

2015



T.C.

YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ VE VOLÜMETRİK
AYARLI ARK TERAPİ TEKNİĞİ İLE YAPILMIŞ PROSTAT,
MİDE VE REKTUM KANSERİ TEDAVİ PLANLARININ
MAPCHECK2 VE PORTAL DOZİMETRE YÖNTEMLERİYLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS

FERHAT CENGİZ

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

ANKARA 2015

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ferhat CENGİZ

T.C.
YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ VE
VOLÜMETRİK AYARLI ARK TERAPİ TEKNİĞİ İLE
YAPILMIŞ PROSTAT, MİDE VE REKTUM KANSERİ
TEDAVİ PLANLARININ MAPCHECK2 VE PORTAL
DOZİMETRE YÖNTEMLERİYLE
KARŞILAŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

FERHAT CENGİZ

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

ANKARA, 2015

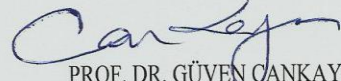
T.C
YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ ve VOLÜMETRİK AYARLI ARK TERAPİ
TEKNİĞİ ile YAPILMIŞ PROSTAT, MİDE VE REKTUM KANSERİ TEDAVİ
PLANLARININ MAPCHECK2 ve PORTAL DOZİMETRE YÖNTEMLERİYLE
KARŞILAŞTIRILMASI

FERHAT CENGİZ

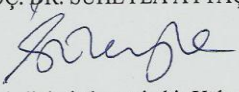
YÜKSEK LİSANS TEZİ

19.11.2015


PROF. DR. GÜVEN ÇANKAYA

YRD. DOÇ. DR. SÜKRAN ÜLGER


YRD. DOÇ. DR. SÜHEYLA AYTAÇ ARSLAN


Okuduğumuz ve Savunmasını dinlediğimiz bu tezin bir Yüksek Lisans derecesi için gereken
tüm kapsam ve kalite şartlarını sağladığını beyan ederiz.

Prof. Dr. Özen ÖZENSOY GÜLER
Enstitü Müdürü

Bu tezin Yüksek Lisans derecesi için gereken tüm şartları sağladığımı tasdik ederim.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tezde kullanılmış olan tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

19.11.2015

Ferhat CENGİZ

TEŐEKKÜR

Bu teze başlarken beni her anlamda özgür bırakan, bilimsel düşünceyi yaşam biçimi olarak algılamamı sağlayan yüksek lisanstan bu yana her zaman beni destekleyen, takdir ve taltif eden bir öğrencisi olarak değil meslektaşı olarak gören bana hep güvenen sayın hocam Prof. Dr. Güven ÇANKAYA'a teőekkür gönül borcumdur.

Uzmanlık eğitimim süresince tarafıma her türlü katkıyı sağlayan bu zorlu süreçte desteğinin esirgemeyen Klinik İdari Sorumlumuz Ercan AYDINKARAHALİLOğU'na, mesleki açıdan şahsıma her zaman güvenen, her türlü baskı ve zorluğa karşı beni destekleyen Klinik Eğitim Sorumlumuz Nalan ASLAN'a sonsuz teőekkürlerimi sunarım

Tezimle ilgili ölçümlerin alınması aşamasında yanımda bulunup yardımlarını esirgemeyen olan çok değerli iş arkadaşlarım Zeynel ALBAYRAK, Pelin SELAğZI ve Yasin ERGİN'e teőekkür ederim.

Sabır ve anlayışlarından dolayı, her zaman yanımda olan aileme en içten dileklerle teőekkür ederim. Her zaman ve her koşulda yanımda olan, beni tüm kalbiyle destekleyen, eşim Ceylan CENGİZ'e tüm kalbimle teőekkür ediyorum.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER TABLOSU	x
TABLolar DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Lineer Hızlandırıcılar	3
2.1.1. Medikal Lineer Hızlandırıcılar	4
2.1.2. Çok Yapraklı Kolimatörler (MLC)	10
2.1.2.1. Çok Yapraklı Kolimatörlerin Mekanik Özellikleri.....	10
2.1.2.2. MLC'lerin Fiziksel Özellikleri	12
2.2. Radyoterapi	15
2.2.1. Radyoterapi Uygulamaları	15
2.2.2. Radyoterapi Teknikleri.....	16
2.2.2.1. Konvansiyonel Radyoterapi	16
2.2.2.2. 3-Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)	17
2.2.2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)	19
2.2.2.4. Volumetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT).....	24
2.3. IMRT ve VMAT'da Kalite Kontrol İşlemleri.....	26
2.3.1. Tedavi Cihazının Kalite Kontrolü	27
2.3.2. IMRT ve VMAT Planlarının Kalite Kontrolü	27
2.3.2.1. Bir Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar	28
2.3.2.2. İki Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar	29
2.3.2.3. Üç Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar	33

2.3.3. İki Boyutlu (2B) Doz Dağılımlarının Karşılaştırılmasında Kullanılan Metotlar	33
2.3.4. Gama Analizi	35
2.4. Prostat Kanseri	37
2.5. Mide Kanseri	40
2.6. Rektum Kanseri.....	42
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	45
3.1. Çalışmanın Şekli veYapıldığı Yer	45
3.2. Çalışmada Kullanılan Gereçler	45
3.2.1. GE BrightSpeed16™ Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	45
3.2.2. Varian Trilogy Cihazı	46
3.2.3. Varian (Aria 11) Eclipse Tedavi Planlama Sistemi	48
3.2.4. Varian aS1000 Elektronik Portal görüntüleme cihazı.....	50
3.2.5. Varian Elektronik Portal Dosimetri Yazılımı (PDIP)	52
3.2.6. MapCheck2 Doz Doğrulama Cihaz	53
3.2.7. MapCheck2 Yazılımı (SNC).....	56
3.3 Çalışmada Kullanılan Yöntem	57
3.3.1. Tedavi Planlarının Yapılması.....	58
3.3.2. EPID Kalibrasyonu	59
3.3.3. MapCheck2 Kalibrasyonu.....	61
3.3.4. Portal Dozimetri ile Doz Doğrulanması.....	63
3.3.5. MapCheck2 İle Doz Doğrulanması.....	64
4. BULGULAR.....	66
4.1. Mide Hastaları için Yapılmış Ölçümler	66
4.2. Prostat Hastaları İçin Yapılmış Ölçümler	69
4.3. Rektum Hastaları İçin Yapılmış Ölçümler.....	72
5. TARTIŞMALAR.....	79

6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	86
7. KAYNAKLAR	88
8. EKLER.....	95
EK-1 BİLİMSEL KURUL RAPORU.....	95
EK-2 KİŞİSEL BİLGİLER.....	97

ÖZET

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ve Volümetrik Ayarlı Ark Terapi Tekniği ile Yapılış Prostat, Mide ve Rektum Kanseri Tedavi Planlarının MapCheck2 ve Portal Dozimetre Yöntemleriyle Karşılaştırılması;

Çalışmada amaç, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) ve Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT) tekniği kullanılarak tedavi edilen 3 farklı kanser grubu için planlanan doz dağılımlarının, MapCheck2 ve Elektronik Portal Dozimetre Cihazı (EPID) kullanılarak doğrulanması ve bu ekipmanların uygulanabilirlik açısından birbirleriyle karşılaştırılmasıdır.

Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde tedavi edilen 40 prostat, 40 mide ve 40 rektum kanseri hastasının konturlama bilgisayarına aktarılan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri üzerinden hedef hacim ve riskli organlar belirlenmiştir. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi'ne (TPS) aktararak her grup hastalık için IMRT ve VMAT planları klinik protokollere uygun olarak yapılmıştır. Yapılan planların dozimetrik doğruluğu için IMRT ve VMAT planlarının verifikasyon planları oluşturulmuştur. Verifikasyon planları Varian Trilogy cihazında EPID ve MapCheck2 dozimetrik doğrulama sistemleri kullanılarak ışınlanmıştır. Dozimetrik doğrulama işlemi Gamma Analizi yöntemi kullanılarak, doz farkı (DD) %3 ve doz mesafe uyumu (DTA) 3 mm kriterleri kabul edilerek yapılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda 120 IMRT planları için yapılan TPS-MapCheck2 karşılaştırılmasında ortalama başarı değeri 98.45 ± 1.12 , TPS-EPID karşılaştırılmasında 96.36 ± 2.99 bulunmuştur. 120 VMAT planında yapılan TPS-MapCheck2 karşılaştırılmasında ortalama başarı değeri 99.32 ± 1.01 , TPS-EPID için 97.21 ± 2.92 bulunmuştur. Tedavi grupları ve tedavi yöntemleri arasında da karşılaştırmalar yapılmıştır.

Sonuç olarak, MapCheck2 cihazında okunan değerlerin TPS ile uyumu EPID'e göre daha yüksek başarı ve daha düşük sapma değerleri verse de iki cihaz sonuçların TPS ile uyumlu ve kabul sınırları içerisinde olduğu saptanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, IMRT, VMAT, MapCheck2, EPID, Hasta Kalite Kontrolü, Gamma Analizi.

ABSTRACT

Intensity Modulated Radiotherapy and Volumetric Modulated Arc Therapy Technique and Comparison Prostate, Stomach and Rectum Cancer Treatment Plans Comparing MapCheck2 and Portal Dosimetry Methods.

The aim of this study is to verify the planned dose distribution for three different cancer groups which are treated by IMRT and VMAT and compare in terms of practicality

The target volume and risked organs are determined by using *computed tomography* (CT) images transferred to 40 prostate, 40 stomach and 40 rectum cancer patients contouring computer in Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hospital Radiation Oncology Clinic. For every group of cancer, IMRT and VMAT plans are prepared in accordance to clinic protocols by transferring the images to TPS (Treatment Planning System). to verify the dosimetric accuracy of the plans, verification plans of IMRT and VMAT plans are generated. Verification plans are irradiated in varian trilogy device by using EPID and MapCheck2 which are dosimetric verification systems. Dosimetric verification process is done by using Gamma Analysis method in accordance to Dose Difference (DD) %3 and Distance To Agreement (DTA) 3mm criteria. The results after the measurement are like this. For 120 IMRT plans, average pass rate is found as 98.45 ± 1.12 for TPS-MapCheck2 comparison and $96.36\pm 2,99$ for TPS-EPID comparison. For 120 VMAT plans, average pass rate is found as 99.32 ± 1.01 for TPS-MapCheck2 comparison and $97.21\pm 2,92$ for TPS-EPID comparison. Treatment groups and treatment methods are compared either.

In conclusion, it is determined that both devices give acceptable and consistent results to TPS although MapCheck2 device provide more successful values and lower deviation than EPID device.

Keywords: Radiotherapy, IMRT, VMAT, MapCheck2, EPID, Patient Quality Assurance, Gamma Analysis.

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

2D	: İki Boyutlu
3D	: Üç Boyutlu
3BKRT	: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3D Conformal Radiotherapy)
AAA	: Anisotropic Analytical Algorithm
AcurosXB	: Acuros External Beam
Adjuvan	: Ameliyat Sonrası
AMFPD	: Amorphous Silicon Flat Panel Dedector
ANEAH	: Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Ark	: Rotasyon
ADC	: Dual Veri Toplama Modülü
a-Si	: Amorf Silikon
a-Si:H	: Hidrojene Amorf Silikon
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
C	: Karbon
cc	: Cubic Centimeter
CDC	: Cone Dose Calculation
cm	: Santimetre
cm ²	: Santimetre Kare
cm ³	: Santimetre Küp
cGy	: Santigray
Co	: Kobalt
CTV	: Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume)
Cu	: Bakır
CU	: Colour Unit
D	: Doz
DAS TM	:Veri Elde Etme Sistemi
DC	: Doğru Akım (Direct Current)
DD	: Doz Farkı (Dose Difference)
DMLC	: Dinamik Multilif Kolimatör
DTA	: Mesafe Uyum (Distance to Agreement)
DVH	: Doz Volüm Histogramı (Dose Volume Histogram)
DVO	: Dose Volume Optimizer

EDR	: Extended Dose Range
EMC	: EleBTron Monte Carlo
EPID	: Electronic Portal Imaging Device
EPIDose	: Elektronik Portal Dosimetri Yazılımı
ESTRO	: European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (Avrupa Radyoterapi ve Onkoloji Derneği)
FFF	: Flattening Filter Free
FU	: Fuloro Urasil
GGPB	: Generalized Gaussian Pencil Beam
GE	: General Elektronik
g	: Gram
GHz	: Gigahertz
GTV	: Görülebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume)
Gy	: Gray
HVL	: Yarı Değer Kalınlığı (Half Value Layer)
IAEA	: International Atomic Energy Agency
ICRU 50	: International Commission on Radiation Units and Measurements No:50
ICRU 62	: International Commission on Radiation Units and Measurements No:62
IDU	: İmaj Dedektör Ünitesini
IM	: Internal Marjin
IMF	: İzomerkezler Fikstürü
ITP	: Inverse Treatment Planning
IV	: Işınlanan Volüm (Irradiated Volume)
İFT	: İnce Film Transistör
keV	: Kilo Elektron Volt
Linak	: Lineer Akseleratör (Linear Accelerator)
mA	: Miliamper
MeV	: Mega Elektron Volt
MLC	: Multilif Kolimatör (Multi leaf Collimator)
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MHz	: Mega Hertz
mm	: Milimetre
mm ²	: Milimetre Kare
µm	: Mikrometre

MOSFET	: Alan Etkili Metal Oksit Yarıiletken Transistör
MRDC	: Multi Resolution Dose Calculation
ms	: Milisaniye
MU	: Monitor Unit
MV	: Mega Volt
MW	: Milyon Watt
N	: Azot
OAR	: Riskli Organ (Organs at Risk)
OD	: Optik Yoğunluk
ORT	: Ortalama
PBC	: Pencil Beam Convolution
PDIP	: Portal Dose Image Prediction
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi
PGO	: Plan Geometry Optimization
Postop	: Ameliyat Sonrası
PRV	: Planlanan Riskli Organ Volümü (Planning Organs at Risk Volume;)
Preop	: Ameliyat Öncesi
PRO	: Progressive Resolution Optimizer
PSA	: Prostat Spesifik Antijen
PTV	: Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)
PV	: Portal Vision
RT	: Radyoterapi
QA	: Kalite Kontrol (Quality Assurance)
OBI	: On Board Imager
SIB	: Simultane Integratan Boost
SM	: Set-up Marjin
SMLC	: Statik Multilif Kolimatör
SNC	: MapCheck2 Yazılımı
SRS	: Stereotactic Radio Surgery
SS	: Standart Sapma
SSD	: Source to Skin Distance
Tb	: Terbiyum
TLD	: Termoluminesans Dozimetri
TPS	: Tedavi planlama sistemi

TRUS	: Radyolojik Transrektal Ultrasonografi
TV	: Tedavi Volümü
UCLA	: University of California, Los Angeles
USB	: Evrensel Seri Veriyolu (Universal Serial Bus)
XV	: X-Omatic Verification
V	: Volt
VMAT	: Volumetrik Ayarlı Arc Terapi
γ	: Gamma
β	: Beta
α	: Alfa
χ^2	: Ki Kare

ŞEKİLLER TABLOSU

Şekil 2.1.	Lineer hızlandırıcı şematik gösterimi.....	5
Şekil 2.2.	Elektronların mikrodalgalar üzerinde hızlandırılması.....	6
Şekil 2.3.	Magnetron kesiti görüntüsü.....	7
Şekil 2.4.	İzomerkez (isocenter)	8
Şekil 2.5.	Lineer hızlandırıcı ışınlama kafasında a) X-ışını, b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenlerin şematik gösterimi	9
Şekil 2.6.	Varian Millenium MLC120 Multi Lif Kolimatör	10
Şekil 2.7.	MLC'lerin en belirgin mekanik parametreleri	11
Şekil 2.8.	a) Siemens, b) Elekta, c) Varian lineer hızlandırıcılarına ait kolimatör yapılarının şematik gösterimi.	12
Şekil 2.9.	Trapezoid yapıda, liflerin hareket yönüne dik odaklama.....	13
Şekil 2.10.	a) Dairesel yörüngede kavis çizen lif yapısı, b) Yuvarlak uçlu lif yapısı, c) Uçları dönebilen lif yapısı.....	13
Şekil 2.11.	Üretici Firmaların Tongue and groove lif dizaynı	14
Şekil 2.12.	Radyoterapide hedef için kullanılan volümler	18
Şekil 2.13.	3D konformal ve IMRT planlarındaki kritik organ doz dağılımı.....	20
Şekil 2.14.	Statik IMRT tekniğinde lif pozisyonları	22
Şekil 2.15.	Dinamik IMRT tekniğinde lif pozisyonları.....	23
Şekil 2.16.	Volumetrik Aayarlı Ark Terapi yapan Varian RapidArc tedavi cihazı ..	25
Şekil 2.17.	Task Group 142'ye göre IMRT yapılacak lineer hızlandırıcı için mekanik ve dozimetrik testler	27
Şekil 2.18.	IMRT ve VMAT'da sık kullanılan kalite kontrol araçları	28
Şekil 2.19.	a) EPID Dedektörünü oluşturan ana tabakalar, b) EPID'in fonksiyonel kesiti çalışma şeması	31
Şekil 2.20.	Doz farkı (dose difference) ve DTA (distance to agreement) testlerinin doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi, a) İki boyutlu, b) Tek boyutlu gösterim.	36
Şekil 2.21.	Gamma analizinde ölçülen dozla beklenen dozun karşılaştırılması.....	37
Şekil 2.22.	Prostatın anatomik yapısı.	38
Şekil 2.23.	Midenin anatomik yapısı.....	41
Şekil 2.23.	Rektumun anatomik yapısı.....	43

Şekil 3.1.	ANEAH Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde bulunan GE BrightSpeed16™ Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	46
Şekil 3.2.	ANEAH Radyasyon Onkolojisi kliniğinde bulunan Varian Trilogy tedavi cihazı.....	47
Şekil 3.3.	Varian Eclipse tedavi planlama sistemi	49
Şekil 3.4.	ANEAH Radyasyon onkolojisi kliniğinde bulunan Varian aS1000 EPID	50
Şekil 3.5.	EPID cihazı hareket sistemim ExaBTArm'ın mekanik yapısı.....	51
Şekil 3.6.	a) EPID dedektörünün kesitsel yapısı, b) aS1000'in şematik görünümü	52
Şekil 3.7.	EPID'lerde kullanılan PDIP kalite kontrol yazılımı	53
Şekil 3.8.	Hasta bazlı kalite kontrol akış şeması	53
Şekil 3.9.	MapCheck2 kalite kontrol cihazı	54
Şekil 3.10.	MapCheck2 kalite kontrol sistemi ekipmanları	54
Şekil 3.11.	a) Dedektör mesafesi 100 cm Kaynak SSD'yi Ayarlama, b) Ek Build-up eşit planlanan doz derinliği içsel birikimini ekleniyor.	55
Şekil 3.12.	VMAT kalite kontrolü için üretilmiş IMF	55
Şekil 3.13.	Varian cihazında MapCheck2'nin VMAT QA' i için kullanılışı.....	56
Şekil 3.14.	MapCheck2 SNC yazılım çalışma sayfası.	57
Şekil 3.15.	Eclipse planlama sisteminde mide hastasına yapılmış IMRT planı	58
Şekil 3.16.	Eclipse planlama sisteminde mide hastasına yapılmış VMAT planı	59
Şekil 3.17.	Dark Field&Flood Field kalibrasyonu	59
Şekil 3.18.	Alınan EPID görüntüsünün düzeltilmesi.....	60
Şekil 3.19.	EPID kalibrasyonu aşamaları	61
Şekil 3.20.	MapCheck2 Array kalibrasyon noktaları	61
Şekil 3.21.	MapCheck2; Array kalibrasyon veri profili uygulama faktörü.....	62
Şekil 3.22.	MapCheck2; Varsayılan olarak Doz Kalibrasyon Faktörü Seti	62
Şekil 3.23.	EPID için verifikasyon planlarının oluşturulması.....	63
Şekil 3.24.	EPID'de yapılan 3 mm ve %3 kriterlerinde doz doğrulama işlemi	64
Şekil 3.25.	IMRT ve VMAT planının MapCheck2 fantomuna aktarılması.....	64
Şekil 3.26.	MapCheck2 cihazında yapılan 3mm ve %3 için doz doğrulama işlemi .	65
Şekil 4.1.	SNC yazılımı ile TPS ile sonuçlarının değerlendirilmesi.	66
Şekil 4.2.	PDIP yazılımı ile TPS sonuçlarının değerlendirmesi.....	67

Şekil 4.3.	120 IMRT planı için EPID ve MapCheck2 ölçümlerinin yüzdelik dağılım grafiği	76
Şekil 4.4.	120 VMAT planı için EPID ve MapCheck2 ölçümlerinin yüzdelik dağılım grafiği	76

TABLolar DİZİNİ

Tablo 4.1. IMRT tedavi öncesi gama değerlendirmelerinin kriterleri.....	67
Tablo 4.2. EPID ve MapCheck2 ile ölçülen Mide IMRT ve VMAT planlarının doz haritası ile TPS'nden alınan doz haritalarının karşılaştırma sonuçları...	69
Tablo 4.3. EPID ve MapCheck2 ile ölçülen Porstat IMRT ve VMAT planlarının doz haritası ile TPS'nden alınan doz haritalarının karşılaştırma sonuçları...	71
Tablo 4.4. EPID ve MapCheck2 ile ölçülen Rektum IMRT ve VMAT planlarının doz haritası ile TPS'nden alınan doz haritalarının karşılaştırma sonuçları.....	74
Tablo 4.5. 120 IMRT ve 120 VMAT hastası için yapılan EPID ve MapCheck2 ışınlama sonuçların ve yüzdelik başarı değerleri.....	76
Tablo 4.6. 120 IMRT ve 120 VMAT hastası için yapılan EPID ve MapCheck2 ışınlama sonuçların istatistiksel değerleri verilmiştir.....	78

1. GİRİŞ

Radyoterapi; kanser tedavisinde iyonize radyasyonun kullanıldığı ve modern tedavi cihazları ile uygulanan bir tedavi yöntemidir. X-ışınları, elektron, proton, nötron, pi-mezonlar, yüklü ağır iyonlar (C-12 ve Ne-20 gibi) ve radyoaktif kaynaklar (α , β , γ yayan kaynaklar) gibi iyonize radyasyon tipleri tedavi amacı ile kullanılır. Radyoterapi (RT), lokal bir tedavi yöntemidir. Temel ilkesi; hedef hacime optimum dozu verir iken sağlıklı organ ve dokuları korumaktır. Korunacak organların fazla doza maruz kalması veyahedefin planlanan dozu almaması istenmeyen sonuçlar oluşturabilir (1).

