



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**LİNEER HIZLANDIRICI VE ROBOTİK TABANLI
CİHAZLARIN ÇEŞİTLİ KOLİMASYON SİSTEMLERİNİN
FARKLI ANATOMİK BÖLGELERDEKİ TEDAVİ KALİTESİNE
ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

PELİN PAÇACI

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. HİLAL ACAR DEMİR

İSTANBUL - 2017

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi

Programın Seviyesi : Yüksek Lisans (X) Doktora ()

Anabilim Dalı : Sağlık Fiziği

Tez Sahibi : Pelin PAÇACI

Tez Başlığı : Lineer Hızlandırıcı ve Robotik Tabanlı Cihazların Çeşitli
Kolimasyon Sistemlerinin Farklı Anatomik Bölgelerdeki
Tedavi Planlarının Kalitesine Etkisinin İncelenmesi

Sınav Yeri : Medipol Mega Üniversite Hastanesi

Sınav Tarihi : 05.06.2017

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman

Doç.Dr. Hilal ACAR DEMİR

Kurumu

İstanbul Medipol Üniversitesi

İmza



Sınav Jüri Üyeleri

Prof.Dr. Bünyamin KAPLAN

Erciyes Üniversitesi

Doç.Dr. Tuğrul ÖRMECİ

İstanbul Medipol Üniversitesi



Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Yüksek Lisans tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun .13../.06./ 2017.. tarih ve ..2017.../...17... - ..01.. sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Nesrin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü



BEYAN

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

Pelin Paçacı



İTHAF

Ailem'e ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Bilgi ve birikimini bizlere aktaran, tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu tüm katkılardan dolayı danışmanım Sayın Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR' e,

Yüksek lisans eğitimim süresinde her zaman yardım ve desteğini bizlerden esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Hale Başak ÖZKÖK' e,

Medikal Fizik eğitimim süresince desteğini bir an bile esirgemeyen, bilgi ve tecrübeleriyle bana her fırsatta yardımcı olan, tez çalışmamda ve üzerimde büyük emeği olan, Medikal Fizik Uzmanı Nadir KÜÇÜK' e,

Yüksek lisans eğitimi süresince tecrübeleriyle bizlere yardımcı olan, sorularımıza güler yüzle cevap veren Medikal Fizik Uzmanı Mine DOYURAN ve Medikal Fizik Uzmanı Esra KÜÇÜKMORKOÇ' a,

Bilgilerini bizlerle paylaşan ve eğitimimize katkıda bulunan Sayın Uzman Dr. Rashad RZAZADE ve Uzman Dr. Doğu CANOĞLU' na,

Tezimin hazırlanma sürecinde bilgisini, desteğini ve zamanını hiçbir zaman esirgemeyen Arş. Gör. Mustafa ÇAĞLAR' a,

Yüksek lisans eğitimim boyunca desteklerini her zaman hissettiğim arkadaşlarım Esra SERİN LALEŞAHİN, Emre ŞANLI, Hanieh MABHOUTI, Mehmet Sıddık CEBE, Gülcihan CODEL, Sevtap YILDIRIM ve Dursun EŞİTMEZ' e,

Desteğini ve yardımlarını esirgemeyen Hande Sertkaya, Sercan GÜNEŞ ve Yasin Ceylanbaştı olmak üzere Medipol Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü çalışanlarına,

Ve hayatım boyunca her türlü kararımda bana destek olan sevgisini her zaman hissettiğim aileme sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
TEZ ONAYI FORMU	i
BEYAN	ii
İTHAF	iii
TEŞEKKÜR	iv
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	viii
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiv
RESİMLER LİSTESİ	xv
1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. ÇYK Konfigürasyonları.....	5
4.1.1. Üst Çene Yerine Çok Yapraklı Kolimatör.....	5
4.1.2. Alt Çene Yerine Çok Yapraklı Kolimatör	6
4.1.3. Üçüncül Seviye Konfigürasyonları	6
4.1.4. Alan Şekillendirme Sınırlamaları	7
4.2. Atenüasyon.....	9
4.2.1. Materyal ve Özellikleri	9
4.2.2. İletim Gereksinimleri.....	10
4.2.3. Yaprak Arası İletim	10
4.3. ÇYK Kontrol Özellikleri.....	10
4.3.1. Yaprak Pozisyonu Belirleme.....	11
4.3.2.1. Limit Anahtarları	11
4.3.2.2. Lineer Kodlayıcılar	11
4.3.2.3. Video-Optik Sistem	11
4.3.2.4. Yaprak Pozisyonu ve Kontrolü	12
4.3.2.5. Sürüş Mekanizması.....	14
4.3.2.6. ÇYK Yaprak Pozisyonunun Kalibrasyonu	14
4.3.2.6. Destek Çenelerin Kontrolü.....	14

4.4. ÇYK Kabul Testleri, Hizmete Alma ve Güvenlik Değerlendirmesi.....	15
4.4.1. Kabul Testleri.....	15
4.4.2. Mekanik Eksen Hizalaması.....	16
4.4.3. Optik Eksen Hizalama	16
4.4.4. ÇYK Performansı	17
4.4.4.1. İzomerkezde öngörülen yaprak genişliği	17
4.4.4.2. Yaprak Pozisyonu Kalibrasyonu	17
4.4.4.3. Yaprak Hareketi.....	18
4.4.4.4. Yaprak Hızı	18
4.4.4.5 Geçirgenlik	18
4.4.5. Alan Şekillendirme Yazılımı.....	19
4.5. Hizmete Alma	20
4.5.1. Geçirgenlik	20
4.5.2. Merkezi Eksen Profilleri	20
4.5.3. Yarı Gölge.....	20
4.6. Güvenlik Değerlendirmesi.....	20
4.7. Klinik Uygulamalar	21
4.7.1. Yaprak Yerleştirme Stratejisi.....	21
4.7.2. Hedef Alanı Tanımlama.....	21
4.8. Çalışmada Kullanılan Doz Hesaplama Algoritmaları	22
4.8.1. AAA (Analytical Anisotropic Algorithm)	22
4.8.2. Monte Carlo Doz Hesaplama Algoritması.....	23
4.8.3. Finite Size Pencil Beam Doz Hesaplama Algoritması	24
4.5. VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy).....	24
5. GEREÇ VE YÖNTEM	26
5.1. Araç ve Gereçler.....	26
5.1.1. Varian Trilogy Lineer Hızlandırıcı.....	26
5.1.2. Varian Truebeam STx Lineer Hızlandırıcı	27
5.1.3. Accuray CyberKnife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi	29
5.1.4. Eclipse TPS	31
5.1.5. MultiPlan TPS	31
5.1.6. IMRT Head and Neck Fantom	32

5.1.7. PTW Semiflex İyon Odası 31010.....	32
5.1.8. IBA Dose1 Elektrometre.....	33
5.2. Yöntem.....	34
5.2.1. Hastaların Seçilmesi	34
5.2.2.Hasta Verilerinin Elde Edilmesi.....	34
5.2.3. Multiplan® Planlama Sisteminde Planların Yapılması	36
5.2.5. QA İşlemi İçin Planların Yapılması	36
5.2.7. QA İşlemi İçin Yapılan Planların Homojen Fantomda Işınlanması.....	37
5.2.8 Tedavi Planlarını Karşılaştırma Kriterleri.....	37
6. BULGULAR	40
6.1. Sürrenal Hasta Planlarından Elde Edilen Sonuçlar	40
6.2. Prostat Hasta Planlarından Elde Edilen Sonuçlar.....	51
6.3 Çoklu Beyin Metastazı Hasta Planlarından Elde Edilen Sonuçlar.....	61
6.4. IMRT Head and Neck Fantomu QA Işınlaması Sonuçları	69
6.5. SPSS İstatistik Programı ile Elde Edilen Sonuçlar	75
7. TARTIŞMA.....	78
8. SONUÇ	86
9. KAYNAKLAR.....	87
10. ETİK KURUL	91
11. ÖZGEÇMİŞ.....	94

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

AAA	: Analytical Anisotropic Algorithm
AP	: Anterior-posterior
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
BEV	: Demet gözü görüşü
CBCT	: Cone-beam Computed Tomography
CI	: Konformite indeks
CK	: CyberKnife
CTV	: Clinical Target Volume
ÇYK	: Çok yapraklı kolimatör
DRR	: Digitally Reconstructed Radiograph
FFF	: Flattening Filter Free
FSPB	: Finite Size Pencil Beam
GI	: Gradyent İndeks
HDMLC	: High Definition Multileaf Collimator
ICRU	: International Commission on Radiation Units
IMAT	: Intensity Modulated Arc Therapy
IMRT	: Intensity Modulated Radiotherapy
ITV	: Internal Target Volume
MLC	: Multileaf Collimator
OAR	: Organ at risk
PTV	: Planning Target Volume
RTOG	: Radiation Therapy Oncology Group
SBRT	: Stereotactick Body Radiation Therapy
SRS	: Stereotactic Radiosurgery
TPS	: Treatment Planning System
VMAT	: Volumetric Modulated Arc Therapy

TABLolar LİSTESİ

	Sayfa No
Tablo 4.2.1. Tungsten Alaşımı Özellikleri.....	9
Tablo 5.2.2.1. Prostat hedef volüm hacimleri	35
Tablo 5.2.2.2. Sürrenal hedef volüm hacimleri	35
Tablo 5.2.2.3. Çoklu beyin metastazı hastalara göre lezyon sayıları	36
Tablo 5.2.8.1. Sürrenal hastalarına ait plan değerlendirme kriterleri	38
Tablo 5.2.8.2. Prostat hastalarına ait plan değerlendirme kriterleri.....	38
Tablo 5.2.8.3. Çoklu beyin metastaz hastalarına ait plan değerlendirme kriterleri....	39
Tablo 6.1.1. Multiplan TPS'nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan sürrenal hasta planlardan elde edilen CI (conformatiy index) değerleri.....	40
Tablo 6.1.2. Multiplan TPS'nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan sürrenal hasta planlardan elde edilen GI (gradient index) değerleri	41
Tablo 6.1.3. Multiplan TPS'nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan sürrenal hasta planlardan elde edilen MU (monitor unit) değerleri.....	41
Tablo 6.1.4. Multiplan TPS'nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan sürrenal hastaların tedavi süreleri	42
Tablo 6.1.5 Multiplan TPS'nde FIX kolimatör ile yapılan sürrenal planların kritik organ dozları.....	42
Tablo 6.1.6. Multiplan TPS'nde MLC kolimatör ile yapılan sürrenal hasta planlarının kritik organ dozları.....	43
Tablo 6.1.7. Truebeam cihazında 6 FFF ve 6FFF jaw takibi kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen CI değerleri.....	45
Tablo 6.1.8 Truebeam cihazında 6 FFF enerjisiyle ve 6FFF jaw takibi kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen CI değerleri	45
Tablo 6.1.9. Truebeam cihazında 6 FFF enerjisiyle ve 6FFF jawtracking kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen MU değerleri.....	46
Tablo 6.1.10 Truebeam cihazında 6 FFF enerji ile yapılan sürrenal planların kritik organ dozları.....	46
Tablo 6.1.11 Truebeam cihazında 6 FFF enerjide jaw takibi ile yapılan sürrenal planların kritik organ dozları.....	47

Tablo 6.1.12. Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen CI değerleri.....	48
Tablo 6.1.13. Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen GI değerleri	48
Tablo 6.1.14 Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen MU değerleri	49
Tablo 6.1.15. Truebeam cihazında 6 MV enerji ile yapılan sürrenal planların kritik organ dozları.....	49
Tablo 6.1.16 Trilogy cihazında 6 MV enerji ile yapılan sürrenal planların kritik organ dozları.....	50
Tablo 6.2.1 Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen CI (conformatiy index) değerleri	51
Tablo 6.2.2. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen GI değerleri.....	51
Tablo 6.2.3. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen MU (monitor unit) değerleri	52
Tablo 6.2.4. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan prostat hastalarının tedavi süreleri	52
Tablo 6.2.5. Multiplan TPS’nde FIX kolimatör ile yapılan prostat planlarındaki kritik organ dozları.....	53
Tablo 6.2.6. Multiplan TPS’nde MLC kolimatör ile yapılan prostat planlarındaki kritik organ dozları.....	53
Tablo 6.2.7. Truebeam cihazında 6 FFF ve 6FFF jaw takibi kullanarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen CI değerleri.....	55
Tablo 6.2.8. Truebeam cihazında 6 FFF enerjisiyle ve 6FFF jaw takibi kullanarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen GI değerleri	55
Tablo 6.2.9. Truebeam cihazında 6 FFF enerjisiyle ve 6FFF jaw takibi kullanarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen MU değerleri.....	56
Tablo 6.2.10. Truebeam cihazında 6 FFF enerji ile yapılan prostat planlarının kritik organ dozları.....	56
Tablo 6.2.11. Truebeam cihazında 6 FFF enerjide jaw takibi ile yapılan prostat planlarının kritik organ dozları.....	57

Tablo 6.2.12. Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen CI değerleri.....	58
Tablo 6.2.13. Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen GI değerleri	58
Tablo 6.2.14. Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen MU değerleri	59
Tablo 6.2.15. Truebeam cihazında 6 MV enerji ile yapılan prostat planlarındaki kritik organ dozları.....	59
Tablo 6.2.16. Trilogy cihazında 6 MV enerji ile yapılan prostat planlarındaki kritik organ dozları.....	60
Tablo 6.3.1. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazı hasta planlarından elde edilen MU değerleri.....	61
Tablo 6.3.2. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazı hastalarının tedavi süreleri	61
Tablo 6.3.3. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazı hasta planlarındaki ışın demeti sayısı	62
Tablo 6.3.4. Multiplan TPS’nde MLC kolimatör kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazı hasta planlarındaki ışın demeti ve segment sayısı.....	62
Tablo 6.3.5. Multiplan TPS’nde FIX kolimatör ile yapılan çoklu beyin metastazı planlarındaki kritik organ dozları	63
Tablo 6.3.6. Multiplan TPS’nde MLC kolimatör ile yapılan çoklu beyin metastazı planlarındaki kritik organ dozları	63
Tablo 6.3.7. TB 6FFF ve TB 6 FFF jaw takibi kolimasyon sistemleri kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazı hasta planlarından elde edilen MU değerleri.....	65
Tablo 6.3.8. TB 6MV ve TR 6MV kolimasyon sistemleri kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazı hasta planlarından elde edilen MU değerleri.....	65
Tablo 6.3.9. TB cihazında 6FFF enerjisi kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazlarındaki kritik organ dozları	66
Tablo 6.3.10. TB cihazında 6FFF enerjisiyle jaw takibi kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazlarındaki kritik organ dozları	66
Tablo 6.3.11. TB cihazında 6MV enerji kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazlarındaki kritik organ dozları	67

Tablo 6.3.12. TR cihazında 6MV enerji kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazlarındaki kritik organ dozları	68
Tablo 6.4.1. Sürrenal hasta planları için CK cihazında FIX kolimatör kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları ..	69
Tablo 6.4.2. Sürrenal hasta planları için CK cihazında MLC kolimatör kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçlar ..	69
Tablo 6.4.3. Sürrenal hasta planları için TB cihazında 6FFF enerji kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları ..	70
Tablo 6.4.4. Sürrenal hasta planları için TB cihazında 6FFF enerji ve jaw takibi ile oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçlar ..	70
Tablo 6.4.5. Sürrenal hasta planları için TB cihazında 6MV enerji ile oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçlar	71
Tablo 6.4.6. Sürrenal hasta planları için TR cihazında 6MV enerji ile oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçlar	71
Tablo 6.4.7. Prostat hasta planları için CK cihazında FIX kolimatör kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları ..	72
Tablo 6.4.8. Prostat hasta planları için CK cihazında MLC kolimatör kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları ..	72
Tablo 6.4.9. Prostat hasta planları için TB cihazında 6FFF enerji kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları ..	73
Tablo 6.4.10. Prostat hasta planları için TB cihazında 6FFF enerji ile jaw takibi yaparak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları	73
Tablo 6.4.11. Prostat hasta planları için TB cihazında 6MV enerji kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları ..	74
Tablo 6.4.12. Prostat hasta planları için TR cihazında 6MV enerji kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları ..	74
Tablo 6.5.1. Cyberknife cihazına ait FIX ve MLC kolimatörler kullanılarak yapılan sürrenal hastalarının plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması	75

Tablo 6.5.2. Truebeam cihazında 6FFF enerji ve 6FFF enerjiyle jaw takibi yaparak oluşturulan sürrenal hasta plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması	75
Tablo 6.5.3. Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6MV enerjisiyle oluşturulan sürrenal hasta plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması	75
Tablo 6.5.4. Cyberknife cihazına ait FIX ve MLC kolimatörler kullanılarak yapılan prostat hasta plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	75
Tablo 6.5.5. Truebeam cihazında 6FFF enerji ve 6FFF enerjiyle jaw takibi yaparak oluşturulan prostat hasta plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması	76
Tablo 6.5.6. Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6MV enerjisiyle oluşturulan prostat hasta plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması	76
Tablo 6.5.7. Cyberknife cihazına ait FIX ve MLC kolimatörler kullanılarak yapılan beyin metastazı hasta plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	76
Tablo 6.5.8. Truebeam cihazında 6FFF enerji ve 6FFF enerjiyle jaw takibi yaparak oluşturulan beyin metastazı hastalarının MU ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	77
Tablo 6.5.9. Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6MV enerjisiyle oluşturulan beyin metastazı hastalarının MU ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması	77

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa No
Şekil 4.1. Yaprak Terminolojisini gösteren ÇYK yaprağı şeması. Yuvarlak uçlu kolimatör.	5
Şekil 4.1.4. Ticari olarak bulunan çok yapraklı kolimatörlerin yaprak seyahat konfigürasyonlarının karşılaştırması. Maksimum yaprak uzantısı, 40 cm x 40 cm maksimum alan boyutlarıyla karşılaştırılır.....	7
Şekil 4.3.2. Işınım alanının kenarının şeklini ve bir ÇYK yaprağının kavisli ucundaki ışık alanını belirleyen ışın çizgilerinin şematığıdır. SAD, kaynaktan izomerkeze olan uzaklıktır. SCD, kaynağın yaprağın merkezine olan uzaklığıdır. R, yaprak ucunun eğrilik yarıçapıdır.....	12
Şekil 4.5. VMAT Her bir gantry açısında diverjan ışın izleri, yaprak pozisyonları ve segment ağırlığının şematik gösterimi.	25

RESİMLER LİSTESİ

Sayfa No

Resim 5.1.1. Varian Trilogy lineer hızlandırıcı.....	27
Resim 5.1.2. Varian Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı.....	28
Resim 5.1.3. CyberKnife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi.....	30
Resim 5.1.7. PTW Semiflex İyon Odası 31010	33
Resim6.2. Eclipse TPS'nde Truebeam cihazında 6FFF ve 6FFF jaw takibi kullanılarak oluşturulan sürrenal hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması.....	47
Resim6.3 Eclipse TPS'nde 6MV sabit enerjide Truebeam ve Trilogy cihazları kullanılarak oluşturulan sürrenal hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması.....	50
Resim 6.4. MultiPlan Tps'nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak oluşturulan prostat hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması.....	54
Resim6.5. Eclipse TPS'nde Truebeam cihazında 6FFF ve 6FFF jaw takibi kullanılarak oluşturulan prostat hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması.....	57
Resim 6.6. Eclipse TPS'nde 6MV sabit enerjide Truebeam ve Trilogy cihazları kullanılarak oluşturulan sürrenal hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması.....	60
Resim 6.7 MultiPlan Tps'nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak oluşturulan beyin metastazı hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması.....	64
Resim 6.8. Eclipse TPS'nde Truebeam cihazında 6FFF ve 6FFF jaw takibi kullanılarak oluşturulan prostat hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması.....	67
Resim 6.9. Eclipse TPS'nde 6MV sabit enerjide Truebeam ve Trilogy cihazları kullanılarak oluşturulan beyin metastazı hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması.....	68

1. ÖZET

LİNEER HIZLANDIRICI VE ROBOTİK TABANLI CİHAZLARIN ÇEŞİTLİ KOLİMASYON SİSTEMLERİNİN FARKLI ANATOMİK BÖLGELELERDEKİ TEDAVİ KALİTESİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Radyoterapide temel amaç hedefi doğru tanımlamak ve belirlenen alanı tam doğrulukta ışınlayarak sağlıklı dokuların gereksiz ışın almamasını sağlamaktır. Tümör lokal kontrolü arttırmak için konvensiyonel alan şekillendirme tekniklerinin yerini çok yapraklı kolimatör (ÇYK) kullanımı almıştır. Geleneksel radyasyon onkolojisi tedavisinde kullanılan çok yapraklı kolimatörler tedavi verimliliğini arttırmak, sağlıklı dokuları ve kritik organları korumak adına önemlidir. Bu çalışmada farklı tedavi cihazlarında bulunan kolimasyon sistemlerinin farklı anatomik bölgeler için hazırlanan tedavi planlarının kalitesine etkisinin araştırılması ve dozimetrik doğruluğunun tayini amaçlanmıştır. Çalışmada hem Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS) hem de MultiPlan TPS' de tedavi planları oluşturmak için çoklu beyin metastazı olan 10 hasta, 10 prostat kanseri hastası ve 10 sürrenal kanseri hastası seçildi. Eclipse TPS' de hem Varian-Trilogy hem de VarianTrueBeamSTx cihazları için planlar oluşturulurken MultiPlan TPS' de CyberKnife M6 cihazı için tedavi planları oluşturuldu. Eclipse tedavi planlamalarında Volumetric Modulated Arc Treatment (VMAT) tedavi tekniği, Multiplan tedavi planlamalarında Sequential Optimization algoritması kullanılarak non-coplanar tedavi tekniği uygulandı. Daha sonra her bir plan için verifikasyon planı oluşturulduktan sonra iyon odası ölçümleri ile hesaplanan dozlar karşılaştırıldı. Bu karşılaştırmalar oluşturulan tedavi planlarının farklı tedavi platformları ve tedavi tekniklerinde dozimetrik doğruluğu araştırıldı. Planlar arasında yapılan karşılaştırmalar istatistiksel olarak değerlendirildi.

Anahtar sözcükler: Çok yapraklı kolimatör, Eclipse, Cyberknife, MultiPlan, SBRT

2. ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF TREATMENT QUALITY IN DIFFERENT ANATOMICAL REGIONS FOR VARIOUS COLLIMATION SYSTEMS OF LINEAR ACCELERATOR AND ROBOTIC BASED DEVICES

Main purpose of radiotherapy is to accurately define tumor localization, administrate maximum dose to it and protect healthy tissues as much as possible. Multi leaf collimators (MLC) replaced traditional field-shaping devices with the advantage of enhanced local control. Multi leaf collimators are widely used in radiation oncology in order to protect healthy tissues and organs at risk. In this study we aimed to investigate the effect of different collimation systems on treatment plan quality. 10 patients with brain multiple metastasis, 10 patients of prostate cancer and 10 adrenal cancer patients were selected to create treatment plans in both MultiPlan Treatment Planning System (TPS) and Eclipse TPS. Treatment plans were created for both Varian-Trilogy and Varian TruebeamSTx in Eclipse TPS while treatments plans were created for CyberKnife M6 in MultiPlan TPS. Volumetric modulated arc therapy treatment technique was performed for plans created in Eclipse TPS and non-coplanar treatment technique using Sequential Optimization for plans created in MultiPlan TPS. Verification plans were created for each plan and ionization chamber measurements were implemented in order to compare calculated dose with measured doses. Using the results of these comparison we investigated dosimetric accuracy of treatment plans created for different treatment machines. Comparison of treatment plans were evaluated statistically.

Keywords: MLC, Eclipse, Cyberknife, MultiPlan, SBRT

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapinin temel amacı tümörlü dokuya maksimum doz verilirken çevredeki sağlıklı dokuları korumaktır. Işın demetinin şekillendirmek sağlıklı dokuları ve kritik organları korumak adına önemlidir. Tümör lokal kontrolü arttırmak için konvansiyonel alan şekillendirme tekniklerine yerine çok yapraklı kolimatör (ÇYK) kullanımı almıştır. Çok yapraklı kolimatör kullanımı geleneksel radyasyon onkolojisinde tedavi verimliliğini arttırmak için kullanılır. Radyoterapi tedavisindeki en büyük sınırlama var olan sağlıklı dokunun radyasyona maruz kalıp istenmeyen komplikasyonların oluşmasıdır. Birçok organ radyasyona oldukça duyarlıdır (omurilik, tükürük bezleri, akciğer ve gözler gibi) ve radyoterapi tedavi planlaması sırasında özel önem verilmelidir.

Konvansiyonel tedavi cihazları x ışını alanını cihazın içinde bulunan yüksek yoğunluğa sahip metal kolimatörler tarafından şekillendirilir. Bu kolimatörler tedaviyi yapan kişi tarafından pozisyonlandırılır. Tedavi cihazındaki kolimatör çeneler dikdörtgen ışın demetleri üretir. Konvansiyonel ışın şekillendirmesi kolimatör çenelerin birleşimi ve hızlandırıcının kolimatör çenelerinin altına eklenmiş ikincil özel demet bloklar sayesinde uygulanabilmektedir.

Işın demeti bloklarının birçok dezavantajı vardır. Blokların yüksek erime sıcaklığı zaman alır ve bloklar toksik materyal olan cerrobend içerir. Cerrobend (en yaygın kullanılan materyal) blok üretimi boyunca erimiş olmalıdır ve eğer kazara buharlaşma sıcaklığı aşılırsa hastane çalışanları toksik dumana maruz kalabilir.

