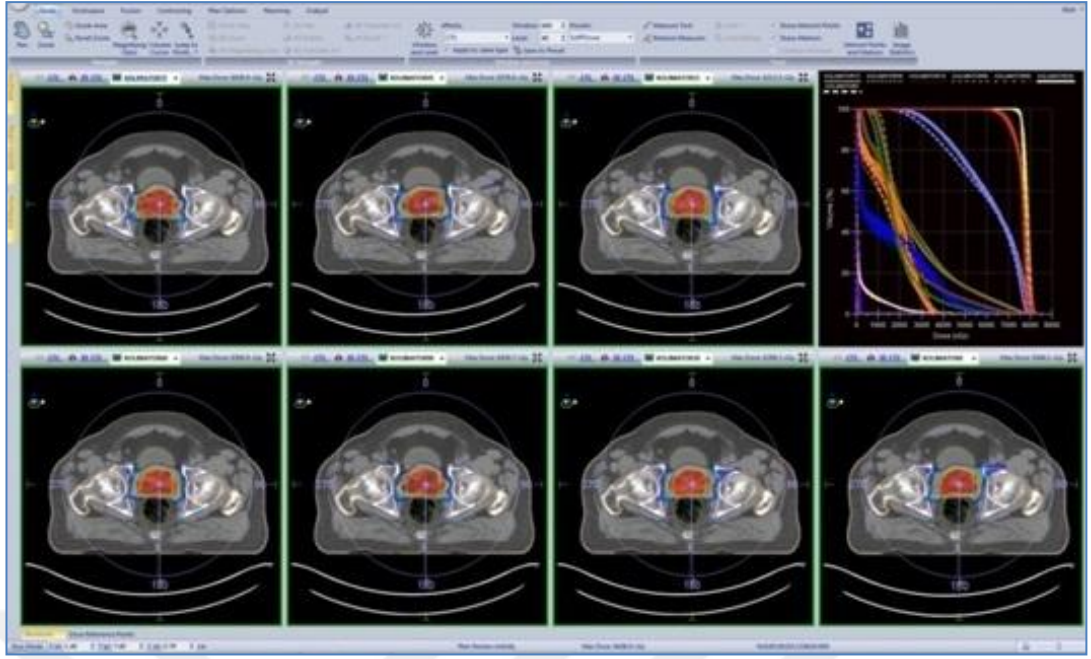
Çift alanlı VMAT ile CTV'nin Heterogeneity Indexi		
Kolimatör açısı	Kolimatör açıları	p
0°-0°	15°-345°	1,000
0°-0°	30°-330°	0,180
0°-0°	45°-315°	0,655
0°-0°	60°-300°	0,414
0°-0°	75°-285°	0,410
0°-0°	90°-270°	0,317
Tek alanlı VMAT ile CTV'nin Heterogeneity Indexi		
Kolimatör açısı	Kolimatör açısı	p
0°	15°	0,257
0°	30°	0,273
0°	45°	0,132
0°	60°	0,084
0°	75°	0,080
0°	90°	0,021

Tablo 5.14: Çift alanlı ve tek alanlı VMAT tekniği ile kolimatör açılarının 0° kolimatör açısına göre MU değerlerinin Wilcoxon işaretli sıra testi istatistiksel anlamlılık testi sonuçları.

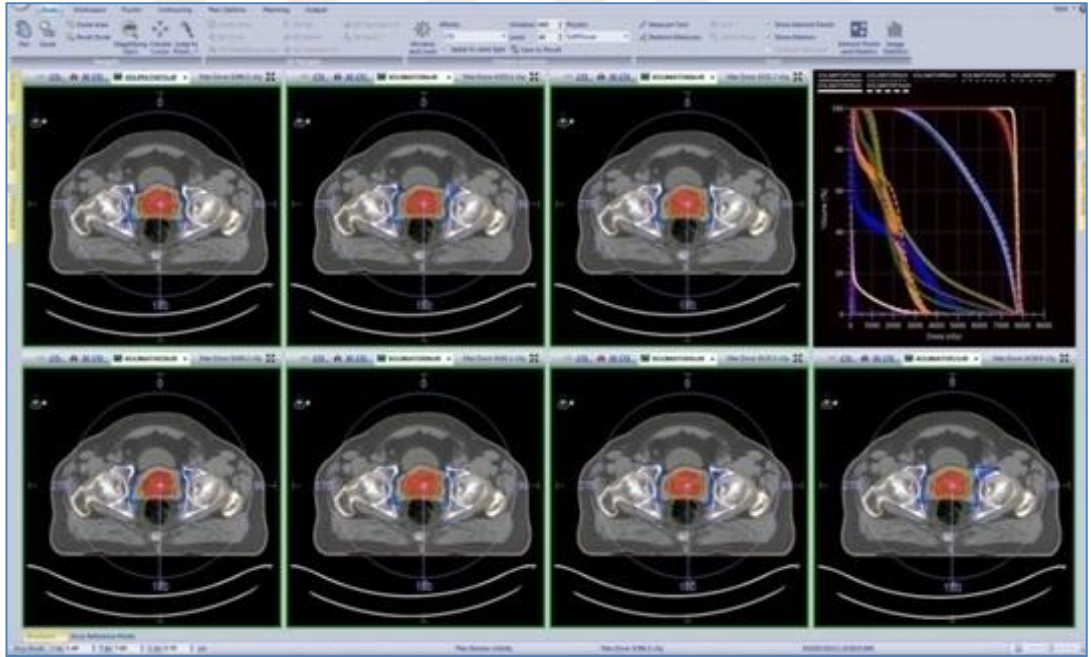
ÇİFT VMAT lı MU değerleri		
Kolimatör açısı	Kolimatör açıları	p
0°-0°	15°-345°	0,182
0°-0°	30°-330°	0,500
0°-0°	45°-315°	0,260
0°-0°	60°-300°	0,004
0°-0°	75°-285°	0,003
0°-0°	90°-270°	0,003
Tek VMAT lı MU değerleri		
Kolimatör açısı	Kolimatör açısı	p
0°	15°	0,477
0°	30°	0,859
0°	45°	0,534
0°	60°	0,477
0°	75°	0,131
0°	90°	0,374

5.1. Kritik Organlar ve DVH'ler

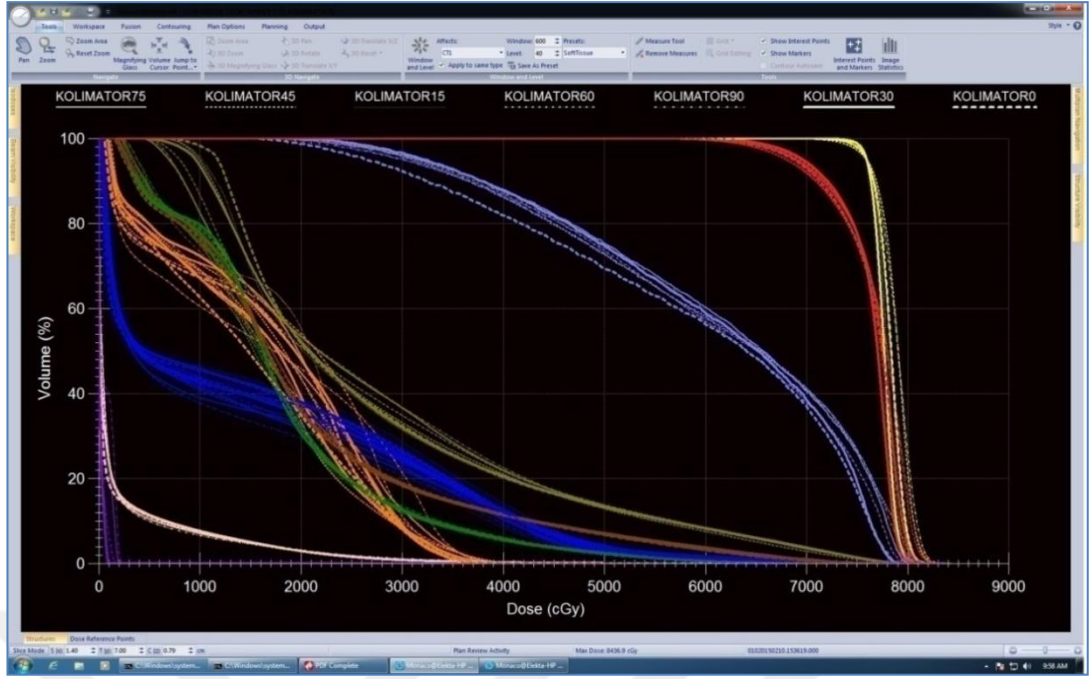
11 prostat kanseri hastasının radyoterapi tedavisi için tek alanlı VMAT ve çift alanlı VMAT tedavi tekniğinde kolimatör açıları 15'er derece değiştirilip Monaco 5.0 tedavi planlama sisteminde planlar tekrar optimize edildiğinde elde edilen doz dağılımlarındaki farklılık ile sağlam organ dozlarının ve hedef hacmin aldığı dozların belirlenmesini sağlayan DVH (dose volume histogram) eğrilerinin tek alanlı VMAT ve çift alanlı VMAT tekniği için değişimi aşağıdaki şekillerde mevcuttur.



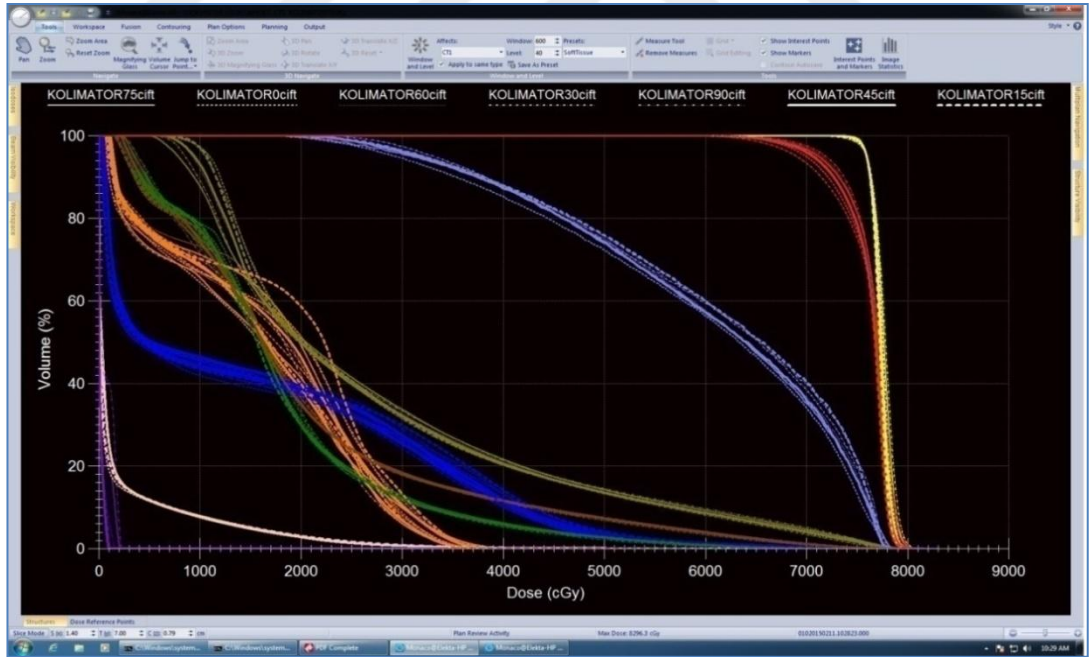
Şekil 5.1: Tek alanlı VMAT tekniği ile 1 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştiğinde elde edilen doz dağılımı.



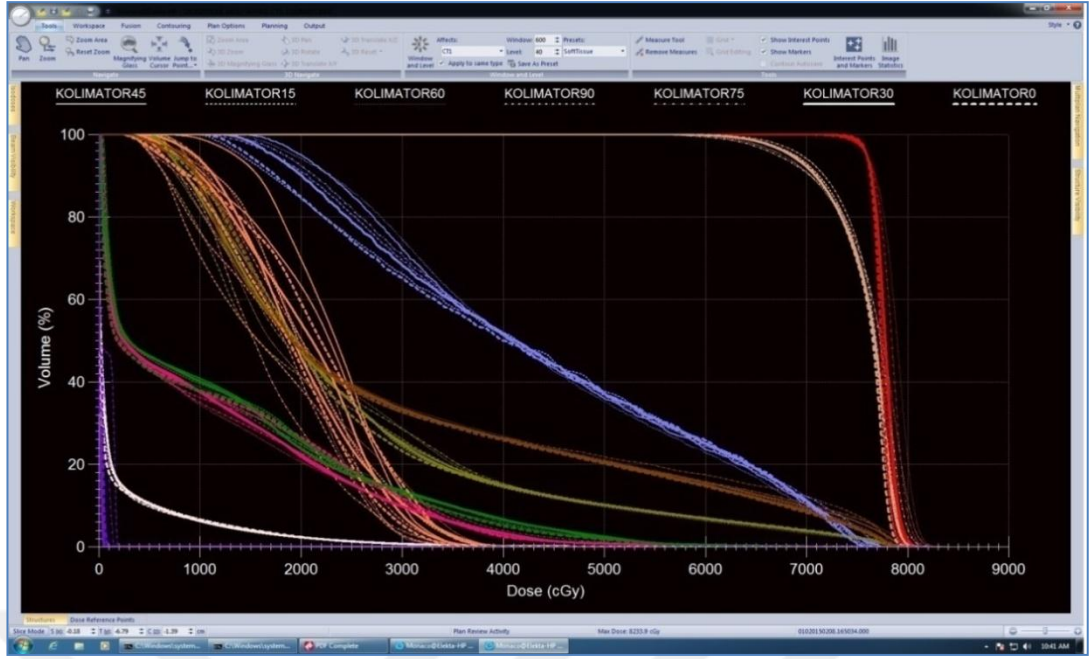
Şekil 5.2: Çift alanlı VMAT tekniği ile 1 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştiğinde elde edilen doz dağılımı.