Radyoloji alanındaki teknolojik gelişmeler, hedef ve kritik organların almış olduğu dozların üç boyutlu dağılımını değerlendirmemize olanak tanımıştır. Düzensiz alanlarda konvansiyonel RT ile sağlıklı dokuları koruyarak tümörlü dokulara maksimum dozu vermek mümkün değildir. Üç boyutlu planlama sistemlerinin ve çok yapraklı kolimatör (MLC) sistemli lineer hızlandırıcıların geliştirilmesi ile ışın demet yoğunluğu değiştirilerek, tümöral dokuya maksimum doz verilirken, radyasyona duyarlı normal dokuları korumak mümkün olmaktadır.

Üç Boyutlu (3D) Konformal Radyoterapinin (3BKRT) gelişmiş bir formu olan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) ve Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT) tedavi teknikleri tedavi alanı içinde dinamik doz değişiklikleri yapabilen ve hedef dokular dışındaki dokulara fazla doz vermeden tümör dozunu arttırabilmeye olanak veren bir yöntemdir. Bu ileri teknikler sayesinde kritik organlardaki dozlar daha da düşürülürken hedef volüme daha yüksek dozlar verilebilmektedir. Tümör kontrolü üzerine olumsuz etkisi olmaksızın normal dokuları anlamlı şekilde koruyarak geç yan etkiyi azaltmaktadır (2).

Yüksek dozlara çıkılarak maksimum tümör kontrolünün amaçlandığı IMRT ve VMAT planlamalarında birçok parametre etkindir ve el ile *monitor unit* (MU) hesabı 3BKRT'deki gibi yapılamamaktadır. Bu sebepten VMAT planlarının, tedavi öncesinde dozimetrik doğruluğunun mutlaka her hasta için ayrı ayrı yapılması gerekmektedir.

Tedavide verilmek istenilen dozun hastaya doğru olarak verilmesi büyük önem taşır. Bu doz \pm %5 tolerans değerleri içerisinde olmalıdır ve tedavide kalite kontrol hayati önem taşımaktadır (3).

IMRT ve VMAT ile hazırlanan tedavi planlarının dozimetrik doğrulaması için pek çok klinik iyon odaları, film dozimetre, TLD, MOSFET, iki boyutlu (2D) çoklu iyon ve diyotlu dedektör sistemleri, jel dozimetre, elektronik portal görüntüleme dozimetre (EPID) kullanılan yöntemlerdir (4).

Farklı materyalleri ve farklı hacimleri ile iyon odaları nokta doz ölçümü yapmamıza olanak sağlar. VMAT ve IMRT planlarının doz ölçümü doğrulamasında sadece nokta doz ölçümüne olanak sağladığı için iyon odaları klinik kullanımda yeterli değildir. Film dozimetre yöntemi ise yıllardır kullanılmakta olan önemli bir tekniktir. Daha çok rölatif ölçümlerde kullanılır. Gerçek doz ölçümünde kullanımı tercih edilmez. Nedeni ise; film dozimetre sürecinin birçok farklı parametrelere (doz, enerji, banyo şartları vb.) bağlı olması ve bu parametrelerden kaynaklanan belirsizliklerdir. Klinik uygulamalarda kullanımı pratik değildir.

EPID lineer hızlandırıcı cihazına bağlı bir sistem olup kullanımı klinik uygulamalar için oldukça kolay ve pratiktir son yıllarda yapılan çalışmalar EPID dozimetrik doğruluk için kullanılabilineceğini öngörmüştür. İki boyutta (2B) doz haritasını inceleyebildiğimiz matriks şeklinde (iyon odasına da diyot) dedektör sistemleri bulunmaktadır. Bu sistemler hem rölatif hem gerçek doz ölçümlerine imkan verdiği için klinikte oldukça kullanışlıdır.

Tedaviye başlamadan önce yapılacak bu doğrulama işleminin tedavinin rutin olarak kullanılabilirliği açısından efektif, çabuk ve hatasız olması gerekir. Bu yüzden seçilecek doğrulama yöntemi klinik açısından oldukça önemlidir. Çalışmada amaç, IMRT ve VMAT teknikleri ile farklı hastalık gruplarına yapılan tedavi planlarının, doğrulanmasında EPID ve MapCheck2 dozimetrik sistemi kullanılarak dozimetrik doğrulamasının yapılması ve bu iki doz doğrulama yönteminin güvenilirlik uygulanabilirlik açısından birbirleriyle karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Lineer Hızlandırıcılar

Radyoterapi üniteleri, kanseri kontrol altına almak ve tedavi etmek için çeşitli radyasyon tiplerini kullanan bir bilim dalıdır. 1895'te Wilhelm Röntgen tarafından X-ışınlarının keşfi ile başlayan bu bilim dalı, madde ile enerji arasındaki ilişkiyi temel alır.

1896'da Henri Becquerel'in radyoaktiviteyi keşfi, 1898'de Marie ve Pierre Curie tarafından Radium'un seperasyonu ile bazı maddelerin radyasyon yayımladığı görülmüştür. Radyasyon ortam ile etkileşime girdiğinde iyonizasyon meydana getirir. Hücreler belli miktarda radyasyona maruz kalırsa ölür, bu örnek madde ile radyasyon arasındaki etkileşimi basitçe özetler ve dahası, Radyasyon Fiziği biliminin kanserin klinik tedavisinde kullanılmasını sağlar.

1900'lerde kanser hastalarının tedavisi 150 - 300 KV enerji seviyesinde, giriş derinliği düşük ve cilde aşırı doz veren X-ışını cihazları ile başladı. 1930 ve 1940'larda 1 - 2 MeV'lik Van de Graff hızlandırıcılar ve 18 - 45 MeV'lik Betatronlar tanıtıldı.

1950'lerin ortasında ilk kez lineer hızlandırıcılar, ikinci dünya savaşında radar sistemlerinde mikrodalgalara güç sağlayan Magnetron ve Klystron'ların keşfi ile geliştirilmişlerdir. Bu dönemde geliştirilen Lineer Hızlandırıcıların enerji aralığı 4 - 8 MeV idi.

1952'de megavoltaj X-ışını ile klinik tedaviye olanak sağlayan ilk lineer hızlandırıcı Londra'da Hammersmith Hastanesi Radyoterapi bölümünde kurulmuştur. 8 MV enerji seviyesindeki bu linak ile ilk hasta tedavisi Londra'da 7 Eylül 1953 yılında yapılmıştır. Linaklar radyoterapi departmanlarının en önemli cihazları haline gelmiştir.

İlk lineer hızlandırıcıların hasta etrafında dönmemesi gibi sınırlılıkları vardı. 1960'da ilk 360° dönebilen ve izosantrik tedaviye olanak sağlayan lineer hızlandırıcı Varian tarafından yapıldı ve UCLA medikal merkezine kuruldu.

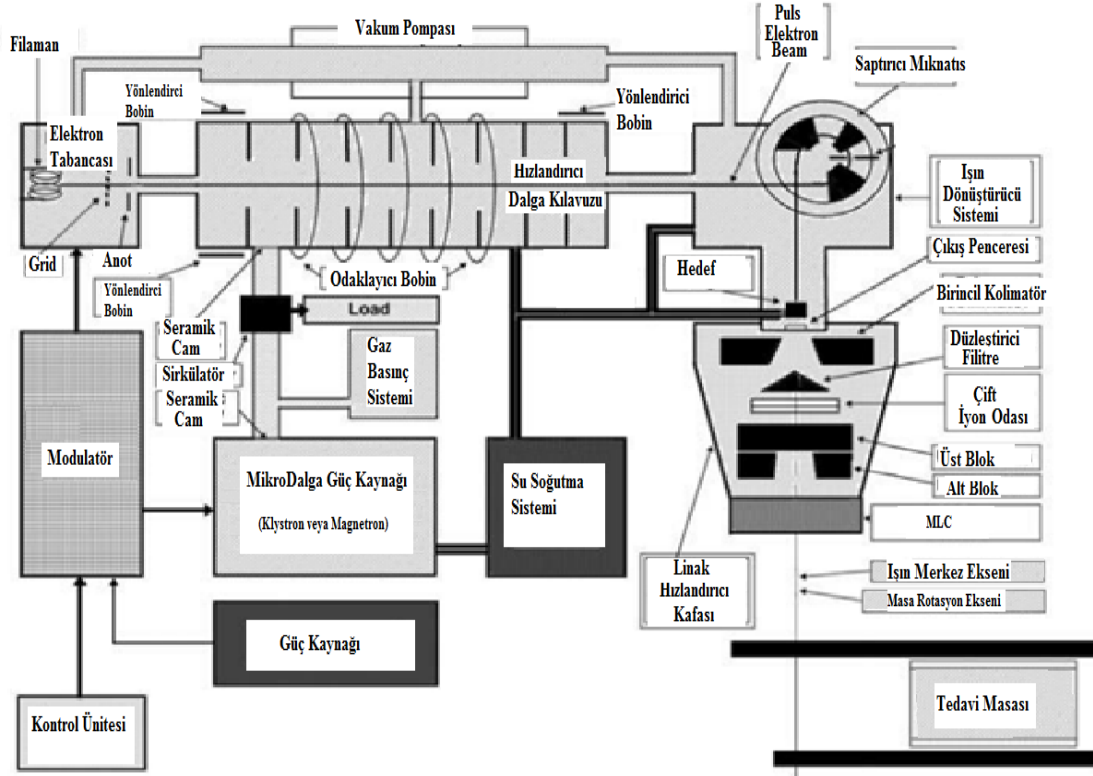
1962'de Farmer, dünya genelinde 15 Linak, 50 Betatron olduğunu açıklamıştır, 1968 yılında IAEA 79 Linak, 20 Van de Graff, 137 Betatron, 1700 Co-60 olduğunu açıklamıştır.

1972'de Fessender, tümör hücrelerine iki farklı radyasyon tipi uygulayabilecek bir lineer hızlandırıcı araştırmaya başladı. Fessender ve grubu Varian Medikal Sistemler şirketine ilk foton ve elektron kombinasyonuna sahip lineer hızlandırıcıyı üretmelerine yardımcı oldu (5).

1984'te Karzmark yaptığı araştırma sonucu Amerika Birleşik Devletleri'nde bulunan MV tedavi cihazlarının yarısından fazlasının linak olduğunu ve yeni kurulan cihazların %90'ından fazlasının linak olduğunu açıklamıştır. Bu yıllardan sonra da linak kullanımı günümüze dek artarak devam etmiştir (5). Günümüzde Betatron artık kullanılmazken, klinikteki Co-60 cihazlarının neredeyse tamamına yakını sökülerek yerlerini gelişmiş linaklara bırakmıştır. Ülkemizde 2023 onkoloji yapılanmaları kapsamında yapılan araştırmada 43 Co-60 Cihazı, 108 Linak Cihazı bulunduğu belirtilmiştir (6).

2.1.1. Medikal Lineer Hızlandırıcılar

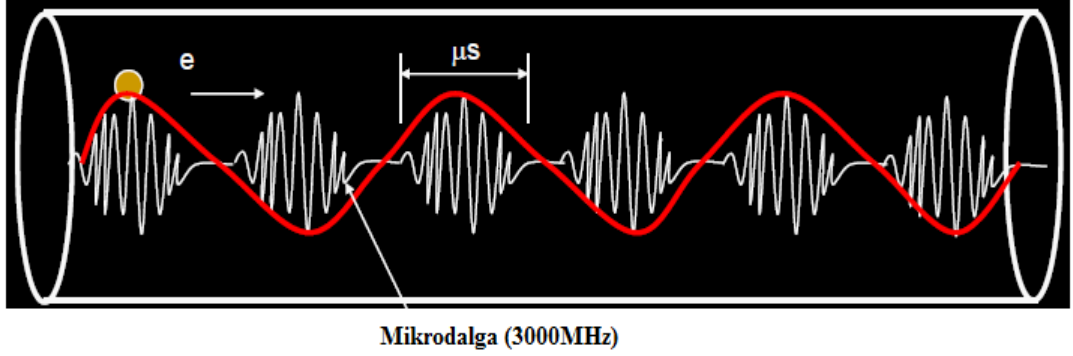
Medikal alanda kullanılan lineer hızlandırıcılar (Linak), genellikle elektronları 4 - 25 MeV mertebesinde kinetik enerjiye, doğrusal (lineer) bir tüp boyunca, yaklaşık 3 GHz frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak hızlandıran makinalardır (Şekil 2.1). Linaklarda yüksek enerjili elektronlar kullanılarak yüzeysel tümörlerin tedavisi gerçekleştirilirken, bu elektronlar X-ışını üretmek için kullanılan bir hedef materyale çarpıtılarak derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde gerçekleştirilebilir. Linaklardan bazıları yalnızca düşük mega voltaj X-ışını üretebilirken, bazıları da çeşitli enerjilerde hem X-ışını hem de elektron sağlayabilmektedir. Tipik yüksek enerjili Linak, iki foton enerjisi (6 - 15MV ya da 6 - 18 MV) ve çeşitli elektron enerjilerini (6, 9, 12, 15, 18, 22 MeV gibi) üretebilir (7, 8).



Şekil 2.1. Lineer hızlandırıcı şematik gösterimi

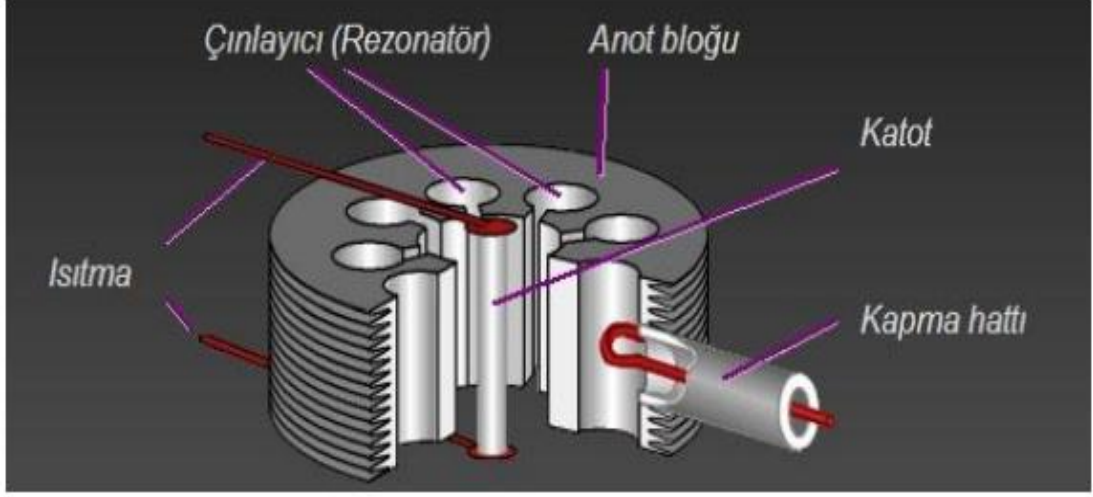
Lineer hızlandırıcı; elektron, proton ya da ağır iyonlar gibi yüklü parçacıkları düz bir hat boyunca hızlandıran bir parçacık hızlandırıcısıdır. Bir lineer hızlandırıcının üç temel bölümü vardır; Elektron tabancası, Demetleyici ve Linaktır. Elektron tabancası; elektronların hızlandırma sürecinin başladığı bölümdür. Elektron tabancasının katodu baryum aluminat ya da toryum gibi termoiyonik materyallerden oluşur. Katot negatif elektrik yüküne sahip yüzeydir. Linaklarda elektronların yayılımı, elektron tabancasının katodunun ısıtılması ile meydana gelir. Baryum aluminat atomlarının sahip olduğu elektronlar ısıtıldığında atomdan kopma eğilimleri vardır. Bu elektronlar katot yüzeyindedir. Geçit (gate); şalter gibidir ve bakır bir perde ya da ızgaradan oluşmuştur, pozitif yüklüdür, anottur. Geçit'e, saniyenin her beş yüz milyonda birinde, katottan muazzam sayıda elektronu fırlatacak güçlü pozitif yükler verilir. Kopan elektronlar Geçit'e ulaştıkları anda, ana anot tarafından daha güçlü bir şekilde çekilerek Geçit'i aşarlar. Geçitlerde atım sayısı saniyede beş yüz milyon (500MHz) olduğundan, elektronlar anota demet halinde kesik kesik gelir. Anot; elektronların çoğunu hızlandırıcının bir sonraki bölümü olan demetleyiciye (buncher) yönlendirecek olan elektromanyetik alanı oluşturabilmek için halka

şeklinde yapılmıştır. Demetleyici (buncher); atımlı elektronları elektron tabancasından çıkar çıkmaz hızlandırır ve onları demetler halinde paketler. Bunu gerçekleştirebilmek için magnetron ya da Klystron'dan çok güçlü mikrodalga yayınımlar alır. Mikrodalgalar tıpkı okyanus dalgalarının sörf tahtalarını hızlandırdığı gibi elektronları hızlandırır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Elektronların mikrodalgalar üzerinde hızlandırılması

Şekilde mavi noktalar elektronları, sinüs dalgası ile mikrodalga yayınımlarını göstermektedir. Elektronlar sinüs dalgasının tepesine yaklaştıkça daha fazla enerji alırlar ve daha çok hızlanırlar. Linak ise, demetleyicinin bir uzantısıdır. Linak, sahip olduğu ek RF kaynağı sayesinde elektronları daha da hızlandırır ve daha sıkı demetler haline gelmesini sağlar. Elektronlar, demetleyiciden Linak'a ışık hızının %60'ı seviyesinde bir hızla giriş yaparlar ve ışık hızına çok yakın bir hızla Linak'tan ayrılırlar. Medikal lineer hızlandırıcılarda gerekli elektromanyetik dalga gücünü sağlayacak magnetron ve pilot (pilot+klystron) olmak üzere iki çeşit mikrodalga üretici vardır. Magnetronlar mikrodalga üreten cihazlardır (Şekil 2.3). Yüksek güçlü osilatörler gibi çalışırlar, birkaç mikro saniye aralıklarla mikrodalga atımları üretirler ve bu atımlar saniyede yüzlerce kez tekrarlanır. Her bir atımdaki mikrodalgaların frekansları yaklaşık 3GHz'dir. Üretilen bu mikrodalga atımları, dalga kılavuzu yardımı ile hızlandırıcıya aktarılır. Genellikle Magnetronlar, 2 MW'luk bir pik gücü sağlarlar ve düşük enerjili linaklarda (6 MV ya da daha az) kullanılırlar. Daha yüksek enerjili linaklarda (10 MV üstü) RF üretici olarak pilot ve bu RF'i yükselten klystron yükselteci kullanılır (8, 9).