Bu çalışmada farklı tedavi cihazlarında bulunan kolimasyon sistemlerinin farklı anatomik bölgeler için hazırlanan tedavi planlarının kalitesine etkisinin araştırılması ve dozimetrik doğruluğunun tayini amaçlanmıştır. Tüm bu görüntüler Eclipse ve Multiplan Tedavi Planlama Sistemlerine (TPS) aktarıldı. Her iki planlama sisteminde de farklı tedavi planları hazırlandı. Eclipse tedavi planlamalarında Volumetric Modulated Arc Treatment (VMAT) tedavi tekniği, Multiplan tedavi planlamalarında Sequential Optimization algoritması kullanılarak non-coplanar

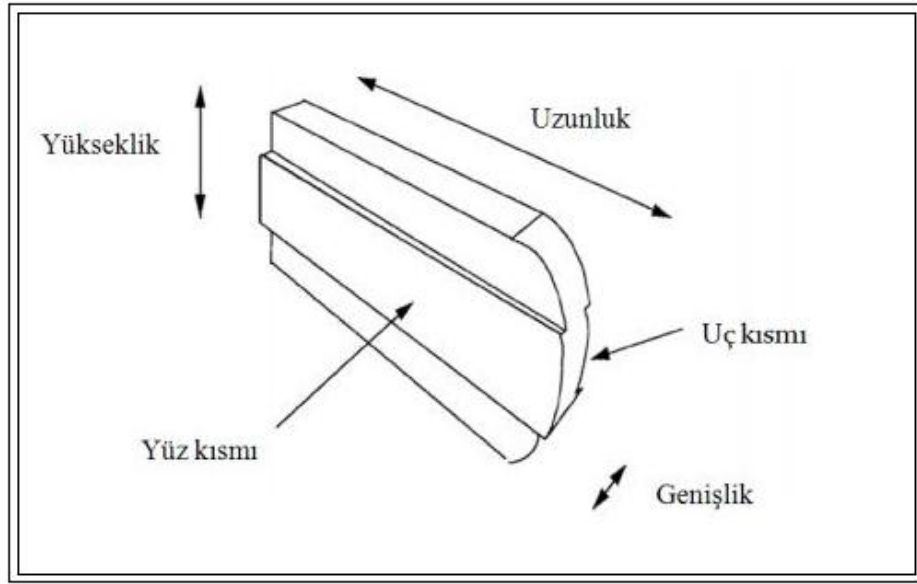
tedavi tekniği uygulanmıştır. Oluşturulan planlar Varian-Trilogy, Varian-Truebeam STx 2.0 ve Accuray-Cyberknife M6cihazlarında ışınlandıktan sonra iyon odası kullanarak hedefte ölçülen dozlar ve TPS' de hesaplanan dozlar karşılaştırıldı. Bu karşılaştırmalar sonucunda prostat, sürrenal ve beyin çoklu metastaz tedavi planlarının farklı tedavi platformları ve tedavi tekniklerinde dozimetrik doğruluğu araştırılmıştır.



4. GENEL BİLGİLER

4.1. ÇYK Konfigürasyonları

Çok yapraklı kolimatör konfigürasyonları, değişik firmalar tarafından farklı konfigürasyonlarda dizayn edilen üst çeneler, alt çeneler veya üçüncül kolimasyon konfigürasyonları gibi kategorize edilebilir. Yaprak terminolojisini gösteren genel ÇYK yaprağı şeması Şekil 4.1.'de ki gibidir, (1).



Şekil 4.1. Yaprak Terminolojisini gösteren ÇYK yaprağı şeması. Yuvarlak uçlu kolimatör.

4.1.1. Üst Çene Yerine Çok Yapraklı Kolimatör

RTOG Bu konfigürasyonda, üst çeneler yerine ÇYK yaprakları konulmuştur. Bu tasarımda, ÇYK yaprakları y yönünde hareket ettirir (gantry dönme eksenine paralel olarak). Yaprak altında ve alt çenelerin üstünde bulunan “ destek” kolimatör, özel yaprakların sağladığı azalmayı arttırır. Destek diyaframı aslında ince bir üst çene olup, bir düz kenar oluşturmak üzere birlikte düzenlenmişse yaprakları izlemek üzere ayarlanabilir yada yapraklar düzensiz bir şekil oluşturuyorsa en dıştaki yaprağın konumuna ayarlanabilir.

Bu konfigürasyonun en primer avantajı, kolime edilmiş alanı geçmek için yaprakların hareket aralığının küçük olmasıdır. Bu, daha kısa yaprak uzunluğu ve dolayısıyla daha küçük tedavi kafası çapı sağlar. ÇYK yapraklarının radyasyon kaynağının yakınında olmasının dezavantajı, yaprak genişliğinin biraz daha küçük olması ve yaprak boyutları ve yaprak hareketi diğer konfigürasyonlara göre daha az olmasıdır, (1).

4.1.2. Alt Çene Yerine Çok Yapraklı Kolimatör

Alt çenelerde yaprak kümelerine ayrılabilir. The Scanditronix Racetrack Microtron'un yanı sıra Siemens ve General Electric (GE) çok yapraklı kolimatör opsiyonları bu konfigürasyonu kullanıyor. GE çok yapraklı kolimatör sistemi artık satılmıyor. Hem Scanditronix tasarımı hemde Siemens tasarımında, yaprak uçları düzdür ve x ışını kaynağına odaklanmıştır. Hem yaprak uçları hem de yaprak kenarları ışın demeti uzaklaşımında eşleşir. Bu, kolimatör yapraklarının lineer hızlandırıcıdaki x ışını hedefinin merkezinde bulunan bir dairenin çevresi boyunca hareket etmesi anlamına gelir, böylece kolimatör ucu daime dairenin yarıçapına teğet olur, (1).

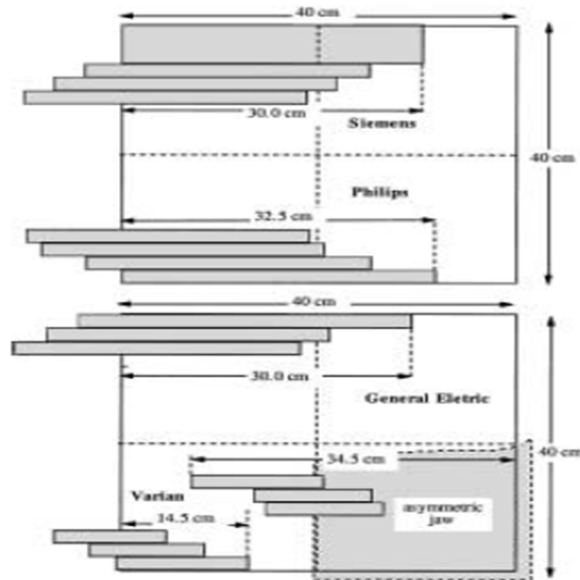
4.1.3. Üçüncül Seviye Konfigürasyonları

Varian ÇYK üçüncül kolimatör sistemine bir örnektir. Bu cihazda ÇYK yaprakları, standart üst ve alt ayarlanabilir çenelerin hemen altına konumlandırılmıştır. Bu tasarım, bir sistem arızası durumunda uzun aksama sürelerini önlemek için seçilmiştir. Bu yaklaşımla, bir arıza oluşması durumunda yaprakları manuel olarak alan dışına çıkarmak mümkündür. Tedavi, yerine konan özel Cerrobend bloklar yapıldıktan sonra da devam eder. Çok yapraklı kolimatörü standart çene sisteminin altına yerleştirmenin en büyük dezavantajı eklenen kütle ve mekanik izomerkezin yerinin belirsiz hale gelmesidir. Çok yapraklı kolimatörün X ışını hedefinden uzağa yerleştirilmesi, yaprak boyutunu ve alanın bir tarafından diğer tarafına olan hareket mesafesini arttıran bir etki yaratır.

Varian kolimatöründeki yapraklar, hareketlerini alanın ötesine uzatmaya yarayan bir taşıyıcı ile hareket ettirilir. Bununla birlikte, aynı taraftaki en geniş yaprak ve en geri çekilmiş yaprak arasındaki mesafe yalnızca 14,5 cm olabilir, (1).

4.1.4. Alan Şekillendirme Sınırlamaları

Çeşitli kolimatörlerin alan sınırlandırmaları Şekil 4.1.4.' de gösterilmiştir. Üst paneli, Siemen ve Elekta (Philips) kolimatörleri için alan şekillendirme sınırlarını göstermektedir. Panelin üst kısmında Siemens yaprak uzantısının bir gösterimi gösterilmiştir. Çeneler ile başlayarak bütün yaprakları 40 cm x 40 cm alan tanımlamak için pozisyonlandırılmıştır. Bu diyagramın üstünde bulunan dört yaprak açılan alana taşınmış ve alanın en üstündeki yaprak, maksimum uzantısına eklenmiştir. Alan merkezi için 20 cm ve merkez çizgisi boyunca 10 cm daha uzatılmıştır. Bu kolimatör sistemi için 30 cm'lik maksimum yaprak yolculuğu sağlar. Bu, Şekil 4.1.4.'deki alt panelin üst kısmında gösterilen General Electric Medikal Sistem kolimatörüne benzer.



Şekil 4.1.4. Ticari olarak bulunan çok yapraklı kolimatörlerin yaprak seyahat konfigürasyonlarının karşılaştırması. Maksimum yaprak uzantısı, 40 cm x 40 cm maksimum alan boyutlarıyla karşılaştırılır.

Elekta (Philips) kolimatör yapraklarının hareketi, Şekil 4.1.4.'nin üst panelinin alt kısmında gösterilmektedir. Bu durumda, yaprak alanın merkez çizgisi boyunca 12,5 cm uzatılabilir. Bu sistem için toplam hareket mesafesi 32,5 cm'dir.

Varian kolimatörü farklı bir tasarım kullanır. Varian kolimatöründeki yapraklar, hareketlerini alanın bir tarafından diğer tarafına uzatmak için bir taşıyıcı ile hareket ettirilir. Bununla birlikte, aynı taraftaki en geniş yaprak ve en geri çekilmiş yaprak arasındaki mesafe yalnızca 14,5 cm olabilir. Bu, Şekil 4.1.4.'in diğer bölümlerinde gösterilenlere benzer uzantıların elde edilmesinin mümkün olmadığı anlamına gelir. Varian kolimatörün uzantıları, alt panelin alt kısmında gösterilmektedir. Geniş alanlar kullanıldığında yaprakları alan merkezine çıkarmak mümkün değildir. Bu sınırlama, en çok büyük alan genişliklerinde sorun yaratır. Bu, alan merkezine göre simetrik olan 20 cm genişliğinde orta alan boyutu ile gösterilebilir. Bu durumda, taşıyıcının tamamı, yaprakların alan merkezi üzerine 4,5 cm uzatılabilmesi için asimetrik bir çene kullanıldığında (alt panelin alt kısmında gösterilen), Varian taşıyıcısı alan merkezine hareket edebilir ve bir yaprak alan merkezinin 14,5 cm ilerisine kadar uzatılabilir. Tek alan bloğu değiştirmesi için, Varian üçüncül konfigürasyon diğer sistemlere göre daha sınırlıdır. Başka bir açıdan, bu konfigürasyon yoğunluk modülasyonunun daha geniş uygulamalarına uygundur.

Bir diğer potansiyel sınırlama, alanın bir tarafındaki yaprakların karşı tarafta bulunan yapraklarla iç içe geçme yeteneğidir. Bu durumda, sağ taraftaki yapraklardan gelen tek numaralı yaprakların sonları sol taraftan gelen çift numaralı yaprakları geçer. Varian kolimatör bu hareketi gerçekleştirebilen tek kolimatördür. Bu, çoğu blok değiştirme uygulaması için önemli olamayabilir fakat aynı alanın iki farklı ışınlama kullanılmasıyla ada blokları oluşturmak için kullanılabilir. Ayrıca interdigitasyon, yoğunluk modülasyonunun uygulamalarını basitleştirir. Örneğin, sabir bir gantry açısında üst üste binmiş demet segmentleri yoğunluk modülasyonu için kullanılıyorsa, yaprak interdigitasyonu kullanan ışın biçimleri doz iletimi etkinliğini arttırabilir (Galvin et al, 1993). Genel olarak, interdigitasyon sızıntı radyasyonundan dolayı hasta dozunu düşürecek doz iletimini tamamlamak için gereken toplam foton sayısını azaltır, (1).

4.2. Atenuasyon

Çok yapraklı kolimatör yaprakları, kabuledilebilir atenuasyon derecesi sağlamalı, tüm alan boyutlarında alan şeklini oluşturabilecek optimum dizayna sahip olmalı ve kolimasyon sisteminin geri kalanı ile entegre olmalıdır, (1).

4.2.1. Materyal ve Özellikleri

Yaprak yapımı için yüksek yoğunluğa sahip tungsten alaşımı tercih edilen bir malzemedir. Tungsten alaşımları sert, kolaylıkla işlenebilir ve oldukça ucuzdur. Tungsten alaşımlarının ek bir avantajı düşük genleşme kat sayılarına sahip olmalarıdır. Bu sayede genişleme katsayısının düşük olması toleransları aşmadan parçalarının şekillendirilmesini sağlar buda yaprak arası ayırmada önemli bir durumdur. Saf tungsten'in yoğunluğu $19,3 \text{ g/cm}^3$ 'dür. Tungsten alaşımların yoğunlukları $17,0$ ile $18,5 \text{ g/cm}^3$ arasındadır ve işlenebilirliği artırmak için değişken nikel, demir ve bakır katkıları bulunur. Tablo 4.2.1.' de bazı tungsten alaşımlarına ait değerler verilmiştir.

Tablo 4.2.1. Tungsten Alaşımı Özellikleri

YOĞUNLUK (g/cm^3)	17.0	17.5	18
Tungsten İçeriği	% 90.5	% 93	% 95
Nikel İçeriği	% 6.5 - 7	% 4.2 - 5	% 3.4
Demir İçeriği	% 0 - 3	% 0.3 - 2	% 1.6
Bakır İçeriği	% 0 - 2.5	% 0 - 2.5	0
^{60}Co HVL (mm)	9.7	9.3	8.9
Isıl Genleşme Katsayısı	6.1×10^{-6}		5.5×10^{-6}

4.2.2.İletim Gereksinimleri

Üst veya alt çeneler yapraklar ile değiştirildiğinde, iletkenlik şartları çenelerle aynıdır. Üçüncül kolimasyon konfigürasyonları için transmisyon şartları biraz farklıdır. Lineer hızlandırıcının ayarlanabilir çeneleri alanın toplam boyutunu ayarlamak için kullanıldığında, üçüncül ÇYK yaprakları aynı seviyede özelleştirilmiş bloklar için birincil ışın demetini zayıflatması gereklidir. Yapraklar arasında iletim olduğu için genel transmisyonun bu kriterleri karşıladığına emin olmak için yapraklar üzerinden iletim bundan daha düşük olmalıdır. Bu kriter, yaklaşık 5 cm kalınlığındaki tungsten alaşımı ile karşılanmaktadır.

İletişimi, %5 ile %1'lik bir faktörle azaltmak istiyorsa, bu yaklaşık 2,5 cm'lik ilave kalınlık gerektirir. Bu nedenle, üçüncül ÇYK için kolimatör kafası ve yatak arası boşluğa karşı alan içi atenüasyonu dengelemek gerekir, (1).

4.2.3.Yaprak Arası İletim

Yaprak arası iletiminde dikkate alınması gereken iki durumdan birincisi bitişik yaprakların kenarları arasında ve ikincisi yaprakların uçları arasındaki iletimdir. Kenarların arasındaki sızıntıyı en aza indirmek için yaprakları çıkıntı yapan ve tekrar yerine gelen özellikle şekillendirilmiş yan profil ile üst üste getirmek gereklidir (6). Karşılıklı yaprakların uçları arasındaki sızıntıyı en aza indirmek için, eksen dışı mesafenin artmasıyla iletimin azaldığını bilmek önemlidir, (7).

4.3. ÇYK Kontrol Özellikleri

Farklı üreticiler tarafından üretilen ÇYK'ler yaprakları öngörülen konumlarına taşımak için farklı mekanizmalar kullanmaktadır. Bir yaprağın doğru pozisyona taşınması için, yaprak konumunun saptanması, yaprak kontrolü ve yaprağı konumuna getiren mekanizma gibi prosedürlerin takip edilmesi gerekir. Kolimatörlere mekanik olarak bağlı olan pozisyon sensörleri, video optik sistemler ve lineer kodlayıcılar içerir. İki boyutlu (2-B) alan şekillendirme için, dozimetrik fayda ve yaprak hızı ayarlaması gibi kontroller yapılır. Yaprakları hareket ettirmek

için kullanılan mekanizmalar, bireysel yaprakları hareket ettiren dijital ve analog motorlar içerir.

4.3.1.Yaprak Pozisyonu Belirleme

Yaprak pozisyonu güvenli konum kontrolü elde etmek için gerçek zamanlı olarak tespit edilmelidir. Lineer kodlayıcılar ve video optik sistemler en yaygın kullanılanlardır.

4.3.2.1.Limit Anahtarları

Limit anahtarlar, iki durumlu ÇYK'lerde kullanılır. Açık yada kapalı durum, yaprak tarafından hangi anahtarın açıldığına bağlı olarak tespit edilebilir.

4.3.2.2.Lineer Kodlayıcılar

Birçok çeşit doğrusal kodlayıcı vardır. ÇYK sistemlerinde en yaygın olarak kullanılanlar yüksek hassasiyetli potansiyometrelerdir. Bu potansiyometre, sistemdeki herhangi bir yaprağın pozisyonunu algılayabilir. Doğrusal kodlayıcılar kullanmanın avantajları arasında basit konum okuma, radyasyon hasarına karşı daha az duyarlılık, iyi doğrusallık ve kesinlik bulunur. Dezavantajları, kafa yapısında daha fazla kablolama ve cihaz kafasında fazla yer kaplıyor olmasıdır.

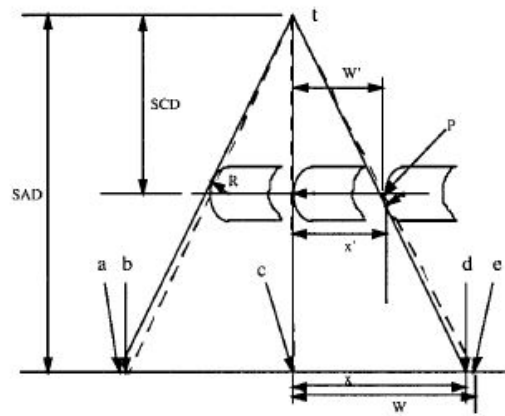
4.3.2.3.Video-Optik Sistem

Bu sistem, hasta pozisyonlandırma ve yaprak pozisyonu tanıma için aynı ışık kaynağı kullanır. Her bir yaprağın ucuna retro-reflektör monte edilir ve ışık kameraya geri yansır. Elde edilen sinyal dijital hale getirilir ve ÇYK denetleyicisinde bir görüntü işlemcisi ile işlenir. Video-optik sistemin avantajları, yaprak konumlarının gerçek zamanlı görüntülenmesi, kablolamanın azalması ve yüksek uzaysal çözünürlüktür.

4.3.2.4.Yaprak Pozisyonu ve Kontrolü

Bir kolimasyon sisteminin uygulanmasında ele alınması gereken konu, kolimatör pozisyonunun tanımlanması ve kontrolüdür. Yaprak uçları kavisli olduğunda, alan kenarının pozisyonu doz profilindeki penumbra bölgesi boyunca %50 doz seviyesinin konumu olarak tanımlanan alan, saçılmanın ve yaprak ucunun zayıflatılmasının ortak etkileri ile belirlenir. Düz uçlu, odaklanmış bir kolimatörün konumlandırma parametreleri için sıfır referans bulmak oldukça kolaydır. Bu durumda, kolimatör, X-ışını hedefinin merkezinden alanın merkezine uzanan bir ışın çizgisi ile hizalanır. Bu çizgi, alan sınırı boyunca ölçülen doz profilinin yaklaşık %50'sine karşılık gelir.

Kolimatörün izdüşümüne dikey bir hat boyunca X-ışını kaynağından sabit bir mesafede ölçülen akı, kolimatör kenarının geometrik izdüşümündeki radyasyon alanı içinde maksimum değerden ile sıfır değerine düşen bir fonksiyonla bulunabilir. Böylece, ön yüzün alan merkezine konumlandırılması sıfır referansını tanımlar ve sıfır alan boyutunda karşıt kolimatörler kapalıdır ve bu noktaya dokunur. Şekillendirilmiş yaprak uçları olan bir ÇYK için sıfır referans bulmak zordur. Bunun nedeni, kavisli uca sahip bir yaprak noktasını alan merkez çizgisine hizaya getirmek, %50 akım çizgisini bu konuma getirmeye karşılık gelmiyor olmasıdır.



Şekil 4.3.2.4 Işınım alanının kenarının şeklini ve bir ÇYK yaprağının kavisli ucundaki ışık alanını belirleyen ışın çizgilerinin şematığıdır. SAD, kaynaktan izomerkeze olan uzaklıktır. SCD, kaynağın yaprağın merkezine olan uzaklığıdır. R, yaprak ucunun eğrilik yarıçapıdır.

Şekil 4.3.2.4 yuvarlak ucu üç konuma yerleştirilen bir ÇYK yaprağının şematik diyagramını gösterir. X ışını kaynağından yaprak derinlik merkezine olan mesafe SCD olarak verilmektedir. Yaprak ucundaki eğrinin ucu, P'deki yaprak derinlik merkez çizgisindedir. İzomerkeze olan mesafe SAD olarak verilir.

Yaprak üç konumda gösterilir. Kolimatörün dönme ekseninin dışına paralel olarak P'nin e'ye çıkması, kolimatörün dönme eksenine paralel olarak P'nin c'ye çıkması ve kolimatörün dönme eksenini boyunca paralel olarak P'nin b'ye çıkması. P, c konumundan e konumuna taşınırsa, doğrusal bir mesafe hareket ettirir. W çizgisi boyunca x-ışını kaynağından SCD'ye kadar olan mesafenin izdüşümüne denir. P, c konumundan e konumuna hareket ettirilirse, X-ışını kaynağından SCD mesafesi boyunca doğrusal bir şekilde hareket eder.

Philips ÇYK tasarımında, ışık alanı ile radyasyon alanı arasındaki tutarsızlık, ışık kaynağı ve kolimatör arasındaki mesafeyi yaklaşık 1 cm kısaltarak azaltır. Sonuç olarak, yaprak hareketine dikey boyutta ışık alanını tanımlayan konvansiyonel kolimatörlerin gölgeleri her zaman ilgili radyasyon alanı boyutundan daha büyük olacaktır. Işık alan boyutunu korurken, ışık alanını aşağı doğru kırmak için çenelerin kenarına bir çift ince alüminyum bıçak takarak "ışık düzenleyici" monte edilerek düzeltilir. Teorik olarak, bu tedavi sadece kaynaktan gelen bir uzaklıkla eşleşen doğru alan boyutunu verir (normalde 100 cm).

Philips ve Varian ÇYK tasarımlarında, alan kenarı pozisyonu(%50 atenuasyon) ile yaprak hareketi arasındaki ilişki, ÇYK denetleyicisinde bir arama tablosu olarak saklanır. Bir yaprağı tanımlanan konuma taşımak için gereken yaprak hareketi miktarı ölçülen ilişkiden yorumlanır. Yaprak hızı, akıcılık ve güvenlik açısından mümkün olduğunca hızlı bir şekilde yaprağı hareket ettirmek için kontrol edilir. Temel güvenlik kaygısı, karşılıklı bulunan yapraklar arasındaki çarpışmadır.

4.3.2.5.Sürüş Mekanizması

Her yaprak, ana üniteden gelen yönlerde ilerleyen küçük bir motora sahiptir. Bu rotasyonlar, yaprağı istenen konuma getiren doğrusal harekete çevrilir (2). Doğrusal vidalı barlar genellikle dönüşleri doğrusal harekete çevirmek için kullanılır. Yaprak hareketinin hızı, tasarıma bağlı olarak 0,2 mm/s ile 50 mm/s arasında değişir, (1).

4.3.2.6.ÇYK Yaprak Pozisyonunun Kalibrasyonu

Doğru yaprak konumlandırmayı sağlamak için yaprak konumlarının kalibrasyonu çok önemlidir. Kalibrasyon yoluyla, potansiyometrelerden gelen voltajlar veya katı hal kamerasındaki piksel numaraları ve gerçek yaprak konumları gibi ölçülen sinyaller bire bir ilişki kurar. Kontrol sisteminin bütünlüğünü sağlamak adına periyodik kontrol ve yeniden kalibre etmeye ihtiyaç duyulur.

Video optik kontrol mekanizması kullanan Philips ÇYK sisteminde, dört referans reflektörü cihaz kafasında sabittir. Dört reflektörün konumu, bir dizi varsayılan kalibrasyon değeri ile belirlenen farklı alan boyutlarına sahip düzenli alanların film ışınlanmasını gerektiren sabit bir referans çerçevesi ile kurulur.

Filmlerden ölçülen gerçek alan boyutları son kalibrasyonu belirler. Kalibrasyon boyunca, dört referans reflektörünün pozisyonları her 0,1 saniyede alınır ve kontrol edilir, (1).

4.3.2.6.Destek Çenelerin Kontrolü

Bazı ÇYK'lerde destek jawlar ÇYK sisteminin bir parçası olarak tasarlanır ve ÇYK denetleyicisi tarafından kontrol edilir. Başka sistemlerde, çeneler ayrıca lineer hızlandırıcı denetleyicisi tarafından kontrol edilir. Kolimasyon sisteminin ÇYK kısmı boyunca kabuledilebilir sızıntıyı sağlamak için üst veya alt çenelerin bileşenleri gereklidir. Yaprak geçişleri ve yaprak arası sızıntıyı minimuma düşürmek ve daha iyi penumbra elde etmek için çeneler yapraklar ile koordine edilmelidir.

Minimumum yaprak iletimi ve yapraklar arası sızıntı, çeneleri yapraklardan oluşan düzensiz alanı sınırlayacak şekilde ayarlarak sağlanır. Birçok klinik uygulama için, alan çevresinin önemli bir bölümü sağlamak için çenelerin kullanılması istenebilir. Bu durumlarda, çeneleri MLC çevresini zorlamaz. Yaprak hareketi yönünde, çeneler penumbra keskinleştirmek ve kavisli yaprak uçlarının etkisini kısmen telafi etmek üzere konumlandırılabilir. Yaprak hareketinin dikey doğrultusunda, çeneler daima demet kenarının bir bölümünü şekillendirmelidir. Philips ÇYK sisteminde, penumbra'ya katkıda bulunan yaprağı geri çekerek gerçekleştirilir.

Kaynağa en yakın yaprakları olan cihazın (Elekta), çift odaklı olmayan (kavisli uçlar) uçlara sahip yaprakları bulunurken, hastaya en yakın yaprakları olan makine (Scanditronix), diverjansı takip eden yaprak uçlarına sahiptir. Hem penumbra hesaplamaları için, hemde daha önemlisi potansiyel kolimatör/ wedge/ tray ve hastamasa çarpışmalarını hesaba katmak tedavi planlaması için önemlidir. Üçüncü Varian sisteminde bir çene, bir yaprağın arka kenarını ölçmek için gereklidir. Taşıyıcı setten sadece 14.5 cm'lik yaprak genişliği aralığı, yaprak uzunluğuna kadar geniş düzensiz alanların oluşmasını engeller. Üçüncül sistemlerinde, kolimatör çeneleri alanı şekillendirmek için yapraklarla birlikte kullanılır. Yaprak arası sızıntı minimum düzeyde olan Varian sistemi ile yaprak yönünde hareket eden X çeneleri sınırın yakınına yerleştirilebilir ve çoklu alan tedavilerine uygun ayarlanabilir (1).