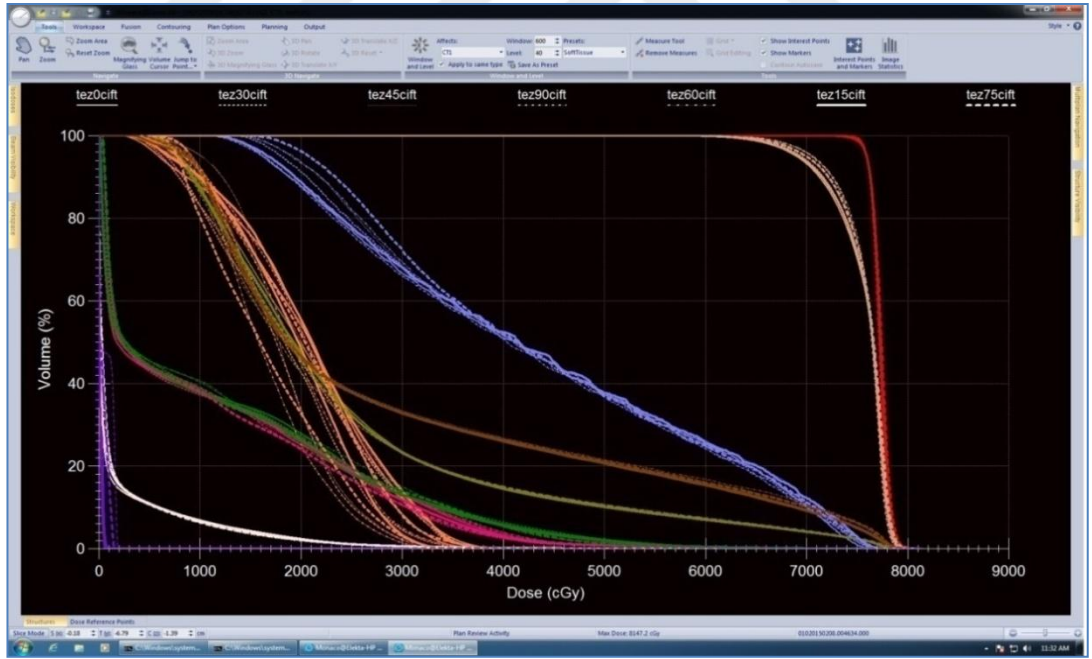
Şekil 5.3: Tek alanlı VMAT tekniği ile 1 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



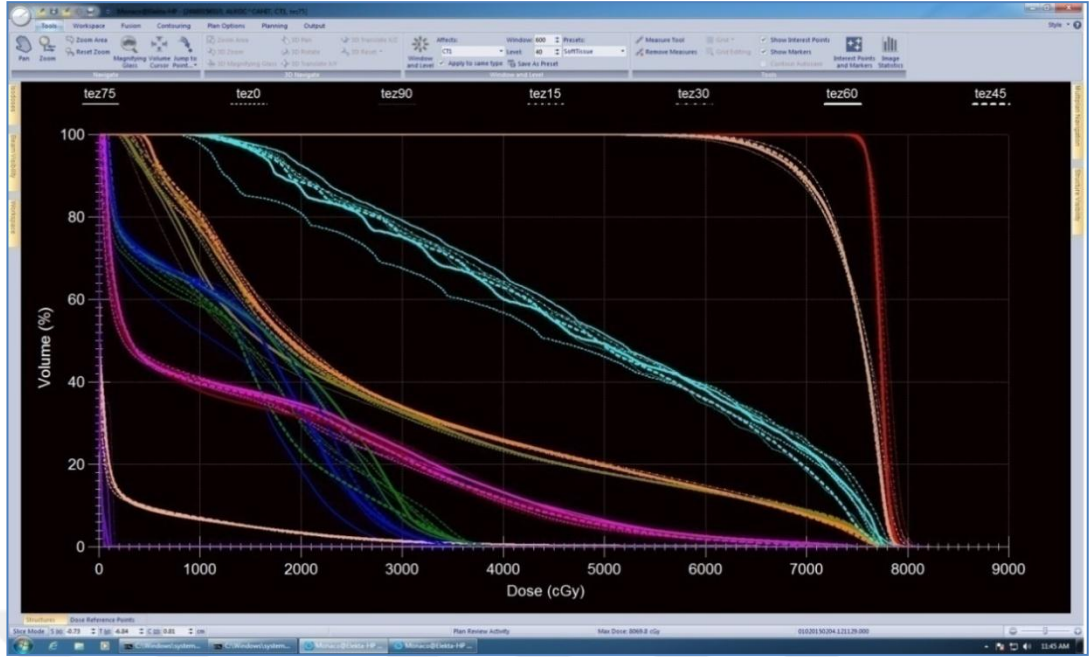
Şekil 5.4: Çift alanlı VMAT tekniği ile 1 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



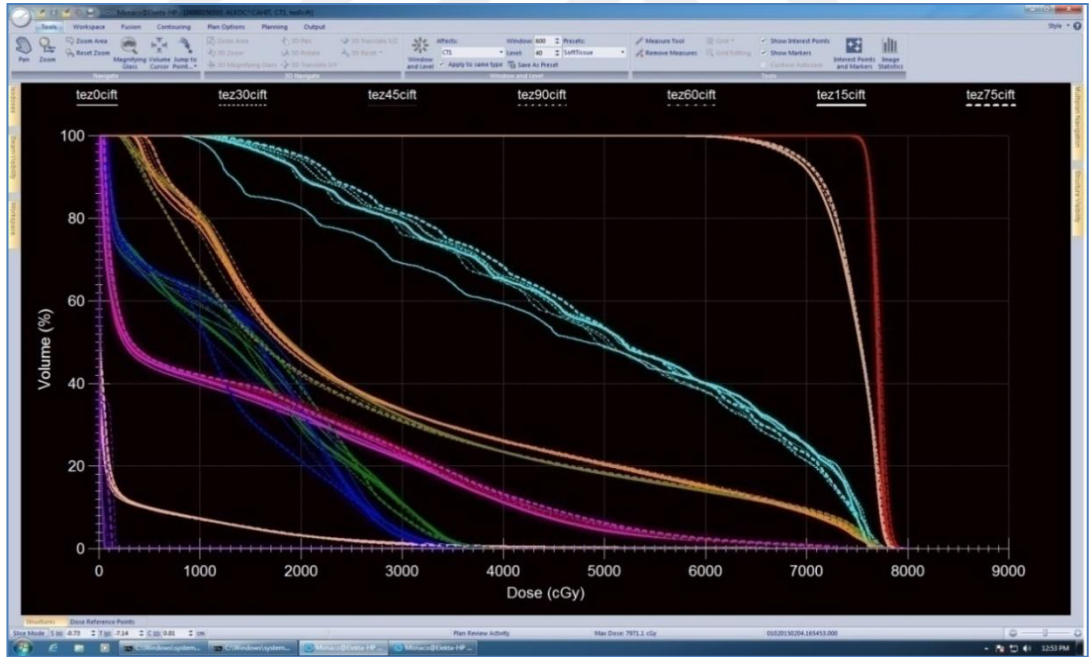
Şekil 5.5: Tek alanlı VMAT tekniği ile 2 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



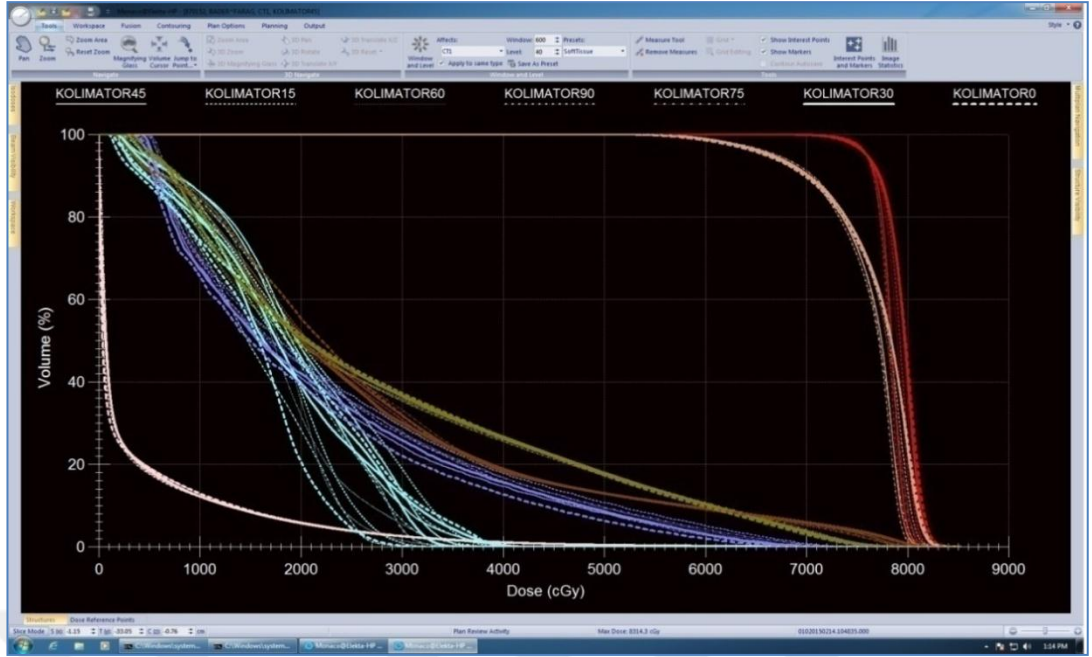
Şekil 5.6: Çift alanlı VMAT tekniği ile 2 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



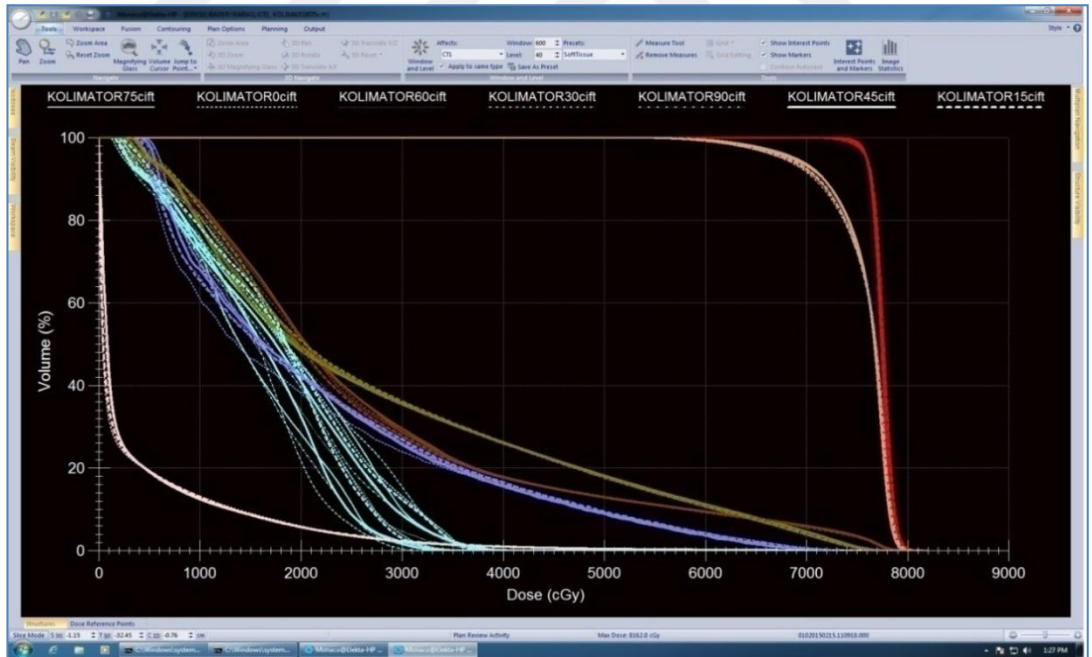
Şekil 5.7: Tek alanlı VMAT tekniği ile 3 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