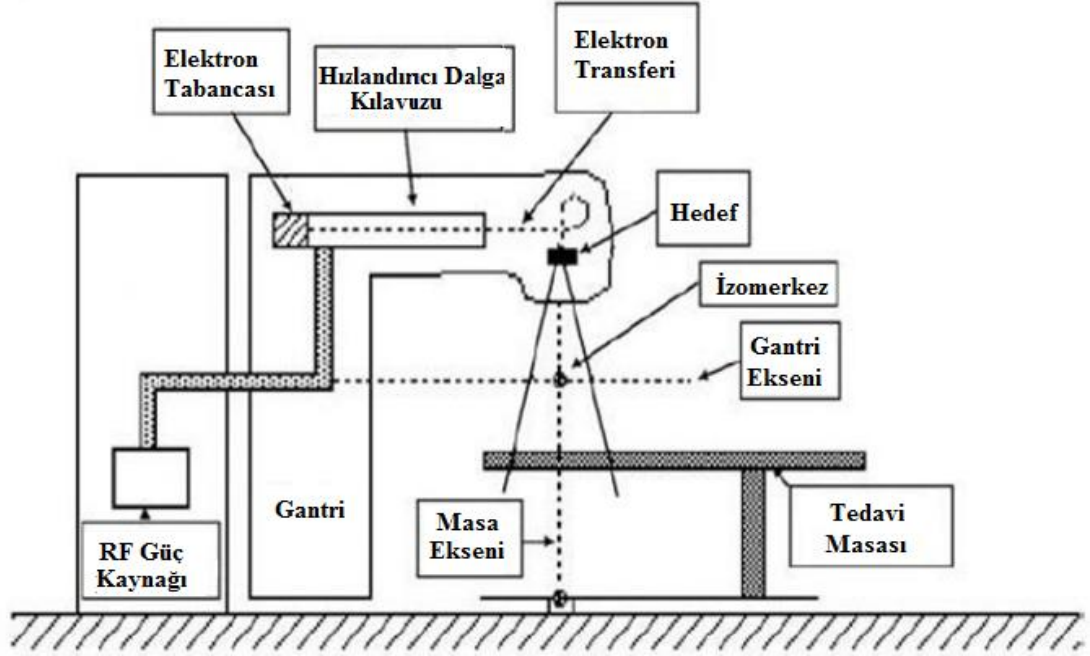
Şekil 2.3. Magnetron kesiti görüntüsü

Klystron bir mikrodalga üretici değil genlik güçlendiricidir. Düşük güçlü bir mikrodalga osilatörü tarafından beslenmesi gerekir. Klystronlar yapısal olarak magnetronlardan daha ağır ve hacimce daha büyüktür. Bu nedenle magnetronlar gantri'e monte edilebilirler, klystronlar ise genellikle gantri standının arkasına monte edilirler.

Özetle; bir güç kaynağı içerisinde atım oluşum ağı ve anahtarlama tüpü (hidrojen tayratron) bulunan modülatöre elektriksel güç (doğru akım) sağlar. Magnetron ya da Klystronda oluşturulan atımlı mikrodalgalar dalga kılavuz sistemi ile hızlandırıcı tüpe enjekte edilir. Uygun bir anda elektron tabancasından çıkan elektronlar da hızlandırıcı tüpe iletilirler. Hızlandırıcı tüpler; vakumlanmış ya da içi gaz doldurulmuş, bakırdan üretilen yapılardır. Tüp boyunca, ortası delik, birbirine eşit aralıklarla dizilmiş diskler ya da diyaframlar vardır. Elektronlar hızlandırıcı tüpe yaklaşık 50 keV'lik bir enerji ile girerler ve mikro dalgaların elektromanyetik alanları ile etkileşirler. Bu elektronlar mikrodalgaların tepelerine binmek suretiyle hızlandırılırlar.

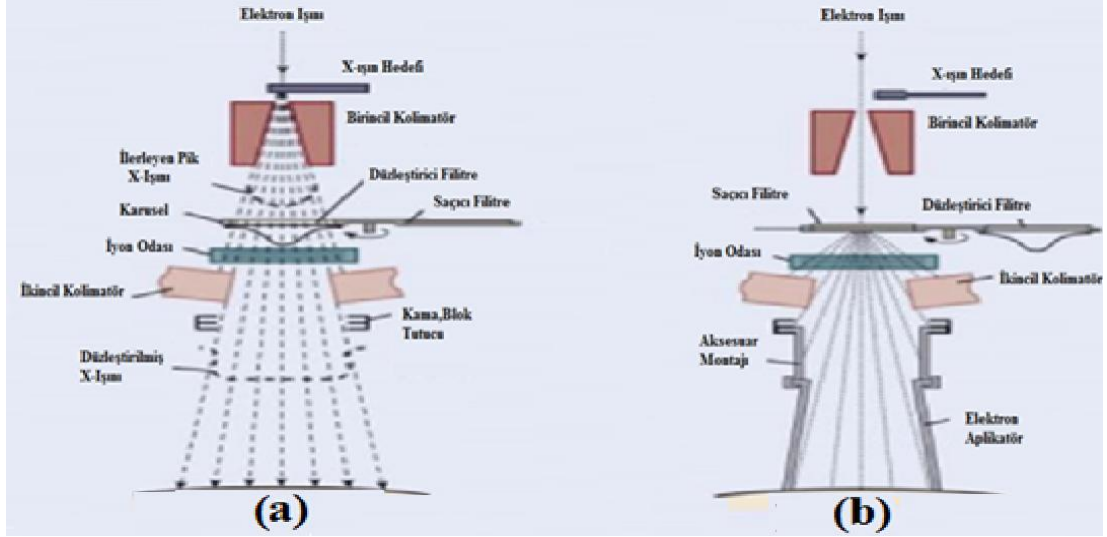
Elektronlar hızlandırıcı tüpten çıkışta yaklaşık 3 mm çapındadırlar. Düşük enerjili Linaklarda (6 MV'ye kadar) oluşan yüksek hızlı elektronlar doğrudan hedef materyale çaptırılarak X-ışını üretilir. Yüksek enerjili Linaklarda ise hızlandırıcı tüpü daha uzundur ve hızlandırılan elektronlar 270° döndürülerek hedefe çaptırılır (8).

Genellikle lineer hızlandırıcılar yatay eksende dönebilecek şekilde tasarlanır. Gantri dönüşü ile kolimatör aksı dikey eksende hareket eder. Gantri dönüş eksenini ile kolimatör aksının kesişim noktası izomerkez (isocenter) olarak adlandırılır (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. İzomerkez (isocenter)

Cihazın kafa yapısı; kurşun, tungsten veya kurşun-tungsten alaşımı gibi yüksek yoğunluklu, malzemeler ile zırhlanmıştır ve radyasyon sızıntısını önlenmektedir. Cihaz kafası; X-ışını hedefi (Tungsten), saçıcı foil, düzleştirici filtre, monitör iyon odaları, kolimatörler ve ışık lokalizörü gibi bölümleri içerir. Bu içerik farklı lineer hızlandırıcılar için çeşitlilik gösterebilir. Tedavi moduna göre, elektronların yüksek atom numaralı tungsten hedefe çarptırılması ile X-ışını tedavisi ya da hedefe hiç çarptırılmadan çıkış penceresine yönlendirilmesi ile elektron tedavisi sağlanır (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Lineer hızlandırıcı ışınlama kafasında a) X-ışını, b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenlerin şematik gösterimi

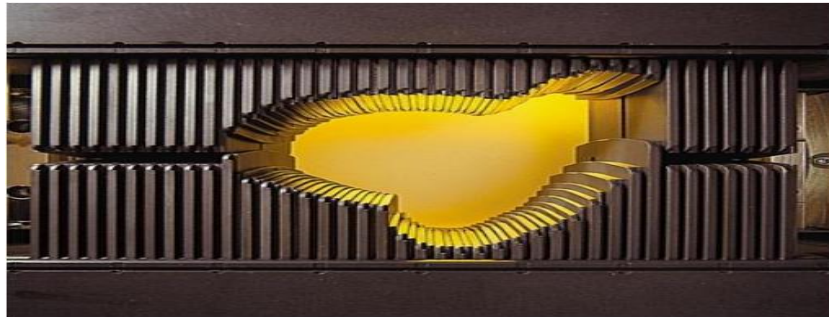
Lineer hızlandırıcılarda X-ışını ile tedavi yapılacak ise; hızlandırılan elektronlar öncelikle tungsten hedefe çarptırılarak X-ışınları üretilir. X-ışınları, hedefin altında konumlanan sabitlenmiş birincil kolimatörler ile şekillendirilir. X-ışınları daha sonra ışın demetini uniform hale getirmek için düzleştirici filtreden geçirilir. Bu filtre genellikle kurşun, çelik, alüminyum, tungsten ya da bunların bir kombinasyonundan meydana gelir. Düzleştirilmiş X-ışınları, doz monitör odalarına gelir. Monitör sistemi, birçok iyon odasından ya da çok plakalı tek bir odadan meydana gelir. Genellikle, tüm ışın alanını kaplayan yassı paralel plak gibi transmisyon tipinde odalar kullanılmaktadır. İyon odalarının amacı; doz hızı, toplam doz ve alan simetrisi gibi parametreleri kontrol etmektir. İyon odalarının değişen doz hızlarına karşın, stabil kalmaları çok önemlidir. Bu iyon odalarına 300 - 1000 V Bias voltajı uygulanır. X-ışınları daha sonra hareketli çenelerden yapılmış ikincil kolimatörlerde tekrar şekillendirilirler. Bu kolimatörler kurşun ya da tungsten iki çift bloktan (jaw) oluşmuştur ve X-ışını kaynağından kaynak cilt mesafesi (Source Skin Distance, SSD) 100 cm standart bir uzaklıkta 0 x 0'dan 40 x 40 cm² 'ye kadar kare veya dikdörtgen alan açıklığı yaratabilirler. Cihaz kafasındaki ışık lokalize sistemi ile alan boyutları kontrol edilebilir. Bu sistem, iyon odaları ve bloklar arasına yerleştirilmiş bir ayna ve bir ışık kaynağından oluşmaktadır. Işık lokalize sistemi ile odaktan X-ışını üretircesine ışık sağlanır, böylece ışınlanacak alanın kontrolü yapılabilir. Linak elektron modunda çalıştırılırsa; hızlandırıcının çıkış penceresinden 3 mm çapında çıkan elektronlar hedef materyale çarptırılmak yerine doğrudan

birincil kolimatörlerden geçerler. Bu elektronlar daha sonra kurşun ya da alüminyumdan yapılmış, tedavi alanı boyunca düzgün elektron akısı sağlayacak, ince metal saçıcı filtreden geçer. Daha sonra X-ışınlarında olduğu gibi doz monitör odalarına gelen elektronların doz hızı, toplam doz ve alan simetrisi kontrolleri gerçekleşir. Elektron ışınlarında, X-ışınlarından farklı olarak büyüklükleri 4 x 4'ten 25 x 25 cm² 'ye kadar değişen özel ikincil elektron kolimatörleri (elektron aplikatörleri) kullanılarak tedavi alanları oluşturulur (8).

2.1.2. Çok Yapraklı Kolimatörler (MLC)

2.1.2.1. Çok Yapraklı Kolimatörlerin Mekanik Özellikleri

Radyoterapinin temel amacı; hedef volümü maksimum radyasyon verilirken sağlıklı dokulara verilen radyasyonu minimum seviyede tutmaktır. Tedavi ışınıni şekillendirmek, sağlıklı ve kritik organlara verilen dozu ciddi oranda azaltmaktadır. Konvansiyonel kolimatör çeneleri ile kare ve dikdörtgen biçimli tedavi sahaları elde edilebilir fakat tedavi sahası her zaman dikdörtgen şeklinde olmayacağı gibi ek şekillendirmeler de gerekebilir. Bir lineer hızlandırıcıda, standart kurşun bloklar ya da fokalize alaşım bloklar tedavi kafasına takılabilir. Diğer seçenek ise çok yapraklı kolimatör (MLC) sistemidir. MLC, ışın demetini istenilen biçimde önleyen hareketli yapraklara sahiptir. Düzenli veya düzensiz alan oluşturmak için birçok liften oluşan, birbirinden bağımsız ve otomatik hareket edebilen sistemlerdir. Tipik MLC'ler çiftler halinde dizilmiş 40-120 yapraktan oluşmaktadır (Şekil 2.6). Bu yapraklar "lif" olarak da adlandırılır (10).



Şekil 2.6. Varian Millenium MLC120 Multi Lif Kolimatör

Tedavide MLC'ler ışınlanacak tedavi alanının kolay ve hızlı şekilde tümör ve riskli organların şekline uygun olarak korumayı sağlarlar. MLC yaprakları, uygulanacak radyasyonlar için kabul edilebilir bir atenuasyona (zayıflatma) sahip olmalıdır ve birlikte hareket ederek istenilen tedavi alanını oluşturabilecek en ideal şekilde tasarlanmalıdır. Yapraklar, en yoğun metallere biri olan tungsten alaşımından yapılmaktadır. Tungsten alaşımlar sert, düşük esneme katsayılı, kolay işlenebilir ve ucuzdur. Saf tungstenin yoğunluğu 19.3 g/cm^3 iken, alaşımların yoğunluğu, işlenebilirliği artırmak için kullanılan demir, bakır ve nikel miktarına bağlı olarak $17 - 18.5 \text{ g/cm}^3$ arasında değişmektedir (11).

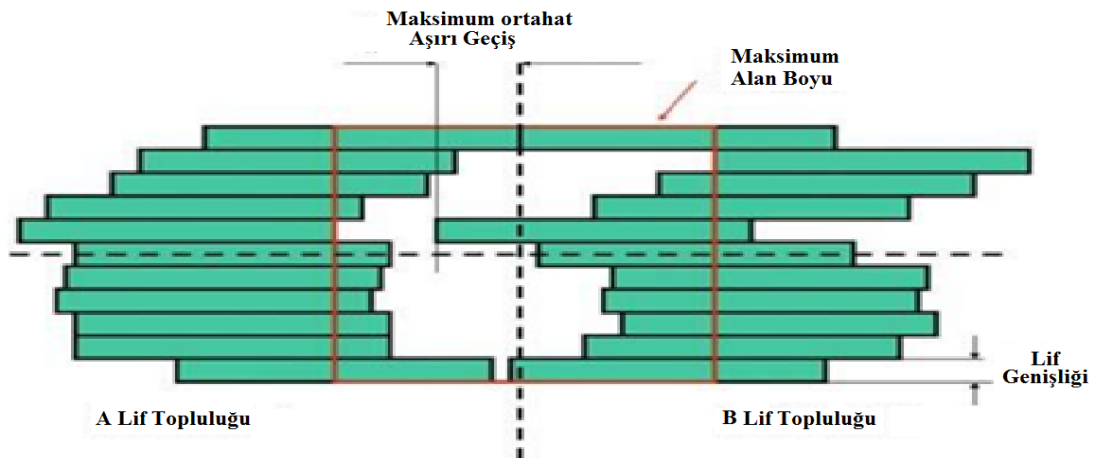
MLC sisteminin performansını etkileyen en önemli parametreler; yaprak genişliği, maksimum alan boyutu, liflerin iç içe geçmesi (interdijitasyonu), Maksimum overtravel (Aşırı geçiş) mesafesine kolimatör çenelerine göre MLC konumu gibi mekanik ve geometrik özellikleridir (Şekil 2.7).

Yaprak genişliği: Tek bir yaprağın genişliğidir.

Maksimum alan boyutu: Yaprakların maksimum açıldığı alan boyutudur.

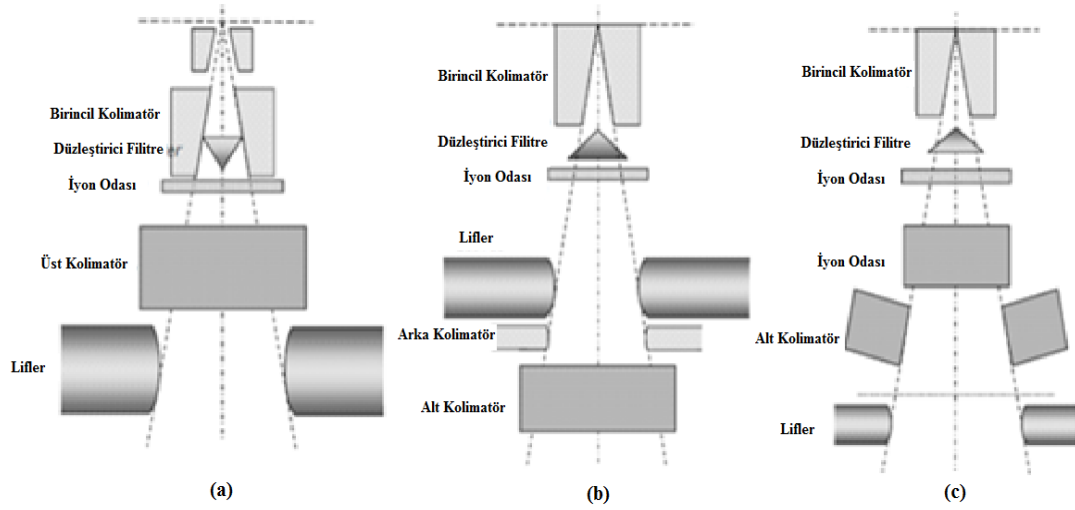
Yaprakların iç içe geçmesi: Bir yaprağın karşı komşu yaprak ile çarpışmaksızın bu yaprak hizasından öteye gidememesidir.

Maksimum Overtravel Mesafesi: Karşılıklı dizili yapraklardan A tarafındaki orta hattan B tarafına geçebildiği mesafedir (12, 13) .



Şekil 2.7. MLC'lerin en belirgin mekanik parametreleri

MLC'lerin yapıları ve şekilleri cihazların kolimatör yapısına ve tasarımına göre değişmektedir. Bazı üreticiler bir çift ikincil kolimatör çenesini çok yapraklı kolimatörler ile yer değiştirmekte bazıları ise çok yapraklı kolimatörleri üçüncül bir kolimatör yapısı gibi ikincil kolimatör çenesinin altına monte etmektedir (Şekil 2.8) (14).



Şekil 2.8. a) Siemens, b) Elekta, c) Varian linear hızlandırıcılarına ait kolimatör yapılarının şematik gösterimi.

Her bir yaprağın izomerkezdeki genişliği üreticiye göre değişmekte olup her lifin kalınlığı ışın geçirgenliği $<1\%$ olacak şekildedir. Yaprakların genişliği merkezde MLC dizaynına göre 0.2-5 cm'dir. MLC'lerin altında veya üstünde radyasyon sızıntısını önlemek için ek diyaframlar da kullanılmaktadır (12, 13).