4.4.ÇYK Kabul Testleri, Hizmete Alma ve Güvenlik Değerlendirmesi

4.4.1.Kabul Testleri

ÇYK, üreticinin özelliklerine göre çalışmalıdır. Kabul testi, kullanıcı için ÇYK'ü tanıma fırsatı ve kabul kriterlerini karşılayıp karşılamadığını teyit etme olanağı sağlar. Bu testler, uzun vadeli doğruluk ve güvenilirliği garanti etmez, (1).

4.4.2.Mekanik Eksen Hizalaması

Hızlandırıcının mekanik eksenleri, çoğu ana sistemin referans alındığı temeli oluşturduğundan, mekanik eksen hizalanmalarının kapsamlı bir kontrolü yapılmalıdır. Bunlar arasında gantry eksen, kolimatör eksen ve yatak rotasyonu ile kombine rotasyonlar ve kolimatör eksen ile çene ve yaprak simetrisi bulunur. Son kontrol haricinde, bu testler bir hızlandırıcı kurulumu sırasında rutin olarak gerçekleştirilen testlerdir. ÇYK'ün hızlandırıcıya sonradan takılması özel olarak düşünülmüştür. Hızlandırıcı kurulumu sırasında mekanik ve radyasyon parametreleri ölçülen ışık ve radyasyon alan boyutlarının dijital çene konumu gösterimi ile genel uyumunun spesifikasyonlar dahilinde olacağı şekilde oluşturulmuştur. Bu, sonraki MLC kurulumunu dikkate almadan hızlandırıcı kurulumu esnasında cihaz kafası için ayarlar içerir. Dahası, ÇYK'ün ağırlığı tedavi kafası destek yapılarına ağırlık olarak eklenir. Bu nedenlerden dolayı, genel hizalama ÇYK eklenmesiyle bozulabilir. Mevcut ekipmanlara ÇYK yerleştirilmesi, orijinal ekipmanı tekrardan hizalamak için gerekli ölçümler eşliğinde yapılmalıdır, (1).

4.4.3.Optik Eksen Hizalama

Tipik olarak, kolimatörün mekanik eksenleri ve gantry hizalanırsa, optik ve radyasyon eksenleri kontrol edilir. Bu, kolimatör izdüşümlerini referans olarak kullanarak, 180° farklı kolimatör açıları olan alanları karşılaştıran bir dizi ışık ve radyasyon testi ile uygulanabilir. Bu test ayrıca kaynakla odak dışında olan düz kolimatör yüzlerini de belirler. Herhangi bir yanlış hizalama genellikle geometrik büyütme nedeniyle kaynağa daha yakın olan kolimatörler için daha ciddidir. Bu nedenle geleneksel çenelerin yerini alan odaklanmış ÇYK'ler oldukça dikkatli hizalanmalıdır. Çenelerin altında bulunan yuvarlak yaprak yüzleri olan ÇYK'ler genellikle çeneler tarafından karşılanan toleranslar dahilindedir. Dolayısıyla, çene ve destek diyaframlar tek başına ve 0°, 90°, 180° ve 270° gantry açılarında bütün hareket aralığı boyunca yaprak kümeleri içinde seçilen yerlerden seçilen yaprak uçları ve kenarlar gibi durumlar için bu parametreler test edilmelidir, (1).

4.4.4.ÇYK Performansı

Aşağıdaki parametreler için uygunluk testleri yapılmalıdır.

4.4.4.1. İzomerkezde öngörülen yaprak genişliği

İzomerkezdeki bir yaprağın X ışını zayıflamasının genişliği, kaynaktan ÇYK'e olan mesafeye duyarlıdır ve kabul sırasında doğrulanmalıdır. Yaprak pozisyonundaki hatalar, açıklıklar yapılandırıldığında yazılım düzeltmeleri kullanılarak telafi edilebilir. Bununla birlikte, anlaşılabilirlik adına cihazlar arasındaki birbirine benzerlik için ÇYK'ün kurulumu sırasında bu durum düzeltilmelidir.

4.4.4.2.Yaprak Pozisyonu Kalibrasyonu

ÇYK yaprak pozisyonu kodlayıcıları kalibre etmek için çeşitli firmalar tarafından farklı teknikler uygulanır. Elekta sistemi, yaprakların optik görüntüsünden elde edilen yaprak uçlarının piksel adreslerini çevirecek bir tarama tablosu oluşturmak için yaprakları bilinen pozisyonlara ayarlamayı gerektiren bir prosedür ile kalibre edilir. Varian sistemi, yaprak uçlarının yolları boyunca yansıtılan kollektif optik ışın demeti kullanmaktadır. ÇYK kontrol sistemi her yeniden başlatıldığında, yapraklar x ışınını bloke edene kadar birer birer uzanır. Bu prosedür tek tek kodlayıcılarla ilgili kayıtları sıfırlar. Kaydedilen içerikler, yaprakların fiziksel konumunu tanımlamak için kurulum anında oluşturulmuş parametrelerle birlikte kullanılır. İzomerkeze bir arama tablosu kullanılarak ulaşılır. Üreticinin kalibrasyon prosedürleri yaprakların tüm hareket aralığı boyunca öngörülen yaprak konumlarını kontrol edilerek doğrulanmalıdır. Kalibrasyon parametrelerinin bilgisayardaki bir dosyada tutulduğu durumlarda bu değerler kullanıcı tarafından kaydedilmeli ve periyodik olarak kontrol edilmelidir. Yapraklar kullanıcı tarafından yeniden kalibre edilmesi gerektiğinde önce kayıtlı değerlerin kontrol edilmesi önerilir. Kalibrasyon, zamanla stabilitesini gözlemlemek için kabul sırasında periyodik olarak kontrol edilmelidir. Eğer otomatik olarak yapmak gibi bir seçenek varsa, yaprakların en az birkaç saat kullanılması önerilir.

Kavisli yaprak yüzleri olan ÇYK'ler akı noktasının %50'sini yaprak altına kaydırılmış bir radyasyon alanı oluşturur. Dahası, yapraklar alanın içinden geçerken bu denge farklı olabilir. Fiziksel yaprak ucuna göre %50 akı noktasının konumunu belirlemek için çoklu ışınlama tekniği önerilmiştir.

4.4.4.3.Yaprak Hareketi

Yapraklar ve/veya taşıyıcı, her iki yönde de belirtilen maksimum aralıklara ulaşmalıdır.

4.4.4.4.Yaprak Hızı

Yaprakların ve/veya taşıyıcıların maksimum hızı doğrulanmalıdır. Her bir yaprak, hareket aralıkları boyunca kesintisiz olarak hareket etmelidir. Geride kalan yapraklar, ÇYK'ün arızasına neden olabilecek bir sorun göstergesi olabilir ve mümkün olan en kısa zamanda ele alınmalıdır.

4.4.4.5Geçirgenlik

Yaprak geçirgenliği, yapraklar arası geçirgenlik, yaprak ve çenelerin altındaki geçirgenlik ölçülmeli ve üretici şartnamelerine göre karşılaştırılmalıdır. Bu ölçümler için çeşitli yöntemler vardır. Örneğin, çeneler 10 cm x 10 cm alana ayarlanmış halde, yapraklar ilk olarak bir referans doz elde etmek için geri çekilirler ve daha sonra yaprakların yüzleri çeneler tarafından engellenecek şekilde tamamen kapatılır. Kalibre edilmiş bir film tarama sistemi mevcutsa, o zaman orta yaprak ve yapraklar arası çeşitlilikler açık ve kapalı ÇYK alanları için ışınlanan filmde doğrudan incelenebilir. Alternatif olarak, birkaç bitişik yapraklar üzerindeki ortalama iletimi ölçmek için geniş alanlı bir iyon odası kullanılabilir. Mümkün olan her durumda, yapraklar arasındaki maksimum iletimin kabul edilebilir sınırlar dahilinde olmasını sağlamak için film kullanılmalıdır.

Orta yapraklı ve yapraklar arası iletimler, özellikle yaprak arası boşlukların yere yatay olduğu konfigürasyonlarda çoklu gantry ve kolimatör açılarında gerçekleştirilmelidir. Bu testler, yaprakların merkezi eksen boyunca ilerlediği konumda gerçekleştirilmelidir.

4.4.4.6.Kapalı pozisyonda yaprak yüzleri arasındaki sızıntı

ÇYK'ün karşılıklı yaprak çiftlerini kapatarak, özellikle de yuvarlak yapraklar kullanıldığında, radyasyon demetinin geçişi tamamen engellenemez. %50 akı hattının yuvarlak yüzünün ön kenarının içinde olması, artan radyasyon miktarının geçmesine izin verir. Karşılıklı yapraklar kapalı olduğunda mekanik olarak temastan kaçınmak için ek bir boşluk kullanıldığında bu durum daha kötüleşir. Bu boşluk boyunca azaltılmamış demeti en aza indirmek için, merkez ekseninde boşluğun genişliği kontrol edilmelidir. Bu kontrol, film kullanarak ekseninde açma ve kapama boşlukları için yapılabilir. Bu nedenle, yaprakları kapatmak gerektiğinde, bağlantı noktası genellikle ikincil çenelerden biriyle veya Philips sistemindeki takipçi kolimatörlerden biri ile korunur. Bağlantıyı korumak mümkün değil ise, yaprakları demet merkez çizgisinden uzakta kapatmak en iyisidir. Bu şekilde, karşılıklı yapraklar arasındaki doğrudan görüş çizgisi azaltılacak ve çoklu tedavi alanları için üretilen fan ışınları, gantry döndürüldüğünde aynı çizgi boyunca kesişmeyecek.

4.4.5.Alan Şekillendirme Yazılımı

Düzensiz şekilli alanlar oluşturmak için kullanılan herhangi bir ticari yazılım klinik uygulamadan önce test edilmelidir. Kullanıcılar, tüm giriş cihazlarını, önceden programlanmış şekiller ve elle hareket ettirme, program ve ekran hassasiyetlerini kontrol etmelidir.

4.5.Hizmete Alma

4.5.1.Geçirgenlik

Bazı ticari ÇYK için maksimum geçirgenlik %1-%2'den daha yüksek olmasına rağmen ortalama yaprak ve yapraklar arası geçirgenlik %2'den daha az olmalıdır. Tedavi planlamalarında ortalama geçirgenlik istenir.

4.5.2.Merkezi Eksen Profilleri

Konvansiyonel kolimatörlerin için kullanılan dozimetre verileri ÇYK'ler tarafından şekillenen alanlara uygulanacak şekilde gösterilmelidir ya da belirlenen tutarsızlıkların nedenleri belirtilmelidir. En azından merkezi eksen doku-fantom oranı (ya da doku maksimum oranı) ya da yüzde derin doz kontrol edilmelidir.

4.5.3.Yarı Gölge

Düz yaprak uçları için yarı gölgedeki küçük varyasyonlar ölçülebilir. Yuvarlak yaprak uçları, daha ince yaprak uçları boyunca artan geçirgenlik nedeniyle biraz daha geniş yarı gölgeye sahiptir. ÇYK yarı gölgesini tedavi planlama demeti verilerine dahil etmesi, planlama sisteminin yeteneklerine, profillerin uygulanacağı kullanıma ve ÇYK'ün hangi frekansta kullanılacağına bağlıdır. Demet profilleri, yarı gölge bölgesindeki doğru verileri elde etmek için dikkat gösterilerek ölçülmelidir. Eksen dışı oranları kontrol etmek için hem simetrik hemde bazı asimetric alanların profilleri elde edilmelidir. Mümkünse, tedavi planlama datasında ÇYK ile ölçülen riskli organlar arttırılmalıdır.

4.6.Güvenlik Değerlendirmesi

Hızlandırıcılar ve ilişkili cihazlar ile emniyet değerlendirme, sadece üreticinin kabul prosedürlerinde minimum düzeyde test edilir. ÇYK'lerin karmaşık yapısı nedeniyle ek güvenlik testleri gereklidir. Statik veya dinamik modlarda çoklu ÇYK alanlarının kullanılması, görsel denetimin konvansiyonel kullanımını, alan

şekillerinin günlük doğrulanmasını olanaksız hale getirir. Yaprak ve çene pozisyonlarının tolerans değerleri için aktif kilitleme kontrolleri yapılmalıdır. Bu ölçümler, yazılım kilitleri, donanım kilitleri ve diğer olası bağımsız sistemlerin değerlendirilmesini içermelidir. İzin verilmeyen hareketleri önlemek için aktif olmayan kilitler test edilmelidir. Kontrol bilgisayarı ve hızlandırıcı donanımı arasında akan veri trafiğinin bozulmaması için iletişim bağlantısı kilitleri sağlanmıştır, (1).

4.7.Klinik Uygulamalar

4.7.1.Yaprak Yerleştirme Stratejisi

ÇYK'lerin yaralarını anlamak için, kullanımlarının mümkün olduğu kadar verimli bir şekilde planlama sürecine dahil edilmesi gerekir. Bir ÇYK portalını tanımlayan 52 ile 80 yapraktan her birinin manuel yerleştirilmesi kabul edilemez bir zaman alır. Tedavi planlama sistemleri, hedef hacimlerin demet gözü görüşü (BEV) projeksiyonlarına uyan ÇYK alanlarını tanımlamak için kullanılmaya başlandı. Spesifik olarak ÇYK prosedürleri aşağıdaki adımlarla gerçekleştirilir.

4.7.2.Hedef Alanı Tanımlama

ÇYK yaprak pozisyonları çeşitli kriterleri temel alır. Bu optimizasyon kriterleri geometrik ve dozimetrik olarak kategorize edilebilir. Kolimatörün döndürülmesi ve çevrilmesi sıklıkla en iyi konformasyon için gereklidir. En iyi kolimatör açısı olası tüm açılardan algoritmik bir arama ile otomatik olarak ayarlanabilir veya manuel olarak ayarlanabilir. ÇYK PPS, öngörülen yaprak konumlarının iletilebilmesi için ÇYK sisteminin tüm fiziksel kısıtlamalarını dikkate almalıdır.

Hedef hacminin belirlenmesi terapinin başarısı için kritik önem taşır. ÇYK, tedavi edilen hacmi tanımlayacak şekilde ayarlanmalıdır (ICRU 1993). Hedef alan, reçetelenen görüntüye dayanılarak tanımlanır, (1).

4.8. Çalışmada Kullanılan Doz Hesaplama Algoritmaları

4.8.1.AAA (Analytical Anisotropic Algorithm)

AAA doz hesaplama modeli üç boyutlu pencil beam convolution-superposition algoritmasıdır. Bu algoritma birincil fotonlar, saçılan ekstra fokal fotonlar ve demeti düzenleyen aygıtlardan saçılan elektronlar için ayrı ayrı modellemeye sahiptir. AAA modelinin konfigürasyonu Monte Carlo'dan elde edilen temel fiziksel parametrelerin ölçülen klinik demet verilerine uyarlanmasına dayalıdır. Böylece bunlar her bir tedavi ünitesine özgü olan klinik demetlerin akı ve enerji spektrumunu tanımlayan bir faz uzayı oluşturmak için kullanılır. Blok, fiziksel ve dinamik kama filtre, kompensatör ve ÇYK gibi demeti modifiye eden tüm klinik aksamlar doz hesaplamasına tamamiyle katılır, Sievinen et al, (5).

AAA doz hesaplama modeli konfigürasyon algoritması ve gerçek doz hesaplama algoritması olarak iki ana bileşenden oluşmaktadır. Konfigürasyon algoritması klinik demetlerde bulunan foton ve elektronların akı ve enerji spektrumlarını karakterize etmek için kullanılan temel fiziksel parametreleri ve bunların su eşdeğeri ortamdaki saçılım özelliklerini belirtmek için kullanılır. Doz hesaplama algoritmasında kullanılan parametrelerin bazıları, su eşdeğeri bir fantomda derin doz ve lateral doz profillerinin kabul edilebilir bir doğruluk ile elde edilmesine rağmen, tüm parametrelerin deneysel olarak belirlenmesi pratikte mümkün değildir. Bu durum AAA modelinde tüm parametrelerin Monte Carlo simülasyonu kullanılarak önceden hesaplanması ve daha sonra bu parametrelerin demet verikonfigürasyon aşamasında ölçülen klinik demet verileri ile eşleşmesi için değiştirilmesi ile çözümlenir. Böylece AAA doz hesaplamasında gerekli olan tüm önemli temel fiziksel parametreler hızlı ve yüksek doğrulukta elde edilir. Cihaz demet konfigürasyonu aşamasında, cihaza özgü işlemleri tamamladıktan sonra tüm parametreler kaydedilir ve tüm veriler gerçek hasta doz hesaplamalarında kullanılır.

Doz hesaplamalarında birincil fotonlar, saçılan ekstra fokal fotonlar ve saçılan elektronlar için ayrı ayrı konvolüsyon modelleri kullanılır. Klinikte kullanılan tedavi kafası boyunca çeşitli etkileşimlere giren geniş demetler

konvolüsyon uygulanan küçük, sınırlı boyuttaki demetler halinde ayrılırlar. Son doz dağılımı, bu demetlerin foton ve elektron konvolüsyonları ile hesaplanan dozun süperpozisyonu ile elde edilir. AAA, üç boyutlu hacimdeki etkileşim bölgesi içinde doku heterojenitesini anizotropik olarak hesaplar. Bu doz hesaplama fonksiyonlarının radyolojik ölçeklemesi ve birbirinden bağımsız dört lateral yöndeki foton saçılım kernellerinin elektron yoğunluğuna dayalı ölçeklemesi ile gerçekleştirilir, Sievinen et al, (5).

4.8.2. Monte Carlo Doz Hesaplama Algoritması

Monte Carlo algoritması doz hesaplamada “Altın Standart” olarak kabul edilir. Bu algoritma hastaya nüfuz eden fotonların etkileşimlerini örnekler (29). Algoritma oluşturulurken ilk önce LİNAK kafası ve hasta dahil tüm tedavi geometrisi modellenir. Her bir vokseldeki materyal türünü ve yoğunluğu tanımlar. Daha sonra x-ışını hedefinde bir foton ile başlangıç yapılır. Bu fotonun enerji ve doğrultusu LİNAK dizaynından ve ince ayarlı karşılaştırma ölçümlerinden elde edilen ihtimal dağılımlarına göre oluşturulur. Fotonun nüfuz ettiği her bir voksel için standart veri tablosu kullanılarak mümkün olan etkileşimlerin tümü için ihtimal değerlendirmesi yapılır ve daha sonra bu etkileşimlerden hangisinin olacağına karar vermek için bir rasgele numara üretici kullanılır. Etkileşimin olmadığı durumlarda vokseldeki her enerji depolanması kaydedilir. Buna ek olarak fotonun enerji ve doğrultu durumundaki değişim kaydedilir. Ayrıca etkileşim sonucu üretilen ikincil foton veya elektronların özellikleri daha sonraki simülasyonlar için kaydedilir. Bu işlem foton absorbe edilene veya model hacmi terk edinceye kadar devam ettirilir. Her bir ikincil foton/parçacık aynı şekilde simüle edilir. En sonunda bu işlemin tümü x-ışını hedefte yeni bir birincil foton için yürütülür. Bu işlem birkaç milyon birincil foton için devam ettirilir. Her bir vokselde kaydedilen toplam doz, tedavi demetindeki tüm fotonlar tarafından depolanan dozun hesaplanmasıdır.

4.8.3. Finite Size Pencil Beam Doz Hesaplama Algoritması

ÇYK planları için doz hesaplaması Finite Size Pencil Beam (FSPB) algoritması kullanılarak yapılır. Küçük alan beamletler için doz optimizasyonu genellikle birkaç mm ile 1 cm boyutlarında çok sayıda küçük alanın hesaplanmasını gerektirir. FSBP gibi analitik kernellere dayanan bazı doz hesaplama yöntemleri, özellikle ışın demetine dayalı olarak tasarlanmıştır. Verilen düzlemde küçük açık dikdörtgen alan içinden geçen bütün parçacıklar karmaşık bir akış dağılımına karşılık gelir. Bir demet dağılımını tüm kolimatörlerin, genellikle çok yaprakları kolimatörlerin ve çenelerin konumuna bağlıdır.

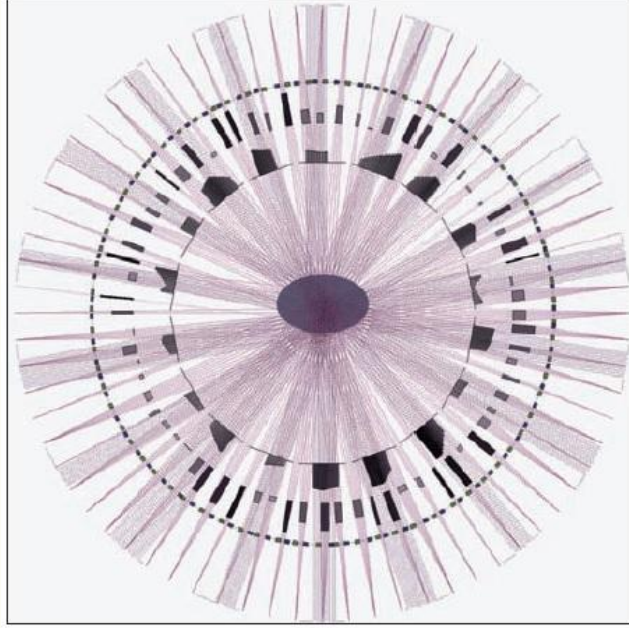
4.5. VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy)

Ark terapisinin ilk formu olan IMAT(Intensity Modulated Arc Therapy) 1995'te Yu tarafından tanıtıldı. IMAT iyi bir doz dağılımı elde edebilmek için çoklu arkların birleştirilmesine ihtiyaç duyuyordu. Yeni geliştirilen VMAT tekniği ile kompleks vakalar hariç hedef hacmin tamamı için bir veya iki ark yeterli hale geldi. VMAT temel olarak doz hızı değişimine olanak sağlayan IMAT tekniği olarak bilinir. Farklı isimler altında birçok VMAT sistemi (RapidArc, Varian; SmartArc, Philips; ve Elekta VMAT, Elekta) vardır, Teoh et al (6).

VMAT gantrinin bir veya daha fazla arklar halinde dönerken radyasyonun sürekli olarak uygulanması yöntemidir. Bu yöntemin uygulanması sırasında birçok parametrede değişiklik olur, Webb (7);

- MLC şekli
- Doz hızı
- Gantri dönüş hızı
- MLC oryantasyonu

Bu yöntemin kökeni IMAT olmasına rağmen VMAT, doz hızı, gantri dönüş hızı ve MLC oryantasyonu gibi parametrelerin değişkenliğini yönteme dahil etmiştir (Şekil 4.5.). Bu sayede çoklu ark ve alan kullanma ihtiyacı azalmaktadır.



Şekil 4.5. VMAT Her bir gantry açısında diverjan ışın izleri, yaprak pozisyonları ve segment ağırlığının şematik gösterimi.

VMAT yöntemi, çoklu statik alan MLC tekniği, dinamik MLC (DMLC) tekniği, statik ve helikal tomoterapi ve CyberKnife gibi yüksek konformal doz dağılımı sağlamaktadır.

Gantri hızının sürekli değişmesi ile derece başına doz hızında değişiklik elde etmek için doz hızını sürekli olarak değiştirme ihtiyacı ortadan kalkar. Minimum doz hızı ve maksimum gantri hızı, derece başına minimum düşen minimum doz hızını kısıtlar. Maksimum doz hızı ve minimum gantri hızı ile derece başına düşen maksimum doz hızı kısıtlanır, Webb (7).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışma, Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde yapılmış olup, Medipol Mega Üniversite Hastanesi' nde bulunan aşağıdaki cihazlar kullanılmıştır.

- Varian Trilogy Lineer Hızlandırıcı
- Varian TrueBeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı
- Accuray CyberKnife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi
- Eclipse TPS
- MultiPlan TPS
- IMRT Head and Neck Fantom
- PTW Semiflex İyon Odası 31010
- IBA Dose1 Elektrometre

5.1.1. Varian Trilogy Lineer Hızlandırıcı

Medipol Üniversitesi Hastanesinde bulunan Varian marka Trilogy lineer hızlandırıcı düzleştirici filtreye sahip 6 ,18 MV foton demetlerine ve 6, 9, 12, 15 ve 18 Mev elektron demetlerine sahiptir(Resim 5.1.1.) . Erişilen maksimum doz hızları 600 MU/dk'dır.

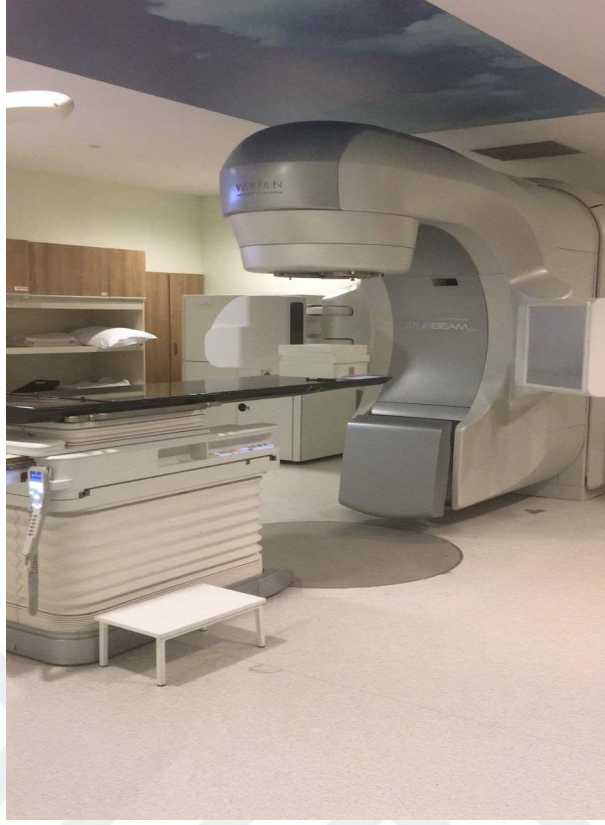
Varian Trilogy cihazı 120 yapraklı millennium MLC sistemi ile donatılmıştır. İç tarafta 5mm'lik 40 çift ve dış tarafta 10mm'lik 20 çift yaprağa sahiptir. Millennium MLC' lerde eğim yarıçapı 8cm'dir. Millennium MLC'ler 40 cmx40 cm alanda açılabilirler. Trilogy cihazı ile dinamik ve konformal ark tedavileri ile statik ve step and shoot tedavileri gerçekleştirilebilir.