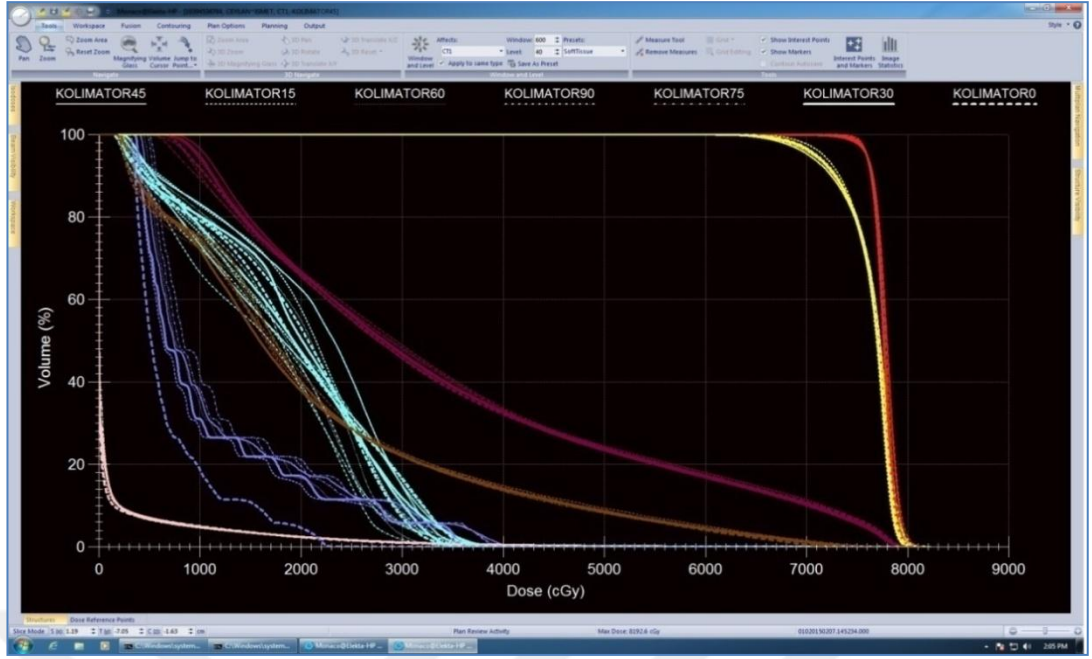
Şekil 5.8: Çift alanlı VMAT tekniği ile 3 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



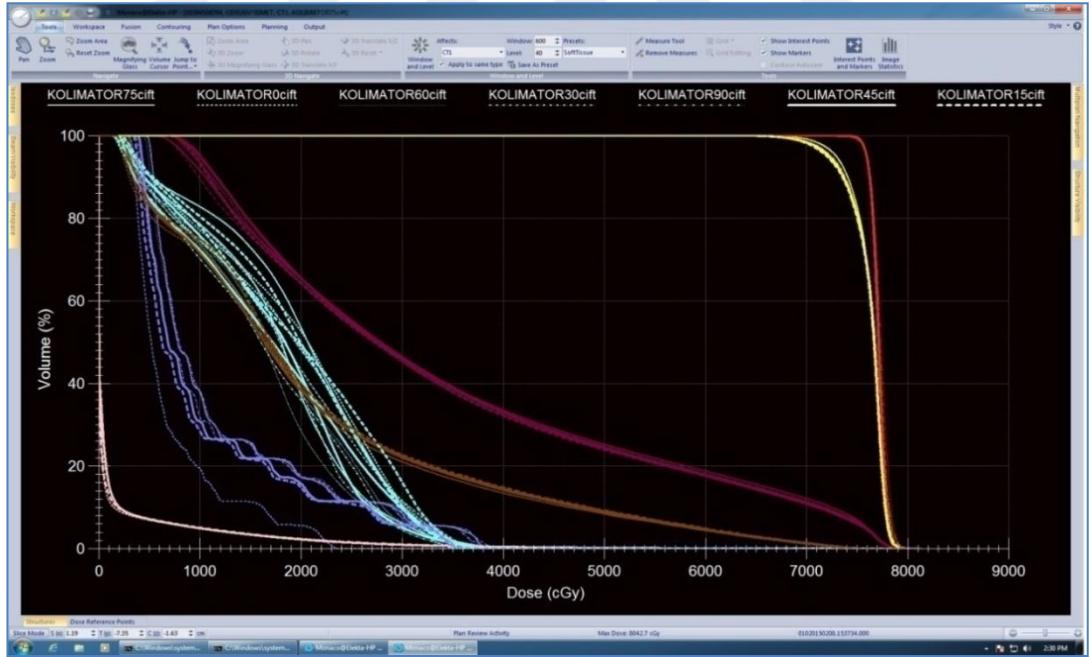
Şekil 5.9: Tek alanlı VMAT tekniği ile 4 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



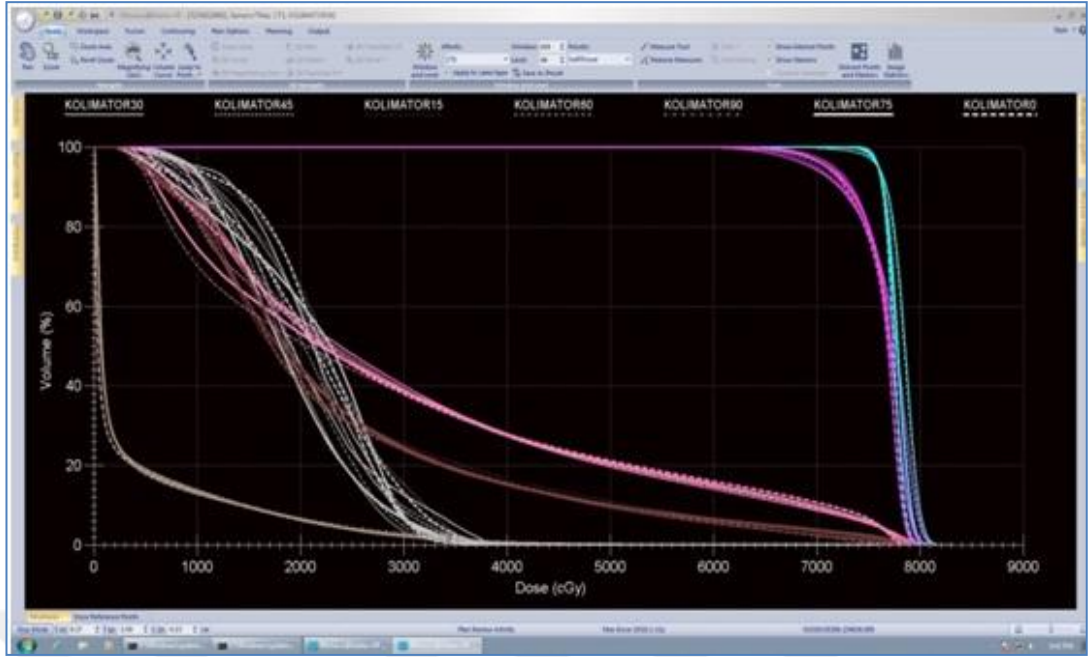
Şekil 5.10: Çift alanlı VMAT tekniği ile 4 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



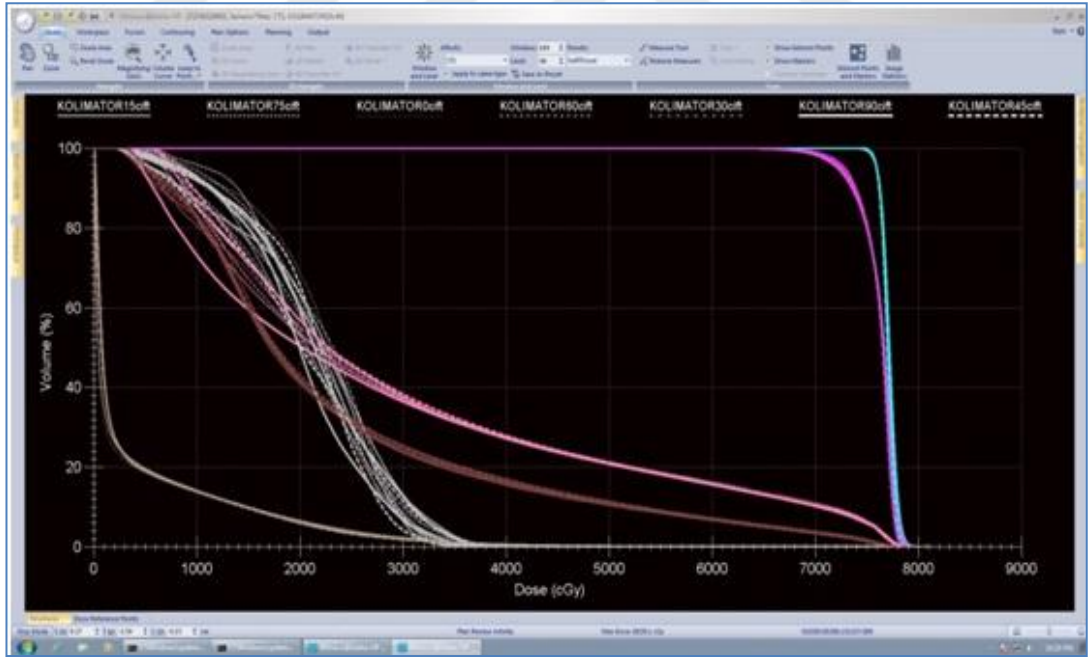
Şekil 5.11: Tek alanlı VMAT tekniği ile 5 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



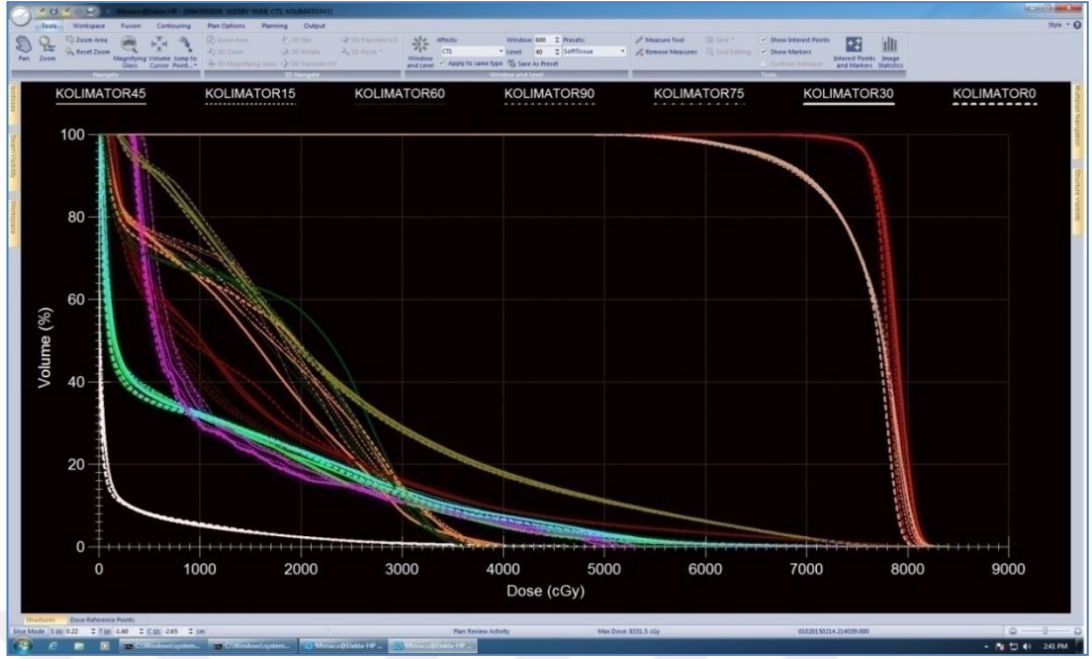
Şekil 5.12: Çift alanlı VMAT tekniği ile 5 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



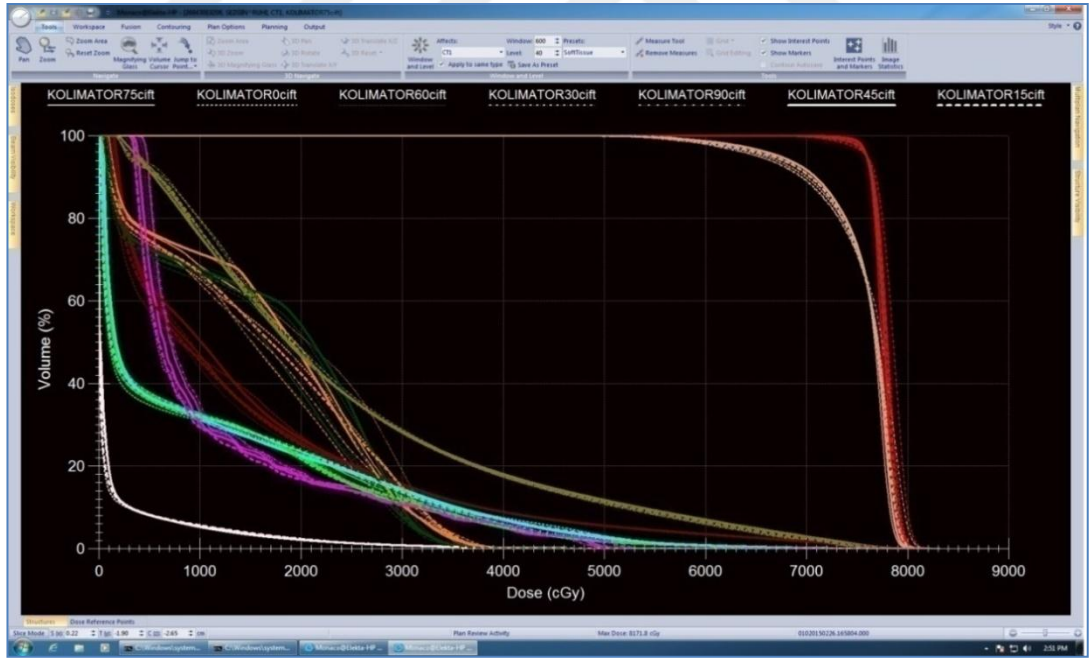
Şekil 5.13: Tek alanlı VMAT tekniği ile 6 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