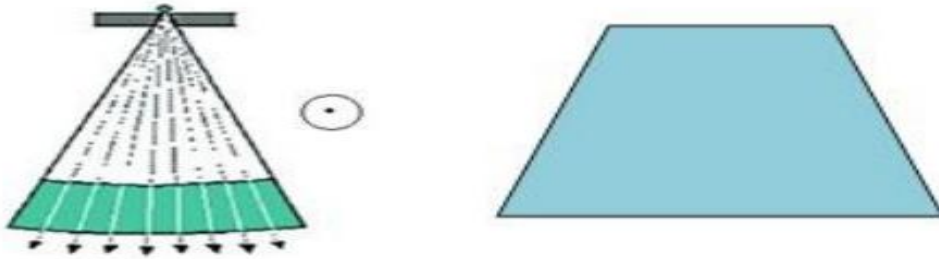
2.1.2.2. MLC'lerin Fiziksel Özellikleri

i. Penumbra ve Fokaslama Özellikleri

Penumbra (Yarı Gölge); radyasyon demetinin kenarında doz hızının eksenden uzaklığın fonksiyonu olarak aniden düştüğü bölge olarak tanımlanabilir. Hedef volüm ile sağlıklı doku arasında hızlı doz düşüşü elde etmek için penumbra mümkün olduğu kadar küçük olmalıdır. Penumbra öncelikle kolimatör çenelerinin kaynağa ve hasta yüzeyine göre pozisyonuna ve kaynağın çapına bağlıdır. Penumbra; geometrik, fiziksel ve geçiş olarak 3 alt tipe sahiptir. Geometrik penumbra; kaynağın noktasal olup olmamasından kaynaklanır, fiziksel penumbra; doz profilinden ölçülen değer ve

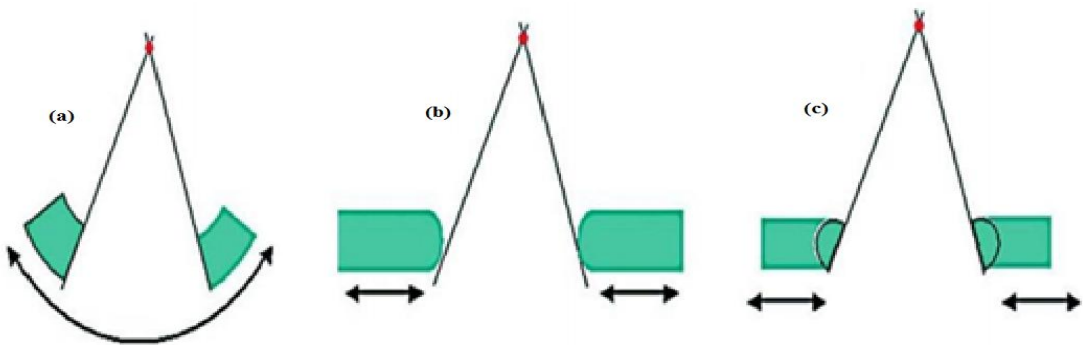
doz profilinde Dmax derinliğinde dozun %80 ile %20 noktalar arasında mesafedir. Geçirgenlik penumrası; lif kalınlığı ve liflerin dizilişlerinden kaynaklanır. Küçük penumbra için kaynak çapı olabildiğince küçük (günümüz Linaklarında bu değer 2 - 3 mm'dir) kaynak ile kolimatör arası uzaklık olabildiğince büyük olmalıdır. MLC'den oluşan bir kolimatörde penumbranın küçük olması için lif pozisyonundan bağımsız olarak lif kenarları kaynağa doğru yönelmeleri penumbrayı küçültür. Bu özellik odaklama olarak adlandırılır. MLC'lerde lif hareketi yönüne dik ya da lif hareketi yönünde odaklama yapılabilir (12).

Enine kesitte trapezoid yapıdaki lifler, lif hareketine dik yönde iyi bir odaklama özelliği sağlar (Şekil 2.9).



Şekil 2.9. Trapezoid yapıda, liflerin hareket yönüne dik odaklama

Lif hareketi yönünde odaklama ise, lif kenarlarının dönmesi ya da liflerin dairesel bir yörüngede kavis çizmesi ile gerçekleşir.



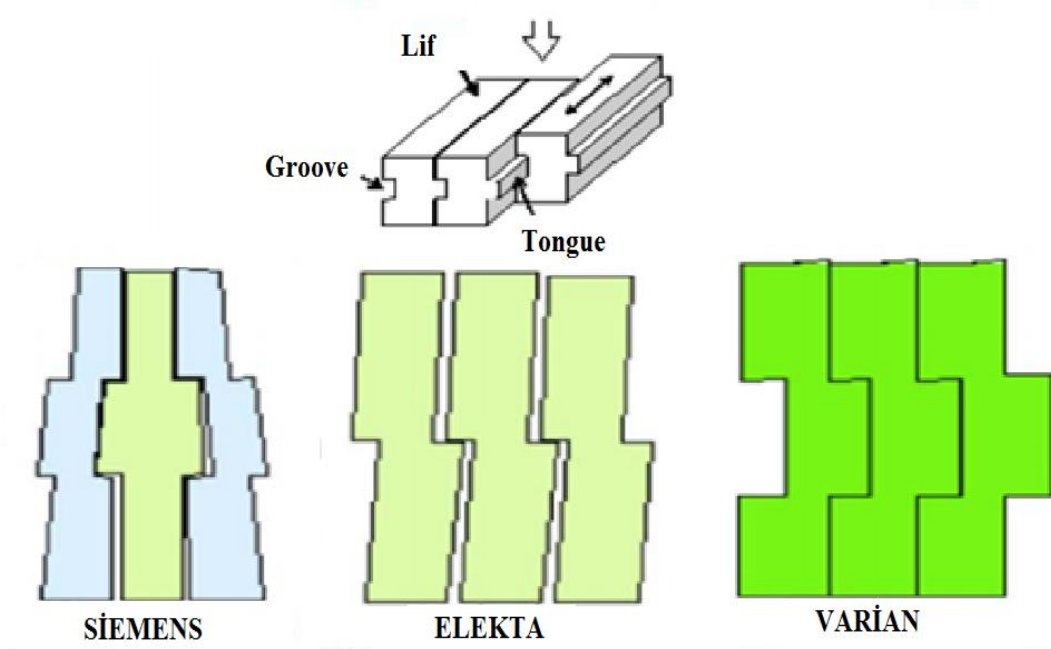
Şekil 2.10. a) Dairesel yörüngede kavis çizen lif yapısı, b) Yuvarlak uçlu lif yapısı, c) Uçları dönebilen lif yapısı

Modern MLC sistemlerinin çoğunda, Şekil 2.10 a.'da görülen, uçları ışın diverjansına uyumlu, kabul edilebilir penumbraya sahip MLC'ler kullanılmaktadır.

Bu tip MLC'lerde dahi, penumbra lif pozisyonundan tamamen bağımsız değildir. Penumbradaki değişimler tedavi planlama sistemlerine yüklenmelidir. Bu durum özellikle IMRT'de küçük segmentlerin ışınlanmasında önem kazanır (12, 15).

ii. Lifler Arası Geçirgenlik

Liflerin birbirine sürtünüp aşınmasının engellemek için aralarında yaklaşık 0.1 mm'lik küçük bir mesafe olmalıdır. Bu mesafe ise yaklaşık %4'ün altında tutulması gereken sızıntı radyasyona yol açar (13). MLC uçlarının tam odaklanmaması lifler arasında gap kalmasına neden olmaktadır. Bu da önemli problemleri beraberinde getirmektedir. Birbirine komşu iki MLC arasındaki sızıntıyı minimuma indirmek için üretici firmaların öne sürdüğü çözümlerden biri tongue and groove tasarımıdır (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Üretici Firmaların Tongue and groove lif tasarımı

Bu dizaynda MLC'lerin sol ve sağ köşelerinin transmisyonları birbirinden farklıdır. Birbirine komşu iki MLC'nin hızları birbirinden farklıdır (16).

iii. Lif Geçirgenliği

Lineer hızlandırıcıların ayarlanabilir kolimatörleri MLC'lerle yer değiştirdiğinde MLC'lerin kişiye özel bloklarla aynı atenuasyonu (<%5 veya 4 ile 5 yarıdeğer kalınlığı arası, HVL) sağlaması beklenir. Bununla birlikte MLC'ler

bağımsız hareket edebilen liflerden oluştuğundan lifler arasısızında dikkate alındığında yukarıdaki atenüasyondan daha düşük bir atenüasyona sahip olmalıdırlar. Dört veya 5 HVL kriteri yaklaşık 5 cm kalınlığında *tungsten* karışımla sağlanabilmektedir. %5 olan bu transmisyon kriterini %1'e düşürmek için *tungsten* alaşımın kalınlığını yaklaşık 2.5 cm arttırmak yeterli olur. Her lifin kalınlığı ışın geçirgenliği <%1 olacak şekilde tasarlanır (13).

İlave olarak IMRT için MLC kullanımında lif hızları ve lif pozisyonlarının doğruluğu da dikkate alınması gereken önemli parametrelerdir

2.2. Radyoterapi

Radyoterapi; kanser tedavisinde iyonize radyasyonun kullanıldığı ve modern tedavi cihazları ile uygulanan bir tedavi yöntemidir. Radyoterapide temel amaç hedef volümde maksimum ve homojen doz dağılımını sağlarken çevredeki sağlıklı dokulara minimum dozu vermek, dolayısıyla en yüksek tümör kontrolüne karşın en az normal doku hasarı oluşturmaktır. Planlama tedavinin amacına göre yapılır ve öncesinde klinik değerlendirme, tedavi kararı gibi ön hazırlıklara gereksinim vardır. Ayrıca her aşamada ekip çalışması esastır. Radyoterapide, radyasyon onkoloğu, radyasyon fizikçisi ve radyoterapi tekniklerinin uyum içerisinde ve koordineli çalışmalıdır (17).

2.2.1.Radyoterapi Uygulamaları

Radyoterapide planlama işlemi tedavinin amacına göre yapılır. Tedavi planlaması simülasyon işlemi ile başlamaktadır. Simülasyon; basit alan tedavisi yapılacak hastalarda konvansiyonel simülatör, kompleks alan tedavisinde de BT veya PET-BT simülatör cihazıyla yapılır. BT'den gelen görüntüler bilgisayarlı tedavi planlama sistemine aktarılır ve tedavi edilecek bölge ve çevre organlar doktorlar tarafından konturlanır.

Radyoterapi cihazlarından uygun ve doğru dozda radyasyon verilmesini sağlayan ve denetleyen radyoterapi fizikçisidir. Fizikçi ve hekim beraber çalışarak tümör bölgesine gerekli olan en yüksek dozun uygulanmasını sağlarken normal dokular için en az doz verilecek tedavi planını 3 boyutlu özel bir bilgisayar sistemi

(TPS) ile planlar. TPS'in özelliklerine göre 3BKRT, IMRT ve VMAT tedavi planları yapılabilmektedir. Radyoterapide klasik olarak "fraksiyone/ bölünmüş" tedavi kullanılır ve her fraksiyon dozu eşittir. Haftada 5 fraksiyon ve her fraksiyonda genellikle 1.8-2 Gy'lik dozların kullanıldığı şemaya "konvansiyonel tedavi" denir. Her tedavi alanı her fraksiyonda ışınlanmalıdır. Tedavi sonunda ulaşılan toplam doz ve her fraksiyon dozu ışınlanan sahanın genişliği ile ters orantılıdır (Hastanın toleransı açısından sahalar genişledikçe fraksiyon dozu ve toplam RT dozu düşürülmelidir). Hastanın Radyoterapiye toleransı, erken ve geç etkiler; toplam doza, fraksiyon dozuna, ışınlanan alan genişliğine ve ışınlanan bölgedeki kritik organlara bağlıdır. Tedaviye toleransı düşük olan hastada toplam dozlarda azaltma, tedavi alanlarında küçültme, hatta tedaviye geçici olarak ara verme söz konusu olabilir. RT gören hastanın klinik takibi önemlidir. Hasta, tedavi süresince her hafta en az bir defa muayene için doktoruna gönderilmelidir. Hastaların RT süresince bazı tetkiklerinin (genellikle kan sayımı) belirli aralıklarla yapılması gereklidir. Hastanın daha önce RT görüp görmediği, eğer görmüş ise eski tedavi alanları ile yeni tedavi alanlarının komşuluğu çok önemlidir. Daha sonraki tedavilerde yardımcı olmak amacıyla alan kenarlarına ve merkezine nokta şeklinde tatuaj yapılmalıdır (18).

2.2.2. Radyoterapi Teknikleri

2.2.2.1. Konvansiyonel Radyoterapi

Tek ya da karşılıklı alanların, iki boyutlu doz dağılımını kullanarak veya kullanmayarak, kompensatörler ve basit bloklar ile hastaya uygulandığı tedavi yöntemidir. Tedavi alanlarının belirlenmesi için X-ışını kaynaklı konvansiyonel simülatörler kullanılır. Simülatörler tedavi cihazını simüle (taklit) ederek iki boyutlu görüntü alınmasına olanak sağlar. Simülatör cihazı yardımıyla hastanın tedavi alanları hastanın üzerine çizilerek işaretlenir. Tedavi planları genellikle karşılıklı lateral veya box model denilen 4 alanın kullanılmasıyla yapılmaktadır. Kritik organ korumalarında standart ve hastaya özel fokalize bloklar da kullanılmaktadır. Tek alanlarda, kemik metastazlarında, karşılıklı paralel alanlarda, palyatif tedavilerde, setup'ın hızlı ve kolay yapılabilmesi için larenks gibi düşük yayımlı planlarda ya da meme gibi tanjansiyel hedef volümlerin tedavisinde kullanılabilir. Fakat izodoz dağılımları göstermiştir ki; %95'lik izodoz hattı hedef volümü yeterince

saramamaktadır, doz dağılımı homojen değildir ve dahası normal dokular neredeyse hedef volüm ile aynı dozu almaktadır. Işın verme süresi basit el hesabıyla ya da 2 boyutlu basit bilgisayar programlarıyla yapılmaktadır. Simülatör cihazı sadece ışın yönündeki hedef volümün ve çevredeki dokuların belirlenmesini sağlamaktadır.

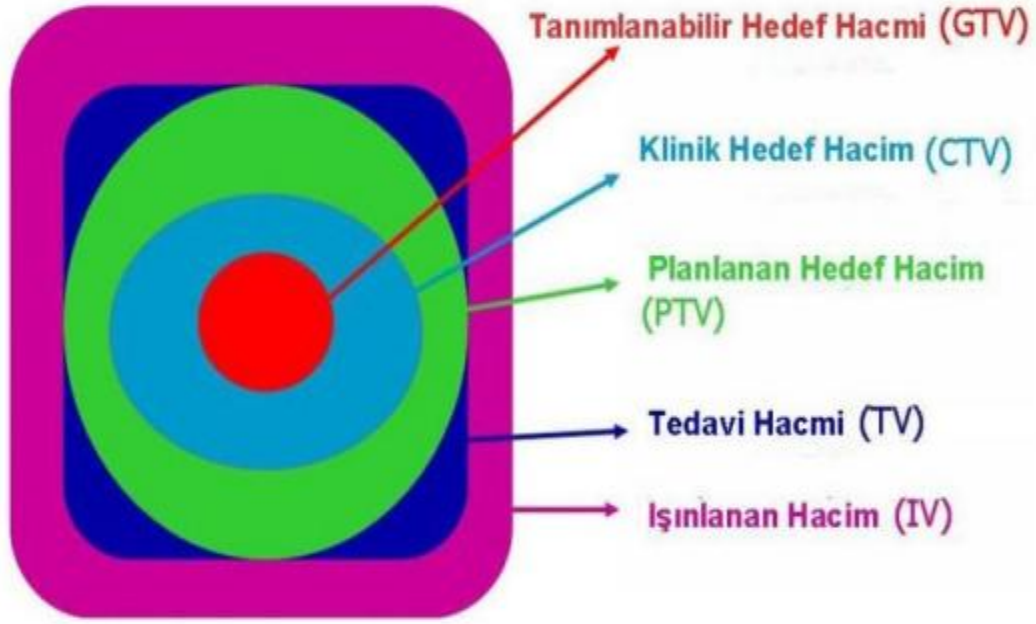
Bilgisayar ve görüntüleme teknolojilerindeki gelişmeler, radyoterapi tedavi planlama sistemlerinde daha kompleks uygulamaları mümkün kılmıştır. Bu gelişmelerin sonucu olarak radyoterapi tedavileri, üç boyutlu X-ışınları görüntülerinin ve karmaşık bilgisayar algoritmalarının kullanıldığı daha kompleks tedavilere dönüşmüştür (19,20).

2.2.2.2. 3-Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)

Konformal radyoterapi; hedef volüme istenilen dozu verirken ve çevredeki sağlıklı dokuları koruyabilme amacı ile 3 boyutlu görüntü ve doz hesaplamaları ile ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) prensiplerine uygun hedef tümör volümü ve normal doku tanımlamalarını içeren tedavi yöntemi olarak tanımlanır (19).

3BKRT tekniği, arzu edilen klinik sonuçları elde edebilmek için daha detaylı fiziksel ve biyolojik verilere dayandırılmalıdır. Bu amaçla TPS sistemine cihazın fiziksel özellikleri, yapılan doz ölçümleri yüklenir ve doz hesaplama algoritmasıyla modelleme yapılır. Daha sonra ise tümoral ve sağlıklı yapıları görüntülemek amacıyla diagnostik görüntüler sisteme yüklenir. Bu durumda Manyetik Rezonans (MRG) ve Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) görüntüleri ile Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri birlikte kullanılabilir.

En uygun tedavi volümlerinin belirlenmesinde ICRU raporlarından yararlanılır. Günümüzde eksternal radyoterapide ICRU-50 ve ICRU-62 raporlarının kullanımı önerilmektedir ve Şekil 2.12’de bu volümler gösterilmektedir (19, 21, 22).



Şekil 2.12. Radyoterapide hedef için kullanılan volümler

Bu raporlara göre volümler şu şekildedir;

Tanımlanabilir Tümör Volümü (Gross Tumor Volume;GTV)

Klinik Hedef Volümü (Clinical Target Volume; CTV)

Planlanan Hedef Volüm (Planning Target Volume; PTV)

Tedavi Volümü (Treated Volume; TV)

Işınlanan Volüm (Irradiated Volume; IV)

Riskli Organ (Organs at Risk; OAR)

Planlanan Riskli Organ Volümü (Planning Organs at Risk Volume; PRV)

Tanımlanabilir Tümör Volümü; GTV tümörün görülebilen ya da elle hissedilebilen volümüdür. GTV bilgisayarlı tomografi, nükleer manyetik rezonans görüntüleme (MR), patoloji gibi teşhisle ilgili protokoller ve klinik kontrollerin kombinasyonu sonucunda elde edilen bilgilere göre belirlenir.

Klinik Hedef Volüm; CTV hissedilebilir GTV'yi ve yok edilmesi gereken mikroskopik malign hastalığı içeren doku hacmidir. BTV genellikle GTV çevresinde sabit ya da değişken mesafe (marj) olarak belirlenir. Fakat bazı vakalarda GTV'nin kendisidir.

$$CTV = GTV + \text{marj}$$

Planlanan Hedef Volüm; PTV önceden belirlenen ve klinik hedef hacmine verilmek istenen doz için uygun demet alanı ve uygun demet yerleşiminin belirlendiği volümdür. Tedavi süresince hasta Set-up'ında değişiklikler, aygıtların mekanik farklılığı, Set-up hataları hedef volümde değişikliklere yol açar. Bu nedenle hedef hacmin belirlenmesinde hasta ve ışın pozisyonuna bağlı günlük değişikliklerde Set-up marjın (SM) ve organların şekil, boyut, pozisyon değişiklikleride İnternal marjın (IM) göz önüne alınmalıdır.

$$PTV=CTV+SM+IM \text{ ya da } PTV=CTV+ \text{ marj}$$

Tedavi Volümü; Tedavi volümü, planlanan izodoz eğrisiyle çevrilmiş volümdür. Tedavi tekniklerinin sınırlı olması nedeniyle belirlenen absorbe dozu sadece target veya planlanan volüme vermek imkansızdır. Bu nedenle tedavi hacmi planlanan hedef volümden daha büyüktür.