Resim 5.1.1. Varian Trilogy lineer hızlandırıcı

5.1.2. Varian Truebeam STx Lineer Hızlandırıcı

Medipol Üniversitesi Hastanesine bulunan Varian Truebeam STx lineer hızlandırıcı düzleştirici filtreye sahip 6, 10 ve 15MV foton demetlerine, 6 ve 10 MV düzleştirici filtresiz (FFF) foton demetlerine ve 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV elektron demetlerine sahiptir (Resim 5.1.2.). Erişilebilen maksimum doz hızları filtreli ışınlar için 600 MU/dk'dır. 6MV FFF foton demetleri için 1400 MU/dk ve 10MV FFF foton demetleri için 2400MU/dk'dır.



Resim 5.1.2. Varian Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı

Truebeam STx cihazı 120 yapraklı high definition multileaf collimator (HDMLC) sistemi ile donatılmıştır. İç taraftaki 32 çift tungsten yaprakların genişliği izomerkezde 2.5 mm iken dış taraftaki 28 çift yaprağın genişliği 5mm'dir. Milenium MLC' ler ile karşılaştırıldığında yüksek bir çözünürlüğe sahiptir. HDMLC' lerde eğim yarıçapı 16cm'dir. HDMLC' ler kullanıldığında 40cm genişliğinde ve 22cm uzunluğunda düzensiz şekilli alanlar oluşturulabilir. Truebeam STx ile dinamik ve konformal ark tedavileri ile statik ve step and shoot tedavileri gerçekleştirilebilir, Kielar et al (8).

Truebeam sistemine entegre edilmiş Varian PerfectPitch™ yatak bulunmaktadır. Varian PerfectPitch™ 6 boyutta bağımsız hareket edebilme yeteneğine sahiptir. Bu özelliğiyle CBCT eşliğinde hedef lokalizasyonu, izosenter düzeltmeleri, tedavi değerlendirmesi, tedavi uygulaması ve eksenlerin kaydedilmesi işlemleri kontrol odasından otomatik olarak gerçekleştirilebilmektedir, (9).

5.1.3. Accuray CyberKnife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi

CyberKnife (CK) Robotik Radyocerrahi Sistemi stereotaktik radyo cerrahi ve stereotaktik beden radyoterapisi tedavileri için dizayn edilen medikal bir cihazdır. Görüntü rehberliğinde çoklu demetlerle yüksek doğruluklu stereotaktik tedaviler yapabilmektedir, McGuinness et al (10). CyberKnife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi 6MV foton enerjisine sahip, non-izosentrik ve non-coplanar tedavi uygulayabilen bir lineer hızlandırıcıdır (Resim 5.1.3.). Tedavi boyunca hedef lokalizasyonu hastanın BT görüntüsünden elde edilen DRR görüntüleri ile anlık iki ortogonal x-ışını görüntüsünün füzyonu ile gerçekleştirilir. Görüntü füzyonu prostat gibi yumuşak dokularda doku içine yerleştirilen altın markerlarla, kafatası veya vertebral yapılarda kemikler baz alınarak yapılır. CyberKnife cihazında solunumla hareket eden tümörler (akciğer, karaciğer, pankreas) için bu görüntü füzyonlarında tahmini bir model oluşturmak için hastanın üzerine giydirilen yelek üzerine dışarıdan yerleştirilen optik markerlerin düzenli solunum takibi ile ilişkilendirilir. Bu tahmini solunum modeli tedavi sırasında değişen solunum modeline uyum sağlamak için ek görüntüler eşliğinde devamlı güncellenir. Bu modelleme, tedavi esnasında hasta nefes alırken robotik kolun demetlerinin tümör hareketiyle uyumlu bir şekilde hareket etmesine olanak sağlar. Bu takip sistemine synchrony takip sistemi denir. Bu şekilde sağlanan yüksek hedef doğruluğu daha küçük PTV marjlarına olanak sağlar, McGuinness et al (10).

CyberKnife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi, Fixed kolimatör, Iris™ kolimatör ve InCise MLC kolimatör sistemlerine sahiptir. Fixed kolimatör sistemi 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50, 60 mm boyutlarında çaplara sahip 12 farklı dairesel sabit kolimatörden oluşur. Sabit kolimatörler, X ışını başlığına monte edilmiş ikincil bir kolimatör yuvasına takılır. Iris kolimatör sistemi, bilgisayar kontrolünde ayarlanabilen ikincil bir kolimatördür. Bu sebepten, Iris kolimatör tedavi sırasında sabit kolimatörlerin değiştirilmesi ihtiyacını ortadan kaldırır. Apertürü hızla ayarlamak için tungsten segmentler kullanan Iris kolimatörü, her bir LINAK konumundan farklı boyutlarda ışın uygulayabilir. Iris kolimatörü sabit kolimatörlerle aynı 12 kolimatörü sahiptir. İçerdiği üst üste 2 altıgen segment bir arada onikigen bir kolimatör sağlar. Incise Çok Yapraklı Kolimatör, kullanıcının daha büyük ve düzgün

olmayan şekilli lezyonları tedavi etmesini sağlar. Incise ÇYK, çeşitli şekillerdeki ışın alanlarını şekillendirmek için, bilgisayar kontrollü olarak tungsten yapraklar kullanılan bir ikincil kolimatördür. Şekil, tedavi planlaması ile optimize edilir. MLC sistemi 41 adet tungsten yapraktan oluşmuştur. Her yaprak bağımsız olarak, maksimum alanda hareket etme yeteneğine sahiptir. 80cm SAD değerinde her bir yaprağın kalınlığı 2,5 mm ve sistemin maksimum alan boyutu 10 cm x 12 cm'dir, McGuinness et al (10).



Resim 5.1.3. CyberKnife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi

CyberKnife sistemi seçilen kolimatör tipine bağlı olarak farklı 102-180 noktada ve herbir noktada 12 farklı açıdan ışınlama yapabilmektedir. Beden ışınlamalarında MLC kolimatör sistemiyle 102 farklı noktada ışınlama yapabilirken Fixed ve Iris kolimatör sistemleri ile 117 farklı noktada ışınlama yapabilmektedir. Baş ışınlamalarında ise MLC kolimatör sistemiyle 171 farklı noktada ışınlama yapabilirken Fixed ve Iris kolimatör sistemleri ile 180 farklı noktada ışınlama yapabilmektedir, (11).

CyberKnife sistemine gerçek zamanlı 6 boyutta düzeltme gerçekleştirebilen yatak entegre edilmiştir. RoboCouch Sistem olarak adlandırılan bu sistemde gerekli düzeltmeler tedaviyi kesintiye uğratmadan kumanda odasında otomatik olarak gerçekleştirilir, (12).

5.1.4. Eclipse TPS

Eclipse™ foton, proton ve elektron eksternal tedavi opsiyonlarının yanında düşük doz brakiterapi ve Cobalt radyoterapi modalitelerini de destekleyen kapsamlı ve entegre bir tedavi planlama sistemidir. Network sistemi olarak ARIA onkoloji bilgi sistemini kullanmaktadır. DICOM RT uyumu ile bilgi alışverişi yapabilmektedir. Eclipse tedavi planlama sisteminde VMAT , IMRT (Intensity Modulated Radiotherapy), SRS planları ile adaptif tedaviler, proton tedavisi ve brakiterapi uygulamaları bulunmaktadır. Foton tedavilerinde AAA ve Acuros® XB, elektron tedavilerinde eMC ve brakiterapi için Acuros® BV doz hesaplama algoritmalarını kullanır,(13).Bu çalışmada Eclipse™ Treatment Planning System Version 13 (VarianMedicalSystems, Palo Alto, CA) kullanılmıştır.

5.1.5. MultiPlan TPS

Multiplan Tedavi Planlama Sistemi, radyocerrahi ve yüksek hassasiyetli radyasyon tedavisi planlaması için tasarlanmış yüksek düzeyde etkileşimli, iş akışına dayanan bir yazılımdır, (39). Multiplan Sistemi, Cyberknife Sistemi uygulamaları için kaliteli tedavi planları oluşturmak için gereken araçları sağlar. Görüntüleri yüklemenize ve füzyonlamanıza, konturlamanıza, uygun izleme modunu seçmenize ve ileri veya ters planlama teknikleri kullanarak optimal tedavi planı oluşturmak için doz kısıtlamaları tanımlamanıza olanak sağlar. Yaygın devreye alma ve QA (kalite güvence) standartlarıyla aynı çizgide QA ve sistem devreye alma görevlerini gerçekleştirmek için çeşitli araçlar sağlamıştır, (14).

Multiplan sistemi, 6D kafatası izleme modu ve fiducial izleme modu ile tedavi planlaması oluşturma imkanı vermesinin yanında CyberKnife Sistemi ile birlikte kurulduğunda Synchrony Solunum İzleme Sistemi, Xsight Omurga İzleme Sistemi ve Xsight Akciğer İzleme Sistemi gibi seçenekleri kullanıma sunmaktadır. Tedavi planları hasta için mümkün olan en iyi planı belirlemek için değerlendirilip karşılaştırılabilir, (14).

5.1.6. IMRT Head and Neck Fantom

CIRS IMRT fantomu devreye alma ve tedavi sistemlerinin karşılaştırılması sırasında karşılaşılan sorunların üzerine eğilmek ve gerçek hasta planlarının verifikasyonu için dizayn edilmiştir.

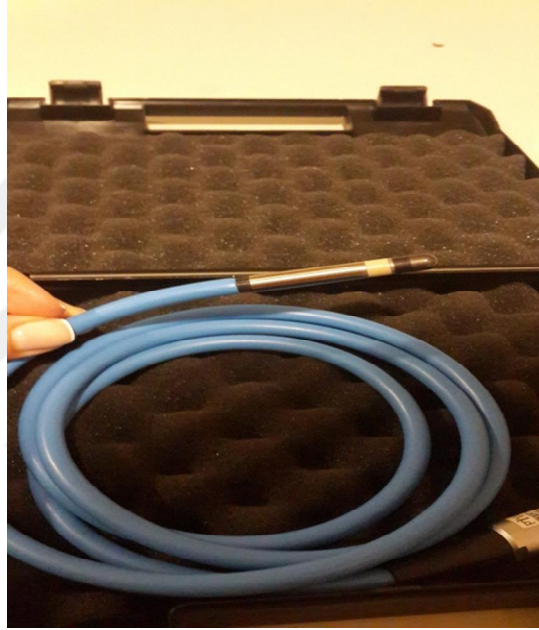
CIRS fantomu insan baş ve boyun anatomisini şekil, ebat, yapı ve yoğunluk olarak düzgün bir şekilde yansıtmaktadır. Bu tedavi planlaması ve uygulama sistemlerinin detaylı analizine olanak sağlar. Fantom doku eşdeğeri bir materyalden yapılmıştır. Simüle edilen dokuların lineer azaltma katsayıları gerçek kemik ve suya göre 50keV'den 15MeV'e kadar %1 içindedir.

Fantom dairesel şekilde olup yaklaşık olarak bir hasta boyutundadır. İyon odaları için doku eşdeğeri değiştirilebilir çubuk ekler fantomda çoklu kesitlerde nokta doz işlemlerine, film kalibrasyonuna ve izodoz normalizasyonuna olanak sağlar. Fantom hem standart radyografik film hem de gafkromik media1 için film dozimetresini destekler. TLD, MOSFET ve diyotlar gibi diğer dedektörleri desteklemesi için fazladan ekler mevcuttur, (15).

5.1.7. PTW Semiflex İyon Odası 31010

0,125cm³ Semiflex iyon odası genellikle motorize su fantomlarında doz dağılımı ölçümlerini gerçekleştirebilmek için tasarlanmış bir dozimetredir. Nominal faydalı enerji aralığı fotonlar için 140 kV-50MV ve elektronlar için 6 MeV-50 MeV'dir. Duvar materyali üzerinde koruyucu akrilik kaplama bulunan grafitten yapılmıştır. Guard ring ölçüm hacmine göre dizayn edilmiştir. Havada alınan

ölçümler için akrilikten yapılmış build-up cap mevcuttur. Su veya hava kerma absorbe doz kalibrasyonu için kalibrasyon sertifikasına sahiptir. Her bir ölçüm için hava yoğunluğu düzeltilmesi gerekmektedir. Silindirik hacimde olan bu iyon odasının iç çapı 5,5 mm'dir. Bu iyon odası su fantomu ölçümlerinde ideal bir dozimetredir. Ölçüm hacminin neredeyse küresel olması iyon odasının flat açısal bağımlılığını $\pm 160^\circ$ 'nin üzerine çıkarır. Su fantomunun her üç ekseninde de üniform uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Nominal 400V ve maksimum ± 500 V çalışma aralığı vardır, (16).



Resim 5.1.7.PTW Semiflex İyon Odası 31010

5.1.8. IBA Dose1 Elektrometre

Dose 1 absorbe doz ölçümleri için geliştirilen tek kanallı, yüksek doğruluklu taşınabilir bir elektrometredir. Bu elektrometre geniş dinamik aralıkta yüksek çözünürlüğe sahiptir ve absorbe doz ölçümlerinde iyon odaları, yarı iletken detektörler ve elmas çubuklar ile birlikte kullanılabilir, (17).

Doz, doz hızı, ortalama doz hızı, yük, akım ve monitör unit başına düşen doz miktarı değerleri Dose 1 ile ölçülür ve anlık olarak ekrana yansıtılır. Yaklaşık 40 detektörün fiziksel ve geometrik parametrelerini de içeren spesifik veri setlerini sensör hafızasında depolayabilir, (17).

5.2. Yöntem

5.2.1. Hastaların Seçilmesi

Bu çalışmada Medipol Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde tedavi görmüş olan sürrenal, prostat ve beyin çoklu metastaz hastalarının BT (Bilgisayarlı Tomografi) verileri kullanılarak Trilogy, Truebeam ve Cyberknife cihazlarına ait kolimasyon sistemlerini tedavi planları yapılmıştır. Yapılan tedavi planlamalarında 6 FFF ve 6 MV foton enerji değerleri kullanılmıştır. Yapılan tedavi planlamalarından elde edilen doz dağılımları ile hedef hacim, kritik organ dozları, MU değerleri ve ışınlama süresi karşılaştırılmıştır.

5.2.2.Hasta Verilerinin Elde Edilmesi

Bölümümüz tedavi protokolleri uyarınca beyin hastalarında baş boyun maskesi kullanılarak, sürrenal ve prostat hastaları aynı konumda sabitlenmiş olarak simülasyona alınmıştır.Prostat hastaları için mesane dolu ve rektum boş bir biçimde simülasyona alınmasına dikkat edilmiştir. Hastaların BT görüntüleri 1 mm kesit kalınlığında, supine (sırt üstü) ve ayak gantry olarak çekilmiştir. BT kesitleri DICOM aracılığı ile tedavi planlama sistemine aktarılmıştır.

Bölümümüz tedavi protokolleri dikkate alınarak 10 prostat kanserli hasta için klinik hedef hacim (CTV) ve kritik organlar (mesane, rektum) radyasyon onkoloğu tarafından çizilmiştir.

Planlanan hedef hacim(PTV) için CTV'ye verilen marjlar aşağıda belirtilmiştir.

$$PTV= CTV + 0,5 \text{ cm (posteriorda 0,3 cm)}$$

Tablo 5.2.2.1.Prostat hedef volüm hacimleri

	Hasta 1	Hasta 2	Hasta 3	Hasta 4	Hasta 5	Hasta 6	Hasta 7	Hasta 8	Hasta 9	Hasta 10
PTV (cc)	57,5	92,5	80,6	108,3	58,0	132,3	133,2	147,3	148,3	103,2

Bölümümüz tedavi protokolleri dikkate alınarak 10 sürrenal hastası için CTV ve kritik organlar (duodenum, jejenum, kolon, mide, renal hilum, spinal cord, karaciğer ve bilateral renal cortex) radyasyon onkoloğu tarafından çizilmiştir.

PTV için ITV (internal target volum)'ye verilen marjlar aşağıda belirtilmiştir.

$$PTV= ITV + 0,5 \text{ cm}$$

Tablo 5.2.2.2.Sürrenal hedef volüm hacimleri

	Hasta 1	Hasta 2	Hasta 3	Hasta 4	Hasta 5	Hasta 6	Hasta 7	Hasta 8	Hasta 9	Hasta10
PTV (cc)	52,3	35,2	22,1	24,5	64,2	43,1	43,5	51,2	70,2	46,6

Bölümümüz tedavi protokolleri dikkate alınarak 10 çoklu beyin metastazı hasta için CTV ve kritik organlar (kiazma, sağ/sol optik sinir, beyin sapı, spinal cord) radyasyon onkoloğu tarafından çizilmiştir.

PTV için CTV'ye verilen marjlar aşağıda belirtilmiştir.

$$PTV= CTV + 0,1 \text{ cm}$$

Tablo 5.2.2.3.Çoklu beyin metastazı hastalara göre lezyon sayıları

	Hasta 1	Hasta 2	Hasta 3	Hasta 4	Hasta 5	Hasta 6	Hasta 7	Hasta 8	Hasta 9	Hasta 10
PTV	3	5	2	8	2	2	12	6	17	3

5.2.3. Multiplan® Planlama Sisteminde Planların Yapılması

Eclipse planlama sisteminde çizilen konturlar MultiPlan planlama sistemine aktarılır. Tedavi planlaması planlama sisteminin squential optimizasyon algoritması yardımıyla yapıldı. Doz hesaplama işlemi için Monte Carlo doz hesaplama algoritması kullanıldı. Planların normalizasyonu oluşturulan tüm planlarda PTV'nin %95' inin tanımlanan dozun %100' ünü almasını sağlayacak şekilde yapıldı. Prostat hastaları için tanımlanan doz aralığı %88 - %92 olarak alındı. Konformalite ve gradient indeksi için diğer planlama sisteminde kullanılan değerler bu planlama sisteminde de kriter olarak belirlendi.

5.2.5. QA İşlemi İçin Planların Yapılması

Eclipse ve Multiplan® tedavi planlama sistemlerinde yapılan planların QA planları IMRT Head and Neck Fantom'u kullanılarak yapılmıştır. Bu fantomun seçilmesinin amacı içinde fiducial markerların bulunmasıdır. Cyberknife sisteminde QA planlarını oluşturup ışınlayabilmek için özel olarak bu işaretleyiciler kullanılmıştır. Fantomun ortasında yer alan çubuk içine semiflex 0,125 cc iyon odası yerleştirildi. Yapılan planlar fantoma aktarılıp tekrar hesaplatılarak her bir planın QA planı oluşturuldu. Eclipse sisteminde yapılarak QA oluşturulan planlarda original plana benzer şekilde anterior-posterior (AP) ve left-right (LR) set-up alanları ile bu alanların DRR'ları eklendi. Multiplan tedavi planları QA fantomuna atıldıktan sonra QA fantomundaki fiduciallar işaretlenerek sistemin Fiducial İzleme Sistemi kullanılarak ışınlamaların yapılacağı belirlendi.

5.2.7. QA İşlemi İçin Yapılan Planların Homojen Fantomda Işınlanması

Yapılan QA planları ışınlanırken TrueBeam STx cihazında IMRT Head and Neck Fantomu tedavi masasına yerleştirildi. Lineer hızlandırıcının kV-kV kollarıyla fantomun AP ve LAT eksenlerinde Kv görüntüleri alındı ve fantom/iyon odasının pozisyonları planlardan gelen DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) görüntülerdekiler ile hizalanması için gerekli düzeltmeler gerçekleştirildi. Her bir QA planı kendi MU değeri ile ışınlanarak mutlak doz ölçümleri alındı. Ölçülen dozlar tedavi planlama sistemine iyon odasının aktif hacminin aldığı ortalama dozlarla kullanılarak karşılaştırıldı.

CyberKnife M6 cihazında QA planları ışınlanırken IMRT Head and Neck Fantomu masaya yerleştirildi. İki ortogonal x-ışını görüntüsünün yardımı ile fantom ve iyon odasının pozisyonlarının planlardan gelen DRR görüntülerindekiler ile hizalanması için gerekli düzeltmeler gerçekleştirildi. Fantom ve iyon odasının pozisyonu doğrulandıktan sonra her bir QA planı kendi MU değeri ile ışınlanarak mutlak doz ölçümleri alındı. Ölçülen dozlar tedavi planlama sistemine iyon odasının aktif hacminin aldığı ortalama dozlarla kullanılarak karşılaştırıldı.

5.2.8 Tedavi Planlarını Karşılaştırma Kriterleri

Bu çalışmada yapılan tüm planlarda PTV' nin %95'i reçete edilen dozu kapsayacak şekilde normalize edildi. Eclipse TPS ve MultiPlan TPS ile yapılan planlar ait veriler doz hacim histogramından ve plan sonucu verilerinden bakılarak kaydedildi.

Bütüm hastaların plan kalitesini değerlendirmek için Paddick formülüne göre hesaplanan konformalite indeks (CI) verileri kullanıldı, (18). Ayrıca gradiyent indeks (GI) verileri de hesaplanıp tablo haline getirildi.

$$GI = \frac{D_{50\%}}{D_{100\%}} \quad CI = \frac{(V_{PTV} \cap V_{\%100})^2}{V_{PTV} \times V_{\%100}}$$

Sürrenal, prostat ve çoklu beyin metastazı hastalarına ait plan değerlendirme kriterleri aşağıdaki gibi belirlendi.

Tablo 5.2.8.1.Sürrenal hastalarına ait plan değerlendirme kriterleri

Kritik Organlar	Volüm (mL)	Volüm maks (Gy)	Maks nokta dozu (Gy)
Duodenum	<5 mL	18	32
Jejenum	<5 mL	19,5	35
Kolon	<20 mL	25	38
Mide	<10 mL	28	32
Renal hilum	<2/3 vol	23	
Spinal cord	0,25	22,5	30
	1,2	13,5	
Liver	700 mL	21	
Bilat Renal Cortex	200 mL	17,5	

Tablo5.2.8.2.Prostat hastalarına ait plan değerlendirme kriterleri

Reçete doz	%88-%92
PTV	V100%≥ 95%
Rektum	V50%>%50
	V80%>%20
	V90%>%10
	V100%>%5
Mesane	V50%>%40
	V100%>%10
	V110%=0

Tablo 5.2.8.3. Çoklu beyin metastaz hastalarına ait plan değerlendirme kriterleri

Kritik Organlar	Volüm (mL)	Volüm maks (Gy)	Maks nokta dozu (Gy)
Kiazma	<0.2	8	10
R optik sinir	<0.2	8	10
L optik sinir	<0.2	8	10
Beyin sapı	<0.5	10	15
Spinal cord	<0.35	10	14
	<1.2	7	
Beyin-GTV	V8 Gy		
	V10 Gy		
	V12 Gy		

6. BULGULAR

6.1.Sürrenal Hasta Planlarından Elde Edilen Sonuçlar

Tablo 6.1.1. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen CI (conformatiy index) değerleri

	CI		
	FIX	MLC	Fark (%)
Hasta 1	0,82	0,82	%0.0
Hasta 2	0,90	0,88	%2.2
Hasta 3	0,85	0,84	%1.1
Hasta 4	0,88	0,83	%5.6
Hasta 5	0,88	0,85	%3.4
Hasta 6	0,85	0,83	%2.3
Hasta 7	0,87	0,86	%1.1
Hasta 8	0,86	0,85	%1.1
Hasta 9	0,85	0,80	%5.8
Hasta 10	0,79	0,81	%2.4

Tablo 6.1.2. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan sürrenal hasta planlardan elde edilen GI (gradient index) değerleri

	GI		
	FIX	MLC	Fark (%)
Hasta 1	3,30	2,66	%19.3
Hasta 2	3,50	2,55	%27.1
Hasta 3	3,74	2,73	%27.0
Hasta 4	3,18	2,50	%21.3
Hasta 5	3,22	2,55	%20.8
Hasta 6	3,08	2,49	%19.1
Hasta 7	3,12	2,40	%23.0
Hasta 8	3,36	2,63	%21.7
Hasta 9	3,27	2,64	%19.2
Hasta 10	3,32	2,70	%18.6

Tablo 6.1.3. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan sürrenal hasta planlardan elde edilen MU (monitor unit) değerleri

	MU		
	FIX	MLC	Fark (%)
Hasta 1	41216,0	38350,1	%6.9
Hasta 2	37413,2	34557,9	%7.6
Hasta 3	31556,7	20964,2	%33.5
Hasta 4	42786,1	32258,3	%24.6
Hasta 5	39057,2	42362,8	%7.8
Hasta 6	40799,2	39669,8	%2.7
Hasta 7	40719,7	40481,5	%0.5
Hasta 8	38297,0	37217,2	%2.8
Hasta 9	42046,3	40810,4	%2.8
Hasta 10	39526,1	37775,0	%4.4

Tablo 6.1.4. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan sürrenal hastaların tedavi süreleri