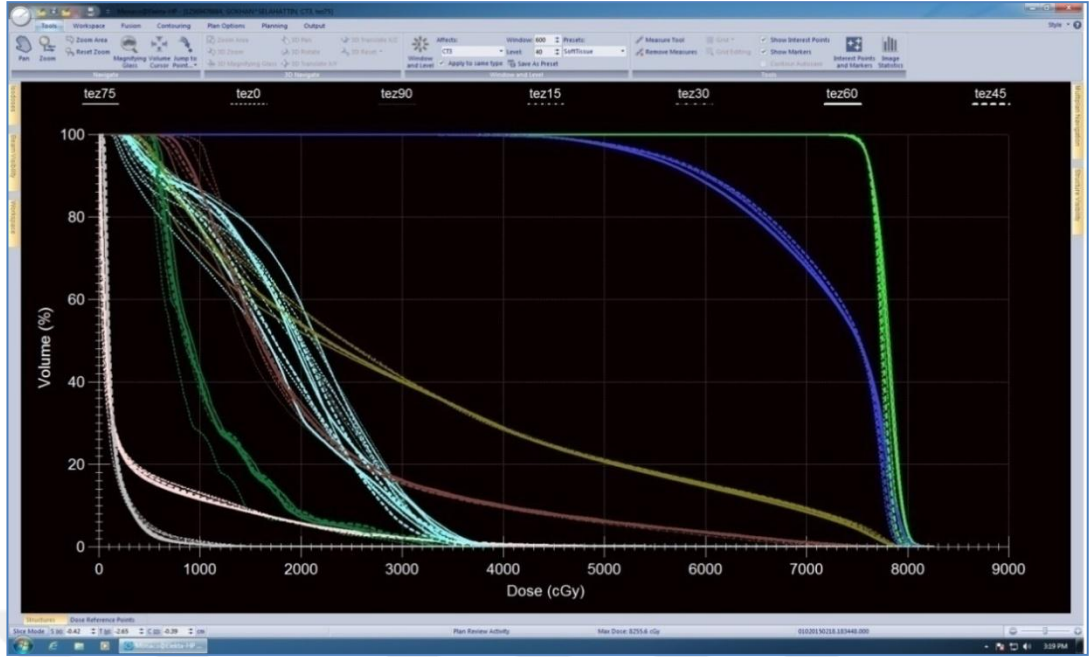
Şekil 5.14: Çift alanlı VMAT tekniği ile 6 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



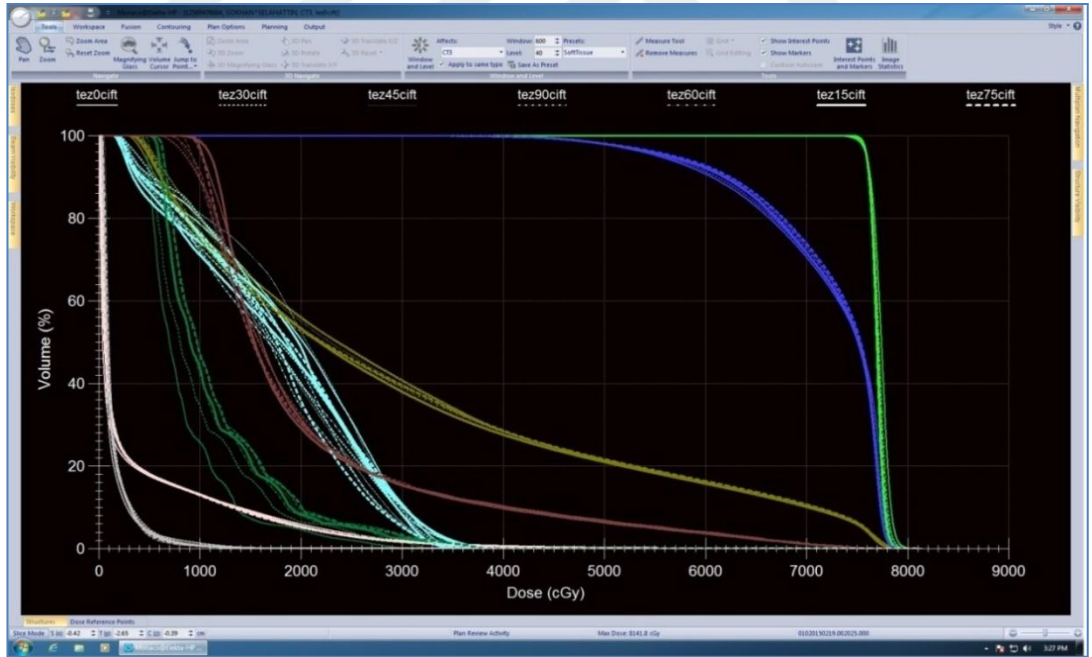
Şekil 5.15: Tek alanlı VMAT tekniği ile 7 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



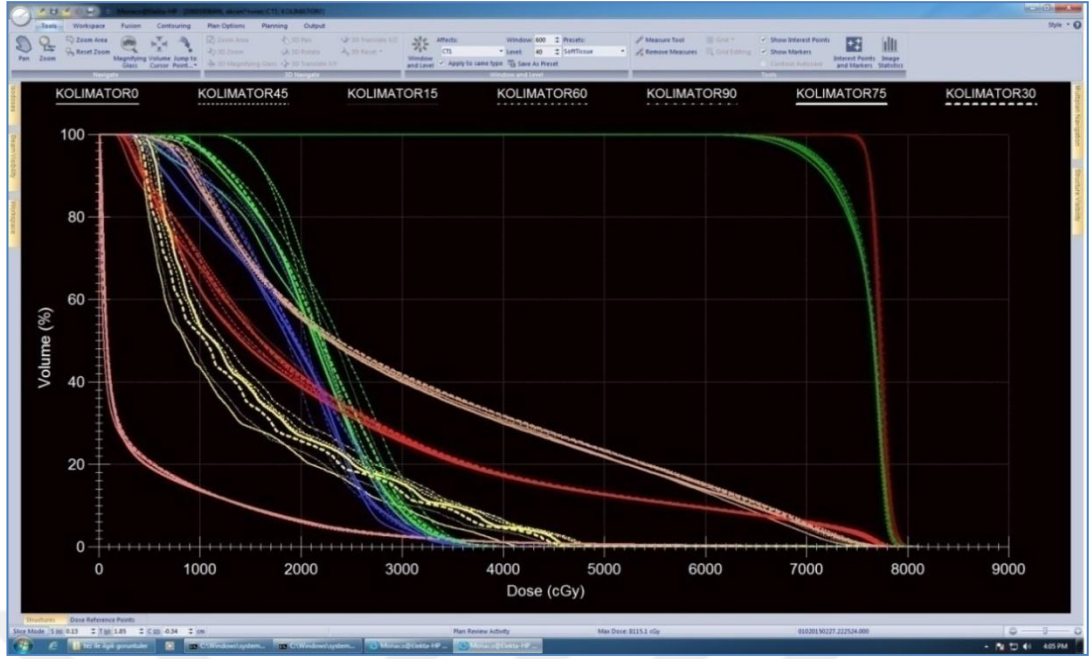
Şekil 5.16: Çift alanlı VMAT tekniği ile 7 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



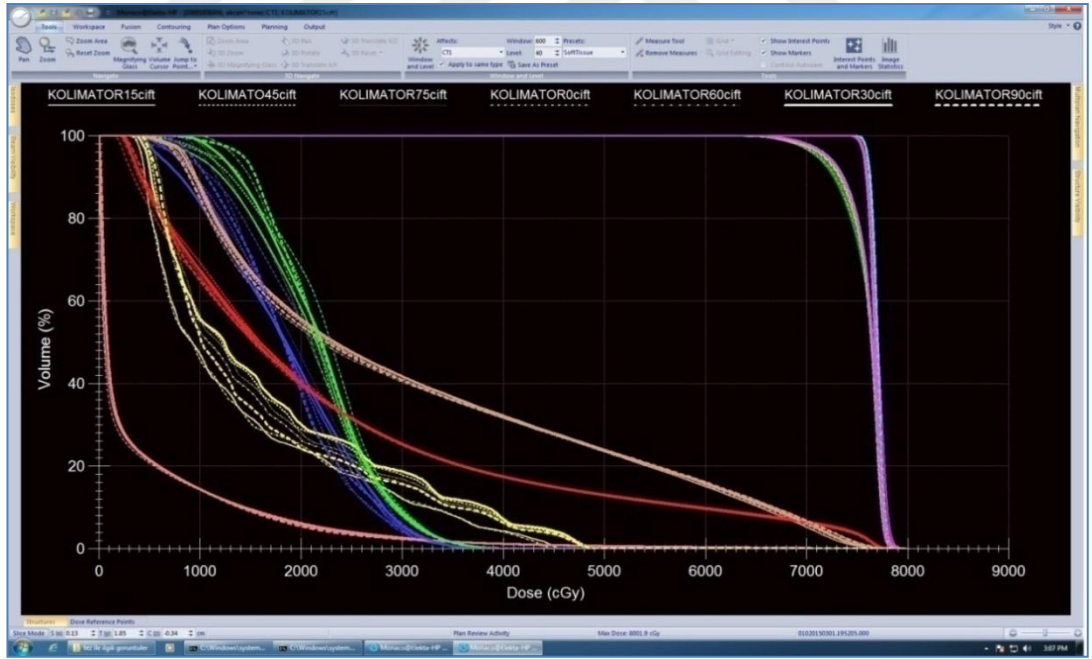
Şekil 5.17: Tek alanlı VMAT tekniği ile 8 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



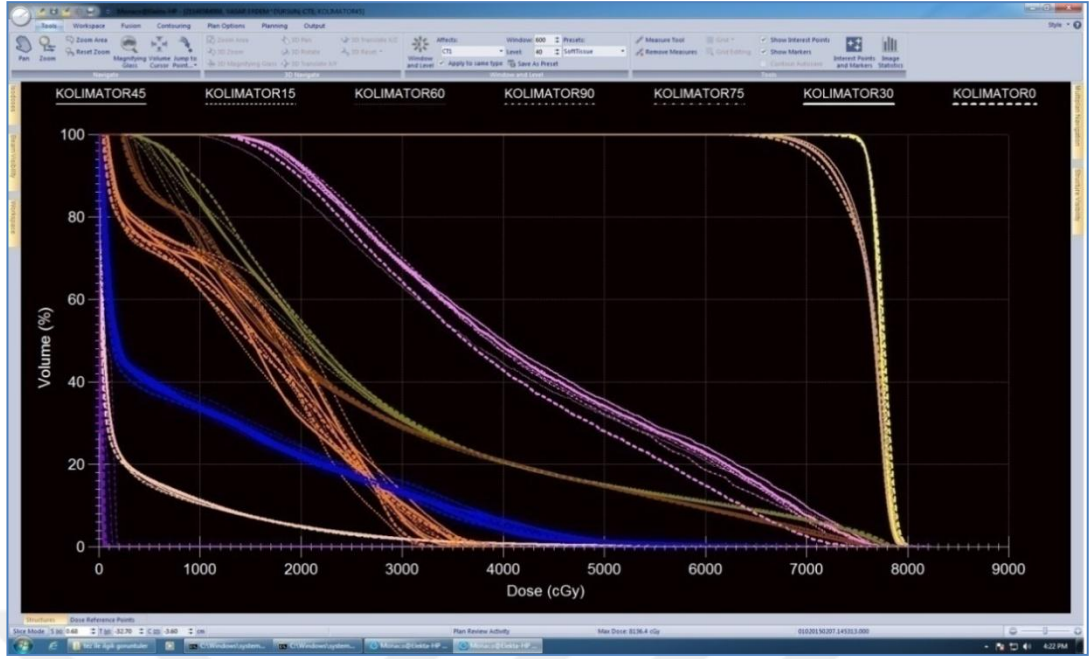
Şekil 5.18: Çift alanlı VMAT tekniği ile 8 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