Işınlanan Volümü; Işınlanan volümü normal doku toleransına göre önemli sayılan bir absorbe dozu alan, tedavi volümünden daha büyük bir volümdür. Işınlanan hacmin absorbe doz seviyesi, tanımlanan absorbe dozun yüzde %50'si olarak ifade edilir.

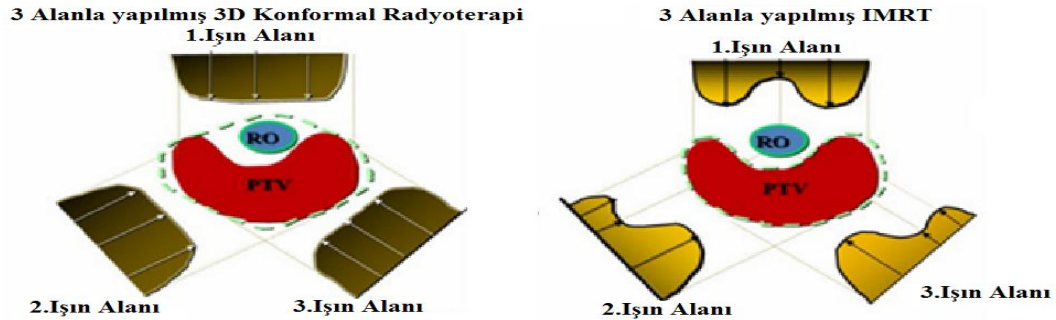
Riskli Organ; Riskli organ radyasyon hassasiyeti olan, tedavi planlamasını ve önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokulardır.

Planlanan Riskli Organ Volümü; Hasta hareketiyle riskli organ da hareket eder ve fizyolojik değişikliklere maruz kalır. Bu nedenle riskli organ hacmine de ilave marjlarla planlanan riskli organ hacmi belirlenir (23).

2.2.2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)

1960'larda yoğunluğu değiştirilen doz dağılımlarının elde edilmeye başlamıştır. Bu yıllarda yine ışın şiddeti fokalize bloklar ve metal kompensatörler (wedge) ile değiştirilerek farklı doz haritaları elde edilmiştir. Metal kompensatörler yıllarca IMRT tekniğinin dayanağı olmuştur. 1988'de IMRT ilk olarak, tersten planlama kavramı ile başlamıştır (3).

Radyoterapi tekniklerindeki hızlı gelişmeler, yüksek hassasiyetle tedavi etme imkanı sağlayan IMRT gibi yeni yöntemlerin ortaya çıkmasını olanak sağlamıştır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi, konformal radyoterapinin en gelişmiş halidir. Nonuniform doz dağılımının elde edilmesine olanak sağlar. Eski sistemlerde hedeflenen doz yoğunluğunu elde edebilmek için daha geniş emniyet marjları gerekmektedir. Bunun sonucu olarak tümör dışı normal dokular, tedaviden daha çok etkilenmekteydi. IMRT tekniğinde ise radyasyon yoğunluğu demet boyunca değiştirilmektedir. Çeşitli demet kombinasyonları ile istenen optimal doz dağılımı elde edilebilmektedir. Yoğunlukları ayarlanmış demetler kullanılarak, düzensiz biçimdeki hedef volümde istenilen doz dağılımı elde edilirken, tümör yakınlarındaki kritik organların dozları, tanımlanan tolerans değerlerini aşmaması sağlanır, buna bağlı olarak da daha düşük oranda yan etkilerin görülmesini sağlar. IMRT ile 3 BKRT kritik organ koruması Şekil 2.13’de verilmiştir. Tümör içerisinde yüksek dozlara çıkabilme, Tümör kontrol olasılığını yükseltme ve yüksek, orta ve düşük dozları gerektiren hedeflerin aynı anda tedavi edebilme özelliğine sahiptir. Bu üstün özelliklerinden dolayı son yıllarda IMRT, özellikle beyin tümörleri, baş-boyun tümörleri, meme kanserleri, prostat ve akciğer kanserleri tedavisinde giderek artan oranda kullanılmaktadır (24, 25).



Şekil 2.13. 3D konformal ve IMRT planlarındaki kritik organ doz dağılımı

Farklı optimizasyon teknikleri kullanılarak doz yoğunlukları elde edilir. Bu yoğunluklar, MLC’ler tarafından oluşturulan segmentlerle tümürlü doku ve sağlıklı doku bölgelerinin kalınlığına göre hesap edilir.

IMRT; ihtiyaç duyulan yoğunluk ayarlı ışın haritalarını oluşturmak için kullanılan tersten planlamaya (inverse treatment planning; ITP) ve hedef volümleri tanımlamak için kullanılan 3 boyutlu çoklu modalite görüntülemeye ihtiyaç duyar.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi kompleks doz hesaplamalarını içerir. Tedavi planlama bilgisayarlarının daha fazla hesaplama zamanına ihtiyacı vardır. Bu noktada daha kuvvetli algoritmalara ihtiyaç duyulur. Çoklu tedavi sahaları ve çoklu alt segmentlerin hesap edilmesi uzun zaman almaktadır (26).

Yoğunluğu ayarlanmış tedavi alanları elde etmek için birkaç farklı yol vardır. İstenilen huzme şeklini yaratabilmek için, şekillendirilmiş birçok alt alan (segment), statik MLC segmentleri (SMLC) ya da dinamik MLC (DMLC) ile meydana getirilir. Plan optimizasyonları ise, tamamen matematiksel bir fonksiyon yardımı ile basit (forward) iterative (tekrarlı) planlama ve optimize edilmiş planlama ile yapılır. Genellikle en kompleks yoğunluk dağılımları inverse (tersten) planlama ile IMRT’de elde edilir. Yoğunluk ayarlı radyoterapide huzme dizaynları; kullanılacak planlama tekniğine (forward ya da inverse), foton enerjilerine ve ışınların dizilimine bağlıdır. Basit segmentlerden oluşan bir IMRT planının segmentleri kullanıcı tarafından oluşturulabilirken, küçük ışın huzmeleri ile oluşturulan daha karmaşık IMRT planları için ışın huzme boyutları (1 x 1 cm² ya da 0.5 x 0.5 cm² gibi) kullanıcı tarafından seçilebilir (27).

IMRT tekniğinin uygulanmasında MLC’lerin geometrik karakteristikleri çok önemlidir. MLC fiziksel özelliklerinde bahsetmiş olduğumuz özelliklerin dışında maksimum lif hızı; özellikle dinamik MLC ile yapılan IMRT’lerde önemlidir. IMRT uygulamalarında tipik MLC liflerinin hızı 2-4 cm/s arasında olması gerekmektedir, ayrıca lif doğruluğuda IMRT uygulamalarındaki en önemli parametredir.

Lif pozisyon doğruluğu, içerdiği birçok segment sebebiyle IMRT’de, konformal ışınlamalara göre daha önemlidir. Lif pozisyonundaki 1 mm’lik hata 10x10 mm² ’lik alanda yaklaşık %10 doz hatasına sebep olur. Bu yüzden lif pozisyonunda meydana gelebilecek hata 0.5 mm’yi geçmemelidir (12).

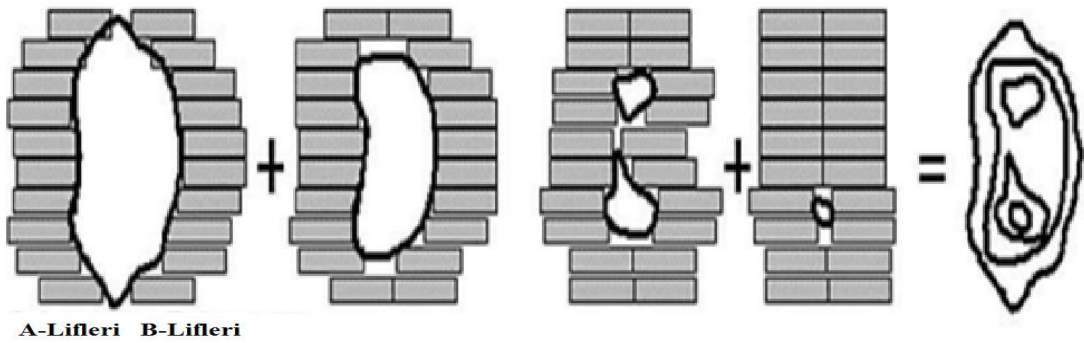
Planlama sisteminde oluşturulan yoğunlukları ayarlanmış ışın huzmeleri medikal linak tabanlı hızlandırıcılar kullanılarak iki farklı teknikle hastalara uygulanabilir. Işınlamanın, gantri sabit hedef volüm üzerindeki MLC hareketi sonlanınca başladığı ve tedavi alanlarının birçok segmentten oluştuğu tekniğe Step and Shoot IMRT veya statik IMRT denir.

Işınlama, gantri'nin uygun ışınlama pozisyonuna gelince başladığı ve ışınlama esnasında MLC'lerin hareketli olduğu tekniğe ise Sliding Window ya da dinamik MLC tabanlı IMRT denir. Kullanım için seçilecek teknik klinikte bulunan cihaz ve donanıma bağlıdır (28).

Statik IMRT (Step and Shoot)

Statik IMRT tekniği, segment tabanlı ya da step and shoot IMRT tekniği olarak da bilinir. Bu teknik; sabit gantri açısında, her biri kendi alan şekline, doz ağırlığına ve monitor unit değerine sahip küçük alt alanlardan oluşur. Alt alanlar veya diğer adıyla segmentler çok yapraklı kolimatör (MLC) ile şekillendirilir ve herhangi bir operatör yardımı olmaksızın üst üste gelerek, sonuçta uniform olmayan şiddete sahip bir demet oluştururlar. Bu yöntemde her bir sabit segmentin doz dağılımı ayrı ayrı ölçülebileceği için bu sistemin doğruluğunun kanıtlanması daha kolaydır (3).

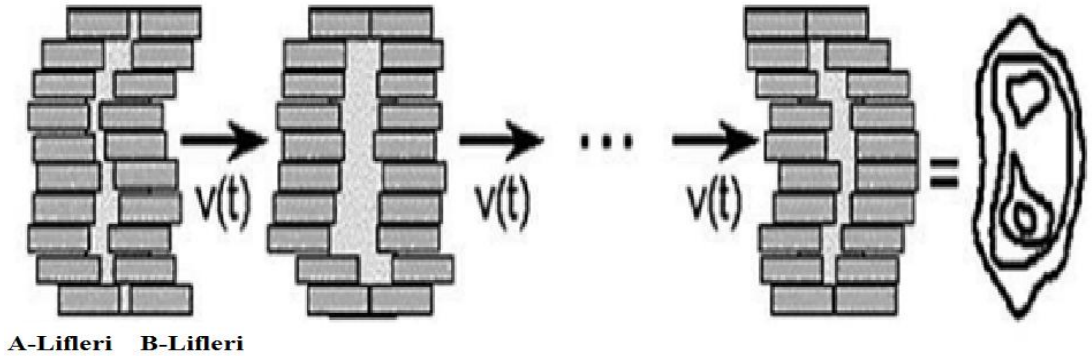
Statik IMRT ile ışınlamanın yalnızca liflerin hareketsiz olduğu zaman yapıldığı, ışınlama süresince herhangi bir lif hareketinin olmadığı ima edilir. Liflerin dizilimini sağlayan algoritma, optimize olmuş yoğunluk şeklini girdi olarak alır ve bu girdiyi, her biri MLC'ler tarafından oluşturulan alt segmentler içinde ayırıştırır. Her bir segment için akı yoğunluğu rölatif olarak uniformdur. Tüm bu statik segmentlerin toplamı, istenen yoğunluğu ayarlanmış doz dağılımını verir. İdeal olarak segmentler, segmentler arası lif hareket zamanını minimuma indirecek şekilde sıralanır (12, 29). Statik IMRT yaklaşımının temeli; yoğunluğu ayarlanmış ışın alanlarının, düzensiz şekillendirilmiş alanların üst üste bindirilmesi sonucu oluşturulmasıdır (Şekil 2-14).



Şekil 2.14. Statik IMRT tekniğinde lif pozisyonları

Dinamik IMRT (Sliding Window)

Dinamik IMRT tekniği, sliding window (kayan pencere) ya da dinamik MLC tabanlı IMRT tekniği olarak da bilinir. Bu teknikte, statik IMRT tekniğinde olduğu gibi alt segmentler yoktur. Plan birçok sabit gantri açlarından oluşur ve her gantri açısında alan tek bir segmentten meydana gelir. IMRT tedavi doz haritası tamamen dinamik MLC hareketlerinden oluşur. Lifler ışınlama süresince farklı hızlarda ardışık olarak hareket etmek suretiyle yoğunluğu ayarlanmış tedavi alanları yaratırlar. Dinamik IMRT tekniğinde, ışınlama yapılırken, karşılıklı lifler bilgisayar kontrolü altında istenilen huzmeyi yaratacak biçimde hedef volüm alanını süpürür. MLC yapraklarının hızı değişkendir ve hareket esnasında X-ışını uygulaması devam eder. Belirlenen gantri açısında ışınlamanın bitiminin ardından ışınlama kesilir ve gantri diğer açığa hareket eder bu esnada ışınlama yapılmaz. Gantri hareketini tamamlayıp lifler harekete başlama şeklini aldıktan sonra ışınlama ile birlikte lifler hareket ederek istenilen dozu uygular. Diğer açıda aynı işlem uygulanır (Şekil 2.15).



Şekil 2.15. Dinamik IMRT tekniğinde lif pozisyonları

Bu süreçte karşılıklı liflerin oluşturacağı açıklık (gap) ve bu boşluğun alan içindeki süpürme hızı optimal şekilde ayarlanmıştır. Tedavi cihazının doz hızında (dose rate) az da olsa bir dalgalanma olabileceğinden; hareket, zamandan çok MU değerine endekslidir. Bu teknikte en temel prensip; MLC liflerin oluşturduğu açıklık bir noktadan geçerken o noktanın alacağı radyasyon miktarı, ilk lifin noktadan geçmesi ve takip eden lifin o noktayı tekrar kapatması arasındaki süreçte verilen MU değerine orantılıdır. (Bu nokta ayrıca lifler arası sızıntı, lif geçirgenliği ya da lif kaynaklı saçılmalardan kaynaklanan fazladan dozlar alabilir. Bu fazladan dozlar mutlaka hesaba katılmalıdır).

Oluşturulacak hüzme içinde, hareket edecek lif sayısı öngörülen hedef volüme bağlıdır. Dinamik IMRT tekniğinde kullanılacak her lifin kendine ait küçük motorları vardır ve bu küçük motorlar yardımı ile hareket ederler, hızları saniyede 2 cm'den fazladır.

Bilgisayar kontrollü lif hareketlerinin pozisyonları doğrulanmalıdır. Lif hızlarının belirlenmesi için farklı çözümler öne sürülmüştür, bu çözümler; optimizasyon sırasında tanımlanan doz sınırlandırmalarına göre oluşturulan yoğunluk ayarlı profilleri, mümkün olan maksimum lif hızında ve minimum tedavi süresinde en doğru şekilde verecek optimizasyon algoritmalarını içermektedir.

Dinamik MLC tekniği, statik MLC tekniğine göre daha karmaşıktır. Dinamik MLC tekniğinin daha kısa tedavi süresine sahip olması ve daha yumuşak geçişli doz yoğunlukları oluşturabilmesi gibi avantajları vardır. Bu avantajlarının yanında bu teknik yalnızca tersten planlama sistemi ile uygulanabilmektedir. Lif hareketlerinin sürekli olması, lif hızlarının, lif pozisyonlarının ve tedavi cihazının doz hızının sürekli kontrolünü gerektirir (8, 12, 30).

2.2.2.4. Volumetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT)

1995 yılında Yu tarafından Medikal lineer hızlandırıcıların gantri kısmını rotasyonel IMRT tedavileri için kullanma fikri ortaya konmuştur; “yoğunluk ayarlı ark (rotasyon) terapi”. Yu bu yaklaşım için bir dinamik MLC sistemine sahip bir medikal hızlandırıcı ve sürekli rotasyon halinde bir gantri sisteminden yararlanmıştır. Rotasyon tedavinin ve dinamik MLC kombinasyonu olarak geliştirilmiştir. Bu kombinasyon ile birçok üst üste gelen ark kullanılmaktadır. İstenilen doz dağılımı, spesifik bir gantri açısı için oluşan alan şeklinin bir sonraki ark için değişmesi ve bu şekillerin üst üste gelmesi sonucu oluşturulur (8,29,31).

Rotasyonel tedavi yapabilen lineer hızlandırıcıların geliştirilmesi, özel olarak değişebilen gantri hızı ve doz hızı gibi gelişmeler rotasyonel tedavide yenilikleri de beraberinde getirmiştir. VMAT; tedavisi boyunca dinamik olarak hareket eden MLC lifleri ışın hüzmesine, hedef volümü tedavi edecek şekilde belirlenen hızlarda hareket eder, bu esnada gantri hasta etrafında sürekli olarak dönmektedir, dönüş boyunca gantri dönüş hızı sürekli olarak değişirken aynı zamanda verilen doz hızı da

değişmektedir. Bu özellik sayesinde, yoğunluğu ayarlanmış bir alan yaratabilmek için, üst üste gelen birçok ark'a gerek kalmayacak, tek ark ile aynı etki sağlanabilecektir (31).



Şekil 2.16. Volumetrik Aayarlı Ark Terapi yapan Varian RapidArc tedavi cihazı

Ark tedavisinde temel olarak 3 değişken vardır; gantri'nin rotasyonel hareket, dinamik MLC'lerin lif hareketi ve değişken doz hızı (doz rate)

Θ = Gantri Açısı

$\Delta\Theta/\Delta t$ = Gantri Hızı

D = Doz

$\Delta D/\Delta t$ = Doz Hızı (RapidArc'ta maksimum doz hızı 600 MU/dk)

Hedeflenen volüm, gantri'nin değişen dönüş hızı ile ışınlanır. Bu teknikle hedeflenen PTV tek rotasyonda ışınlanabildiği gibi birkaç rotasyon ya da yarım rotasyonla da ışınlanabilir. VMAT'da tedavi boyunca ışınlama için gantri hasta etrafında dönerken, tedavi masasında hareket olmaz, masa sabittir.

VMAT tedavilerinde mutlaka tedavi esnasında hareketli MLC kullanılmalıdır; yani VMAT da kullanılan dinamik IMRT yöntemdir çünkü ark esnasında ışınlama süreklidir. VMAT tedavilerinde MLC lifleri gantri pozisyonun fonksiyonu olarak hareket eder. İstenilen yoğunluk ayarı lifler ile sağlanır (31).

Liflerin hareket mesafeleri gantri'nin ne kadar yavaş dönebileceğine bağlıdır. Yeterli yoğunluk ayarı sağlayabilmek için doz hızı ve gantri hızı tedavi boyunca değişken olmalıdır; bu, VMAT ile gerçekleştirilebilir ve doğrudan yoğunluğu ayarlanmış hüzmeye oluşturulmasına olanak tanır.

VMAT tekniğinin tedavi süresi IMRT planlarına göre daha kısadır. Yapılan çalışmalarda özellikle prostat ve baş-boyun vakalarında VMAT planlarının sabit gantri IMRT planlarına göre daha iyi bir doz dağılımına sahip olduğu ve ayrıca VMAT tedavisinin sabit gantrili IMRT tedaviye göre ortalama 8-12 dakika daha kısa sürdüğü gösterilmiştir (32,33).