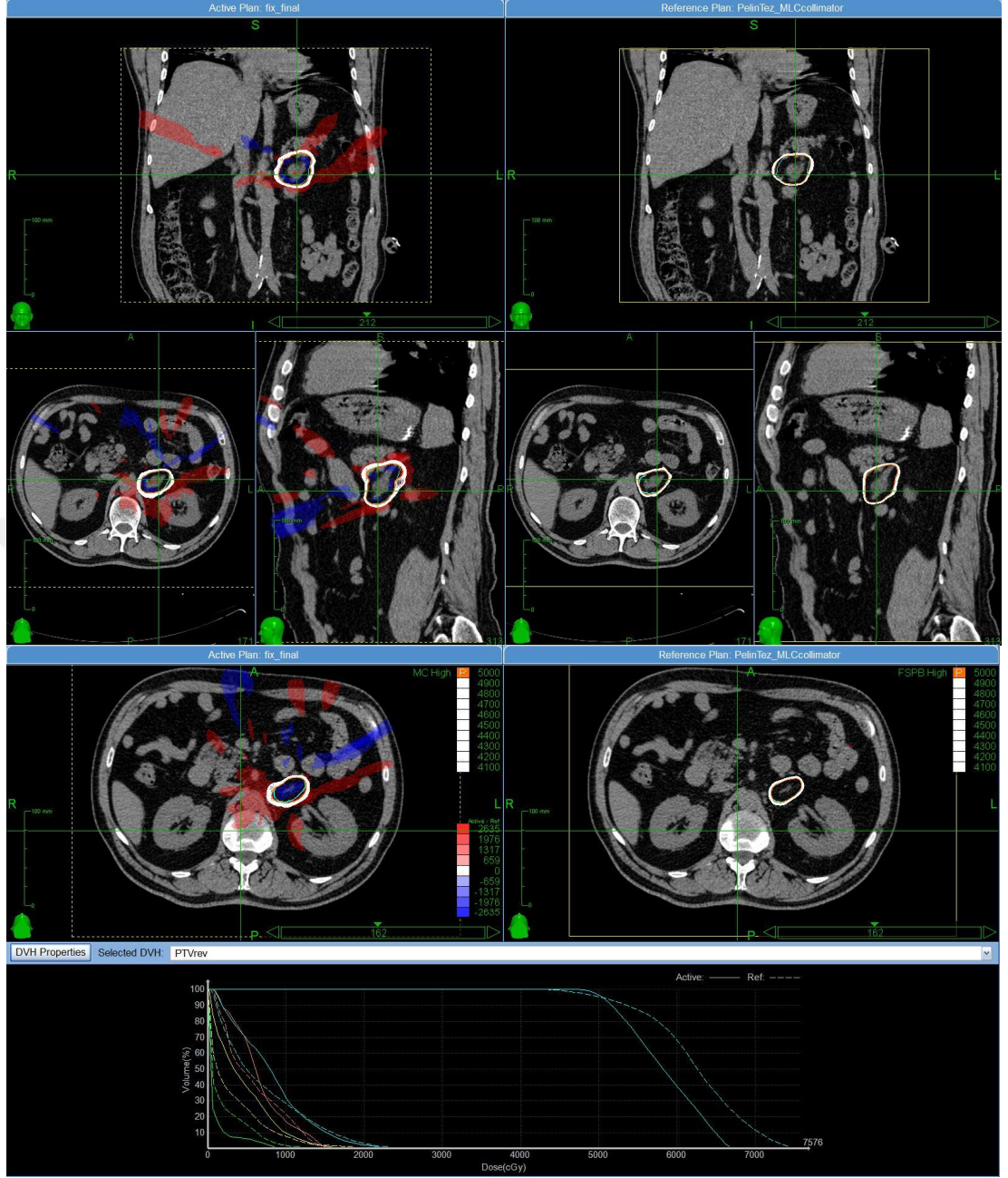
	Zaman		
	FIX	MLC	Fark (%)
Hasta 1	26	21	%19.2
Hasta 2	27	22	%18.5
Hasta 3	21	14	%33.3
Hasta 4	25	19	%24.0
Hasta 5	29	23	%20.6
Hasta 6	29	21	%27.5
Hasta 7	29	21	%27.5
Hasta 8	24	21	%12.5
Hasta 9	28	23	%17.8
Hasta 10	25	21	%16.0

Tablo 6.1.5 Multiplan TPS’nde FIX kolimatör ile yapılan sürrenal planların kritik organ dozları

	Duodenum (Gy)		Jejunum (Gy)		Kolon (Gy)		Mide (Gy)		Spinal Cord (Gy)			Renal Hilum (Gy)	Liver (Gy)	Bilat Renal Cortex (Gy)
	<5 ml	Maks.	<5 ml	Maks.	<20 ml	Maks.	<10 ml	Maks.	<0,25	<1,2	Maks.	2/3 vol	<700 ml	<200 ml
Hasta 1	11,2	14,5	17,1	30,3	10,7	16,4	20,2	31,6	8,4	7,6	9,0	1,8	2,1	3,1
Hasta 2	5,4	7,3	2,8	6,0	1,6	5,8	10,2	13,8	14,9	12,8	16,8	0,9	6,4	1,5
Hasta 3	4,6	11,9	13,3	29,6	9,4	14,7	12,8	16,1	8,7	7,8	9,4	2,4	0,7	1,4
Hasta 4	7,9	16,4	13,5	17,3	11,4	18,9	15,0	24,3	9,9	8,2	11,0	0,5	0,6	0,5
Hasta 5	17,3	29,5	15,0	17,5	14,5	21,2	14,0	24,4	12,6	10,3	13,9	2,3	6,3	1,9
Hasta 6	7,2	13,4	19,4	29,1	8,0	15,2	20,3	31,4	10,3	9,5	10,6	3,7	0,9	2,4
Hasta 7	12,1	15,5	19,1	28,4	12,3	18,9	6,9	10,1	6,6	5,7	7,3	2,6	0,5	2,2
Hasta 8	6,2	10,0	19,2	34,9	11,2	17,9	16,1	28,3	9,1	7,5	9,9	2,8	1,2	2,9
Hasta 9	12,1	17,3	19,3	29,1	14,9	21,0	20,1	30,1	12,7	10,4	13,9	4,1	3,6	4,5
Hasta10	9,3	13,8	17,2	31,3	11,3	17,8	18,9	30,0	11,4	10,1	12,3	1,2	3,4	2,5

Tablo 6.1.6. Multiplan TPS’nde MLC kolimatör ile yapılan sürrenal hasta planlarının kritik organ dozları

	Duodenum (Gy)		Jejenum (Gy)		Kolon (Gy)		Mide (Gy)		Spinal Cord (Gy)			Renal Hilum (Gy)	Liver (Gy)	Bilat Renal Cortex (Gy)
	<5 ml	Maks.	<5 ml	Maks.	<20 ml	Maks.	<10 ml	Maks.	<0,25	<1,2	Maks.	2/3 vol	<700 ml	<200 ml
Hasta 1	11,1	16,6	19,5	30,1	14,5	31,0	13,4	25,7	6,7	5,7	7,6	4,9	2,0	2,3
Hasta 2	5,4	13,7	1,2	5,8	1,8	13,5	12,1	18,1	10,9	9,4	12,0	1,0	4,8	1,0
Hasta 3	2,7	6,5	13,4	29,0	8,6	14,1	10,1	13,1	4,7	3,1	5,7	2,2	0,7	1,5
Hasta 4	8,8	11,4	7,3	13,5	11,4	15,3	13,6	20,7	7,3	6,0	8,3	2,5	0,8	1,8
Hasta 5	15,0	22,4	14,8	18,9	11,9	22,3	7,7	12,5	9,3	7,8	10,7	2,9	6,5	1,9
Hasta 6	7,7	13,1	19,5	30,4	9,6	18,2	18,9	30,3	7,4	6,3	7,9	2,2	0,9	1,5
Hasta 7	12,0	17,1	19,2	30,0	11,5	25,6	6,2	14,3	5,0	4,3	5,6	1,5	1,1	1,8
Hasta 8	8,9	15,1	19,4	34,3	11,8	17,4	15,1	21,2	9,7	8,3	10,5	1,9	1,1	3,6
Hasta 9	7,6	17,6	19,4	29,1	16,9	22,2	20,1	31,0	6,9	6,1	7,6	5,4	4,7	6,0
Hasta10	8,3	18,0	19,3	31,5	13,5	23,6	18,6	30,5	8,1	6,9	8,9	1,8	2,1	2,2



Resim 6.1 MultiPlan Tps'nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak oluşturulan sürrenal hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması

Tablo 6.1.7.Truebeam cihazında 6 FFFve 6FFF jaw takibi kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen CI değerleri

	CI		
	Truebeam 6FFF	Truebeam Jawtracking	Fark (%)
Hasta 1	0,86	0,86	%0.0
Hasta 2	0,90	0,92	%2.1
Hasta 3	0,91	0,90	%1.0
Hasta 4	0,91	0,91	%0.0
Hasta 5	0,88	0,88	%0.0
Hasta 6	0,86	0,88	%2.2
Hasta 7	0,89	0,89	%0.0
Hasta 8	0,89	0,90	%1.0
Hasta 9	0,90	0,90	%0.0
Hasta 10	0,89	0,88	%1.0

Tablo 6.1.8Truebeam cihazında 6 FFF enerjisiyle ve 6FFF jaw takibi kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen CI değerleri

	GI		
	Truebeam 6FFF	Truebeam Jawtracking	Fark (%)
Hasta 1	3,16	3,18	%0.6
Hasta 2	2,96	2,91	%1.6
Hasta 3	3,02	3,03	%0.3
Hasta 4	2,95	2,96	%0.3
Hasta 5	3,15	3,10	%1.5
Hasta 6	3,31	3,21	%3.0
Hasta 7	3,28	3,26	%0.6
Hasta 8	2,98	2,99	%0.3
Hasta 9	3,32	3,24	%2.4
Hasta 10	3,14	3,12	%0.6

Tablo 6.1.9. Truebeam cihazında 6 FFF enerjisiyle ve 6FFF jawtracking kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen MU değerleri

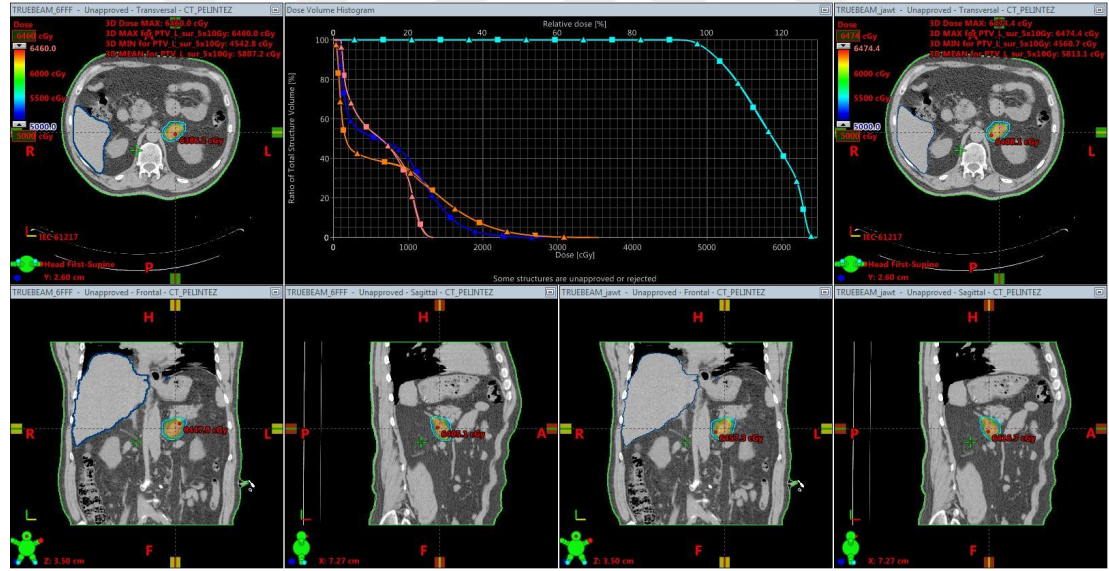
	MU		
	Truebeam 6FFF	Truebeam Jawtracking	Fark %
Hasta 1	3400	3423	%0.6
Hasta 2	3253	3160	%2.8
Hasta 3	3395	3287	%3.1
Hasta 4	4125	3564	%13.6
Hasta 5	3363	3260	%3.0
Hasta 6	3607	3361	%6.8
Hasta 7	3530	3572	%1.1
Hasta 8	3666	3355	%8.4
Hasta 9	3797	3805	%0.2
Hasta 10	3621	3573	%1.3

Tablo 6.1.10 Truebeam cihazında 6 FFF enerji ile yapılan sürrenal planların kritik organ dozları

	Duodenum (Gy)		Jejenum (Gy)		Kolon (Gy)		Mide (Gy)		Spinal Cord (Gy)			Renal Hilum (Gy)	Liver (Gy)	Bilat Renal Cortex (Gy)
	<5 ml	Max	<5 ml	Max	<20 ml	Max	<10 ml	Max	<0,25	<1,2	Max	2/3 vol	<700 ml	<200 ml
Hasta 1	11,1	13,1	19,3	31,3	11,0	14,8	10,9	26,6	9,9	9,4	11,0	2,2	0,8	1,7
Hasta 2	0,7	0,9	0,8	1,1	2,2	8,2	8,9	13,5	13,5	12,6	15,7	0,6	5,7	0,5
Hasta 3	7,1	9,4	16,5	30,7	6,2	12,7	8,4	11,0	9,4	8,8	10,5	0,6	0,4	0,4
Hasta 4	8,5	12,6	10,1	14,6	7,8	10,5	12,8	18,7	12,0	11,2	12,9	0,6	0,6	0,4
Hasta 5	17,0	26,4	11,4	18,2	9,8	15,0	10,0	12,8	14,1	13,3	15,1	0,8	7,2	0,7
Hasta 6	14,2	19,0	19,0	30,5	10,4	20,9	18,4	30,0	9,9	8,7	11,4	3,7	0,9	1,6
Hasta 7	10,0	13,5	19,2	28,6	11,1	18,4	1,1	1,6	10,2	9,1	11,3	1,1	0,4	1,3
Hasta 8	9,1	12,5	19,2	28,2	11,4	15,0	10,7	14,3	11,6	10,9	12,6	1,8	0,7	7,2
Hasta 9	13,5	18,0	18,5	27,1	14,5	17,9	16,7	27,1	14,2	13,4	15,2	4,7	4,0	5,8
Hasta10	9,8	12,5	19,2	32,8	12,4	16,8	14,2	26,9	13,9	13,2	14,7	0,9	3,2	0,8

Tablo 6.1.11 Truebeam cihazında 6 FFF enerjide jaw takibi ile yapılan sürrenal planların kritik organ dozları

	Duodenum (Gy)		Jejenum (Gy)		Kolon (Gy)		Mide (Gy)		Spinal Cord (Gy)			Renal Hilum (Gy)	Liver (Gy)	Bilat Renal Cortex (Gy)
	<5 ml	Max	<5 ml	Max	<20 ml	Max	<10 ml	Max	<0,25	<1,2	Max	2/3 vol	<700 ml	<200 ml
Hasta 1	11,2	12,8	19,3	30,7	11,1	14,3	10,8	27,1	9,9	9,5	10,8	2,1	0,8	1,6
Hasta 2	0,7	0,9	0,8	1,1	2,1	7,6	8,4	11,8	12,4	11,6	14,4	0,6	5,6	0,5
Hasta 3	7,2	9,6	12,1	30,1	6,3	13,4	8,4	11,4	9,3	8,6	10,4	0,6	0,4	0,4
Hasta 4	8,1	11,6	9,3	13,6	7,8	10,8	13,2	19,2	10,7	9,9	12,0	0,6	0,7	0,4
Hasta 5	16,8	26,7	11,5	16,7	9,1	14,1	10,2	13,1	14,2	13,0	16,6	0,8	7,1	0,7
Hasta 6	12,2	16,0	19,4	31,5	10,5	19,5	18,1	29,8	9,7	8,9	10,8	3,8	0,8	1,5
Hasta 7	11,2	13,4	19,2	28,1	11,6	19,0	1,1	1,6	9,7	8,9	11,0	1,1	0,4	1,2
Hasta 8	9,6	11,4	19,1	28,5	11,0	13,7	11,4	14,1	12,3	11,7	13,2	1,8	0,7	6,3
Hasta 9	13,6	18,7	18,2	27,5	14,7	18,1	17,3	27,4	14,0	13,2	15,0	4,7	3,9	5,7
Hasta10	9,7	12,1	19,3	32,8	11,9	17,2	13,9	26,6	13,9	13,3	14,9	0,9	3,4	0,8



Resim6.2. Eclipse TPS'nde Truebeam cihazında 6FFF ve 6FFF jaw takibi kullanılarak oluşturulan sürrenal hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması

Tablo 6.1.12.Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen CI değerleri

	CI		
	Truebeam 6MV	Trilogy	Fark %
Hasta 1	0,86	0,84	%2.3
Hasta 2	0,92	0,91	%1.0
Hasta 3	0,90	0,89	%1.1
Hasta 4	0,91	0,89	%2.2
Hasta 5	0,89	0,89	%0.0
Hasta 6	0,87	0,85	%2.2
Hasta 7	0,89	0,89	%0.0
Hasta 8	0,89	0,89	%0.0
Hasta 9	0,90	0,88	%2.2
Hasta 10	0,89	0,86	%3.3

Tablo 6.1.13.Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen GI değerleri

	GI		
	Truebeam 6MV	Trilogy	Fark %
Hasta 1	3,17	3,22	%1.5
Hasta 2	2,94	3,04	%3.2
Hasta 3	3,04	3,17	%4.1
Hasta 4	2,95	3,04	%2.9
Hasta 5	3,10	3,26	%4.9
Hasta 6	3,26	3,29	%0.9
Hasta 7	3,26	3,33	%2.1
Hasta 8	2,97	3,03	%1.9
Hasta 9	3,25	3,39	%4.1
Hasta 10	3,17	3,40	%6.7

Tablo 6.1.14 Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen MU değerleri

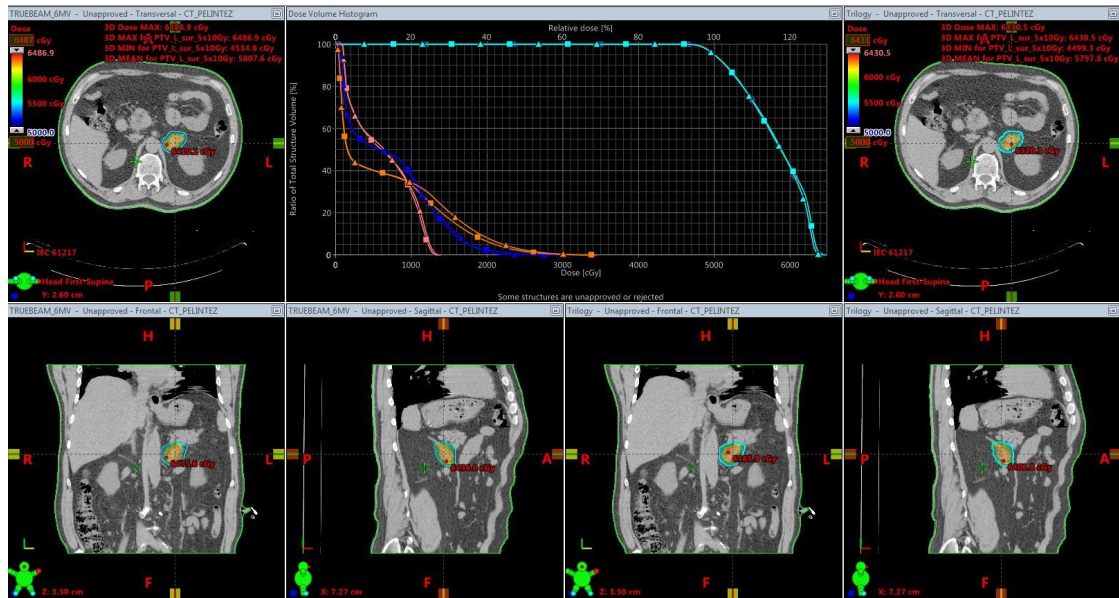
	MU		
	Truebeam 6MV	Trilogy	Fark %
Hasta 1	3270	2816	%13.8
Hasta 2	3078	2865	%6.9
Hasta 3	3141	3113	%0.9
Hasta 4	3825	3068	%19.7
Hasta 5	3170	3053	%3.6
Hasta 6	3281	3220	%1.8
Hasta 7	3266	3117	%4.5
Hasta 8	3009	2575	%14.4
Hasta 9	3310	3267	%1.3
Hasta 10	3629	2713	%25.2

Tablo6.1.15. Truebeam cihazında 6 MV enerji ile yapılan sürrenal planların kritik organ dozları

	Duodenum (Gy)		Jejenum (Gy)		Kolon (Gy)		Mide (Gy)		Spinal Cord (Gy)			Renal Hilum (Gy)	Liver (Gy)	Bilat Renal Cortex (Gy)
	<5 ml	Max	<5 ml	Max	<20 ml	Max	<10 ml	Max	<0,25	<1,2	Max	2/3 vol	<700 ml	<200 ml
Hasta 1	11,0	12,9	19,4	31,2	10,9	14,3	11,0	27,4	9,7	9,2	10,7	2,0	0,7	1,5
Hasta 2	0,6	0,9	0,7	1,0	2,0	8,0	8,8	12,1	14,8	13,4	16,5	0,6	5,2	0,5
Hasta 3	6,7	9,7	15,9	28,5	6,0	12,5	8,3	11,0	9,7	9,0	10,5	0,5	0,4	0,3
Hasta 4	8,6	10,8	9,1	13,1	7,5	10,0	12,9	18,8	11,5	10,0	12,8	0,5	0,6	0,4
Hasta 5	15,7	26,7	11,8	15,5	8,7	14,2	10,3	13,5	14,6	13,4	17,6	0,7	7,3	0,6
Hasta 6	12,9	17,2	18,9	30,9	10,4	18,9	19,6	31,9	11,2	9,9	12,6	3,8	0,8	1,5
Hasta 7	11,7	13,5	19,4	28,3	11,1	17,8	1,0	1,5	9,8	8,8	10,7	1,0	0,4	1,2
Hasta 8	9,4	11,2	18,5	28,0	10,4	13,3	10,6	14,4	11,9	11,2	13,2	1,7	0,7	6,3
Hasta 9	13,4	18,5	18,2	28,7	14,0	17,5	16,8	27,2	14,1	13,2	15,3	4,7	4,1	5,9
Hasta10	10,0	12,0	18,3	30,7	13,3	18,5	14,2	26,9	13,9	13,0	14,8	0,8	3,6	0,8

Tablo 6.1.16 Trilogy cihazında 6 MV enerji ile yapılan sürrenal planların kritik organ dozları

	Duodenum (Gy)		Jejenum (Gy)		Kolon (Gy)		Mide (Gy)		Spinal Cord (Gy)			Renal Hilum (Gy)	Liver (Gy)	Bilat Renal Cortex (Gy)
	<5 ml	Max	<5 ml	Max	<20 ml	Max	<10 ml	Max	<0,25	<1,2	Max	2/3 vol	<700 ml	<200 ml
Hasta 1	11,3	13,5	19,5	32,5	10,5	14,2	11,3	28,4	12,7	11,9	13,7	2,0	0,7	1,5
Hasta 2	0,6	0,8	0,7	1,0	2,1	6,7	8,5	12,7	14,6	13,4	16,5	0,5	5,7	0,5
Hasta 3	7,7	10,2	11,8	27,6	7,0	12,4	8,8	11,9	9,3	8,6	10,0	0,5	0,3	0,3
Hasta 4	8,0	12,2	9,7	13,6	7,5	9,9	12,6	20,2	10,0	9,6	10,4	0,5	0,6	0,4
Hasta 5	13,3	20,2	12,6	19,0	9,2	13,9	10,5	14,2	13,9	12,6	15,5	0,7	0,7	0,6
Hasta 6	10,7	14,1	19,5	27,8	10,9	18,8	19,4	31,6	10,0	8,7	11,6	3,7	0,7	1,4
Hasta 7	11,9	14,0	18,8	29,2	10,6	17,0	1,0	1,5	10,3	9,5	11,1	0,9	0,4	1,1
Hasta 8	9,1	11,4	18,5	28,0	10,2	12,6	10,9	13,9	12,5	11,8	13,1	1,6	0,6	6,8
Hasta 9	13,2	18,5	18,2	29,0	15,1	19,1	18,3	31,2	15,5	14,3	16,9	4,9	3,7	5,6
Hasta10	9,8	11,7	17,8	29,2	11,7	18,3	13,2	29,1	14,0	13,3	14,8	0,8	3,8	0,8



Resim 6.3 Eclipse TPS'nde 6MV sabit enerjide Truebeam ve Trilogy cihazları kullanılarak oluşturulan sürrenal hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması

6.2. Prostat Hasta Planlarından Elde Edilen Sonuçlar

Tablo 6.2.1 Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan prostat hasta planlardan elde edilen CI (conformatiy index) değerleri

	CI		
	FIX	MLC	Fark (%)
Hasta 1	0,87	0,84	%3.4
Hasta 2	0,90	0,85	%5.5
Hasta 3	0,84	0,83	%1.1
Hasta 4	0,86	0,84	%2.3
Hasta 5	0,86	0,93	%7.5
Hasta 6	0,88	0,84	%4.5
Hasta 7	0,85	0,85	%0.0
Hasta 8	0,88	0,87	%1.1
Hasta 9	0,87	0,86	%1.1
Hasta 10	0,89	0,86	%3.3

Tablo 6.2.2. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan prostat hasta planlardan elde edilen GI değerleri

	GI		
	FIX	MLC	Fark (%)
Hasta 1	3,76	2,54	%32.4
Hasta 2	3,33	2,64	%20.7
Hasta 3	4,14	2,51	%39.3
Hasta 4	3,52	2,73	%22.4
Hasta 5	3,80	2,57	%32.3
Hasta 6	3,58	2,74	%23.4
Hasta 7	3,65	2,51	%31.2
Hasta 8	3,32	2,82	%15.0
Hasta 9	3,50	2,57	%26.5
Hasta 10	3,45	2,64	%23.4

Tablo 6.2.3. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen MU (monitor unit) değerleri

	MU		
	FIX	MLC	Fark (%)
Hasta 1	37449,6	24427,2	%34.7
Hasta 2	44993,1	21281,8	%52.6
Hasta 3	36770,1	22362,2	%39.1
Hasta 4	46854,3	32658,5	%30.2
Hasta 5	31912,6	18253,6	%42.8
Hasta 6	51068,8	31004,9	%39.2
Hasta 7	38971,8	28985,0	%25.6
Hasta 8	45700,4	30138,1	%34.0
Hasta 9	40449,1	24018,1	%40.6
Hasta 10	36629,6	23583,8	%35.6

Tablo 6.2.4. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan prostat hastalarının tedavi süreleri