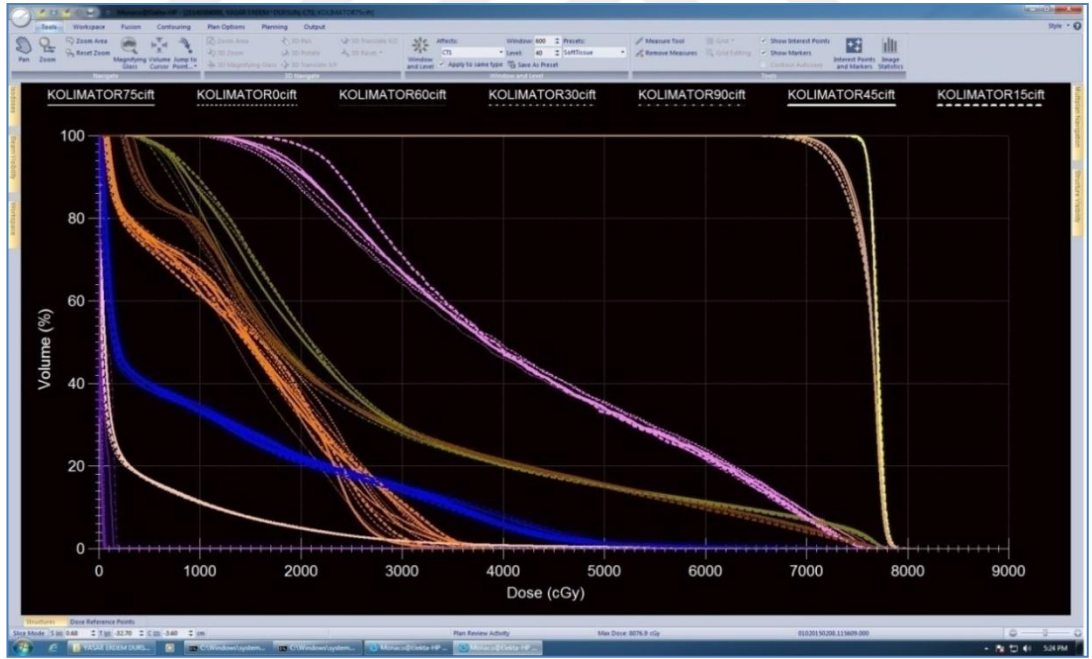
Şekil 5.19: Tek alanlı VMAT tekniği ile 9 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



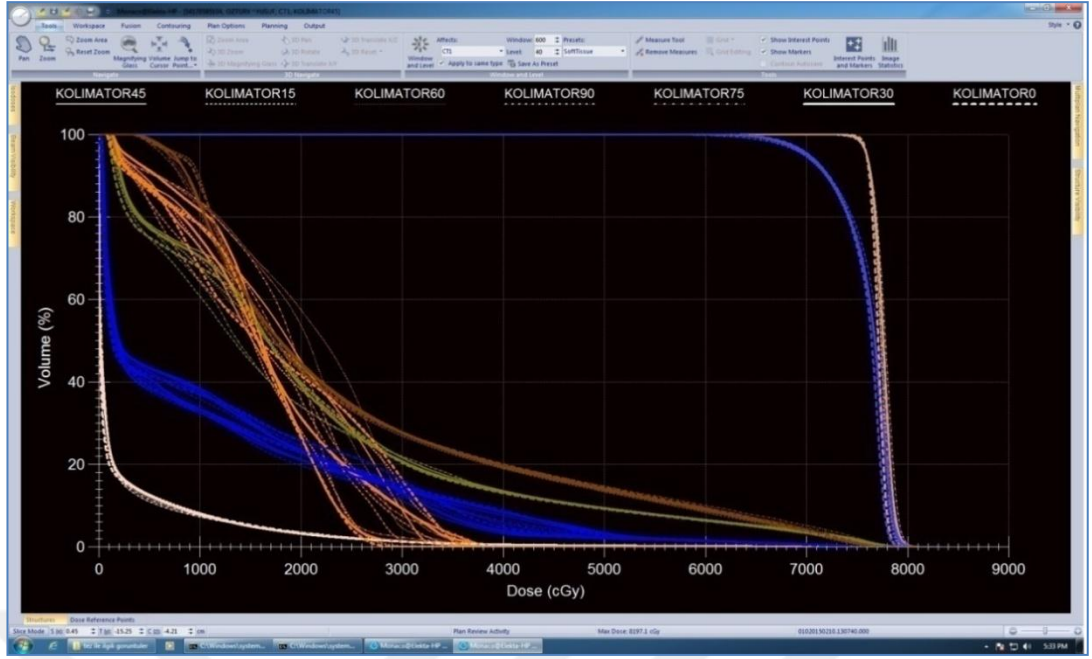
Şekil 5.20: Çift alanlı VMAT tekniği ile 9 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



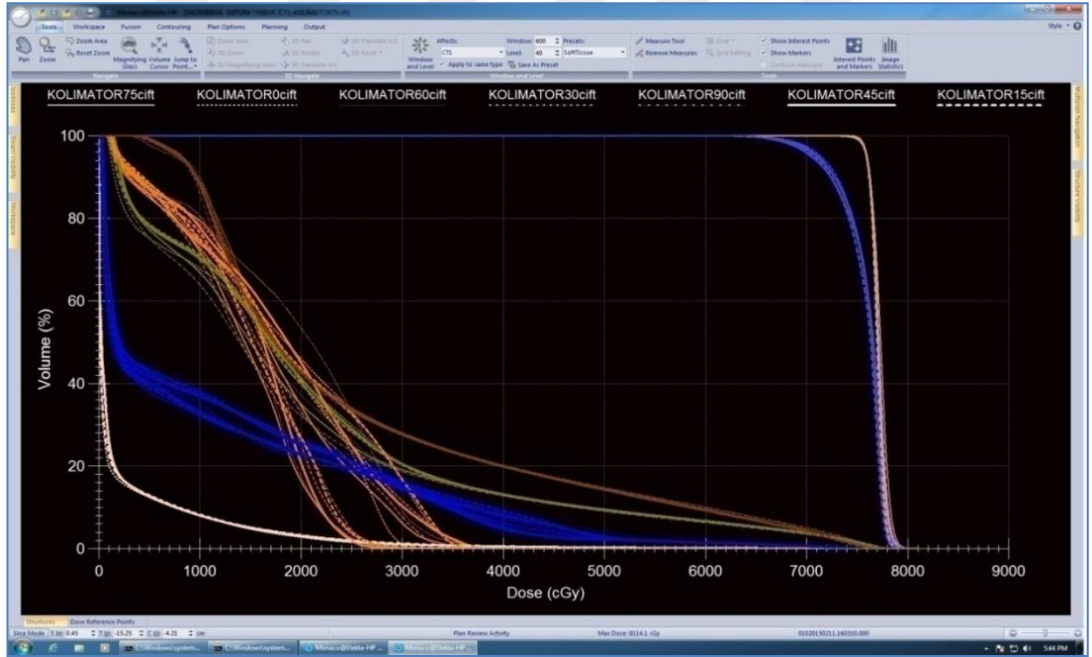
Şekil 5.21: Tek alanlı VMAT tekniği ile 10 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



Şekil 5.22: Çift alanlı VMAT tekniği ile 10 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



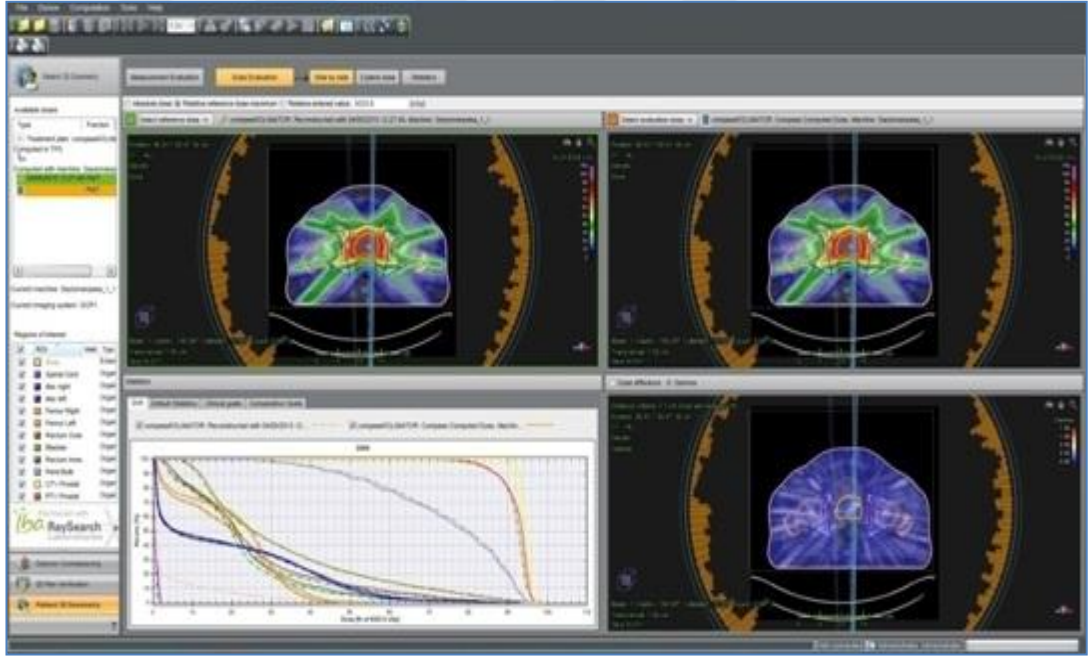
Şekil 5.23: Tek alanlı VMAT tekniği ile 11 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.



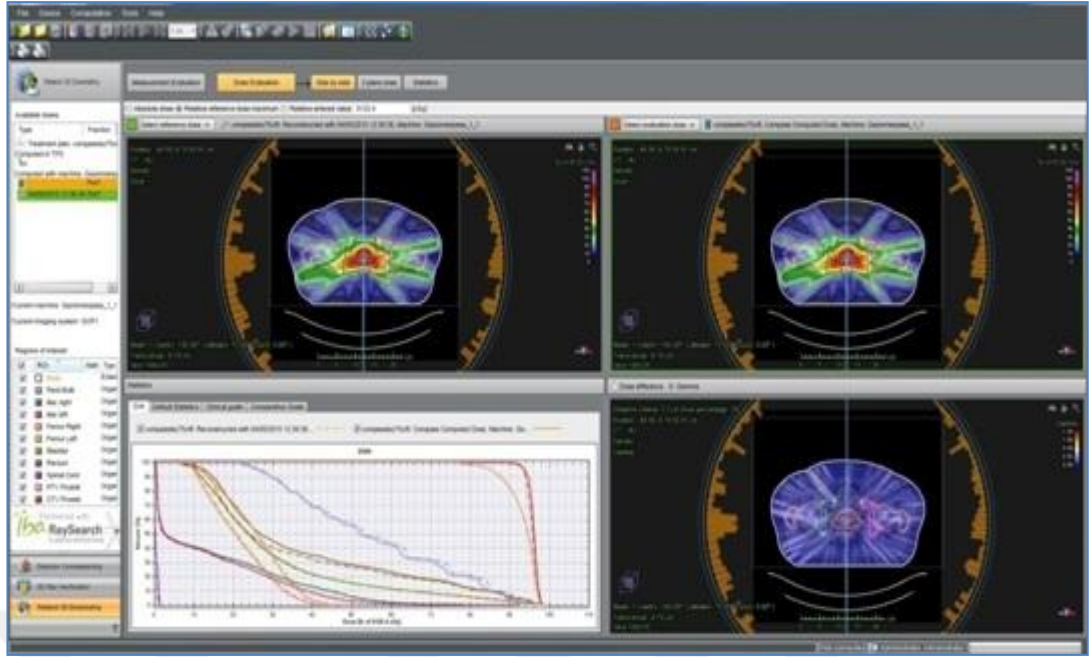
Şekil 5.24: Çift alanlı VMAT tekniği ile 11 numaralı hastanın kolimatör açısı değiştirildiğinde elde edilen DVH karşılaştırması.

5.2. Hasta Kalite Kontrol Sonuçları

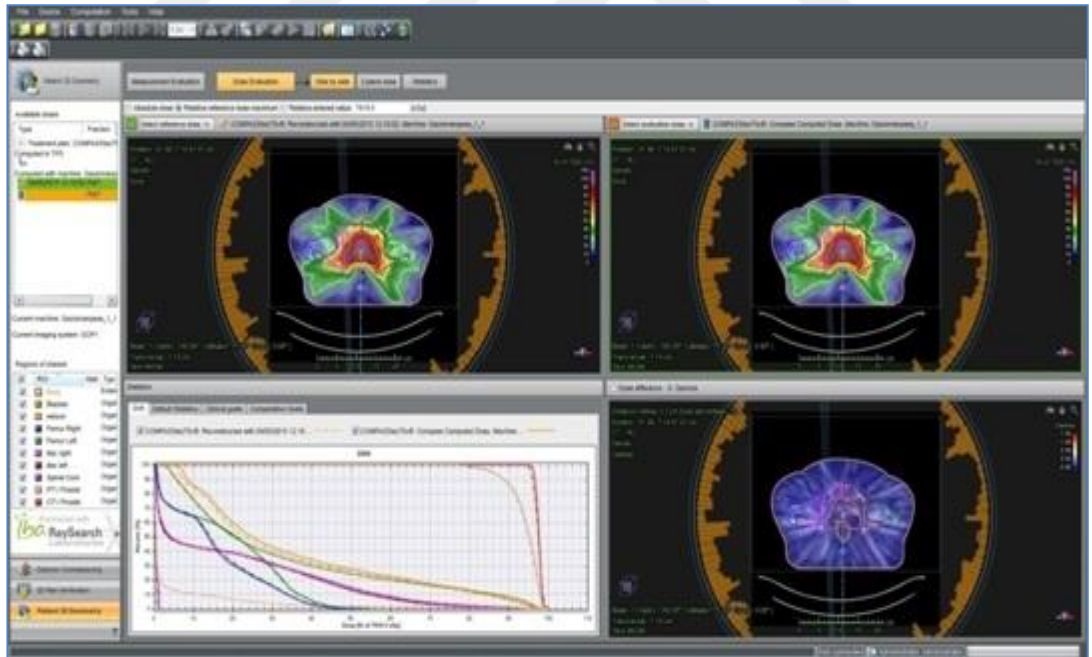
Çift alanlı VMAT tedavi tekniği ile kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen tedavi planlamaları 11 hasta için öncelikle Compass[®] sisteminin algoritması Collapse Cone olduğu ve dose to water olarak hesaplama yaptığı için, planlamaların hepsi dose to medium iken doğru kıyaslama yapılabilmesi amacıyla dose to water olarak tekrar hesaplandıktan sonra Compass[®] programına her hasta için CT görüntüleri ile birlikte RT Plan dosyaları gönderildi. Matrixx[®] paneli vasıtasıyla Versa HD lineer hızlandırıcısında hasta kalite kontrol ölçümleri yapılarak Compass[®] sistemi ile elde edilen sonuçlar 3 boyutlu anatomik bilgiler üzerinden karşılaştırıldı. 11 hasta için Collapse Cone algoritması kullanılarak hesaplanan doz dağılımları ile ölçümlerin sonucunda elde edilen doz dağılımlarının karşılaştırılması aşağıdaki şekillerde ve tablolarda mevcuttur.