Tedavi süresinin kısılması, hasta konforunu ve bununla beraber tedavi etkinliğini arttırmaktadır. VMAT tekniğinde, birçok IMRT tekniğine göre MU etkinliği çok daha fazladır; bu daha az MU değeri ile aynı dozu sağlayabilme yeteneğidir. Verbakel ve ark. (33) baş-boyun hastalarında VMAT tekniğinin sabit gantri IMRT tekniğine göre %40 daha düşük MU değerine sahip olduğunu bulmuştur.

2.3. IMRT ve VMAT'da Kalite Kontrol İşlemleri

IMRT ve VMAT uygulamalarında kompleks şekilli hedef volümlerde yüksek dozlara çıkılmaktadır. Bu yüzden tedavi doğruluğu konvansiyonel ve konformal tedavilere göre daha önemlidir. IMRT ve VMAT uygulamaları birçok kriteri içerisinde bulunduran kompleks hesaplamalar gerektiren yöntemlerdir ve basit el hesaplarıyla plan doğrulaması tedavi doğrulanması için yetersizdir. IMRT ve VMAT uygulamalarında; Kalite Kontrol (Quality Assurance (QA)), iyon odaları, TLD, MOSFET dedektör, elektronik portal görüntüleme (EPID), diyot dedektörler, radyografik veya radyokromik film kullanılarak tedavi dozimetrik doğrulaması yapılmalıdır (4).

Doğrulama işleminin rutinde kullanılabilmesi için bu işlemin efektif, ucuz ve hızlı olması gerekir. IMRT kalite güvenilirliği; dozimetrik IMRT ve VMAT doğrulaması, ters planlama algoritmasının kontrol edilmesi, tedavi cihazının MLC lif hızı, MLC pozisyon doğrulanması gibi kontrollerini içermektedir.

2.3.1. Tedavi Cihazının Kalite Kontrolü

Lineer hızlandırıcıların hepsinin, üretici firmaya bağlı olarak, MLC dizaynı farklılık gösterir. MLC dizaynı ve kullanılacak olan IMRT tekniğine göre lineer hızlandırıcıda yapılacak ilgili kalite güvenilirliği işlemleri değişiklik göstermektedir. IMRT uygulamalarında doz doğrulama işlemi, MLC liflerinin doğru pozisyonda olması ile ilgilidir. Bunu sağlamak için, cihaz üreticisi tarafından hazırlanan testler belli aralıklarla tekrar edilir. Klein ve ark. (34) tarafından hazırlanan AAPM Task Group 142 nolu rapora göre IMRT yapılacak linaklara özgü testler ve uygunluk kriterleri Şekil 2.17’de verilmiştir.

	IMRT	SRS/SBRT
Dozimetrik		
X-ışını output sabitliği	%2	
Doz hızı değişimi	%2	%2
Foton ışını profili düzgünlüğü	%2	
Mekanik		
Işık/ışın alanı uyumu	2 mm veya her bir alan kenarı için %1	
Işık/ ışın alan uyumu asimetric	1 mm veya her bir alan kenar için %1	
SSD mesafe göstergesi	1 mm	
Jaw pozisyon göstergesi	1 mm	
Cross hair	1 mm	
Tedavi masası pozisyon doğruluğu	1 mm	<1 mm/0.5°
Gantri /Collimator açısı göstergeleri (90, 270, 0, 180)	1°	
Lazer göstergeleri	±1 mm	≤±1 mm
MLC pozisyon doğruluğu	±1 mm	
MLC transmisyon	±0.5 mm acceptance değerinden sapma	
Dinamik IMRT tekniği için MLC hızındaki değişim	<0.5 cm/s	

IMRT: Yoğunluk ayarlı radyoterapi, SRS/SBRT: Stereotaktik radyocerrahi, SSD: Kaynak yüzey mesafesi, MLC: Çok yapraklı kolimatör.

Şekil 2.17. Task Group 142’ye göre IMRT yapılacak lineer hızlandırıcı için mekanik ve dozimetrik testler

2.3.2. IMRT ve VMAT Planlarının Kalite Kontrolü

Yoğunluk ayarlı radyoterapi sahaları çoklu alt alanlar içermesi, MLC’lerin hareketli olması, doz hızının değişmesi, gantri hareketli ve değişken hızlı olmasından dolayı alanların el hesaplarıyla kontrol etmek çok zor hatta imkansızdır. IMRT tedavilerinde birçok değişkenin olması nedeniyle planlama sonrasında hasta tedaviye alınmadan önce planın cihaza aktarımının başarılı bir şekilde gerçekleşip gerçekleşmediğinin ve oluşan planın dozimetrik doğruluğunun önceden kontrol edilmesi gerekmektedir. Bunun için ise her bir hastanın planı tedavi öncesinde fantom üzerine aktarılır. Hasta planının dozimetrik doğrulanması ise birden çok noktadan veya elde edilen doz akı haritasının tümünden doz doğrulaması yapmak

üzerine kuruludur. Amaç; ölçülen doz dağılımı ile tedavi planlama sisteminden elde edilen doz dağılımının uygunluğunu kontrol edilmesidir (30).

Genellikle fantom üzerinde hazırlanan planlarda dozimetrik kontroller yapılır. Hasta planının dozimetrik verifikasyonu; tedavi planlama sistemi tarafından oluşturulan ve fantom üzerine aktarılan plana ait doz akı haritasının, ölçüm sonucu elde edilen doz dağılımına uygun olması şeklinde yapılır. Günümüzde IMRT planlarının kalite kontrolü için 1, 2 ve 3 boyutta ölçümler alabilen birçok dozimetrik ekipman bulunur, ancak bilinmesi gereken birçok dozimetrik ekipman olmasına rağmen halen hiçbir dozimetrik sistem IMRT ve VMAT alanlarının içerdiği kompleks yapıyı algılamada ideal değildir. Şekil 2.18’de IMRT ve VMAT’da sık kullanılan kalite kontrol araçları ve özellikleri gösterilmektedir (8, 26, 35).

Sistem/Araç	PTW L. A Seven 29	Matrix & Mapcheck	EPID	Gafchromic Film	Radyokromik Film	TLD
Modalite	İyon odası	Diyot	Port film	Polimer yapıda Film	Radyokromik gümüş kaplı film	LiF
Uzaysal rezolüsyon	Düşük	Düşük	Yüksek	Yüksek	Yüksek	Düşük
Analiz süresi	Çok Hızlı	Çok Hızlı	Hızlı	Hızlı	Yavaş	Uzun
Banyo süresi	Gerekmiyor	Gerekmiyor	Gerekmiyor	Gerekmiyor	Uzun	Gerekmiyor
Farklı gantry açılarında kullanılma	Yok	Yok	Yok	Var	Var	Var
Enerji bağımlılığı	Var	Var	Var	Yok	Var	Var
Geniş doz aralığında kullanılma	Var	Var	Var	Var	500 cGy’e kadar	Var
Doku eşdeğerliği	Hayır	Hayır	Hayır	Evet	Hayır	Evet

Şekil 2.18. IMRT ve VMAT’da sık kullanılan kalite kontrol araçları

2.3.2.1. Bir Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar

İyon odaları, Termo Luminesans Dozimetre (TLD) ve MOSFET’ler IMRT planlarının dozimetrik kontrollerinde kullanılabilen ve tek boyutta ölçüm alan elektronik cihazlardır. İyon odaları, çeşitli şekil ve boyutlarda bulunabilen, dozimetrik anlamda cevaplarına güvenilen, hem elektron hem de fotonlarda mutlak (absolute) doz ölçümü alabilen ve kalibre edilmesi kolay teknik cihazlardır. İyon odaları özelliklerine bağlı olarak farklı şekil ve ölçülere sahiptirler. Silindirik iyon odalarının duyarlı hacmi 0.01 cc ile 0.6 cc arasında değişmektedir (36).

Her bir ışınlama için sadece bir noktanın ölçümünün alınabiliyor olması, iyon odalarının en büyük dezavantajıdır. Bu durum, IMRT tedavi planlarının kalite kontrolü açısından hedef boyunca ve kritik organlar içinde oluşan doz dağılımı hakkında yeterli bilgi elde edilmesine engel olur. Diğer bir dezavantajı ise, iyon odalarının hacim ortalaması almasıdır. Yani, ölçümler iyon odasının aktif hacmi boyunca bir geometrik ortalama olarak alınır. Bu yüzden, eğer iyon odası düşük doz değişimli bir bölgeye konulursa, geniş hacimli odalarda belirgin hatalar gözden kaçabilir.

TLD'ler ile tek bir ışınlama esnasında birçok noktadan doz ölçmek mümkündür. Çeşitli fantomlarda kolayca uygulanabilir ve güvenle yeniden kullanılabilirler. Küçük boyutları ile kullanıcıya yerleştirmede çok yönlülük sağlarlar. Hazır okuma ekipmanları vardır. Her bir TLD dozimetresinin kalibrasyon faktörlerinin belirlenmesi, her ölçüm için her TLD'nin ayrı ayrı kalibre edilmesi zorunluluğu ve TLD okuyucu cevabının yüksek ısıya karşı sürekli gözlenmesi ihtiyacı TLD'lerin başlıca olumsuz yönleridir. Ayrıca, IMRT tedavi planlarının kontrolü için en az 60 adet TLD'nin gerekiyor olması, aktif dozimetre olmaması, her seferinde fırınlama ve okuma işlemlerinin yapılması rutin kontroller için kullanılması pratik değildir.

Her biri yaklaşık 0.04 mm²'lik bir çözünürlüğe sahip detektörlerinden eşzamanlı olarak bilgi toplayabilen MOSFET, otomatik ve hemen okunabilir bir sistemdir. Tekrar kullanım için bekleme süresi yoktur ve okumalar 30 cGy'den büyük dozlar için lineer iken, derinlikten de bağımsızdır. Fakat güvenilir okumalar için 30 cGy'lik bir eşik değerine sahip olması, MOSFET sistemlerini düşük dozlarda kullanmaya engel oluşturur. Ayrıca, MOSFET sistemi küçük alanlarda fantom saçılma faktörüne aşırı derecede tepki verir. Eğer kişi IMRT tedavi planlarının kalite kontrollerinde MOSFET sistemini kullanmak istiyorsa, ölçüm koşullarına dikkat etmesi ve dedektörlerini uygun doz aralığında tutması gereklidir (8, 30, 37).

2.3.2.2. İki Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar

Radyografik ve radyokromik filmler, diyot dedektörler ile aktif matriks düz panel dedektörler, Amorphous Silicon Flat Panel Dedector (AMFPD) IMRT planlarının dozimetrik kontrollerinde kullanılabilen iki boyutlu dozimetrik

sistemlerdir. Radyografik filmler, kolayca temin edilebilen (XV, EDR2, vb.), istenilen büyüklük ve şekillerde parçalara ayrılabilen, 1 mm² 'den az çözünürlüğe sahip, ucuz ve kullanışlı sistemlerdir. Radyografik filmler yüksek atom numaralı elementlerden yapıldıkları için, düşük enerjili X-ışınlarına karşı aşırı tepki verirler ve mutlak dozimetre için uygun değildir. Sonuçlar filmin türüne, işleyici ve tarayıcısına bağlıdır.

Filmler banyo gerektirirken, saklama koşullarına karşı da çok hassastır. Her ölçüm için ayrı doz kalibrasyonu yapılmalıdır. Sonuçlar bu kalibrasyon eğrisine göre değerlendirilir. Filmin yönüne dikkat edilmesi ve tarayıcıya ölçüm ile aynı yönde konulması gereklidir. Radyografik filmler serin ve kuru bir yerde saklanmalıdır. Film işlemcisinin sıcaklığının sabit olması önemlidir. Sonuçları doğrudan etkilediğinden, film okuyucusunun piksel aralığına dikkat edilmelidir. Filmlerde parmak izi kalmamalıdır. Radyokromik film, düşük enerjili fotonlarda hassasiyeti azalsa da belirgin bir enerji bağımlılığı olmayan, görünür ışıktan etkilenmeyen, çok yüksek çözünürlüğü ile yüksek doz değişimli bölgelerde güvenle tercih edilebilecek yeni nesil bir film türüdür. Herhangi bir düzelticiye ihtiyaç duymaz, doku eşdeğeridir ve kullanımı oldukça kolaydır. Radyokromik filmlerin renkleri genellikle ışınlamadan birkaç saat sonra otururken, bazı durumlarda sonucu değerlendirebilmek için 2 güne kadar beklemek gerekebilir. Bu filmler sıcaklık ile neme duyarlıdır ve morötesi ışınlar filme zarar verebilir. Ayrıca, radyokromik filmler radyografik filmlere kıyasla daha pahalıdır (8, 30, 37).

EPID sistemleri 1 mm bakır tabaka, fosfor pırıldayan yüzey, fotodiyot dizisi, amorf silikon yüzey ve 16-bit ADC'den (Dual Veri Toplama Modülü) oluşur. Gelen X-ışını sintilasyon tabakasında soğurularak ışık fotonuna dönüştürülür ve fotodiyot tabakasına iletilir yani gelen X-ışını Mo (Molibden) gibi bir ağır metal ile etkileşime girmesi sonucu oluşan enerjik serbest elektronlar a-Si:H tabakaya doğru fırlamaktadır. a-Si:H tabaka içerisinde enerjik elektronlar, e- ve boşluk (h+) çiftleri oluşturacak çeşitli saçılma olayı gerçekleştirmektedirler. Tüketim bölgesindeki (e-) (h+) çiftleri uygulanan elektrik alan etkisiyle ayrılmakta ve yük toplanmaktadır. Toplanan yük işlenerek görüntü haline getirilmektedir. Cihazın çalışma şekli ve yapısı Şekil 2.19'da gösterilmektedir.

Diyot dedektörler; diyotlar, yarıiletken aygıtlardır. Yarıiletkenler normal halde yalıtkan olup, dışarıdan ısı, ışık, manyetik alan veya gerilim gibi bir etki ile karşılaştıklarında iletken hale geçen kristal yapıya sahip maddelerdir. Yarıiletkenlerin dış etkilerle iletkenliği sağlanabildiği gibi safsızlık atomları katkılanarak iletkenliği artırılabilir. Katkı maddeleriyle iletkenlikleri artırılan yarıiletkenlerin elektronikte önemli bir yeri vardır. Diyot ve transistörler gibi birçok elektronik devre elemanının üretiminde silikon ve germanyum yarı iletkenleri kullanılmaktadır (40). Diyot; yalnızca bir yönde akım geçiren devre elemanıdır. Işınlama esnasında elektron-boşluk çifti oluşmaktadır. İletim; iletkenlik bandındaki elektronların ve valans bandındaki boşlukların hareketiyle meydana gelmektedir. Valans ve iletkenlik bandı arasındaki mesafe hızlı termal elektronların ya da boşlukların çoğalmasını önleyebilecek kadar geniştir. Yük taşıyıcıların sayısı ve tipi; fosfor, arsenik, boron gibi safsızlık atomları ile katkılanmış kristal tarafından kontrol edilmektedir. Katkı maddesi olarak kullanılan elemente göre elektrik akımı serbest elektronlarla ya da boşluklarla sağlanmaktadır. Eğer elektrik akımı serbest elektronlarla sağlanıyorsa bu tür yarıiletkenler n tipi, boşluklarla sağlanıyorsa p tipi adını almaktadır (41). Ticari olarak üretilen diyotların çoğu ya fosforla katkılanmış (n tipi diyot) ya da boronla katkılanmış (p tipi diyot) silikondan yapılmıştır.

Diyot veya iyon odalarından oluşan dedektör sistemleri, IMRT ve VMAT tedavi planlarının kalite kontrolünde en zahmetsiz ve pratik ölçüm araçlarıdır. IMRT planlarının kalite kontrolleri açısından bakıldığında kurulumu, kullanımı, tekrarlanabilirliği, sonucun elde edilme hızı ve güvenilirliği ile bugün ticari olarak eldesi mümkün olan diğer tüm ölçüm yöntemlerinden daha üstündür. Bu dedektörler, yanyana dizilmiş bir dizi radyoduyarlı diyot veya iyon odasından oluşur. Her bir diyot veya iyon odası milimetre bazında bir kalınlığa sahiptir ve bilgisayar yazılımları sayesinde ayrı ayrı taranabilir, verileri kayıt edilebilir ve alt kümeler halinde farklı hallerde işlenebilirler. Kalite kontrol için, dedektörün ölçümdeki gibi yerleştirildiği katı-su fantomunun önceden çekilmiş BT görüntüsü üzerine, ilgili tedavi planına ait fantom planı tasarlanır. Tedavi cihazında bu planın uygulanmasıyla, diyot veya iyon odalarının üzerine gelen elektrik akımının bir fonksiyonu olarak meydana gelen doz akı haritası bilgisayar yazılımı aracılığıyla elde edilir. Bu doz akı haritası ile tedavi planlama sisteminden elde edilen teorik doz akı haritasının karşılaştırılması sayesinde analiz sonucuna varılır. Ayrıca, ortamın

sıcaklık ve basınç bilgilerinin bilgisayar yazılımına girilmesi koşuluyla, dedektörler kullanılarak mutlak doz ölçümü yapmak da mümkündür (30, 37).

2.3.2.3. Üç Boyutlu Dozimetrik Ekipmanlar

Jel dozimetrlere IMRT tedavi planlarının 3 boyutlu kalite kontrolleri için tasarlanmıştır. Tek bir ışınlamada 3-boyutlu veri elde etmek mümkündür. Enerji ve doz hızından bağımsız olan bu ölçüm sistemleri yüksek hassasiyete ve doğrusal doz cevabına sahiptir. İnsan biçiminde ve yoğunluğu farklı bölgelerden yapılabilir. Jeller neredeyse doku eşdeğeridir. Sonuçlar MRG ve BT gibi çeşitli okuma yöntemleriyle değerlendirilir. Ticari olarak temini kolaydır. Hazırlanışında geçen zamana, sıcaklığa ve hazırlanış şekline karşı hassas olmaları en büyük dezavantajlarıdır. BT’de optik okumalarda silindirik kaba ihtiyaç duyulur ve bu da, jel ile konteyner etkileşiminden dolayı, başarı oranını düşürür. MRG yöntemiyle okumak ise, zaman alır ve pahalıdır (30, 37).

VMAT uygulamalarının artması yeni üretilen 3 boyutlu diyot ve iyon odalı dedektör (ArcCheck, Octavius4D v.b) sistemlerini de geliştirilmiştir. Bu sistemler iki boyutlu diyot dedektör sistemlerini gelişmiş versiyonlarıdır ve aynı mantık üzerine çalışmaktadır.

2.3.3. İki Boyutlu (2B) Doz Dağılımlarının Karşılaştırılmasında Kullanılan Metotlar

IMRT ve VMAT doz dağılımının direk ölçümü, hesaplanan doz dağılımının kontrolü için şu anda en çok kullanılan ve mevcut olan tek sistemdir. İşlem tedavi planlama sistemi tarafından hazırlanan özel fantom planıyla başlar. Bu planda doz dağılım haritası, ışın enerjisi, MU değerleri, gantri açıları ve hasta tedavi planı için seçilmiş diğer parametreler fantomun BT görüntüsü üzerine uygulanır. Fantom bu plana göre tedavi cihazında ışınlanır. Ölçülen doz veya doz akı haritası ile TPS’den alınan ilgili veriler karşılaştırılır. Bilinmesi gereken temel nokta hiçbir fantom hastanın anatomisine bire bir uymayacağından ölçümler mutlak doğruyu asla vermeyecektir.

Ölçümlerin başarısı; eldeki dozimetrik ekipmanlara, uygulamadaki insani hassasiyete ve hasta geometrisine bağlıdır. IMRT ve VMAT tedavi planlarının kalite kontrolleri üç farklı yöntemle yapılabilir:

Birinci yöntemde; hasta tedavi planında kullanılan gantri açıları özel fantom planı üzerinde birebir uygulanır, bu ölçümler bütün ışınlamalara bağlıdır ve dozlar, bütün ışınlardan yansımalar içerdiğinden, bileşik olarak kabul edilir.