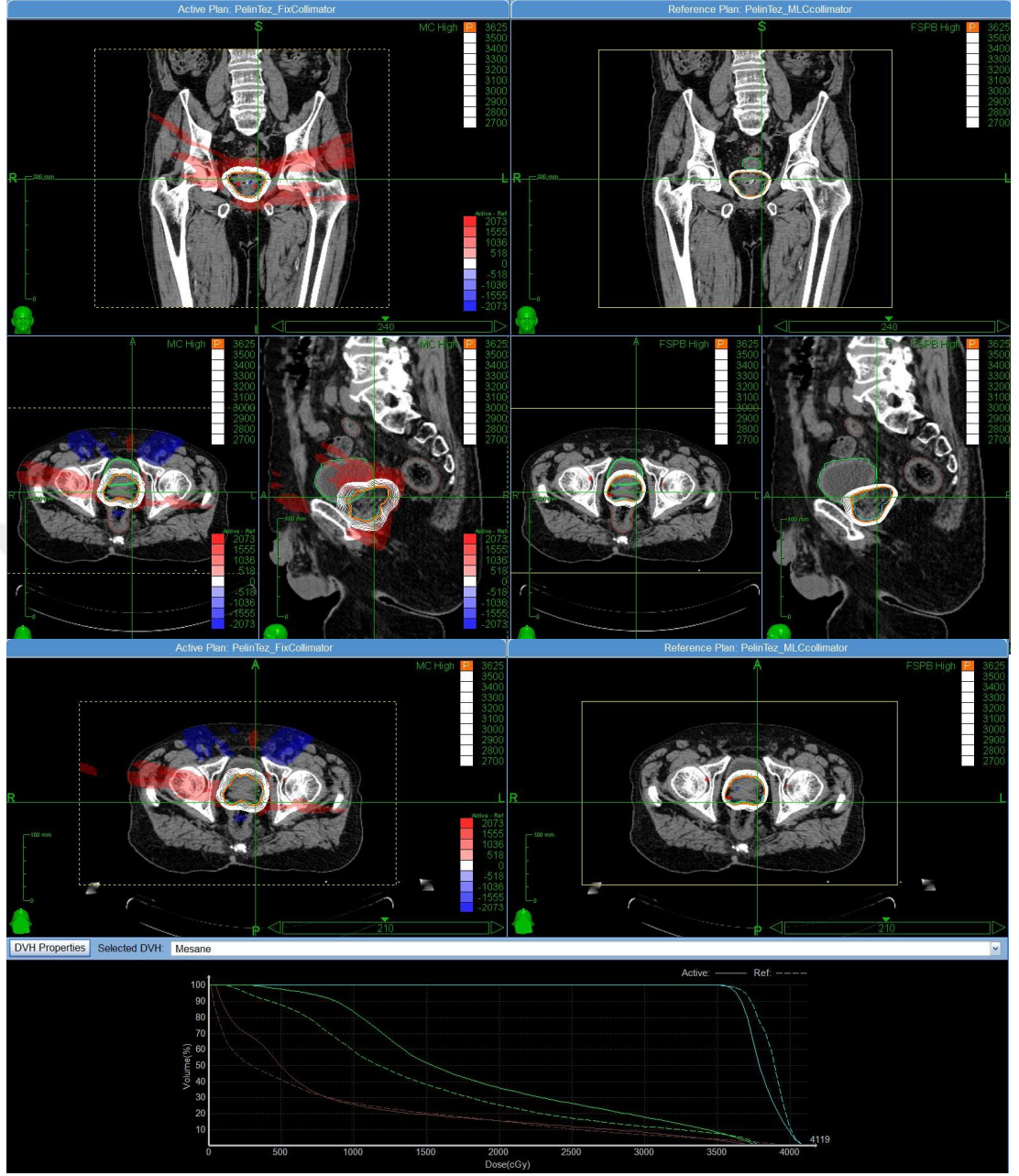
	Zaman		
	FIX	MLC	Fark (%)
Hasta 1	36	28	%22.2
Hasta 2	38	18	%52.6
Hasta 3	37	19	%48.6
Hasta 4	41	24	%41.6
Hasta 5	27	20	%25.9
Hasta 6	42	23	%45.2
Hasta 7	38	23	%39.4
Hasta 8	46	24	%47.8
Hasta 9	41	23	%43.9
Hasta 10	35	22	%37.1

Tablo 6.2.5. Multiplan TPS’nde FIX kolimatör ile yapılan prostat planlarındaki kritik organ dozları

		Hasta1	Hasta 2	Hasta 3	Hasta 4	Hasta 5	Hasta 6	Hasta 7	Hasta 8	Hasta9	Hasta 10
Reçete doz	%	86%	87%	88%	88%	89%	88%	88%	88%	88%	88%
Rektum	50	4,9	3,5	4,8	13,4	6,5	8,0	13,5	16,6	11,4	15,2
	20	13,8	26,2	17,8	26,1	19,6	20,4	27,3	27,8	26,8	26,4
	10	27,4	31,9	27,6	31,2	26,0	29,5	32,0	32,2	32,4	33,1
	5	33,3	34,8	32,7	34,3	30,6	33,3	34,2	34,5	35,0	35,3
Mesane	40	18,3	15,3	17,9	17,4	15,2	17,8	18,4	17,9	15,1	16,2
	10	34,1	29,6	33,4	33,20	26,6	34,3	34,7	34,2	30,5	33,7
	0	38,1	37,7	38,3	38,3	38,6	38,5	38,8	38,2	39,2	38,5

Tablo 6.2.6. Multiplan TPS’nde MLC kolimatör ile yapılan prostat planlarındaki kritik organ dozları

		Hasta 1	Hasta 2	Hasta 3	Hasta 4	Hasta 5	Hasta 6	Hasta 7	Hasta 8	Hasta 9	Hasta 10
Reçete doz	%	88%	88%	88%	88%	89%	88%	88%	88%	88%	88%
Rektum	50	2,9	3,7	5,8	12,9	5,6	3,2	8,4	16,2	9,5	14,9
	20	15,0	24,2	13,1	22,9	16,2	13,5	22,9	24,7	23,4	24,3
	10	25,1	31,5	23,7	29,6	20,7	23,1	30,2	31,0	31,9	31,7
	5	32,7	35,9	32,2	33,7	25,3	32,1	34,7	34,2	35,3	35,5
Mesane	40	14,3	15,5	15,8	16,8	8,0	17,0	16,8	16,6	10,4	15,8
	10	32,0	24,1	33,3	34,5	18,7	35,3	35,8	33,5	22,3	31,6
	0	38,1	37,3	37,7	38,0	37,6	37,8	37,5	37,5	37,5	38,3



Resim 6.4. MultiPlan Tps'nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak oluşturulan prostat hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması

Tablo 6.2.7. Truebeam cihazında 6 FFF ve 6FFF jaw takibi kullanarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen CI değerleri

	CI		
	Truebeam 6FFF	Truebeam jawtracking	Fark (%)
Hasta 1	0,88	0,89	%1.1
Hasta 2	0,92	0,92	%0.0
Hasta 3	0,80	0,81	%1.1
Hasta 4	0,78	0,78	%0.0
Hasta 5	0,84	0,84	%0.0
Hasta 6	0,81	0,82	%1.1
Hasta 7	0,84	0,84	%0.0
Hasta 8	0,83	0,83	%0.0
Hasta 9	0,89	0,90	%1.1
Hasta10	0,84	0,84	%0.0

Tablo 6.2.8. Truebeam cihazında 6 FFF enerjisiyle ve 6FFF jaw takibi kullanarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen GI değerleri

	GI		
	Truebeam 6FFF	Truebeam jawtracking	Fark (%)
Hasta 1	2,90	2,89	%0.3
Hasta 2	2,91	2,90	%0.3
Hasta 3	3,02	3,01	%0.3
Hasta 4	3,18	3,13	%1.5
Hasta 5	2,93	2,89	%1.3
Hasta 6	2,94	2,88	%2.0
Hasta 7	3,16	3,11	%1.5
Hasta 8	2,99	2,96	%1.0
Hasta 9	3,06	3,05	%0.3
Hasta 10	2,92	2,90	%0.6

Tablo 6.2.9. Truebeam cihazında 6 FFF enerjisiyle ve 6FFF jaw takibi kullanarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen MU değerleri

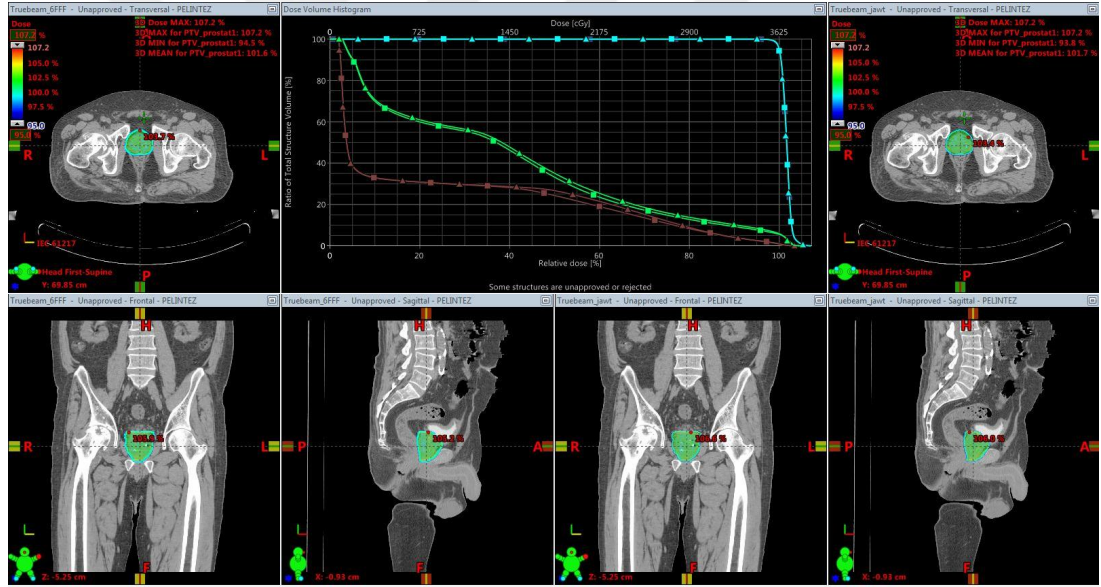
	MU		
	Truebeam 6FFF	Truebeam jawtracking	Fark (%)
Hasta 1	2092	2081	%0.5
Hasta 2	1700	1704	%0.2
Hasta 3	1946	1953	%0.3
Hasta 4	2043	2088	%2.1
Hasta 5	1794	1813	%1.0
Hasta 6	2172	2289	%5.1
Hasta 7	2016	1898	%5.8
Hasta 8	2677	1725	%35.5
Hasta 9	1908	1933	%1.3
Hasta 10	1943	1906	%1.9

Tablo 6.2.10. Truebeam cihazında 6 FFF enerji ile yapılan prostat planlarının kritik organ dozları

		Hasta 1	Hasta 2	Hasta 3	Hasta 4	Hasta 5	Hasta 6	Hasta 7	Hasta 8	Hasta 9	Hasta10
Rektum	50%	1,6	1,5	1,3	16,6	2,1	1,5	3,9	17,9	18,3	16,2
	20%	15,7	23,8	22,6	27,7	21,2	24,6	26,7	28,7	24,5	26,4
	10%	21,2	28,7	28,2	31,4	26,4	30,2	30,0	33,4	29,2	30,9
	5%	27,2	33,2	31,6	33,8	30,3	32,7	32,5	35,5	33,7	33,9
Mesane	40%	5,80	6,8	16,6	5,4	1,8	19,5	21,8	16,8	2,3	16,2
	10%	28,4	20,2	32,9	34,1	15,6	35,1	35,8	31,5	21,0	34,9
	0%	38,9	39,5	38,2	38,3	36,3	38,7	37,9	38,6	39,3	38,8

Tablo 6.2.11. Truebeam cihazında 6 FFF enerjide jaw takibi ile yapılan prostat planlarının kritik organ dozları

		Hasta1	Hasta 2	Hasta 3	Hasta 4	Hasta 5	Hasta 6	Hasta 7	Hasta 8	Hasta 9	Hasta 10
Rektum	50%	1,6	1,5	1,3	16,5	2,1	1,5	3,9	18,9	17,0	16,8
	20%	15,8	24,0	21,0	27,2	20,4	22,6	26,4	29,6	24,2	26,3
	10%	21,6	28,8	27,7	31,4	25,6	28,2	29,8	33,6	29,0	31,1
	5%	27,1	33,2	31,6	33,7	29,8	31,6	32,4	35,3	33,5	33,9
Mesane	40%	5,7	6,5	16,3	5,3	1,8	21,6	21,1	19,3	2,3	16,4
	10%	28,2	20,2	31,7	33,8	15,5	35,3	35,9	32,5	20,8	34,7
	0%	38,7	39,4	38,2	38,7	36,3	38,8	37,7	38,5	39,0	38,7



Resim6.5. Eclipse TPS'nde Truebeam cihazında 6FFF ve 6FFF jaw takibi kullanılarak oluşturulan prostat hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması

Tablo 6.2.12.Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen CI değerleri

	CI		
	Truebeam 6MV	Trilogy 6MV	Fark (%)
Hasta 1	0,88	0,86	%2.2
Hasta 2	0,92	0,91	%1.0
Hasta 3	0,81	0,81	%0.0
Hasta 4	0,79	0,75	%5.0
Hasta 5	0,85	0,84	%1.1
Hasta 6	0,83	0,83	%0.0
Hasta 7	0,86	0,85	%1.1
Hasta 8	0,83	0,82	%1.2
Hasta 9	0,88	0,83	%5.6
Hasta10	0,84	0,80	%4.7

Tablo 6.2.13.Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen GI değerleri

	GI		
	Truebeam 6MV	Trilogy 6MV	Fark (%)
Hasta 1	3,24	3,24	%0.0
Hasta 2	2,89	2,96	%2.3
Hasta 3	3,01	2,99	%0.6
Hasta 4	3,11	3,38	%7.9
Hasta 5	2,88	3,06	%5.8
Hasta 6	2,93	3,08	%4.8
Hasta 7	3,03	3,05	%0.6
Hasta 8	2,97	2,99	%0.6
Hasta 9	2,96	2,96	%0.0
Hasta 10	2,87	2,87	%0.0

Tablo 6.2.14. Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan prostat hasta planlarından elde edilen MU değerleri

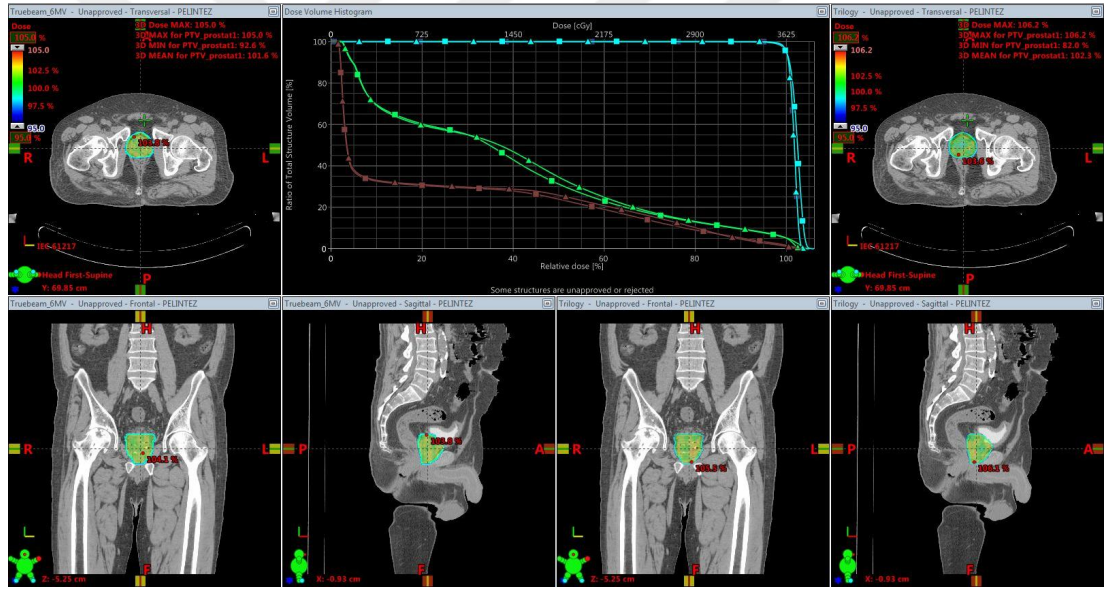
	MU		
	Truebeam 6MV	Trilogy 6MV	Fark (%)
Hasta 1	1584	1584	%0.0
Hasta 2	1572	1570	%0.1
Hasta 3	1745	1661	%4.8
Hasta 4	1898	1678	%11.6
Hasta 5	1627	1521	%6.5
Hasta 6	1868	1691	%9.5
Hasta 7	1775	1581	%10.9
Hasta 8	1758	1475	%16.0
Hasta 9	1712	1538	%10.1
Hasta10	1727	1605	%7.0

Tablo6.2.15. Truebeam cihazında 6 MV enerji ile yapılan prostat planlarındaki kritik organ dozları

		Hasta 1	Hasta 2	Hasta 3	Hasta 4	Hasta 5	Hasta 6	Hasta 7	Hasta 8	Hasta 9	Hasta 10
Rektum	50%	1,6	1,5	1,2	16,2	2,1	1,4	4,1	18,9	17,1	16,1
	20%	15,8	23,5	22,3	27,1	20,4	23,8	25,7	29,6	24,1	26,5
	10%	21,8	28,6	28,9	31,1	26,0	29,4	29,2	33,5	29,0	31,2
	5%	27,6	33,2	32,2	33,7	30,3	32,3	31,8	35,5	33,6	34,0
Mesane	40%	5,9	6,9	16,3	5,4	1,7	20,2	15,2	19,3	2,3	15,8
	10%	28,4	20,2	32,3	33,7	15,4	35,5	35,2	32,5	20,5	34,8
	0%	39,2	39,3	37,7	38,2	36,6	38,9	38,0	38,3	39,2	38,9

Tablo 6.2.16. Trilogy cihazında 6 MV enerji ile yapılan prostat planlarındaki kritik organ dozları

		Hasta 1	Hasta 2	Hasta 3	Hasta 4	Hasta 5	Hasta 6	Hasta 7	Hasta 8	Hasta 9	Hasta 10
Rektum	50%	1,7	1,5	1,2	20,1	1,9	1,3	3,0	19,3	17,7	16,4
	20%	18,5	24,0	20,9	31,3	20,8	24,4	26,8	30,1	25,8	27,8
	10%	24,9	28,9	27,9	34,1	25,8	30,0	30,5	33,9	30,8	33,0
	5%	30,1	33,2	32,8	35,5	29,7	32,8	32,8	35,3	34,7	35,2
Mesane	40%	7,0	7,1	15,2	6,0	1,6	22,4	19,2	18,8	2,2	19,4
	10%	29,5	21,4	32,1	33,8	16,8	35,4	35,7	32,6	20,9	35,5
	0%	39,8	39,7	38,1	38,4	37,3	38,9	39,3	38,3	39,8	39,9



Resim6.6. Eclipse TPS'nde 6MV sabit enerjide Truebeam ve Trilogy cihazları kullanılarak oluşturulan sürrenal hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması

6.3 Çoklu Beyin Metastazı Hasta Planlarından Elde Edilen Sonuçlar

Tablo 6.3.1. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazı hasta planlarından elde edilen MU değerleri

	MU		
	FIX	MLC	Fark (%)
Hasta 1	19478.2	9628.5	%50.5
Hasta 2	26534.6	15810.4	%40.4
Hasta 3	9710.9	5888.8	%39.3
Hasta 4	22654.7	21922.3	%3.2
Hasta 5	13851.8	7046.2	%49.1
Hasta 6	16847.0	6364.9	%62.2
Hasta 7	26242.0	26658.8	%1.56
Hasta 8	16440.2	18390.7	%10.6
Hasta 9	33075.2	31925.4	%3.4
Hasta 10	26584.6	19658.7	%26.0

Tablo 6.3.2. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazı hastalarının tedavi süreleri

	Tedavi Süresi		
	FIX	MLC	Fark (%)
Hasta 1	49	28	%42.8
Hasta 2	53	35	%33.9
Hasta 3	28	30	%6.6
Hasta 4	58	52	%10.3
Hasta 5	34	24	%29.4
Hasta 6	38	21	%44.7
Hasta 7	69	53	%23.1
Hasta 8	45	50	%10.0
Hasta 9	68	42	%38.2
Hasta 10	52	26	%50.0

Tablo 6.3.3. Multiplan TPS’nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazı hasta planlarındaki ışın demeti sayısı

	Demet sayısı		
	FIX	MLC	Fark (%)
Hasta 1	157	61	%61.1
Hasta 2	146	63	%56.8
Hasta 3	83	83	%0.0
Hasta 4	163	105	%35.5
Hasta 5	89	44	%50.5
Hasta 6	106	41	%61.3
Hasta 7	215	95	%55.8
Hasta 8	146	94	%35.6
Hasta 9	243	178	%26.7
Hasta 10	149	73	%51.1

Tablo 6.3.4. Multiplan TPS’nde MLC kolimatör kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazı hasta planlarındaki ışın demeti ve segment sayısı

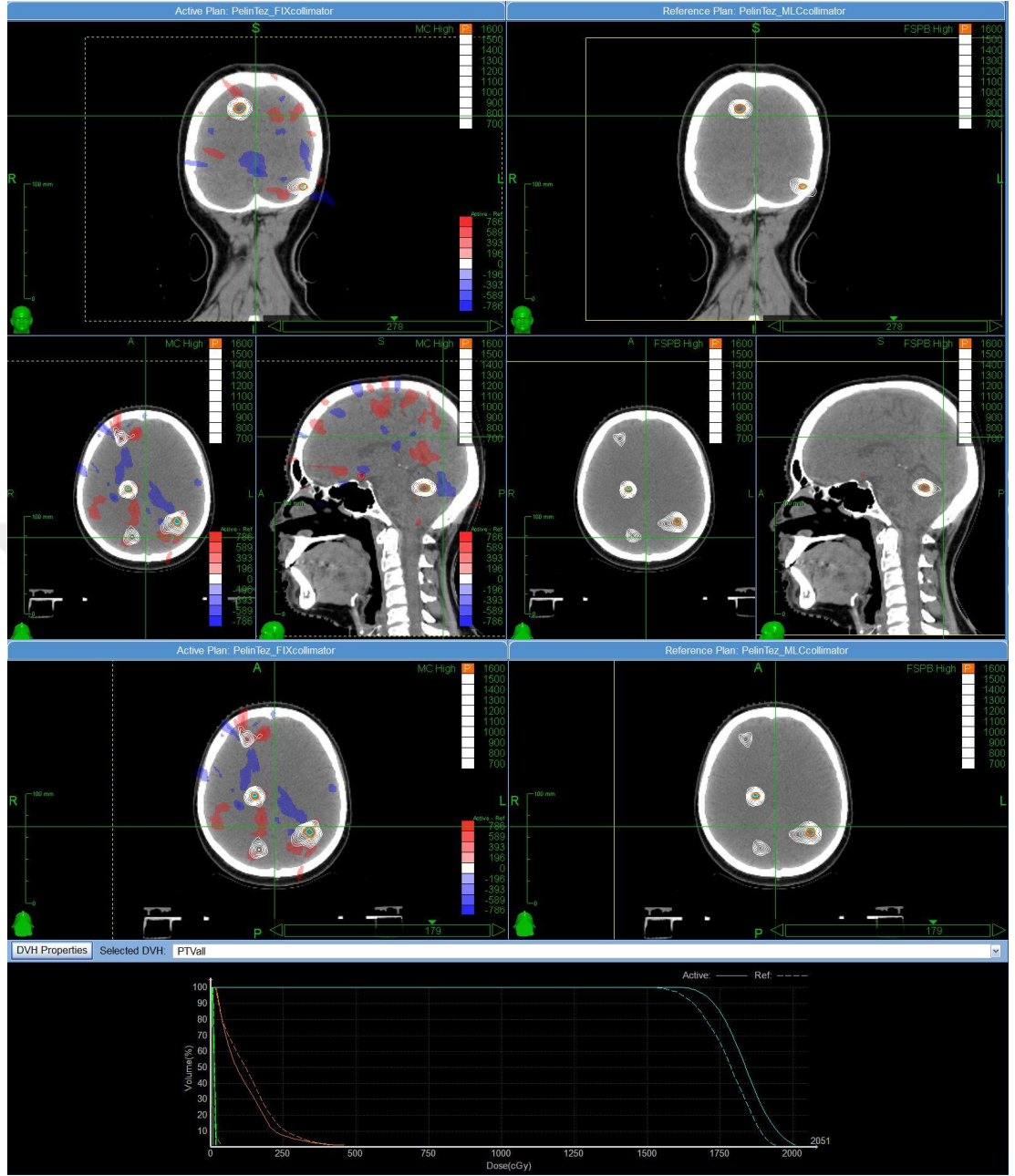
	MLC	
	Demet sayısı	Segment
Hasta 1	61	63
Hasta 2	63	80
Hasta 3	83	98
Hasta 4	105	148
Hasta 5	44	55
Hasta 6	41	47
Hasta 7	95	127
Hasta 8	94	167
Hasta 9	178	205
Hasta 10	73	98

Tablo 6.3.5. Multiplan TPS’nde FIX kolimatör ile yapılan çoklu beyin metastazı planlarındaki kritik organ dozları

	Kiazma		R optik sinir		L optik sinir		Beyin sapı		Beyin-GTV		
	<0,2mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,2mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,2mL	Maks nokta dozu(Gy)	<0,5 mL	Maks nokta dozu(Gy)	V8Gy	V10Gy	V12Gy
Hasta 1	4,2	5,8	4,1	5,6	4,0	5,6	3,8	5,4	1,5	1,0	0,7
Hasta 2	1,7	3,4	0,2	0,4	0,2	0,3	4,4	7,5	0,8	0,5	0,3
Hasta 3	0,9	1,2	0,2	0,5	0,1	0,2	0,8	0,9	1,0	0,7	0,5
Hasta 4	1,7	2,0	0,2	0,4	0,2	0,3	3,5	5,1	2,8	1,8	1,2
Hasta 5	0,1	0,5	0,0	0,0	0,0	0,1	1,3	2,0	0,7	0,5	0,3
Hasta 6	0,6	1,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,3	0,6	0,5	0,4	0,2
Hasta 7	2,1	2,5	0,2	0,4	0,2	0,4	6,0	6,7	9,8	6,7	4,6
Hasta 8	0,7	0,8	0,0	0,0	0,0	0,0	1,6	2,2	3,3	2,1	1,5
Hasta 9	4,1	5,6	1,1	1,9	2,4	3,2	8,4	11,6	0,7	0,0	0,0
Hasta10	3,1	4,4	3,2	4,3	3,0	4,1	2,4	3,8	1,1	0,8	0,6

Tablo 6.3.6. Multiplan TPS’nde MLC kolimatör ile yapılan çoklu beyin metastazı planlarındaki kritik organ dozları