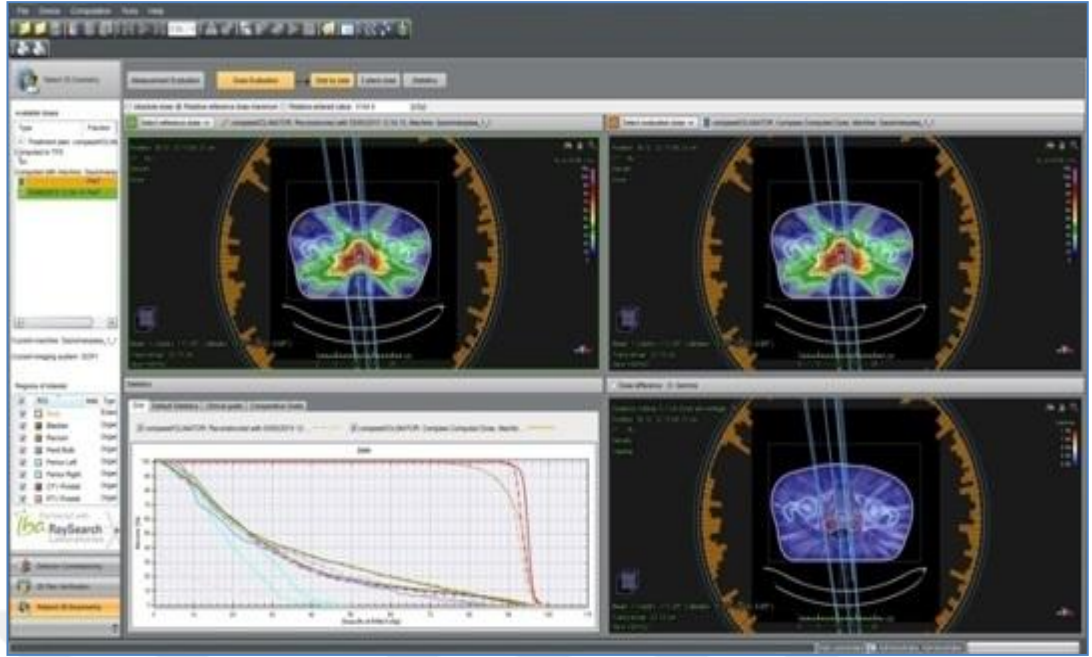
Şekil 5.25: Çift alanlı VMAT tekniği ile 1 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın lineer hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.



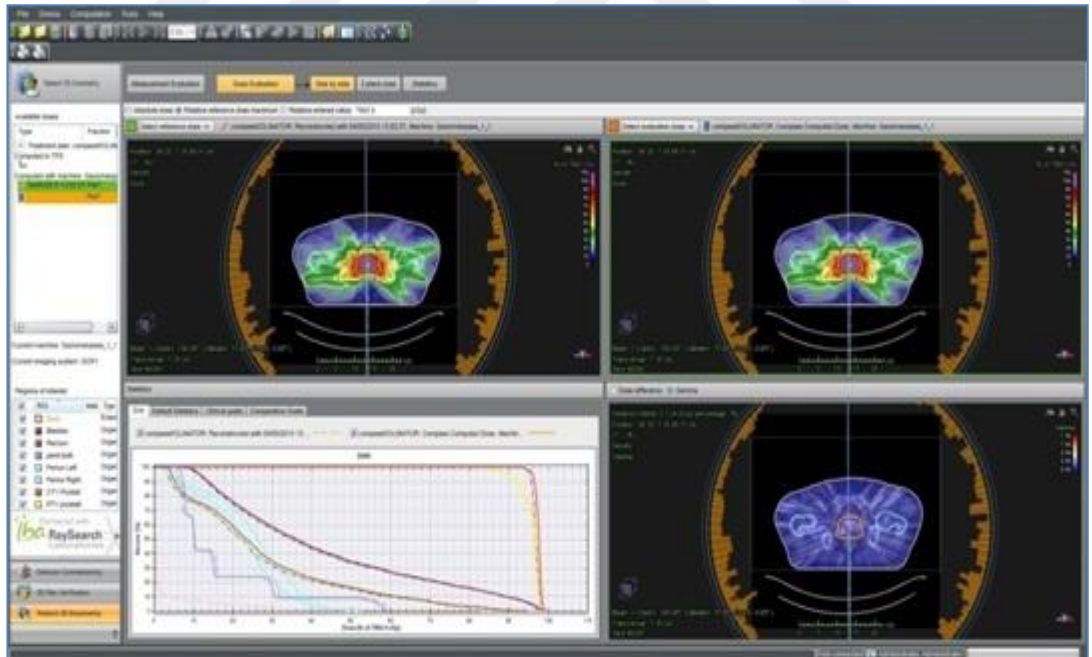
Şekil 5.26: Çift alanlı VMAT tekniği ile 2 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın linear hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.



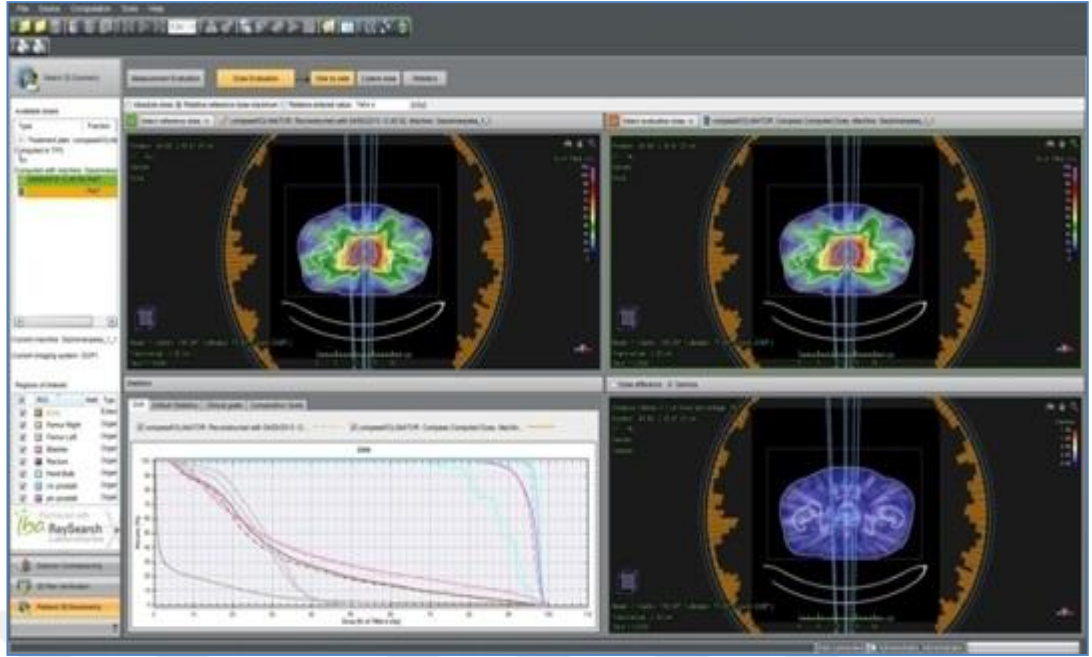
Şekil 5.27: Çift alanlı VMAT tekniği ile 3 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın linear hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.



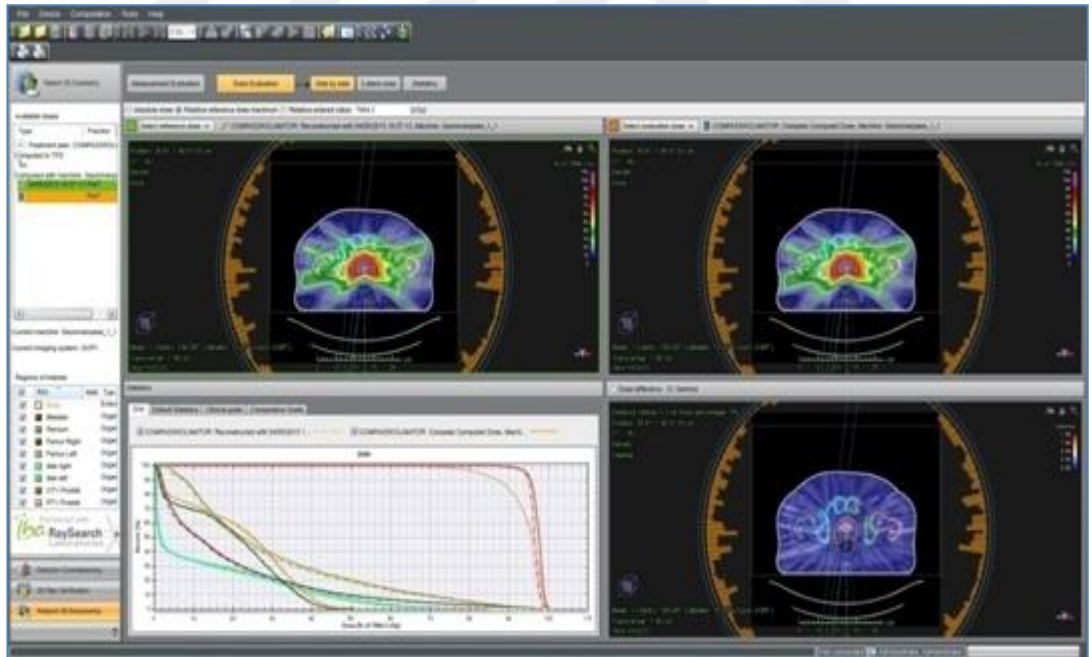
Şekil 5.28: Çift alanlı VMAT tekniği ile 4 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın linear hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.



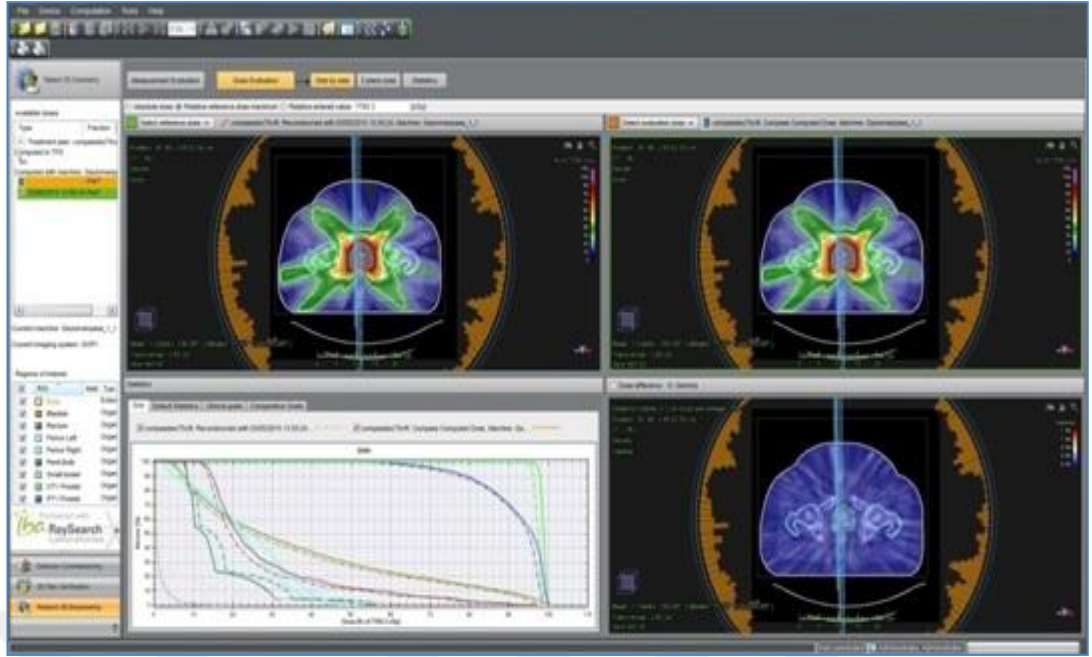
Şekil 5.29: Çift alanlı VMAT tekniği ile 5 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın linear hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.