Dozimetrik cevapları iyi bilindiğinden, iyon odaları tercih sebebidir ancak tek bir noktadan doz ölçmeleri ve sonuçları aktif hacimlerinin bir ortalaması olarak vermeleri iyon odalarının en büyük sınırlandırıcı özellikleridir. İyon odasının konumu düşük doz değişimli bölgeye denk geldiğinde, hacmi büyük dahi olsa, belirgin hatalar gözden kaçabilir.

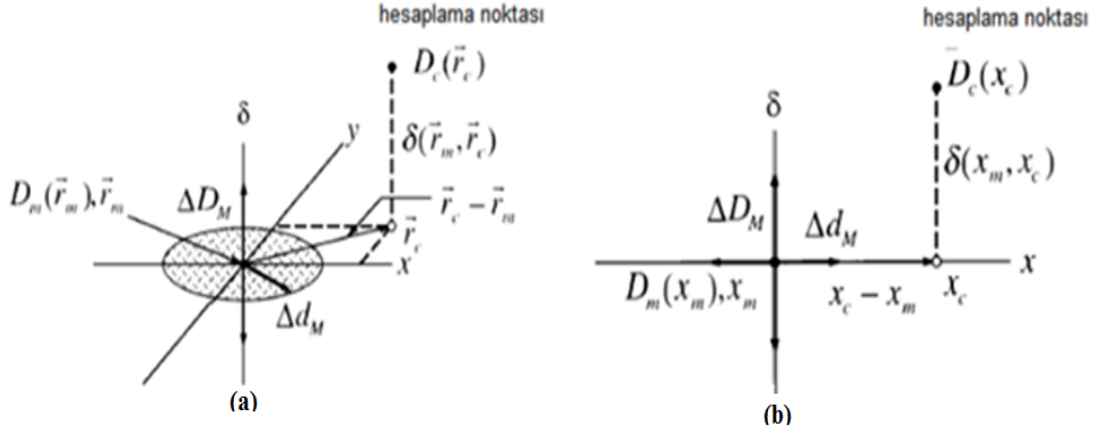
İkinci yöntem ise; fantom üzerine bütün ışınlar tek bir gantri açısından verilir ve her bir ışın için bağımsız dozimetrik ekipmanlar kullanılabilir. Böylece, doğrulama ışın merkezli olur ve değerlendirme her bir ışın için ayrı ayrı yapılabilir. Burada daha fazla dozimetrik opsiyon bulunur fakat uygulama ve değerlendirme birinci yöntemle kıyasla daha zor olabilir. Uygulamada sistem gayet basit bir şekilde, doku eşdeğeri katı-su fantomu, belirli bir derinliğe konulmuş dozimetrik ekipman (film, iyon odası, vb.) ve geri saçılma için kullanılan ekipmandan (genellikle katı-su fantomu) oluşur. Birinci yöntemdeki gibi, ölçümler genellikle iyon odası ve filmler ile alınır, ancak ışın bazlı değerlendirme yapılırsa, sonuçlar çok daha karmaşık bir hal alır. Örneğin; bir ışında %5'lik bir hata tespit edildiyse, bu sonucun bütün plan için etkisi kestirilemez. Ayrıca, bu yöntem ile kritik organ dozlarını ölçmek, bütün ışınlar seçilmiş tek bir gantri açısından uygulandığından mümkün değildir. Bu yöntem; sıfır derece gantri açısı için yapılır ve plan bir bütün olarak değerlendirilirse, uygulama kolaylığı sağlar ancak eğer uygulayıcı bu yöntemi kullanacaksa, kendi kriterlerini belirlemelidir. Bu iki yöntemin ortak zayıflığı hataların potansiyel kaynaklarının tespit edilmesi üzerinedir. Örneğin; hastanın dış yüzeyi büyük bir tedavi hatasına sebep olabilese de, tedavi planlama sistemi, planı fantom için tekrar hesaplamaktadır ve fantom planının dozimetrisi TPS ile tutarlılık gösterse dahi aslında büyük bir hata gözden kaçırılıyor olabilir. Bu yüzden, bu potansiyel sorun kaynaklarını tespit etmek adına en etkili yöntem, hasta tedavi planının dikkatlice gözden geçirilmesi ve ölçümlerin hasta geometrisinde (ör, aynı SSD) alınmasıdır.

Üçüncü ve son yöntem ise; kullanılan dozimetrik cihaz, fantom veya hastanın ötesine ya da fantom kullanılmaksızın izomerkezin üzerine konulur. Ölçüm cihazları olarak portal görüntüleme cihazları ya da diyot dedektör sistemleri kullanılır. Bu ölçüm yöntemini kullanmanın iki yolu vardır. Doz EPID ya da fantom için hesaplanır. Ölçülen ve tedavi planlama sisteminden alınan dozlar karşılaştırılır değerlendirme buna göre yapılır. Birinci ve üçüncü yöntemde yapılan ölçümler daha gerçekçidir. Hastaya uygulanacak planlar birebir değerlendirilebilir fakat şu sorunun cevabını bulması gereklidir: Ölçülen ve hesaplanan planlar arasında ortaya çıkan bu hata, planın uygulanması ile mi, yoksa MLC'ler ile mi ilgilidir (3, 28, 42).

2.3.4. Gama Analizi

Radyoterapide tedavilerinde hesaplanan doz ile ölçülen dozun aynı olması büyük önem taşımaktadır. Radyoterapi fizikçileri bu doğruluğun kontrolü için çeşitli yöntemler geliştirmişlerdir. Tek bir noktadan nokta doz ölçümünün aksine EPID, radyokromik film ve iki boyutlu ölçüm diyot ve iyon odalı dozimetri sistemlerinde ölçüm sonuçlarının değerlendirilmesi belirli bir bilgi ve deneyim gerektirmektedir. IMRT ve VMAT gibi gelişmiş tedavi yöntemlerinde ise ölçülen ve tedavi planlama bilgisayarıyla hesaplanan iki boyutlu doz dağılımları arasındaki uyumu belirleyip değerlendirebilecek özel doğrulama yazılım programlarına gereksinim vardır.

Standart değerlendirme programlarında hesaplanan ve ölçülen doz profilleri üst üste bindirilerek karşılaştırma yapılır. Halbuki IMRT ve VMAT'da iki boyutlu doz dağılımlarının değerlendirilmesi için daha kapsamlı yazılım programları gerekmektedir. Bazı araştırmacılar tarafından bu durum araştırılmış ve 1998'de Low ve Dempsy tarafından ilk kez hala IMRT ve VMAT da en sık kullanılan doğrulama yazılım programı olan gamma analizi metodu ileri sürülmüştür (43). Gamma analizinde Şekil 2.20'de ölçülen değer referans, hesaplanan dağılım ise doğruluğu kanıtlanacak data olarak alınıp karşılaştırma yapılır.



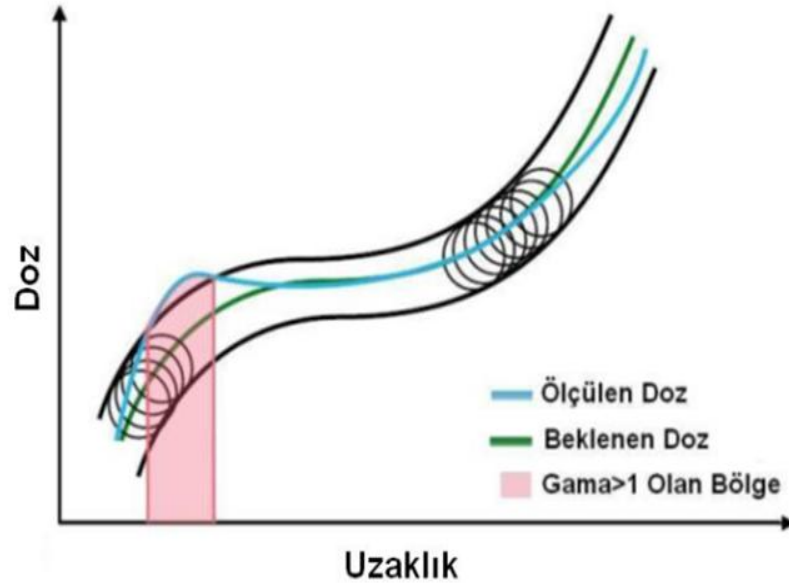
Şekil 2.20. Doz farkı (dose difference) ve DTA (distance to agreement) testlerinin doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi, a) İki boyutlu, b) Tek boyutlu gösterim.

Algoritmalar gerçeği yansıtan belli matematiksel ve fiziksel modellerin üzerine oluşturulmuştur. Gama analizi de ölçülen doz ile hesaplanan dozun karşılaştırıldığı özel bir modellemedir. Gamma analizi metodu ölçülen dozu referans olarak kullanıp, Doz Değişimi [(DD), dose difference] ve Mesafe Uyumuna [(DTA), Distance to Agreement] dayanarak hesaplama yapan bir değerlendirme yöntemidir.

Mesafe Uyumunu referans doz dağılımındaki veri noktası ile aynı doz değerine sahip olan, değerlendirilen doz dağılımındaki veri noktası arasındaki mesafedir. Doz Değişimi (DD) ise referans noktadaki doz ile değerlendirilen noktadaki dozların yüzde olarak doz farklarını ifade eder. Doz dağılımlarının değerlendirilmesinde DD ve DTA birbirini tamamlayan iki parametredir. Gamma analizi metodunda ölçülen değer referans, hesaplanan dağılım ise doğruluğu kanıtlanacak data olarak alınıp karşılaştırma yapılır. Doz farkı ve DTA parametrelerinin değerleri klinikten kliniğe değişmekle birlikte genelde $DD = \%3$ ve $DTA = 3 \text{ mm}$ olarak alınmaktadır (44).

Gama analizi değerlendirme prensibi, beklenen doz ile ölçülen doz profillerini göstermektir. Şekil 2.21’de mavi çizgi ile gösterilen ölçülen doz, yeşil çizgi ile gösterilen beklenen doz değeridir. Beklenen dozun her noktası için çevresinde yarıçapı 1 birim olan sanal bir daire çizilir. Uzaysal yönelimde bu 3 mm, doz yöneliminde beklenen dozun maksimumunun $\%3$ ’üdür. Tolerans çemberlerinin toplamı, beklenen doz etrafında bir tüp şeklini alır. Gama değeri, ölçülen dozun tüpün içinde olduğu bölgelerde 1’den küçük, dışında olduğu bölgelerde ise 1’den büyük olacak şekilde tanımlanmaktadır. Gama değeri 1’den küçükse tedavi planı

uygundur, gamma değeri 1'den büyük ise tedavi planı uygun değildir. Bu değerlendirme işlemi tek bir nokta içindir. Analizde doz haritasındaki tüm noktalara bu işlem uygulanmaktadır. Gama analizini geçenlerin oranı %90'ın üzerindeyse plan kalite kontrolden geçmiş ve hastaya uygulanabilir olarak değerlendirilir. Gama analizinden geçmeyen planlar ise hastaya uygulanmaz ve değişiklikler için tekrar kontrol edilmelidir (45).

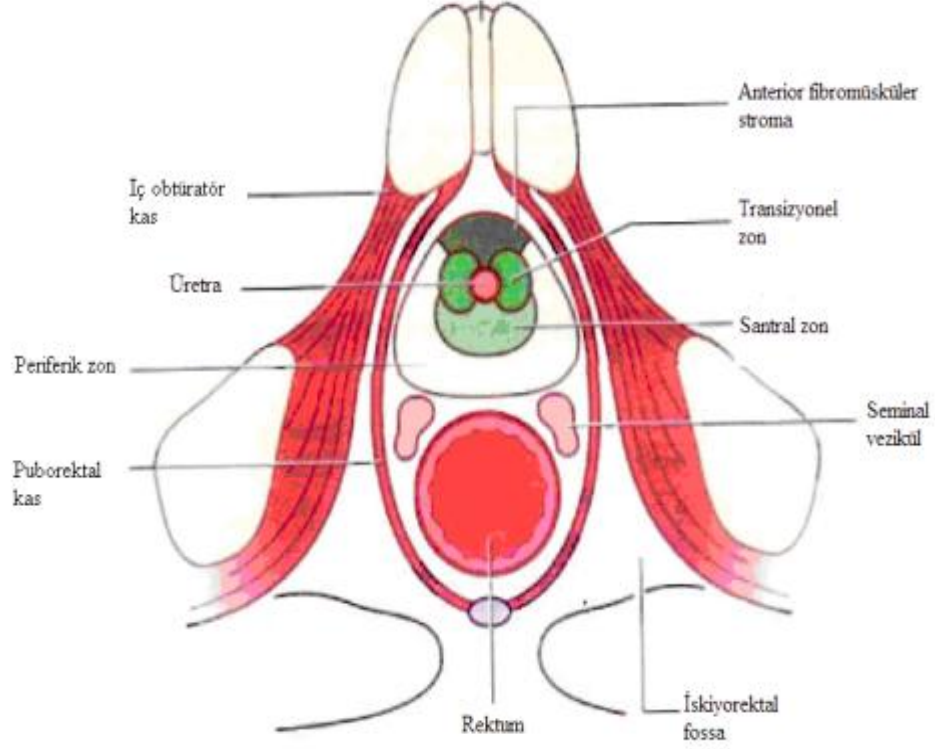


Şekil 2.21. Gamma analizinde ölçülen dozla beklenen dozun karşılaştırılması

2.4. Prostat Kanseri

Prostat kanseri, erkeklerde akciğer kanserinden sonra en sık görülen ve mortalitesi (ölüm oranı) akciğer ve kolorektal kanserlerden sonra 3.sırada en yüksek olan kanser türlerinden biridir ve tüm kanserlerin %25'ini oluşturur. Tanı konulan prostat kanseri hastaların %95'nin yaşları 49-86 arasında değişmekte olup ortalama yaş 72'dir (46).

Prostat; lifli, glandüler ve kas elemanlarından oluşan, oval şekilli bir yapıdır. İnce, fibröz, yapışık bir kapsül içinde yer alır. Prostat; rektum, mesane, dorsal ve periprostatikvenöz kompleksleri, pelvik yanak kasları, pelvik pleksus ve kavernöz sinirlerin komşuluğunda pelviste yer almaktadır. Seminal veziküller, prostatın posteriorunda bulunmaktadır. Prostat, rektumdan Denonvillier's fasya ile ayrılır (Şekil 2. 22) (47).



Şekil 2.22. Prostatın anatomik yapısı.

Günümüzde teknolojinin ilerlemesiyle birlikte geliştirilen teşhis amaçlı kullanılan cihazlar sayesinde erken evrede prostat kanserine tanı konabilmektedir. Prostat kanserine çok nadir olarak 40 yaşın altında tanı konulmakta ve genellikle 50 yaşından genç kişilerde sık olarak tespit edilememektedir (46). Prostat kanserinin meydana gelmesine neden olan faktörler kesin bir şekilde belirlenememekle beraber prostat kanserinin oluşumunda etkili olan bazı risk faktörleri tanımlanmıştır. Bu faktörler; kalıtım, yaş, ırk, diyet ve kimyasal maddeler olarak sıralamak mümkündür.

Belirtiler hastalık ilerleyince gözlenmeye başlamaktadır. Hastaların %75' i zor idrar yapma şikâyeti ile hekime başvurmaktadır. İleri evre prostat kanserlerinin belirtileri büyüyen prostat bezinin üretrada yaptığı darlıktan kaynaklanmaktadır. Prostat kanserinin belirtileri; sık idrara çıkma, idrar yaparken zorlanma, gece idrara sık çıkma, idrarın çapında azalma, idrarda bazen kan görülmesidir. İlk belirtiler bazen tümörün uzak organlara yayılımı ile ilgili olarak, karnın alt kısımlarında, bacaklarda ve bel bölgelerinde ağrı, halsizlik, kilo kaybı olabilmektedir. Prostat kanseri erken evrede tanı konulduğunda doğru ve yerinde bir tedavi ile kür şansı yüksek bir hastalıktır. Lokal hastalığın kesin tedavisi mümkündür. 50-55 yaş üstü erkeklerin yılda bir kez prostat kontrolü yaptırması büyük önem taşımaktadır (47).

Prostat kanseri genellikle iyi huylu prostat büyümesi ile beraber bulunur. Ancak prostat büyümesi prostat bezinin iç bölümünden çıkarken, prostat kanseri, prostat bezinin dış bölümünden çıkar. Prostat kanserinde ilk odak; bez içerisinde küçük bir nodül şeklindedir. Daha sonra tümör prostat bezini kaplar ve daha da ilerlerse prostat bezi kapsülünü geçerek çevreye yayılır. Seminal veziküllere ilerler. Prostat kanseri daha da ilerlerse kan ya da lenf yoluyla vücudun diğer organlarına yayılır. Kan veya lenf yoluyla ilk önce omurgalar, leğen kemiği, kafatası ve diğer kemiklere, karaciğer ve akciğerlere yayılır (48).

Tanıda fizik muayenede rektal tuşe önemlidir. Laboratuvar tetkiki olarak PSA düzeyleri, radyolojik olarak da transrektal ultrasonografi (TRUS) ve pelvik MRG kullanılır. Kesin tanı prostat biyopsisi ile konulur (48).

Prostat kanserinin tedavisinde hastalığın evresine göre; cerrahi, radyoterapi, hormonoterapi seçenekleri ayrı ayrı veya birlikte kullanılabilirler. Radyoterapi primer olarak kullanılabilirdiği gibi, post-operatif olarak da kullanılabilir. Radikal prostatektomi sonrasında adjuvan veya kurtarma tedavisi şeklinde prostat yatağı ışınlanabilmektedir. (49)

Prostat kanseri ışınlamaları eksternal radyoterapi ve brakiterapi olarak iki ana gruba ayrılmaktadır. Prostat kanserinin brakiterapisinde prostat dokusu içerisine yerleştirilen radyoaktif maddeler yardımı ile tedavi yapılır. Eksternal radyoterapide ise, lineer hızlandırıcılardan elde edilen yüksek enerjili radyasyon demetleri (6-18 MV) kullanılır. Eksternal tedavide ışınlar dışarıdan verildiği için çevre dokular da radyoterapi sahası içinde kalmaktadır (3).

Bu çalışmada prostat kanserleri hastalara günlük 200 cGy olarak 33 fraksiyon uygulanacak şekilde adjuvan radyoterapi IMRT ve VMAT yöntemleriyle planlanmıştır. IMRT tekniği olarak 7 alan kullanılırken, VMAT tekniğinde tek izomerkez tek ark tekniği kullanılarak planları yapılmıştır.

2.5. Mide Kanseri

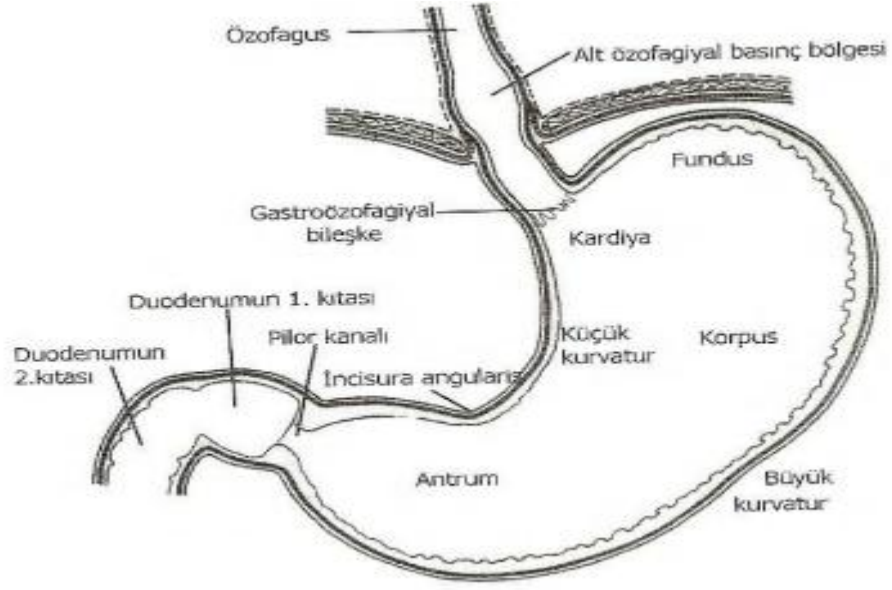
Mide kanseri dünyada 5. sıklıkta gözlenen kanser olup, kötü prognozu (öngörü) nedeni ile tüm dünyada kansere bağlı ölümler içinde önemli bir yere sahiptir. Tanı konulduğunda hastaların %90'nı ileri evredir. Midede izlenen malign tümörlerin %90-95'i adenokarsinomdur. 5 yıllık sağkalım %20'den azdır. Batı ülkelerinde insidansında (yeni olgu) görülenazalmaya rağmen, mortalitesi (ölüm oranı) çok yüksek olan bir malignitedir.