	Kiazma		R optik sinir		L optik sinir		Beyin sapı		Beyin-GTV		
	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,5 mL	Maks nokta dozu (Gy)	V8Gy	V10Gy	V12Gy
Hasta 1	3,1	3,7	3,1	3,2	3,0	3,2	5,8	6,0	1,4	0,9	0,6
Hasta 2	0,2	0,2	0,1	0,2	0,3	0,9	5,4	8,0	0,7	0,4	0,3
Hasta 3	0,6	1,1	0,5	0,8	0,4	0,5	0,2	0,6	0,8	0,6	0,4
Hasta 4	2,9	3,8	1,1	1,4	1,1	1,3	3,5	4,5	2,3	1,5	1,0
Hasta 5	0,1	0,1	0,0	0,1	0,1	0,1	1,1	1,3	0,7	0,5	0,3
Hasta 6	1,1	1,4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,2	0,3	0,5	0,3	0,2
Hasta 7	1,6	2,1	0,0	0,0	0,0	0,0	6,2	6,8	9,6	6,1	4,1
Hasta 8	0,8	0,9	0,0	0,0	0,0	0,0	0,8	0,9	2,7	1,7	1,2
Hasta 9	2,9	3,5	0,2	0,7	1,1	1,6	5,2	9,2	0,4	0,0	0,0
Hasta10	2,4	3,5	2,5	3,6	2,3	3,4	1,8	2,5	0,9	0,7	0,4



Resim 6.7 MultiPlan Tps'nde FIX ve MLC kolimatör kullanılarak oluşturulan beyin metastazı hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması

Tablo 6.3.7. TB 6FFF ve TB 6 FFF jaw takibi kolimasyon sistemleri kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazı hasta planlarından elde edilen MU değerleri

	MU		
	Truebeam 6FFF	Truebeam Jawtracking	Fark (%)
Hasta 1	6320	5666	%10.3
Hasta 2	6728	7023	%4.2
Hasta 3	5632	5876	%4.1
Hasta 4	5879	5525	%6.0
Hasta 5	4662	4633	%0.6
Hasta 6	4219	4389	%3.8
Hasta 7	7041	7899	%10.8
Hasta 8	7038	6920	%1.6
Hasta 9	8790	8335	%5.1
Hasta 10	6128	5483	%10.5

Tablo 6.3.8. TB 6MV ve TR 6MV kolimasyon sistemleri kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazı hasta planlarından elde edilen MU değerleri

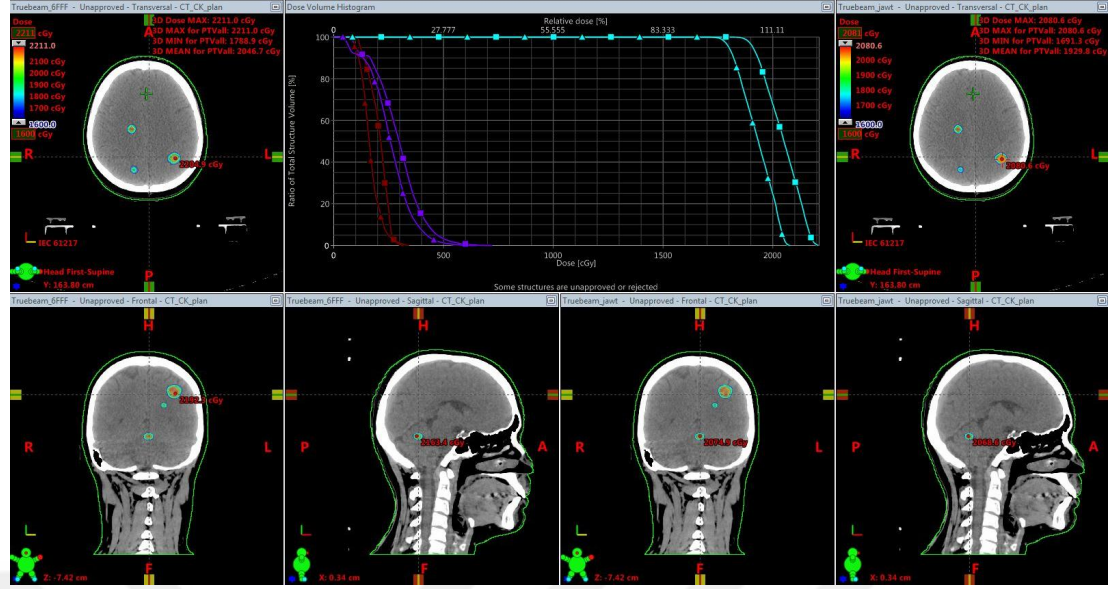
	MU		
	Truebeam 6MV	Trilogy 6MV	Fark (%)
Hasta 1	6144	4417	%28.1
Hasta 2	5936	6489	%8.5
Hasta 3	4656	3942	%15.3
Hasta 4	4923	4676	%5.0
Hasta 5	4540	4862	%6.6
Hasta 6	3951	1914	%51.5
Hasta 7	6497	7762	%16.3
Hasta 8	6930	5762	%16.8
Hasta 9	7614	5908	%22.4
Hasta 10	5825	4314	%25.9

Tablo 6.3.9. TB cihazında 6FFF enerjisi kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazlarındaki kritik organ dozları

	Kiazma		R optik sinir		L optik sinir		Beyin sapı		Beyin-GTV		
	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,2 mL	Maks nokta dozu(Gy)	<0,5 mL	Maks nokta dozu(Gy)	V8Gy	V10Gy	V12Gy
Hasta 1	3.4	5.0	2.9	4,7	3.0	4.8	5.2	7.5	%1.6	%1.0	%0.7
Hasta 2	1.2	1.6	0.7	1.1	0.7	1.1	3.9	9.0	%0.6	%0.3	%0.1
Hasta 3	0.0	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	%1.0	%0.6	%0.4
Hasta 4	2.6	3.2	2.5	3.1	2.7	3.2	5.1	7.2	%4.2	%2.2	%1.3
Hasta 5	0.0	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	3.5	4.3	%0.7	%0.4	%0.2
Hasta 6	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	%0.4	%0.2	%0.1
Hasta 7	3.0	3.6	2.9	3.6	2.9	3.6	4.9	6.0	%6.2	%3.8	%2.2
Hasta 8	0.6	0.8	0.6	0.8	0.5	0.8	0.8	1.0	%2.7	%1.4	%0.8
Hasta 9	2.2	2.9	2.3	3.0	2.1	2.9	7.6	11.4	%5.6	%2.5	%1.2
Hasta10	3.3	5.1	3.1	4.6	3.5	5.2	4.7	7.8	%1.8	%1.3	%0.8

Tablo 6.3.10. TB cihazında 6FFF enerjisiyle jaw takibi kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazlarındaki kritik organ dozları

	Kiazma		R optik sinir		L optik sinir		Beyin sapı		Beyin-GTV		
	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,2 mL	Maks nokta dozu(Gy)	<0,5 mL	Maks nokta dozu(Gy)	V8Gy	V10Gy	V12Gy
Hasta 1	3.4	4.8	2.6	4.6	2.7	4.6	5.9	8.1	%1.6	%1.1	%0.7
Hasta 2	1.0	1.5	0.6	0.9	0.5	0.8	4.1	9.3	%0.6	%0.3	%0.2
Hasta 3	0.0	0.1	0.0	0.1	0.0	0.1	0.0	0.0	%1.0	%0.6	%0.4
Hasta 4	2.3	3.4	2.2	3.2	2.3	3.3	4.5	6.5	%3.3	%1.2	%1.0
Hasta 5	0.2	1.4	0.2	0.2	0.2	0.3	3.5	3.9	%0.7	%0.4	%0.2
Hasta 6	0.0	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.1	%0.4	%0.2	%0.1
Hasta 7	3.1	3.6	2.7	3.4	2.8	3.4	4.9	5.6	%6.1	%3.8	%2.2
Hasta 8	0.6	0.8	0.6	0.8	0.6	0.8	0.7	1.1	%2.8	%1.4	%0.8
Hasta 9	1.8	2.5	1.6	2.4	1.8	2.5	7.6	11.4	%5.6	%2.5	%1.3
Hasta10	3.3	4.9	3.0	4.6	3.3	4.9	5.1	7.5	%1.8	%1.2	%0.8



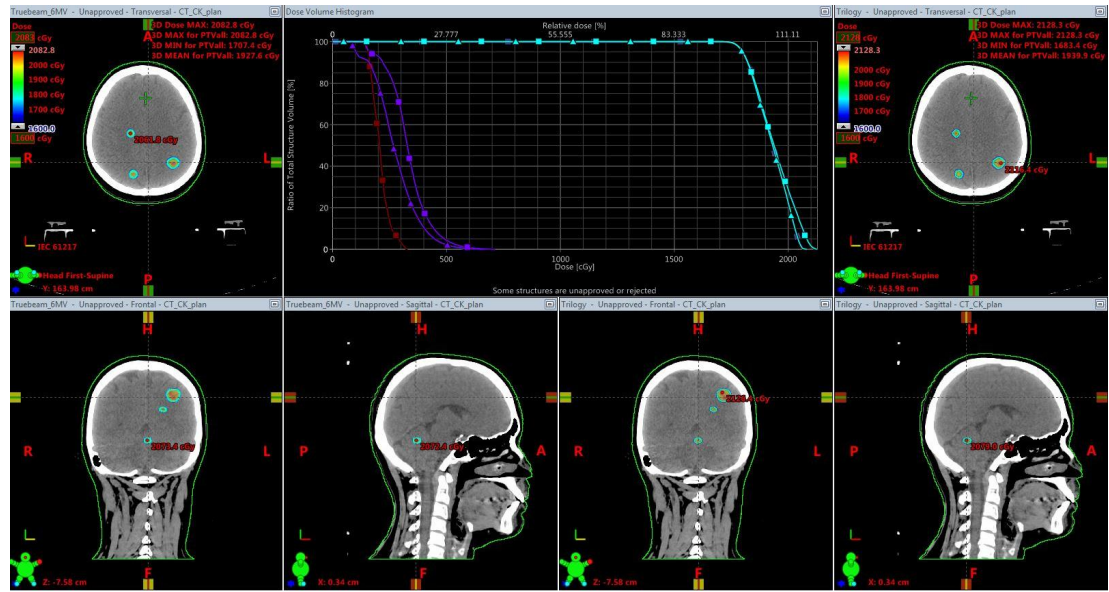
Resim6.8. Eclipse TPS'nde Truebeam cihazında 6FFF ve 6FFF jaw takibi kullanılarak oluşturulan prostat hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması

Tablo 6.3.11. TB cihazında 6MV enerji kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazlarındaki kritik organ dozları

	Kiazma		R optik sinir		L optik sinir		Beyin sapı		Beyin-GTV		
	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,5 mL	Maks nokta dozu (Gy)	V8Gy	V10Gy	V12Gy
Hasta 1	3.4	5.2	3.3	5.1	3.4	5.1	5.5	8.1	%1.7	%1.1	%0.7
Hasta 2	1.2	1.5	0.9	1.1	0.8	1.1	4.2	9.3	%0.6	%0.4	%0.2
Hasta 3	0.0	0.1	0.0	0.1	0.0	0.1	0.0	0.1	%0.9	%0.6	%0.4
Hasta 4	2.5	2.9	2.4	2.8	2.3	2.7	4.8	6.7	%3.4	%1.8	%1.1
Hasta 5	0.0	1.4	0.2	0.3	0.2	0.4	4.0	4.4	%0.7	%0.4	%0.2
Hasta 6	0.0	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.1	%0.5	%0.3	%0.2
Hasta 7	3.0	3.5	2.9	3.4	3.0	3.5	5.0	5.7	%6.1	%3.7	%2.1
Hasta 8	0.7	0.9	0.7	0.9	0.7	0.9	0.7	0.9	%3.1	%1.5	%0.9
Hasta 9	2.1	2.7	1.9	2.6	2.1	2.7	7.7	11.6	%5.9	%2.7	%1.2
Hasta10	3.2	4.8	2.9	4.5	3.1	4.7	4.9	7.2	%1.6	%1.0	%0.6

Tablo 6.3.12. TR cihazında 6MV enerji kullanılarak yapılan çoklu beyin metastazlarındaki kritik organ dozları

	Kiazma		R optik sinir		L optik sinir		Beyin sapı		Beyin-GTV		
	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,2 mL	Maks nokta dozu (Gy)	<0,5 mL	Maks nokta dozu (Gy)	V8Gy	V10Gy	V12Gy
Hasta 1	3.3	4.5	3.4	4.5	3.3	4.5	5.9	8.5	%1.9	%1.2	%0.8
Hasta 2	3.3	4.1	1.9	2.3	1.5	1.9	5.4	10.0	%0.9	%0.5	%0.2
Hasta 3	0.2	0,3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.1	0.2	%4.0	%0.9	%0.5
Hasta 4	2.6	3.3	2.5	3.2	2.3	3.1	5.3	7.2	%4.3	%2.3	%1.3
Hasta 5	0.0	1.3	0.2	0.4	0.3	0.5	4.0	4.6	%7.1	%0.4	%0.3
Hasta 6	0.6	0.8	0.5	0.7	0.5	0.7	0.7	0.9	%1.3	%0.7	%0.5
Hasta 7	3.6	4.3	3.3	4.0	3.1	4.1	5.3	5.7	%7.1	%4.5	%2.5
Hasta 8	2.3	2.8	1.9	2.7	2.2	2.7	7.8	11.8	%6.1	%2.9	%1.3
Hasta 9	2.5	3.2	2.4	3.2	2.5	3.3	8.3	11.9	%7.0	%3.3	%1.6
Hasta10	3.2	4.8	3.0	4.7	3.2	4.8	5.0	7.4	%1.7	%1.1	%0.7



Resim6.9. Eclipse TPS'nde 6MV sabit enerjide Truebeam ve Trilogy cihazları kullanılarak oluşturulan beyin metastazı hastalarına ait planların doz dağılımlarının karşılaştırılması

6.4. IMRT Head and Neck Fantomu QA Işınlaması Sonuçları

Tüm tedavi planları üç platformda da QA fantomuna atılarak nokta doz değerleri ölçülmüştür. Bu değerler planlama değerleri ile karşılaştırılarak tüm planların absolut doz verifikasyonu sonuçları aşağıdaki gibi elde edilmiştir.

Tablo 6.4.1. Sürrenal hasta planları için CK cihazında FIX kolimatör kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları

	ORTALAMA DOZ		
	HESAPLANAN (cGy)	ÖLÇÜLEN (cGy)	%FARK
Hasta 1	1780.5	1827	%2.5
Hasta 2	1613.4	1560	%3.2
Hasta 3	1677.8	1697	%1.1
Hasta 4	1603.2	1652	%2.9
Hasta 5	1885.7	1933	%2.4
Hasta 6	1544.9	1551	%0.5
Hasta 7	1684.4	1713	%1.6
Hasta 8	1782.4	1812	%1.6
Hasta 9	1668.8	1728	%3.4
Hasta 10	1929.8	1937	%0.4

Tablo 6.4.2. Sürrenal hasta planları için CK cihazında MLC kolimatör kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçlar

	ORTALAMA DOZ		
	HESAPLANAN (cGy)	ÖLÇÜLEN (cGy)	%FARK
Hasta 1	1544.0	1620	%4.6
Hasta 2	1581.6	1639	%3.4
Hasta 3	1696.9	1559	%4.0
Hasta 4	1854.0	1949	%4.8
Hasta 5	1842.8	1914	%3.7
Hasta 6	1446.4	1512	%4.3
Hasta 7	1684.1	1758	%4.2
Hasta 8	1496.3	1554	%3.7
Hasta 9	1584.6	1665	%4.8
Hasta 10	1489.9	1548	%3.7

Tablo 6.4.3. Sürrenal hasta planları için TB cihazında 6FFF enerji kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları

	ORTALAMA DOZ		
	HESAPLANAN (cGy)	ÖLÇÜLEN (cGy)	%FARK
Hasta 1	1827.2	1856	%1.5
Hasta 2	1603.4	1638	%0.1
Hasta 3	1687.2	1707	%0.05
Hasta 4	1855.5	1900	%0.5
Hasta 5	1871.3	1902	%0.4
Hasta 6	1594.5	1626	%1.9
Hasta 7	1816.6	1838	%1.2
Hasta 8	1777.9	1801	%1.3
Hasta 9	1728.8	1783	%0.2
Hasta 10	1774.2	1782	%0.4

Tablo 6.4.4. Sürrenal hasta planları için TB cihazında 6FFF enerjide jaw takibi ile oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçlar

	ORTALAMA DOZ		
	HESAPLANAN (cGy)	ÖLÇÜLEN (cGy)	%FARK
Hasta 1	1839.9	1855	%0.8
Hasta 2	1618.6	1650	%0.9
Hasta 3	1664.5	1690	%0.2
Hasta 4	1870.6	1914	%0.8
Hasta 5	1825.9	1855	%0.9
Hasta 6	1590.2	1611	%1.3
Hasta 7	1809.4	1830	%1.1
Hasta 8	1746.2	1766	%1.1
Hasta 9	1759.9	1796	%0.3
Hasta 10	1768.9	1787	%1.0

Tablo 6.4.5. Sürrenal hasta planları için TB cihazında 6MV enerji ile oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçlar

	ORTALAMA DOZ		
	HESAPLANAN (cGy)	ÖLÇÜLEN (cGy)	%FARK
Hasta 1	1771.6	1793	%1.2
Hasta 2	1581.9	1600	%1.1
Hasta 3	1600.3	1637	%0.05
Hasta 4	1775.4	1822	%0.3
Hasta 5	1785.0	1800	%0.2
Hasta 6	1597.5	1618	%1.2
Hasta 7	1739.4	1757	%1.0
Hasta 8	1672.6	1679	%0.4
Hasta 9	1696.2	1745	%0.4
Hasta 10	1713.7	1729	%0.9

Tablo 6.4.6. Sürrenal hasta planları için TR cihazında 6MV enerji ile oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçlar

	ORTALAMA DOZ		
	HESAPLANAN (cGy)	ÖLÇÜLEN (cGy)	%FARK
Hasta 1	1734.8	1762	%1.5
Hasta 2	1581.1	1577	%0.2
Hasta 3	1578.9	1600	%1.3
Hasta 4	1765.8	1771	%0.2
Hasta 5	1719.8	1729	%0.5
Hasta 6	1591.1	1601	%0.6
Hasta 7	1747.6	1759	%0.6
Hasta 8	1691.3	1712	%1.2
Hasta 9	1636.7	1649	%0.7
Hasta 10	1629.4	1655	%1.5

Tablo 6.4.7. Prostat hasta planları için CK cihazında FIX kolimatör kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları

	ORTALAMA DOZ		
	HESAPLANAN (cGy)	ÖLÇÜLEN (cGy)	%FARK
Hasta 1	1100.1	1124	%2.1
Hasta 2	1146.5	1177	%2.6
Hasta 3	1079.5	1099	%1.8
Hasta 4	1148.7	1162	%1.1
Hasta 5	1079.3	1104	%2.2
Hasta 6	1359.6	1387	%2.0
Hasta 7	1131.4	1158	%2.3
Hasta 8	1164.5	1166	%0.2
Hasta 9	1167.3	1196	%2.4
Hasta 10	1092.7	1108	%1.4

Tablo 6.4.8. Prostat hasta planları için CK cihazında MLC kolimatör kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları

	ORTALAMA DOZ		
	HESAPLANAN (cGy)	ÖLÇÜLEN (cGy)	%FARK
Hasta 1	1045.6	1071	%2.3
Hasta 2	1125.9	1155	%2.5
Hasta 3	1113.1	1146	%2.2
Hasta 4	1292.1	1317	%1.8
Hasta 5	1025.2	1053	%2.6
Hasta 6	1428.0	1468	%2.7
Hasta 7	1227.1	1258	%2.4
Hasta 8	1180.9	1197	%1.3
Hasta 9	1192.3	1217	%2.0
Hasta 10	1107.4	1129	%1.9

Tablo 6.4.9. Prostat hasta planları için TB cihazında 6FFF enerji kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları

	ORTALAMA DOZ		
	HESAPLANAN (cGy)	ÖLÇÜLEN (cGy)	%FARK
Hasta 1	1114.9	1122	%0.6
Hasta 2	1107.1	1114	%0.6
Hasta 3	999.0	1007	%0.8
Hasta 4	1153.3	1159	%0.5
Hasta 5	1044.7	1054	%0.9
Hasta 6	1176.8	1179	%0.2
Hasta 7	1041.4	1049	%0.7
Hasta 8	1062.5	1076	%1.2
Hasta 9	1047.7	1052	%0.4
Hasta 10	989.6	994	%0.4

Tablo 6.4.10. Prostat hasta planları için TB cihazında 6FFF enerji ile jaw takibi yaparak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları

	ORTALAMA DOZ		
	HESAPLANAN (cGy)	ÖLÇÜLEN (cGy)	%FARK
Hasta 1	1091.6	1106	%1.3
Hasta 2	1098.7	1107	%0.7
Hasta 3	1033.2	1044	%1.0
Hasta 4	1157.9	1166	%0.7
Hasta 5	1046.2	1047	%0.1
Hasta 6	1170.4	1179	%0.7
Hasta 7	1065.5	1071	%0.5
Hasta 8	1039.3	1046	%0.6
Hasta 9	1055.1	1061	%0.5
Hasta 10	974.0	982	%0.8

Tablo 6.4.11. Prostat hasta planları için TB cihazında 6MV enerji kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları

	ORTALAMA DOZ		
	HESAPLANAN (cGy)	ÖLÇÜLEN (cGy)	%FARK
Hasta 1	1050.2	1058	%0.7
Hasta 2	1038.2	1048	%0.9
Hasta 3	970.8	974	%0.3
Hasta 4	1093.8	1093	%0.1
Hasta 5	989.3	993	%0.4
Hasta 6	1103.7	1102	%0.1
Hasta 7	1046.2	1045	%0.1
Hasta 8	1039.1	1045	%0.5
Hasta 9	1012.9	1004	%0.9
Hasta 10	955.4	957	%0.2

Tablo 6.4.12. Prostat hasta planları için TR cihazında 6MV enerji kullanılarak oluşturulan QA planlarının IMRT fantomda ışınlanmasından elde edilen sonuçları

	ORTALAMA DOZ		
	HESAPLANAN (cGy)	ÖLÇÜLEN (cGy)	%FARK
Hasta 1	1075.5	1055	%1.9
Hasta 2	1047.1	1030	%1.6
Hasta 3	984.5	979	%0.5
Hasta 4	1070.1	1063	%0.6
Hasta 5	1002.3	985	%1.7
Hasta 6	1085.1	1068	%1.5
Hasta 7	1048.5	1029	%1.8
Hasta 8	985.3	976	%0.9
Hasta 9	1005.3	990	%1.5
Hasta 10	951.1	933	%1.9

6.5. SPSS İstatistik Programı ile Elde Edilen Sonuçlar

Tablo 6.5.1. Cyberknife cihazına ait FIX ve MLC kolimatörler kullanılarak yapılan sürrenal hastalarının plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması

		FIX	MLC	P
Sürrenal	CI	0.85	0.83	0,037
	GI	3.30	2.58	0,005
	MU	39342.05	36447.72	0,067
	SÜRE	26.3	20.6	0,000

Tablo 6.5.2. Truebeam cihazında 6FFF enerji ve 6FFF enerjile jaw takibi yaparak oluşturulan sürrenal hasta plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması

		TB 6FFF	JAW TRACKING	P
Sürrenal	CI	0.88	0.89	0,334
	GI	3.12	3.01	0,091
	MU	3582.2	3429.5	0,042

Tablo 6.5.3. Truebeam ve Trilogi cihazlarında 6MV enerjisiyle oluşturulan sürrenal hasta plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması

		TB 6MV	TR 6MV	P
Sürrenal	CI	0.89	0.88	0.016
	GI	3.10	3.21	0.005
	MU	3298	2980	0.011

Tablo 6.5.4. Cyberknife cihazına ait FIX ve MLC kolimatörler kullanılarak yapılan prostat hasta plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması

		FIX	MLC	P
Prostat	CI	0.87	0.86	0,108
	GI	3.60	2.63	0,005
	MU	41079.94	25642.32	0,000
	SÜRE	38.1	22.4	0,000

Tablo 6.5.5. Truebeam cihazında 6FFF enerji ve 6FFF enerjisiyle jaw takibi yaparak oluşturulan prostat hasta plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması

		TB 6FFF	JAW TRACKING	P
Prostat	CI	0.84	0.85	0,046
	GI	3.00	2.97	0,005
	MU	2029	1939	0,380

Tablo 6.5.6. Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6MV enerjisiyle oluşturulan prostat hasta plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması

		TB	TR	P
Prostat	CI	0.85	0.83	0,011
	GI	2.99	3.05	0,041
	MU	1726	1590	0,011

Tablo 6.5.7. Cyberknife cihazına ait FIX ve MLC kolimatörler kullanılarak yapılan beyin metastazı hasta plan değerlendirme kriterlerinin ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması

		FIX	MLC	P
Beyin	MU	21141.92	16329.47	0,011
	SÜRE	49.4	36.1	0,004
	DEMET SAYISI	149.7	83.7	0,000

Tablo 6.5.8. Truebeam cihazında 6FFF enerji ve 6FFF enerjiiyle jaw takibi yaparak oluşturulan beyin metastazı hastalarının MU ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması

		TB 6 FFF	JAW TRACKING	P
Beyin	MU	6244	6175	0,660

Tablo 6.5.9. Truebeam ve Trilogy cihazlarında 6MV enerjisiyle oluşturulan beyin metastazı hastalarının MU ortalaması ve istatistiksel olarak karşılaştırılması

		TB 6 MV	TR 6 MV	P
Beyin	MU	5701	5004	0,082

7. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı tedavi cihazlarında bulunan kolimasyon sistemlerinin farklı anatomik bölgeler için hazırlanan tedavi planlarının kalitesine etkisi karşılaştırılmıştır. Bunun için Medipol Üniversitesi hastanesinde bulunan Trilogy, Truebeam STX ve Cyberknife tedavi cihazlarında sürrenal, prostat ve çoklu beyin metastazı hastalarına tedavi planları yapılmıştır. Daha önceden tedavi görmüş 10 sürrenal, 10 prostat ve 10 çoklu beyin metastazı hastası belirlendi. Eclipse TPS kullanılarak yapılan planlarda Truebeam STx cihazında 6FFF ile 6FFF enerjisinde jaw takibi kullanılarak ve 6 MV enerjisi ile Trilogy cihazına ait 6 MV enerjisi kullanılmıştır. Eclipse TPS sisteminde bulunan bütün hastalar Multiplan TPS sistemine aktarıldı. Eclipse TPS’de yapılan planlarda AAA algoritması kullanılmıştır. Multiplan TPS’de yapılan planlarda Fix kolimatör için Monte Carlo algoritması kullanılırken, MLC algoritması için Finite Size Pencil Beam algoritması kullanılmıştır. Farklı tedavi platformlarında yapılan planların verifikasyonu yapılarak, uygulanan tedavilerin güvenilirliği kontrol edilmiştir. Bu işlem için verilen dozun verifikasyonunu sağlamak amacıyla IMRT fantomu kullanılmıştır.