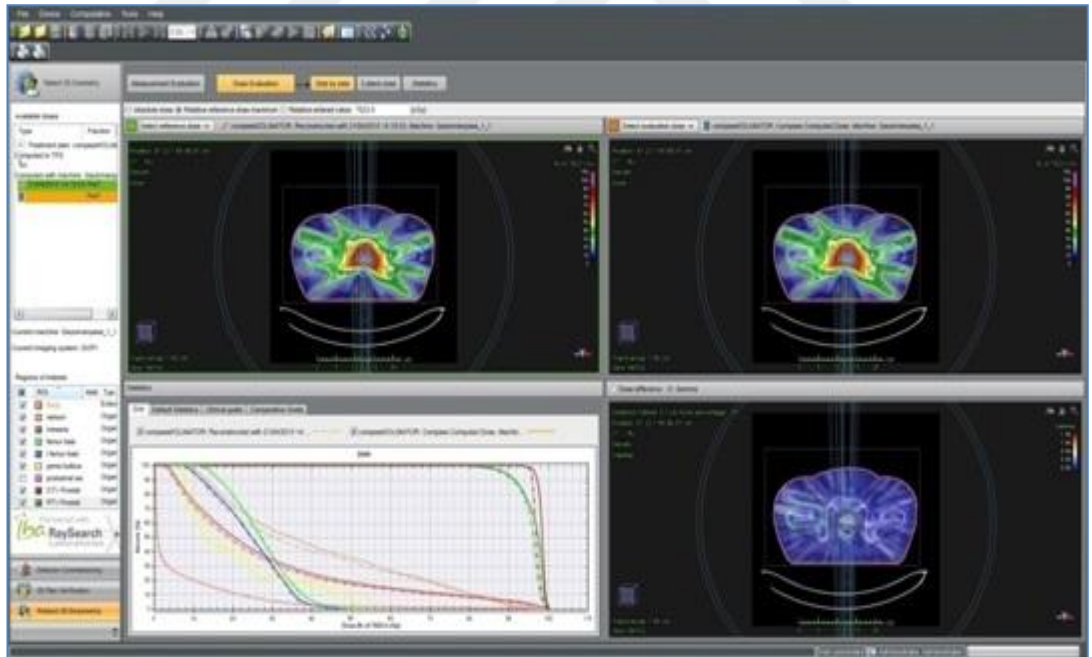
Şekil 5.30: Çift alanlı VMAT tekniği ile 6 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın linear hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.



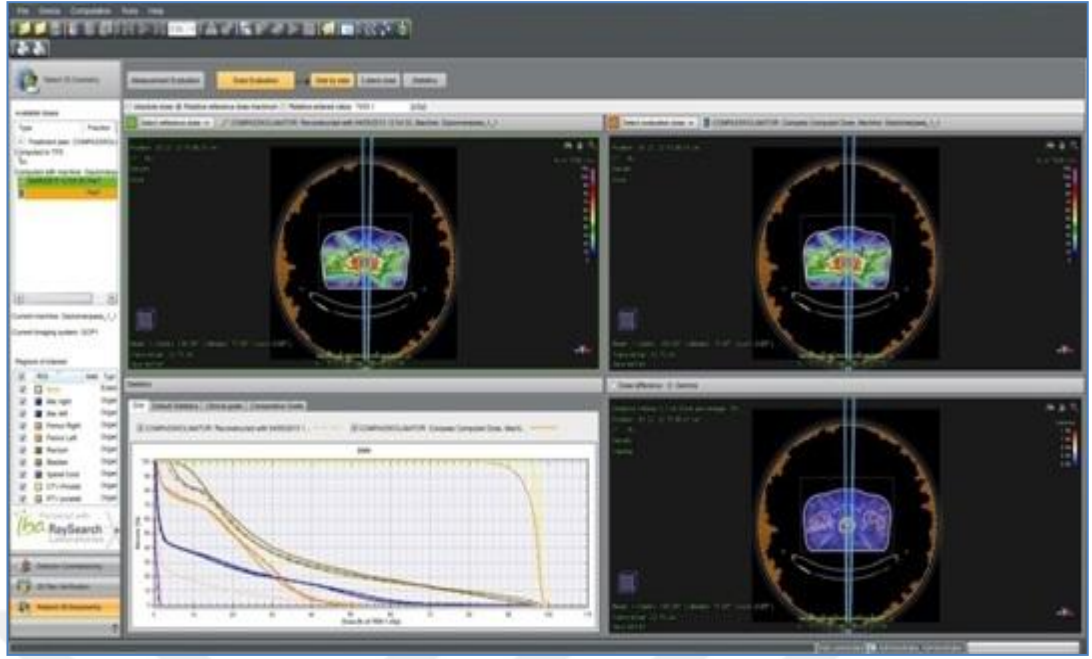
Şekil 5.31: Çift alanlı VMAT tekniği ile 7 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın linear hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.



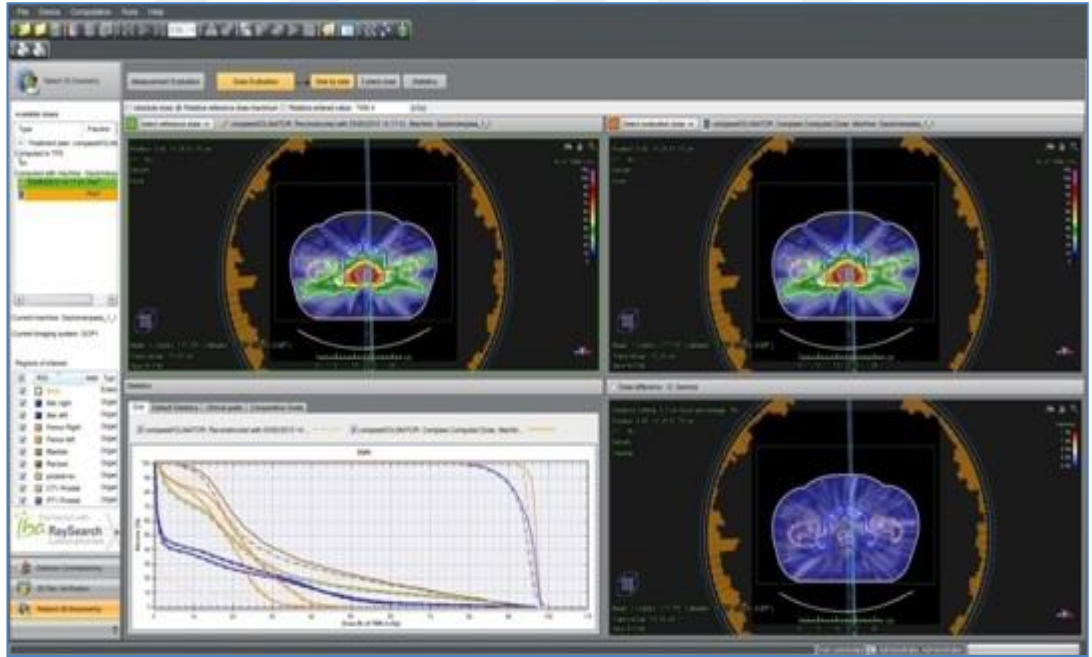
Şekil 5.32: Çift alanlı VMAT tekniği ile 8 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın linear hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.



Şekil 5.33: Çift alanlı VMAT tekniği ile 9 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın linear hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.



Şekil 5.34: Çift alanlı VMAT tekniği ile 10 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın linear hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.



Şekil 5.35: Çift alanlı VMAT tekniği ile 11 numaralı hastanın kolimatör açısı 75° - 285° iken elde edilen planın linear hızlandırıcıda ki ölçüm sonucu ile doz dağılımı uyumu.

Tablo 5.15: Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen PTV'nin 95%'ini saran doz miktarlarının kıyaslanması

PTV'nin 95%'ini saran doz miktarı			
	CC algoritması ile hesaplama sonuçları	Yapılan ölçüm sonuçları	Aradaki doz farkı
HASTA 1	6598,3	6588,8	0,1%
HASTA 2	6974,9	6906,1	1,0%
HASTA 3	6737,9	6781,4	0,6%
HASTA 4	6876,4	6792,1	1,2%
HASTA 5	6803,0	6757,8	0,7%
HASTA 6	6994,4	6941,9	0,8%
HASTA 7	6882,4	6915,1	0,3%
HASTA 8	7138,5	7173,5	0,5%
HASTA 9	7171,9	7173,1	0,0%
HASTA 10	7178,1	7194,9	0,2%
HASTA 11	6980,4	6868,1	1,6%
Ortalama	6939,7	6917,5	0,6%
±Standart Sapma	±184	±195	±0,5

Tablo 5.16: Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen mesanenin 40 Gy alan yüzde miktarının kıyaslanması.

Çift alanlı VMAT ile Mesanenin 40 Gy alan yüzdesi		
	CC algoritması ile hesaplama sonuçları	Yapılan ölçüm sonuçları
HASTA 1	9,29%	8,99%
HASTA 2	17,80%	16,53%
HASTA 3	18,19%	16,62%
HASTA 4	13,69%	12,51%
HASTA 5	23,87%	23,80%
HASTA 6	22,24%	22,04%
HASTA 7	15,88%	15,74%
HASTA 8	27,38%	26,78%
HASTA 9	34,05%	33,55%
HASTA 10	20,25%	19,92%
HASTA 11	27,96%	25,74%
Ortalama	20,96%	20,20%
±Standart Sapma	±7,1	±7,1

Tablo 5.17: Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen mesanenin 65 Gy alan yüzde miktarının kıyaslanması.

Çift alanlı VMAT ile Mesanenin 65 Gy alan yüzdesi		
	CC algoritması ile hesaplama sonuçları	Yapılan ölçüm sonuçları
HASTA 1	2,61%	2,61%
HASTA 2	7,89%	7,29%
HASTA 3	7,19%	6,38%
HASTA 4	13,69%	12,51%
HASTA 5	11,86%	12,02%
HASTA 6	6,14%	6,47%
HASTA 7	5,47%	5,77%
HASTA 8	12,50%	12,58%
HASTA 9	15,10%	15,00%
HASTA 10	8,62%	8,73%
HASTA 11	12,08%	10,78%
Ortalama	9,38%	9,10%
±Standart Sapma	±3,9	±3,8

Tablo 5.18: Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen rektumun 40 Gy alan yüzde miktarının kıyaslanması.

Çift alanlı VMAT ile Rektumun 40 Gy alan yüzdesi		
	CC algoritması ile hesaplama sonuçları	Yapılan ölçüm sonuçları
HASTA 1	20,06%	18,78%
HASTA 2	34,87%	31,92%
HASTA 3	27,65%	27,28%
HASTA 4	22,62%	20,88%
HASTA 5	27,40%	25,75%
HASTA 6	12,76%	11,56%
HASTA 7	28,46%	27,04%
HASTA 8	19,08%	17,68%
HASTA 9	16,37%	15,30%
HASTA 10	22,96%	21,35%
HASTA 11	11,73%	10,53%
Ortalama	22,18%	20,73%
±Standart Sapma	±7,1	±6,8

Tablo 5.19: Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen rektumun 65 Gy alan yüzde miktarının kıyaslanması.

Çift alanlı VMAT ile Rektumun 65 Gy alan yüzdesi		
	CC algoritması ile hesaplama sonuçları	Yapılan ölçüm sonuçları
HASTA 1	4,57%	4,57%
HASTA 2	8,60%	8,50%
HASTA 3	7,87%	8,64%
HASTA 4	5,97%	6,16%
HASTA 5	11,27%	10,44%
HASTA 6	2,14%	1,97%
HASTA 7	11,87%	11,28%
HASTA 8	5,16%	5,29%
HASTA 9	2,74%	2,67%
HASTA 10	7,21%	7,03%
HASTA 11	1,96%	1,89%
Ortalama	6,31%	6,22%
±Standart Sapma	±3,4	±3,3

Tablo 5.20: Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen PTV için gamma indeks değerleri.

Çift alanlı VMAT ile PTV için gamma indeks değerleri	
	CC algoritması ile ölçüm sonuçları arasındaki gamma indeks değerleri
HASTA 1	99,67%
HASTA 2	99,81%
HASTA 3	98,18%
HASTA 4	97,14%
HASTA 5	99,75%
HASTA 6	98,86%
HASTA 7	99,93%
HASTA 8	99,39%
HASTA 9	99,81%
HASTA 10	100,00%
HASTA 11	99,50%
Ortalama	99,28%
±Standart Sapma	±0,9

Tablo 5.21: Ölçüm sonucunda Compass programı ile elde edilen CTV için gamma indeks değerleri.

Çift alanlı VMAT ile CTV için gamma indeks değerleri	
	CC algoritması ile ölçüm sonuçları arasındaki gamma indeks değerleri
HASTA 1	99,33%
HASTA 2	99,60%
HASTA 3	96,40%
HASTA 4	95,10%
HASTA 5	99,84%
HASTA 6	98,39%
HASTA 7	99,93%
HASTA 8	98,93%
HASTA 9	99,76%
HASTA 10	99,90%
HASTA 11	98,60%
Ortalama	98,71%
±Standart Sapma	±1,6

Tablo 5.22: Yapılan ölçüm ile hesaplatılan plan arasındaki hedef ve sağlam organların ortalama gamma değeri.