Trilogy, Truebeam STx ve Cyberknife tedavi cihazlarına ait Eclipse ve Multiplan planlama sistemlerinde hazırlanan sürrenal ve prostat planları için IMRT Head and Neck Fantom’u kullanılarak QA planları ışınlanmış hedef izomerkezinde alınan nokta doz ölçümleri planlama verileriyle karşılaştırılmıştır. İyon odası tümör merkezine yerleştirildiğinden ve planların heterojen yapıldığından dolayı özellikle iyon odasının efektif noktasında değişken doz değerleri mevcuttur.

Doz-volüm histogramından faydalanarak hedef hacim ve kritik organ dozları 3 farklı anatomik yapı için Truebeam 6 FFF ve Truebeam 6FFF jaw takibi, Truebeam 6 MV ve Trilogy 6 MV, Cyberknife FIX kolimatör ve Cyberknife MLC kolimatör kolimasyon sistemleri için karşılaştırılmıştır.

Hedef hacimler için ICRU protokollerine uygun olarak CI, GI değerleri, TB 6 FFF ve TB 6FFF jaw takibi, TB 6 MV ve TR 6MV, CKFIX kolimatör ve CK MLC kolimatör kolimasyon sistemleri için karşılaştırmalar yapılmıştır. CI ve GI değerlerinin değişim karşılaştırmalarında bağımlı non parametrik değerler olduğundan dolayı SPSS istatistik programında Wilcoxon testi kullanıldı. Algoritmalar arası MU değişimi, süre ve demet sayısı karşılaştırmalarında bağımlı parametrik değerler olduğundan dolayı Students t paired testi kullanıldı.

Bütün anatomik bölgeler için MU değerleri hesaplanıp kullanılan bütün platformlarda karşılaştırıldı. CK cihazında yapılan planlarda kolimatörlerin tedavi süresine etkisine bakıldığından her iki kolimatörler yapılan planların tedavi süreleri karşılaştırıldı.

Hedef hacimleri 22.1 cm^3 ile 70.2 cm^3 arasında değişen 10 sürrenal hastası için 3 farklı tedavi platformunda tedavi planları yapılmıştır. VMAT tekniği kullanılarak hazırlanan tedavi planları sırayla Truebeam STx cihazının 6FFF enerjisi, 6FFF enerjisinde jaw takibi kullanılarak, 6 MV enerjisi ve Trilogy cihazına ait 6 MV enerjisi kullanılarak hazırlanmıştır. 6FFF enerjisinde 1400 MU/dk doz hızı seçilirken, 6 MV enerjide 600 MU/dk doz hızı seçildi. PTV volümünün merkezi tüm planlarda izomerkez olarak seçildi. VMAT tedavi planları aynı açılara sahip 1000 cGy x 5 fraksiyon olacak şekilde hazırlanmıştır. Seçilen sürrenal hastaları Eclipse TPS'den Multiplan TPS'e aktarılıp aynı fraksiyon ve doz şeması kullanılarak FIX ve MLC kolimatörler ile tedavi planları hazırlanmıştır. PTV'nin %95'inin tanımlanan dozu alması sağlanırken, kritik organlar için tedavi planı kabul kriterleri Tablo 5.4.'deki gibi uygulanmıştır.

10 sürrenal tedavi hastası için yapılan plan karşılaştırmalarında, kritik organ dozları, GI, CI, MU ve tedavi süresi değerleri dikkate alındı. Multiplan TPS'de yapılan planlarda Fix ve MLC kolimatör sistemlerinde CI değerleri Fix kolimatör kullanıldığında 1'e daha yakın bulunmuştur. CI değerleri MLC kolimatör sistemi kullanılarak yapılan planlar ile Fix kolimatör sistemi planları arasındaki maksimum fark %5.8 bulunmuştur. Ortalama CI değerleri sırasıyla Fix ve MLC kolimatör için

0,85 ve 0,83 bulunmuştur. Ortalama CI değerleri karşılaştırıldığında p değeri 0.037 bulunmuştur. Ortalama CI değerleri farkı anlamlı bulunmuştur. Fix ve MLC kolimatör sistemlerinde CI değerleri MLC kolimatör sisteminde daha konformal bulunmuştur.

MLC kolimatör kullanılarak yapılan planlar ile Fix kolimatör planlarına ait GI değeri arasındaki maksimum fark %27.1 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri Fix ve MLC kolimatör sistemlerinde yapılan planlar için sırasıyla 3.30 ve 2.58 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri arasındaki fark %21.8 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri karşılaştırıldığında p değeri 0.005 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri arasındaki fark anlamlıdır.

MLC kolimatörde yapılan planlardan elde edilen MU değerleri, FIX kolimatör sisteminde yapılan planlara göre daha düşük olduğu görülmüştür. MLC ve Fix kolimatör sistemi planları arasındaki maksimum fark %33.5 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri Fix ve MLC kolimatör sistemlerinde yapılan planlar için MU değerleri sırasıyla 39342,05 ve 36447,72 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri arasındaki fark %7.3 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri karşılaştırıldığında p değeri 0.067 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri arasındaki fark anlamlı değildir.

Fix ve MLC kolimatör sisteminde yapılan planların tedavi süreleri arasındaki maksimum fark %33.3 bulunmuştur. Fix kolimatör sistemi ile yapılan planların ortalama tedavi süresi 26.3 dakika bulunmuştur. MLC kolimatör sistemi ile yapılan ortalama tedavi süresi 20.6 dakika bulunmuştur. Ortalama tedavi süreleri arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. MLC kolimatör kullanılarak yapılan planların tedavi süreleri, fix kolimatör kullanılarak yapılan planlara göre daha kısa olduğu görülmüştür. Ortalama tedavi sürelerine bakıldığında MLC tabanlı planlar %21.6 daha kısa bulunmuştur.

Eclipse TPS'nde yapılan planlarda TB 6FFF ve TB 6FFF jaw takibi kolimasyon sistemlerinde yapılan planların CI değerleri arasındaki maksimum fark %2.2 bulunmuştur. TB 6FFF ve TB 6FFF jaw takibi kolimasyon sistemlerinde

planlanan tedavilerin ortalama CI değerleri sırasıyla 0.88 ve 0.89 bulunmuştur. Ortalama CI değerleri karşılaştırıldığında yüzelik fark %1.1 bulunurken, p değeri 0.334 bulunmuştur. CI değerleri arasındaki fark anlamlı değildir.

TB 6FFF ve TB 6FFF jaw takibi kolimasyon sistemi kullanılarak elde edilen planların GI değerleri arasındaki maksimum fark %3.0 bulunmuştur. TB 6FFF ve TB 6FFF jaw takibi kolimasyon sistemleriyle yapılan planlara ait ortalama GI değerleri sırasıyla 3.12 ve 3.01 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri karşılaştırıldığında yüzelik fark %3.5iken p değeri 0.091 bulunmuştur. GI değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır.

TB 6FFF ve 6FFF enerji jaw takibi ile kullanıldığında yapılan planlardan sırasıyla ortalama 3582.2 ve 3429.5 MU değerleri elde edilmiştir. Ortalama MU değerleri arasındaki fark %4.2 bulunmuştur. TB6FFF ve TB6FFF Jaw takibi kullanıldığında yapılan planlar karşılaştırıldı ve p değeri 0.042 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri arasındaki fark anlamlıdır. TB 6FFF enerjide jaw takibi kullanıldığında MU değerleri daha düşük bulundu.

TB ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen CI değerleri arasındaki maksimum fark %3.3 bulunmuştur. TB ve TR cihazındaki planlara ait ortalama CI değerleri sırasıyla 0.89 ve 0.88'dir. Ortalama CI değerleri arasındaki fark %1.1 iken p değeri 0.016 bulunmuştur. Ortalama CI değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmuştur.

TB ve TR cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen GI değerleri arasındaki maksimum fark %6.7 bulunmuştur. 6 MV enerjide TB ve TR cihazlarındaki planlara ait ortalama GI değerleri sırasıyla 3.1 ve 3.2 elde edilmiştir. Ortalama GI değerleri karşılaştırıldığında p değeri 0.005 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri arasındaki fark anlamlıdır. Sabit enerjilerde TB kolimasyon sisteminin daha iyi gradiyente sahip olduğu görülmüştür.

TB ve TR cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen MU değerleri arasındaki maksimum fark %25.2 bulunmuştur. TB ve TR cihazlarında yapılan planların ortalama MU değerleri sırasıyla 3298 ve 2980'dir. Ortalama MU değerleri arasındaki fark %9.6 bulunmuştur. Sabit enerjide TR cihazında yapılan planlardan elde edilen MU değeri, TB cihazındaki planlardan elde edilenlere göre daha düşük bulunmuştur.

Hedef hacimleri 57.5 ile 148.3 arasında değişen 10 prostat hastası için aynı tedavi cihazları ve enerjileri kullanılarak tedavi planları hazırlanmıştır. VMAT tedavi planları aynı açılara sahip 725 cGy x 5 fraksiyon olacak şekilde 3625 cGy alması sağlanmıştır. Yapılan planlarda PTV'nin %95'i tanımlanan dozu alması sağlanırken, Cyberknife cihazı ile yapılan planlarda 3625cGy alan dozun %88 izodoz çizgisine normalize edilmiştir.

Fix kolimatör sistemi kullanılarak yapılan prostat planlarının CI ortalaması ile MLC kolimatör sistemi planlarının CI ortalaması karşılaştırıldı ve p değeri 0.108 olarak bulundu. Ortalama CI değerleri sırasıyla fix ve MLC kolimatör için 0.87 ve 0.86 bulunmuştur. Ortalama CI değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır.

MLC kolimatör kullanılarak yapılan planlar ile fix kolimatör planlarına ait GI değeri arasındaki maksimum fark %39.3 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri fix ve MLC kolimatör sistemlerinde yapılan planlar için sırasıyla 3.60 ve 2.63 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri karşılaştırıldı ve p değeri 0.005 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri arasındaki fark anlamlıdır. MLC kolimatör ile yapılan planlar fix kolimatör kullanılarak yapılan göre GI değerleri daha iyi olduğu görülmüştür.

MLC ve Fix kolimatör sistemi planları arasındaki maksimum fark %52.6 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri Fix ve MLC kolimatör sistemlerinde yapılan planlar için MU değerleri sırasıyla 41079.94 ve 25642.32 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri arasındaki fark %37.6 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri karşılaştırıldığında p değeri 0.000 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmuştur.

Fix ve MLC kolimatör sisteminde yapılan planların tedavi süreleri arasındaki maksimum fark %52.6 bulunmuştur. Fix kolimatör sistemi ile yapılan planların ortalama tedavi süresi 38.1 dakika bulunmuştur. MLC kolimatör sistemi ile yapılan ortalama tedavi süresi 22.4 dakika bulunmuştur. Ortalama tedavi süreleri karşılaştırıldığında p değeri 0.000 bulunmuştur. Ortalama tedavi süreleri arasındaki fark anlamlıdır. MLC kolimatör kullanılarak yapılan planların tedavi süreleri, fix kolimatör kullanılarak yapılan planlara göre daha kısa olduğu görülmüştür. Ortalama tedavi sürelerine bakıldığında MLC tabanlı planlar %41.2 daha kısa bulunmuştur.

Vindu et al (19) tarafından yapılan çalışmada SBRT prostat tedavisi yapmak için Iris ve Incise MLC kolimatör niteliksel karşılaştırması amaçlanmıştır. Bu çalışmada 10 prostat kanseri hastası seçilerek Multiplan TPS'i üzerinde MLC ve Iris kolimatörler kullanılarak beş fraksiyonda 36.25 Gy verilmiştir. Olgular arası çeşitliliği azaltmak amacıyla PTV sadece prostat bezi üzerinde ana hatlarıyla belirlenmiştir. Her bir plan için değerlendirme kriterleri, PTV kapsamı, CI, Paddick'in yeni CI'i, HI (homojenite indeksi) ve GI olarak belirlenmiştir. OAR dozları, mesane duvarı için D_{max} ve V_{37Gy} , rektum D_{max} ve V_{36Gy} olarak belirlenmiştir. Doz verme etkinliği, MU ve fraksiyon başına tedavi süresi temel alınarak belirlenmiştir. MLC planlarında, Iris planlarına göre %29 daha keskin doz düşüşü olmuştur. Iris kolimatörün, MLC kolimatör ile değiştirmesinin en büyük avantajı olarak tedavi süresinin %36 daha hızlı gerçekleşmesi ve MU'da tanımlanan %42'lik azalma olduğunu belirtmişler.

Yaptığımız çalışmada Vindu'nun çalışmasına benzer nitelikte sonuçlar bulundu. MU ve tedavi süresinde sırasıyla %37.6 ve %41.2 azalma olduğu belirlenmiştir. MU değerlerindeki azalma, periferik dozda azaltacağından ikincil kanser riskini azaltır. Bu da uzun dönem sağ kalımlar için etkileyici bir faktördür. Tedavi süresinin kısalmasında hasta konforu ve hasta hareketinin azalmasından dolayı daha kesin tedavi sağlamamız açısından daha faydalıdır.

Eclipse TPS'nde yapılan prostat hasta planlarında TB 6FFF ve TB 6FFF jaw takibi kolimasyon sistemlerinde yapılan planların CI değerleri arasındaki maksimum fark %1.1 bulunmuştur. TB 6FFF ve TB 6FFF jaw takibi kolimasyon sistemlerinde planlanan tedavilerin ortalama CI değerleri sırasıyla 0.84 ve 0.85 bulunmuştur. Ortalama CI değerleri karşılaştırıldığında yüzdelerik fark %1.1 bulunurken, p değeri 0.046 bulunmuştur. CI değerleri arasındaki fark anlamlıdır.

TB 6FFF ve TB 6FFF jaw takibi kolimasyon sistemi kullanılarak elde edilen planların GI değerleri arasındaki maksimum fark %2.0 bulunmuştur. TB 6FFF ve TB 6FFF jaw takibi kolimasyon sistemleriyle yapılan planlara ait ortalama GI değerleri sırasıyla 3.00 ve 2.97 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri karşılaştırıldığında yüzdelerik fark %1.0 iken p değeri 0.005 bulunmuştur. GI değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmuştur.

TB 6FFF ve 6FFF enerji jaw takibi ile kullanıldığında yapılan planlardan sırasıyla ortalama 2029 ve 1939 MU değerleri elde edilmiştir. Ortalama MU değerleri arasındaki fark %4.4 bulunmuştur. TBFFF ve TB6FFF Jaw takibi kullanıldığında yapılan planlarlar karşılaştırıldı ve p değeri 0.380 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır.

TB ve Trilogy cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen CI değerleri arasındaki maksimum fark %5.6 bulunmuştur. TB ve TR cihazındaki planlara ait ortalama CI değerleri sırasıyla 0.85 ve 0.83'dir. Ortalama CI değerleri arasındaki fark %2.3 iken p değeri 0.011 bulunmuştur. Ortalama CI değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmuştur.

TB ve TR cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen GI değerleri arasındaki maksimum fark %7.9 bulunmuştur. 6 MV enerjide TB ve TR cihazlarındaki planlara ait ortalama GI değerleri sırasıyla 2.99 ve 3.05 elde edilmiştir. Ortalama GI değerleri karşılaştırıldığında p değeri 0.041 bulunmuştur. Ortalama GI değerleri arasındaki fark anlamlıdır. Sabit enerjilerde TB

kolimasyon sistemi ile yapılan planların daha iyi gradiyente sahip olduğu görülmüştür.

TB ve TR cihazlarında 6 MV enerji kullanarak yapılan sürrenal hasta planlarından elde edilen MU değerleri arasındaki maksimum fark %16.0 bulunmuştur. TB ve TR cihazlarında yapılan planların ortalama MU değerleri sırasıyla 1726 ve 1590'dır. Ortalama MU değerleri karşılaştırıldığında yüzdelerik fark %7.8 iken p değeri 0.011 bulunmuştur. Bulunan sonuç istatikseler olarak anlamlıdır. Sabit enerjide TR cihazında yapılan planlardan elde edilen MU değeri, TB cihazındaki planlardan elde edilenlere göre daha düşük bulunmuştur.

MLC ve Fix kolimatör sistemi planları arasındaki maksimum fark %62.2 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri Fix ve MLC kolimatör sistemlerinde yapılan planlar için MU değerleri sırasıyla 21141.92 ve 16329.47 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri arasındaki fark %22.7 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri karşılaştırıldığında p değeri 0.011 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmuştur.

Si Young Jang et al (20) tarafından yapılan çalışmada Incise MLC'nin ilk versiyonu, Fix ve Iris kolimatörler kullanılarak tekli ve çoklu beyin lezyonlarının plan nitelikleri karşılaştırılarak Cyberknife Incise MLC'nin değerlendirmesi yapılmıştır. Bu çalışma için daha önce kliniklerinde kullanılan tek veya çoklu beyin lezyonuna sahip 24 hasta seçilmiştir. Tüm lezyonlar için Incise MLC kullanılarak tedavi planları oluşturulmuştur. MLC, Fix ve Iris tabanlı planlar arasında MU, ışınlama süresi, hedef kapsama alanı, CI ve doz düşüşü değerleri karşılaştırılmıştır. MLC tabanlı planların doğruluğu, iyon odası ve film ölçümleri yapılarak doğrulanmıştır. MLC ile yapılan planların CI değerleri fix ve iris tabanlı planlarınkine göre biraz daha yüksek olmasına rağmen MLC kolimatör kullanılan planların ışınlama süresi %30 ile %40 daha kısa bulunmuş. Daha küçük hedefler ve riskli organlara yakın konumlanmış lezyonlar için MLC tabanlı planlar, fix ve iris tabanlı planlara göre daha düşük doz konformitesi sağlamıştır. MLC tabanlı planların QA sonuçları mutlak doz farkında %5 bulunmuştur. Incise MLC'nin ilk versiyonu

zamanın sınırlayıcı faktör olduğu vakalarda yada çoklu lezyonlar için faydalı bulunmuştur. Tedavi süresinin kısalığı hasta konforu ve hastadan kaynaklı hareketlerde ışınlama kesinliği için oldukça önemlidir.

TB 6FFF ve 6FFF enerji jaw takibi ile kullanıldığında yapılan planlardan sırasıyla ortalama 6244 ve 6175 MU değerleri elde edilmiştir. Ortalama MU değerleri arasındaki fark %1.1 bulunmuştur. TBFFF ve TB6FFF Jaw takibi kullanıldığında yapılan planlar karşılaştırıldı ve p değeri 0.660 bulunmuştur. Ortalama MU değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır.

TB ve TR cihazlarında yapılan planların ortalama MU değerleri sırasıyla 5701 ve 5004'dır. Ortalama MU değerleri karşılaştırıldığında yüzdelerik fark %12.2 iken p değeri 0.082 bulunmuştur. Bulunan sonuç istatikseler olarak anlamlı değildir.

8. SONUÇ

Modern radyoterapinin gelişimi ile SRS ve SBRT tedavi tekniklerinin ortaya çıkmasıyla fraksiyon başına düşen doz miktarı arttı. Bu sebeple normal dokuyu korumanın önemi dahada arttı. MLC'ler cerrobend alaşımlardan sonra hayatımıza girmesiyle sağlıklı dokuyu ve OAR'ları korumak daha kolaylaştı. Eski tedavi planlarında verilen geniş marjinler yerine artık günümüzde daha dar marjinli tümörü direkt takip eden sistemler kullanılmaya başlanmıştır.

Bu çalışmada farklı tedavi cihazlarında bulunan kolimasyon sistemlerinin farklı anatomik bölgeler için hazırlanan tedavi planlarının kalitesine etkisinin araştırılması ve dozimetrik doğruluğunun tayini amaçlanmıştır. Prostat, sürrenal ve çoklu beyin lezyonlu hastalara üç farklı platformda farklı enerjilerde planlar yapıldı. Plan değerlendirme kriterleri MU, CI, GI, tedavi süresi ve OAR kriterleri olarak belirlenmiştir. Tüm planların kalite kontrolleri yapılmış ve sonuçlar yorumlanmıştır.

Bu çalışmada bulunan en önemli sonuç MLC planlarında, Fix planlarına göre daha keskin doz düşüşü oluşudur. Fix kolimatörün, MLC kolimatör ile değiştirmesinin en büyük avantajı olarak tedavi süresinin daha hızlı tedavi süresi gerçekleşmesi ve MU değerinde tanımlanan azalma olduğunu belirlendi.

9. KAYNAKLAR

1. Yuan T, Zhiheng W, Hong G, Tian Z, Jing C, Christopher K, David Y, and Fang-Fang Y. Dosimetric comparison of treatment plans based on free breathing, maximum, and average intensity projection CTs for lung cancer SBRT. *Med. Phys.* 39 (5), 2012
2. Jordan TF, Williams PC. The design and performance characteristics of a multileaf collimator. *Phys Med Biol* 1994; 39: 231-51.
3. Bezjak A, Bradley J, Gaspar L, et al, RTOG 0813: Seamless phase I/II study of stereotactic lung radiotherapy (SBRT) for early stage, centrally located, non-small cell lung cancer (NSCLC) in medically inoperable patients. S. 12-17, 2012.
4. Jeraj M, Robar V. Multileaf collimator in radiotherapy. *Radiol Oncol* 38:235-40, 2004
5. Sievinen J, Ulmer W, Kaissl W. AAA photon dose calculation model in Eclipse. Palo Alto (CA): Varian Medical Systems; 2005
6. Teoh M, Clark CH, Wood K, Whitaker S, Nisbet A. Volumetric modulated arc therapy: A review of current literature and clinical use in practice. *Br J Radiol.* 2011
7. Webb S., VMAT: its role in radiotherapy, *medicalphysicsweb review* Winter 2009
8. Kielar KN, Mok E, Hsu A, Wang L, Luxton G. Verification of dosimetric accuracy on the TrueBeam STx: rounded leaf effect of the high definition MLC. *Med Phys.* 2012
9. https://www.varian.com/sites/default/files/resource_attachments/PerfectPitchCouch6DoF_ProductBrief_RAD10264A_January2013.pdf Erişim tarihi: 01.03.17

10. George R1, Chung TD, Vedam SS, et al: Audio-visual biofeedback for respiratory-gated radiotherapy: impact of audio instruction and audio-visual biofeedback on respiratory-gated radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. ;65(3):924-33, 2006.
11. <http://www.accuray.com/sites/default/files/m6-site-planning-guide.pdf>. Erişim tarihi: 01.03.17
12. <http://www.coloradocyberknife.com/wp-content/uploads/2011/08/Robo-Couch-Sell-Sheet.pdf>. Erişim tarihi: 01.03.17
13. <https://www.varian.com/oncology/products/software/treatment-planning/eclipse>. Erişim tarihi: 01.03.17
14. CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi, Tedavi Uygulama Klavuzu
15. <http://www.cirsinc.com/products/all/11/imrt-head-and-neck-phantom/>. Erişim tarihi: 22.07.16
16. http://www.ptw.de/semiflex_chambers0.html. Erişim tarihi: 15.06.16
17. http://www.iba-dosimetry.com/sites/default/files/resources/RT-BR-E-DOSE1_Rev.1_0211_0.pdfErişim tarihi: 18.07.16
18. <http://www.accuray.com/sites/default/files/500682.B-CK-VSI-Resp-motion-Bro.pdf>. Erişim tarihi: 17.12.16
19. Vindu K, Charles S, Grant E et al, Dosimetric and radiobiological comparison of Cyberknife M6™ Incise multileaf collimator over IRIS™ variable collimator in prostate stereotactic body radiation therapy, J. Med, Phys 41(2):135-143, 2016.

20. Si Young J, Ron L, Cihat O et al, Dosimetric comparison between cone/Iris-based and InCise MLC-based CyberKnife plans for single and multiple brain metastases, J. Appl. Clin. Med. Phys. Volume 17, No:5, 2016.



10. ETİK KURUL



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-604.01.01-E.12529
Konu : Etik Kurulu Kararı

31/05/2017

Sayın Pelin PAÇACI

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz “Lineer Hızlandırıcı ve Robotik Tabanlı Cihazların Çeşitli Kolimasyon Sistemlerinin Farklı Anatomik Bölgelerdeki Tedavi Kalitesine Etkisinin İncelenmesi” isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Ek:
-Karar Formu (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK tarafından 31.05.2017 tarihinde e-imzalanmıştır. Evrağımızı <https://cbys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden 1CCA197BX4 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

Istanbul Medipol Üniversitesi

Kavacık Mah. Ekinciler Cad.No:19 Kavacık Kavşağı 34810
Beykoz/İSTANBUL

Tel: 444 85 44
İnternet: www.medipol.edu.tr
Ayrıntılı Bilgi İçin : bilgi@medipol.edu.tr

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Lineer Hızlandırıcı ve Robotik Tabanlı Cihazların Çeşitli Kolimasyon Sistemlerinin Farklı Anatomiik Bölgelerdeki Tedavi Kalitesine Etkisinin İncelenmesi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Pelin PAÇACI			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI	24.05.2017		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	24.05.2017		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
Karar Bilgileri	Karar No: 202	Tarih: 31/05/2017		
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.			

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Devrim TARAKCI	Ergoterapi	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Mehmet Hikmet ÜÇİŞİK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* :Toplantıda Bulunma

11. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

ADI	Pelin	Soyadı	PAÇACI
------------	-------	---------------	--------

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans	İstanbul Medipol Üniversitesi	
Lisans	Gaziantep Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü	2015
Lise	Cihat Kora Lisesi	2008

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre
Medikal Fizik Stajı	Medipol Mega Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü	2014-2017
İntörn Mühendis	Protest Kalibrasyon	2015-2015
Dış Ticaret Sorumlusu	Anadolu Mühendislik	2011-2012

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama	Konuşma	Yazma	KPDS Puanı	YDS Puanı
İngilizce	iyi	iyi	iyi		

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Microsoft Office Programları	İyi
C++	Başlangıç
SPSS	Başlangıç