	Ortalama gamma değeri					
	CTV	PTV	Mesane	Rektum	Sağ Femur	Sol Femur
HASTA 1	0,35	0,28	0,18	0,25	0,16	0,17
HASTA 2	0,47	0,39	0,34	0,31	0,27	0,2
HASTA 3	0,22	0,25	0,16	0,3	0,16	0,16
HASTA 4	0,37	0,33	0,32	0,21	0,22	0,17
HASTA 5	0,28	0,26	0,18	0,35	0,24	0,21
HASTA 6	0,34	0,31	0,21	0,29	0,28	0,21
HASTA 7	0,28	0,27	0,22	0,3	0,2	0,17
HASTA 8	0,48	0,37	0,33	0,36	0,16	0,19
HASTA 9	0,25	0,23	0,31	0,18	0,16	0,14
HASTA 10	0,48	0,39	0,3	0,27	0,26	0,21
HASTA 11	0,47	0,4	0,28	0,36	0,15	0,16
Ortalama	0,36	0,32	0,26	0,29	0,21	0,18
±Standart Sapma	±0,10	±0,06	±0,07	±0,06	±0,05	±0,02

6. SONUÇ

Tek alanlı VMAT tekniğinde planlama yapılırken kolimatör açısının değiştirilmesi sonucu PTV'nin %95 doz kapsamı göz önüne alındığında 11 prostat kanseri hastasının ortalamasında 15° kolimatör açısı ile verilen dozun 0,7% oranında 0° kolimatör açısına göre hedefi daha iyi kapsadığı ve CTV'nin HI değeri 1,04±0,011 olarak 0° kolimatör açısı ile aynı fakat diğer açılardan daha düşük olduğu elde edildi.

İsa ve arkadaşları [33] çalışmalarında tek VMAT'lı prostat kanseri tedavisini kolimatör açıları 0°, 15°, 30°, 45°, 60° ve 75° olacak şekilde tekrar hesaplattıkları tedavi planlamalarında HI değeri en düşük olan kolimatör açıları 45° ve 15° olarak bulmuşlardır. Bizim elde ettiğimiz 15° ile uyumlu bir sonuç elde edildi fakat çalışmamızda kolimatör 45° de CTV'nin HI değeri 1,05±0,012 olarak elde edildi.

Kritik organ dozlarında 0,5% 'in altında doz değişimleri elde edilip, Quantec doz sınırlamalarının içerisinde olduğu gözlemlendi.

Çift alanlı VMAT tekniği ile planlama yapılırken ise 60°-300° ve 75°-285° kolimatör açıları verildiğinde hastaların ortalamasında PTV'nin 95% doz kapsamı göz önüne alındığında diğer açılara göre daha iyi kapsadığı elde edildi, CTV'nin HI değerinde ise bir değişim olmadığı gözlemlendi.

Kritik organ dozlarından mesane dozlarında kolimatör açıları 15°-345° iken bir miktar doz düşüşü, rektum dozları için ise kolimatör açıları 75°-285° açılarında bir miktar doz düşüşü gözlemlendi. Fakat tüm doz düşüşlerinin %0,5'in altında ve Quantec doz sınırlamalarının içerisinde olduğu gözlemlendi.

PTV hacminin 95% 'ini kapsadığı dozun kolimatör açısı 0° durumundan 0,7% daha yüksek olmasından ötürü, tek alanlı VMAT yönteminde 15°, çift alanlı VMAT tekniği için ise rektum dozundaki düşüş 60°-300° kolimatör açıları ile elde edilen değerden daha düşük ve kolimatör açısı 0° durumundan 1,07% oranında dozun PTV'nin 95% hacmini daha iyi sarmasından ötürü 75°-285° kolimatör açıları ile daha iyi doz dağılımları elde edildi.

Tek VMAT yöntemi için Wilcoxon işaretli sıra testi, 0° kolimatör açısına göre uygulandığında 15° için p=0,026 olarak elde edildi, istatistiksel olarak da anlamlı bir sonuç olduğu gözlemlendi. Çift alanlı VMAT tekniği için de Wilcoxon işaretli sıra testi uygulandığında 0°-0° kolimatör açısına göre 75°-285° kolimatör açıları için

p=0,004 olarak elde edildi, istatistiksel olarak da anlamlı bir sonuç olduğu elde edildi.

Son olarak tek alanlı VMAT tekniğinde 15° kolimatör açısında elde edilen PTV'nin 95% 'lik hacminin doz kapsamı ile çift alanlı VMAT tekniğinde 75°-285° kolimatör açılarında elde edilen doz kapsamına bakıldığında çift alanlı VMAT tekniğinde 2,44% oranında daha iyi sonuç elde edildi. Wilcoxon işaretli sıra testi yöntemi ile kıyaslandığında da çift alanlı VMAT tekniği ile 75°-285° kolimatör açıları kullanıldığında p=0,013 olarak elde edildi, yine istatistiksel olarak da anlamlı bir sonuç olduğu gözlemlendi.

Elde edilen çift alanlı VMAT tekniği ile 75°-285° kolimatör açıları elde ettiğimiz planlamaları Compass® 3.0 hasta kalite kontrol programı vasıtasıyla lineer hızlandırıcıda 11 hasta içinde yaptığımız ölçümler sonucunda kritik organların ve hedef organların tedavi planlama sisteminden gelen referans dozlar ile γ indeksi (%3 doz farklılığı, 3 mm mesafe farklılığı) göz önüne alındığında her bir plan kritik organ ve hedef organın hesaplama ve ölçüm sonuçları karşılaştırıldı. Sağlam organlar için anlamlı bir fark elde edilmedi, PTV için γ indeks geçme oranı 99,28%±0,9 CTV için γ indeks geçme oranı 98,71%±1,6 olarak elde edildi. Genel Planlar için geçme oranı %97 'nin üzerinde bulundu.

Kim ve arkadaşları[34] çalışmalarında VMAT tedavisinde kolimatör açısının γ indeks değerine etkisini göstermiştir. Bizim belirlediğimiz kolimatör açıları çift alanlı VMAT tedavisinde γ indeks değerinin kabul sınırlarının içinde olduğu ölçümler sonucunda elde edildi. Ortalama gamma değerlerine bakıldığında da CTV için 0,36, PTV için 0,32, mesane için 0,26, rektum için 0,29, sağ femur için 0,21 ve sol femur için ise 0,18 olarak elde edildi. Tüm sonuçlar $\leq 0,6$ olarak elde edildiği için bu da bize yaptığımız planlama ile ölçümler sonucu elde ettiğimiz doz miktarlarının yüksek doğrulukta örtüştüğünü göstermektedir.

Prostat kanseri hastaları için çift alanlı VMAT tekniğinde 75°-285° kolimatör açıları seçilerek tedavi planlamaları hesaplatıldığı takdir de kritik organ dozlarında ve hedef hacim dozlarında katkı sağlayacağı yapılan hesaplamalar ve ölçümler sonucunda elde edildi.

KAYNAKLAR

- [1] Pusey W. A., (1903), "The Pratical Application of the Rontgen Rays in Therapeutics and Diagnosis", WB Saunders Comp., 8, 591.
- [2] Perez C. A., Brady L.W., Roti J. L. R., (1997), "Principles and Practices of Radiation Oncology", Lippincott Company, 3, 1.
- [3] Perez C. A., Brady L. W., (1992), "Principles and Practice of Radiation Oncology", Lippincott Company, 2, 595-606.
- [4] Cox J. D., (1994), "Mosby Radiation Oncology: Rationale, Technique, Results", Philadelphia, Mosby, 7, 246-258.
- [5] Kuter S., (1975) "Yüksek Enerjili Teleterapi Cihazları", İstanbul Üniversitesi Yayınevi, 1-5.
- [6] Podgorsak E. B., (2005), "Radiation oncology physics", a handbook for teachers and students, Vienna, International Atomic Energy Agency, 3-7.
- [7] Kano Y., (1966), "Fluctuation Formula for the photon number in stationary Electromagnetic fields", II Nuovo Cimento B., 43, 1.
- [8] Yulek G. G., (1982), "Radyasyon Fiziği (İyonlayıcı ve İyonlayıcı Olmayan) ve Radyasyondan Korunma", Sek Yayınları, 10, 78-104.
- [9] Khare S. P., (1992), "K-shell ionisation of atoms by positron and electron impacts", Hyperfine Interactions, 73, 33.
- [10] Fasso A., Göbel K., Höfert M., Ranft J., and Stevenson G., (1990), "Energy loss by Bremsstrahlung Shielding Against High Energy Radiation", Springer Berlin Heidelberg, 11, 184-187.
- [11] A. M. Barouni, L. Bakos, E. Papp Zemplen, G. Keömley., (1989) "Reactor neutron activation analysis followed by characteristic x-ray spectrometry", Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry, 131, 2.
- [12] Khan, Faiz., (2003), "M. Physics of Radiation Therapy", Lippincott Williams & Wilkins, 3, 33.
- [13] Kybic J., (2006), "X-Rays", Thesis, Czech Technical University, Prague.
- [14] Perez, C., (2004), "Principles and Practice of Radiation Oncology", Lippincott Williams & Wilkins, 5, 147-148.
- [15] Purdy J. A., Perez C. A., Brady L. W., (1998), "Three-dimensional physics and treatment planning", 3, 343-370.

- [16] Anonymous., (2004), “International Commission on Radiation Units and Measurements”, Report 71, Prescribing, Recording and Reporting Electron Beam Therapy, Journal of ICRU, Oxford.
- [17] Khan F. M., (2003), “The Physics of Radiation Therapy”, Williams & Wilkins, 4, 42.
- [18] Boyer A., Biggs P., Galvin J., Klein E., Losasso T., Low D., Mah K., Yu C., (2001), “Basic applications of multileaf collimators”, Report of TG 50, American Association of Physicists in Medicine, 1-54.
- [19] Schegel W., Bortfeld T., Grosu A.L., (2006), “New Technologies in Radiation Oncology”, Verlag Berlin Springer, 257-266.
- [20] Butson M.J., Yu P.K., Cheung T., (2003), “Rounded end multileaf penumbral measurement with radiochromic film”, Physics in Medicine and Biology, 48, 247-57.
- [21] Doll, R., (1980), “The Epidemiology of Cancer”, American Cancer Society, 45 (10), 2475-2485.
- [22] Alanyalı H., (2013), “Temel ve klinik radyoterapi”, Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği, 1, 297-299.
- [23] Anonymous., (1999), “International Commission on Radiation Units and Measurements”, Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, Journal of ICRU, USA.
- [24] Perez, C., (2004), “Principles and Practice of Radiation Oncology”, Lippincott Williams & Wilkins, 5, 218-224.
- [25] Dobbs, J., Barrett, A., and Ash., (1999), “Practical Radiotherapy Planning”, Arnold, London, 3, 271-280.
- [26] Arno J., Mundt., John C., Roeske., (2005), “Intensity Modulated Radiation Therapy”, A Clinical Perspective. Bc Decker Inc, Hamilton, London.
- [27] Podgorsak E. B., (2005), “Radiation Oncology Physics, A Handbook for Teachers and Student”, International Atomic Energy Agency, Michigan.
- [28] Wieslander E., (2006), “Verification of Dose Calculation Algorithms in Treatment Planning Systems for External Radiation Therapy”, Medical Radiation Physics Department of Clinical Sciences, Lund University, Sweden.
- [29] AAPM. REPORT NO.85., (2004), “Tissue Inhomogeneity Corrections For Megavoltage Photon Beams”, Report of Task Group No. 65. Radiation Therapy Committee, New York.
- [30] Perez C. A., Brady L. W., Halperin E. C., (2004), “Principles and practice of Radiation Oncology”, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 4, 450-600.

- [31]Low D. A., Harms W. B., Mutic S., Purdy J. A., (1998), “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions”, *Medical Physics*, 25, 656-661.
- [32]Low D.A., Dempsey J. F., (2003), “Evaluation of the gamma dose distribution comparison method”, *Medical Physics*, 30, 2455-2464.
- [33]Isa M., Rehman J., Afzal M., Low D. A., Chow J. C. L., (2014), “Dosimetric dependece on the collimator angle in prostate volumetric modulated arc therapy”, *IFMBE Proceeding*, 51, 384-387.
- [34]Kim Y. H., Park H. R., Kim W. T., Kim D. W., Ki Y., Lee J., Bae J., Park D., (2015), “Effect of the collimator angle on dosimetric Verification of the Volumetric Modulated Arc Therapy”, *Journal of the Korean*, 4-6.



ÖZGEÇMİŞ

Bora TAŞ 15.11.1984 tarihinde Ankara'da doğdu. Dr. Rıdvan ve Dr. Binnaz Ege Anadolu Lisesinden mezun olduktan sonra 2003 yılında lisans eğitimini almak için Hacettepe Üniversitesine girdi. 2008 yılında Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümünden mezun oldu. Lisansüstü eğitimini almak için Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalında Medikal Fizik üzerine yüksek lisans tezini tamamlayarak 2010 yılında mezun oldu. Ardından, 2010 yılı güz döneminde Gebze Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalında doktora eğitimine başladı. 2010 yılından beri Medikal Fizik alanında Radyasyon Onkolojisi Bölümünde çalışmaktadır.