Patognomik semptomların bulunmaması, tarama programlarının sadece Japonya gibi hastalığın görülme sıklığının yüksek olduğu bölgelerde uygulanması nedeni ile dünya genelinde hastaların büyük kısmına lokal ve bölgesel ileri veya sistemik hastalık evresinde tanı konmaktadır (50).

İrk, sosyoekonomik durum, sigara alışkanlığı, diyet, kronik atrofik gastrit ve Helikobakter Pylori enfeksiyonun mide kanseri görülme sıklığı ile ilişkisini gösteren çalışmalar bulunmaktadır. Uzak doğu ülkelerinde görülme sıklığı Batı ülkelerinden farklılık göstermektedir. En yüksek insidans yıllık 69/100.000 ile Uzak Doğu ülkelerindedir. Genetik faktörlerin varlığı ile birlikte çevresel etmenler hastalığın gelişiminde önemli rol oynamaktadır (51).

Mide anatomisi; gastroözefageal bileşkedен başlar, pilorda sonlanır. Midenin ön ve arka duvarı yüzeyden peritonla sarılıdır. Ön duvarın sağ tarafı karaciğer ve karın ön duvarı ile sol tarafı ise diafragma aracılığı ile sol akciğerin tabanı, kaburgalar ve bunlar arasında kalan interkostal aralıklar ile komşuluk yapar. Arka duvar diafragma, dalak, sol böbrek ve böbrek üstü bezi, pankreas, mezokolon transversum ve fleksura coli sinistra ile komşuluk yapar (Şekil 2.23) (29).

Mide; kardial, fundus, korpus, antrum ve pilordan oluşur. Kardiya; özofagus ile midenin birleşme yeridir. Fundus; kardiyanın solu ve üst kısmında kalan midenin en üst kısmıdır. Korpus; fundus ile incisura angularisden geçen yatay hat arasında kalan bölgedir. Antrum; bu yatay hat ile pilor arasında kalan bölümdür. Pilor ise mideden duodenuma geçiş bölgesidir.



Şekil 2.23. Midenin anatomik yapısı.

Tedavi yöntemi olarak erken evre hastalıkta sadece cerrahi tedavi sonuçları yeterlidir. Lokal başarısızlık oranı %6 olarak bildirilen hasta serilerinde 5 ve 10 yıllık hastaliksız sağkalım oranları %95'in üzerinde gerçekleşmiştir. Lokal olarak ileri evre hastalarda cerrahi rezeksiyon primer tedavidir. Antrum yerleşimli tümörler için tercih edilen cerrahi yöntem radikal distal subtotal gastrektomi operasyonudur. Operasyon midenin yaklaşık %80'ninin, duodenum birinci kısmının, gastro hepatik ve gastrokolik omentum ile birlikte çıkarılmasını içerir (51).

İleri evre mide kanserlerinde tedavide neoadjuvan veya adjuvan kemoterapi ve radyoterapinin birlikte kullanılmasının hastaliksız sağkalım ve genel sağkalım üzerine olumlu etkisini gösteren çalışmalar bulunmaktadır.

Radyoterapi teknik ve standartlarındaki hızlı gelişime rağmen yeni tekniklerin üstünlüğünü savunan araştırmacıların yanında yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulaması gibi tekniklerin konformal radyoterapi uygulamalarının üzerinde bir sağkalım ortaya koymadığını ortaya koyan araştırmalar da mevcuttur. Tüm lümenli organlarda olduğu gibi şekil değişkenliği ve organ hareketleri unutulmamalıdır (52).

Kliniğimizde; cerrahi operasyondan sonra bir kür 5-fluorourasil (425 mg/m²) - folinik asit (20 mg/m²) uygulaması ardından radyoterapi uygulaması ile eşzamanlı olarak 180cGy dozu 25 fraksiyonda verecek şekilde tedavi edilmektedir. Bu

çalışmada mide kanserleri hastalara günlük 180cGy olarak 25 fraksiyon uygulanacak şekilde IMRT ve VMAT planları yapılmıştır. IMRT tekniği olarak 7 alan kullanılırken, VMAT tekniğinde tek izomerkez tek ark tekniği kullanılarak planları yapılmıştır

2.6. Rektum Kanseri

Rektum kanserleri tüm kanserlerin yaklaşık olarak %15'ini oluşturan kalın barsak kanserlerinin %30'luk kısmını oluşturmaktadır. Rektum kanseri insidansı erkek ve kadınlarda hemen hemen aynı gibi görünmekle beraber, erkeklerde biraz daha fazla görüldüğü kaydedilmektedir. Ortalama tanı yaşı 62 olarak verimiştir. 40 yaş altında tanı konulmuş olan hastalarda prognozun daha kötü olduğu bildirilmekle beraber bu durumun tanı anındaki evre ile olan ilişkisi net açıklanamamıştır.

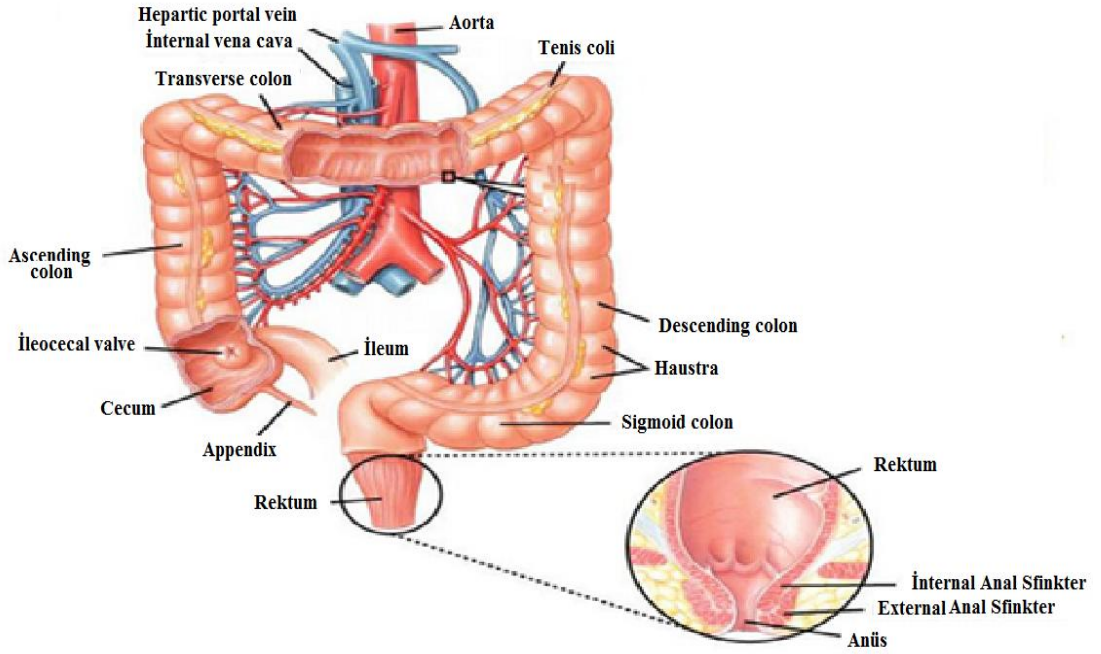
Rektum kanseri hastaların bir kısmı, hastalık ileri evreye ulaşmıncaya kadar belirtsiz kalabilecekleri gibi en önemli bulgu dışkılama düzeninde değişiklik (kabızlık veya ishal ve kabızlığın sık tekrarlanması, yalancı dışkılama hissi) rektal kanama, dışkı çapında azalma, dışkılama güçlüğü ve benzeri şikayetlerdir (53).

50 yaş üstü sistematik olarak dışkıda gizli kan araştırması testi yaptırılması erken tanı için tavsiye edilmektedir. Tuşe rektal (parmakla) en önemli klinik muayenedir. Bu şekilde anüsten 7cm'e kadar olan tümörler teşhis edilebilir ve daha yüksek yerleşimli tümörler için rektoskopi gereklidir.

Rektum; kolondan sonra gelen ve asıl görevi depolamak olan kalın bağırsak bölümüne verilen isimdir. Rektum; makatla dışarı açılarak dışkının dışarı çıkmasına olanak verir. Makatta dışkının kontrolsüz olarak dışarı çıkmasını engelleyen iki ayrı kas mekanizması (sfinkter) vardır. Bunlardan biri bizim istemimiz dışında çalışan iç sfinkter diğeri ise bizim kontrolümüzde açılıp kapanan dış sfinkterdir (Şekil 2.23).

Rektum; 12-15 cm uzunluğunda, sigmoid kolon ile anal kanal üst sınırı arasında kalan gastrointestinal sistemin son parçasıdır. Sakral 3. vertebra seviyesinde başlayarak anüs aracılığı ile dışarı açılır. Rektum; sakrum konkavitesine uygun olarak öne, aşağıya doğru 13-15 cm boyunca iner, koksiksin 2-3 cm altına ulaşır. Bu hizada kanalın doğrultusu arkaya döner, levator kasların içinden geçer, yaklaşık 3-4

cm uzunluğundaki anal kanalı meydana getirerek anüste sonlanır. Çapı dolu veya boş olmasına göre değişir. Gerçek rektum; dentat çizginin hemen proksimalinde, anorektal halkadan itibaren başlamaktadır. Bu bölge anal kontinansı sağlamak için gerekli olan iç internal anal sfinkter kas tarafından oluşturulmaktadır. Rektum, anatomik olarak 3 bölüme ayrılır. Pratikte her bölüm 5 cm olarak hesaplanır. Rektumun üst 1/3'ü anteriordan ve lateralden peritonla örtülüdür, orta 1/3'ü sadece anteriordan peritonla örtülü iken alt 1/3 ise peritoneal refleksiyonun altındadır (54).



Şekil 2.23. Rektumun anatomik yapısı.

Klinik olarak rezeksiyon (kesip çıkarmak) edilebilir rektum kanserlerinde ana tedavi yöntemi cerrahidir. Cerrahi tekniklerdeki gelişmeye rağmen yapılan randomize çalışmalarda rektum kanserlerinde tek başına cerrahi ile tedavi edildiğinde yerel-bölgesel yinelenme oranları oldukça yüksektir. Bu oran %20-50 arasında değişmektedir. 5 yıllık sağkalım oranları yalnız cerrahi uygulanan T3-T4 rektal kanserlerde %44-60, lenf nodu tutulumu varlığında ise %25-30 olarak bulunmuştur. Cerrahiye ek tedaviler eklenmesiyle lokal yinelenme ve sağkalım açısından daha iyi sonuçlar elde edilmiştir. Adjuvan radyoterapiye kemoterapi eklenmesi ile lokal yinelenme %10-15'e gerilerken sağkalım %50-60'a çıkmıştır. Bu nedenle günümüzde kombine (preoperatif/postoperatif) tedavi seçenekleri standart hale gelmiştir (54).

Preoperatif tedavinin en büyük dezavantajı patolojik evrelemenin preoperatif dönemde yapılan radyolojik görüntüleme çalışmalarıyla yapılması ve yanlış evreleme nedeniyle bazı hastalarda gereksiz tedavi uygulanması riskidir. Buna karşın APR (Abdominoperineal rezeksiyon) primer tümörün tam prokpektomi ile çıkarılması adayları bazı hastalarda tümör küçülmesi sonucu sfinkter koruyucu cerrahi şansının doğması büyük bir avantajdır. Ayrıca radyoterapinin operasyon öncesi yapılması radyoterapiye bağlı komplikasyon riskini azaltmaktadır. Operasyon sırasında cerrahi manüplasyonlar ile tümör ekilme riskinin de azaldığı vurgulanmaktadır. Preoperatif uzun süreli uygulanan radyoterapi 5-Fuloro Urasil (5-FU) ile kombine edilip sinerjistik etki sağlanmaktadır. Preoperatif tedavi sonrası genelde 2-8 hafta arası beklenip cerrahi ondan sonra uygulanmaktadır. Francois'in randomize çalıştığı serisinde iki hafta beklendiğinde komplet yanıt oranı %10 bulunurken 6-8 hafta beklendiğinde %26 olarak bulunduğu bildirilmiştir.

Kliniğimizde preoperatif/postoperatif rektum kanseri hastalara IMRT ve VMAT teknikleriyle 180cGy x 25 fraksiyon lenf nodları, 200cGy x 25 fraksiyon rektum ya da rektum lojuna Simültane Integre Boost (SIB) planları uygulanmaktadır. Bu çalışmada rektum kanserleri hastalara günlük 180 cGy ve 200 cGy den gidecek şekilde IMRT ve VMAT SIB planları yapılmıştır. IMRT tekniği olarak 7 alan kullanılırken, VMAT tekniğinde tek izomerkez tek ark tekniği kullanılarak planları yapılmıştır

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmanın Şekli ve Yapıldığı Yer

Bu çalışma Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde tedavi görmüş ve tedavi süreci bitmiş 40 prostat, 40 rektum, 40 mide kanseri hastasının planlama verileri, klinikte bulunan cihazlar ve dozimetrik sistemler kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

3.2. Çalışmada Kullanılan Gereçler

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

1. GE BrightSpeed16™ Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
2. Varian Trilogy Cihazı
3. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS) (Aria 11)
4. Varian aS1000 Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı
5. Varian Elektronik Portal Dosimetri Yazılımı (PDIP)
6. MapCheck2
7. MapCheck2 Yazılımı (SNC)

3.2.1. GE BrightSpeed16™ Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Çalışmamızda Radyasyon Onkolojisi kliniğimizde bulunan GE marka BrightSpeed16™ BT cihazı kullanılmıştır (Şekil3.1). GE marka BrightSpeed16™ BT üst düzey, 3. nesil BT tarayıcıdır ve tüm klinik uygulamaları desteklemektedir. RT'de kullanılan BT cihazları, radyolojide kullanılan BT cihazlarından farklı olarak masası değiştirilmiş ve lineer hızlandırıcı masasına eş değer karbonfiber masa ve setup kolaylığı için hareketli lazer sistemi entegre edilmiştir. Çok kesitli BT cihazı olan BrightSpeed16™ 70 cm'lik gantri genişliğine sahiptir. Bu cihaz aynı anda 16 sıra tarama verisi toplama işlemini 24 sıralı dedektör ve 16 sıralı DAS™ (Veri Elde Etme Sistemi) ile gerçekleştirilmektedir. Tek bir dönüşte 16 aksiyel kesit elde edebilmektedir. Bu kesitlerden 16 resim oluşturmak için bağımsız olarak rekonstrüksiyon yapılabilmektedir. Dedektör yapısı sayesinde tek seferde 2 cm'lik

kalınlığı görüntüleyebilmekte ve 1.25 mm kesit kalınlığında yüksek çözünürlüğe sahip görüntüler alınmasına olanak sağlamaktadır.

Cihaz isteğe bağlı değişken rotasyon tarama hızlarına sahiptir. 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0 saniyede 360° dönebilmektedir. 1mm'nin altında 0.625 mm ± 0.05 mm'den başlayarak 10 mm ± 1 mm'ye kadar değişen tomografik kesit kalınlıklarında görüntü alabilir. X-ışını tüpü; 80, 100 120, 140 KV voltaj seçeneklerine ve maksimum 440 mA akıma sahiptir. Hızlı kapsama ve daha kısa tüp ısıtma süresinden dolayı yeni uygulamalar için hızlı potansiyel sağlamaktadır (55).



Şekil 3.1. ANEAH Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde bulunan GE BrightSpeed16™ Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

3.2.2. Varian Trilogy Cihazı

Çalışmada, Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon onkolojisi kliniğinde bulunan Varian Trilogy marka lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.2). Trilogy cihazı; 6 MV ve 18 MV enerjilerine sahip foton demetleri ile 4, 6, 9, 12, 15, 18 ve 21 MeV enerji kademelerinde elektronlar

üretebilmektedir. Cihazın kafasında kişiye özgü klasik koruma bloklarının yerini alan 60 çift olmak üzere toplan 120 MLC lifi bulunmaktadır. MLC'lerin her biri kendine özgü motorlar tarafından kontrol edilmektedir. MLC ler SSD 100 cm'de ortadaki merkezden itibaren sağ ve soldaki 20 çift lif 0.5 cm diğer liflerde 1 cm kalınlıkta izdüşümüne sahiptir. Cihaz SSD=100 cm'de minimum 0.5 cm x 0.5 cm, maksimum 40 cm x 40 cm tedavi alanı açılabilir.



Şekil 3.2. ANEAH Radyasyon Onkolojisi kliniğinde bulunan Varian Trilogy tedavi cihazı

Bu sistem 3D konformal tedavi tekniğinin yanı sıra sisteme entegre edilmiş olan On Board Imager (OBI) ve Portal Vision (PV) görüntüleme sistemleri sayesinde KV ve MV mertebelerindeki enerjilerde radyolojik görüntüler alınabilmektedir. Ayrıca OBI sistemi gantri dönüş hareketi ile koni demet bilgisayarlı tomografi (*Cone*

Beam Computed Tomography) görüntüsü alabilmektedir. Bu sistemler sayesinde görüntü kılavuzluğunda eşliğinde IMRT ve VMAT yapabilmektedir.

Cihaz standart IMRT ve VMAT için 100, 200, 300, 400, 500 ve 600 MU/dakika doz hızı ve SRS için 1000 MU/dakika doz hızında tedavi yapabilmektedir. Cihaz 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45°, 60° dinamik wedge ve 15°, 30°, 45°, 60° sağ, sol, giriş ve çıkış sahip takılıp çıkartılabilen statik wedge sistemine sahiptir (56).

Cihazda bulunan EPID sistemi sayesinde tedavi öncesi portal görüntüleme portal dozimetre yazılımı sayesinde IMRT ve VMAT hastalarının hasta bazlı kalite kontrollerini yapabilmektedir. Yine EPID sayesinde cihazın MLC kalite kontrol testleride yapılabilmektedir. Yukarı-aşağı, sağa-sola, ileri-geri ve izomerkez etrafında 180° dönebilen doz dağılımı ve görüntülemeyi düşük seviyede etkileyen karbon fiber malzemeden üretilmiş tedavi masasına sahiptir. Tedavi masası; verilen değerler doğrultusunda tedavi odasına girmeden kaydırılarak pozisyon doğruluğu sağlanmaktadır (57) .

3.2.3. Varian (Aria 11) Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse™ Varian serisi lineer hızlandırıcı cihazının standart tedavi planlama sistemidir. Windows XP® işletim sistemi ile çalışmaktadır. Network sistemi olarak ARIA™ sistemini kullanmakta DICOM RT uyumu sayesinde bilgi alışverişi yapabilmektedir. Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve planın değerlendirilmesini sağlamaktadır. Kliniğimizde Varian'ın en son sürümü olan Varian Eclipse-11 TPS'i kullanılmaktadır (Şekil 3.3). BT, PET ve MRG görüntüleme yöntemleri kullanılarak hastanın 3 boyutlu modellemesi oluşturulabilmektedir.

Eclipse tedavi planlama sistemi üç boyutlu konformal radyoterapi, dinamik ve statik yoğunluk ayarlı radyoterapi, Volümetrik ayarlı ark terapi, stereotaktik radyoterapi, elektron, proton ve brakiterapi planlarını yapabilen sistemidir (58).

Konlu stereotaktik radyoterapi için Cone Dose Calculation (CDC), fotonlar tedavisi için Pencil Beam Convolution (PBC), Anisotropic Analytical Algorithm

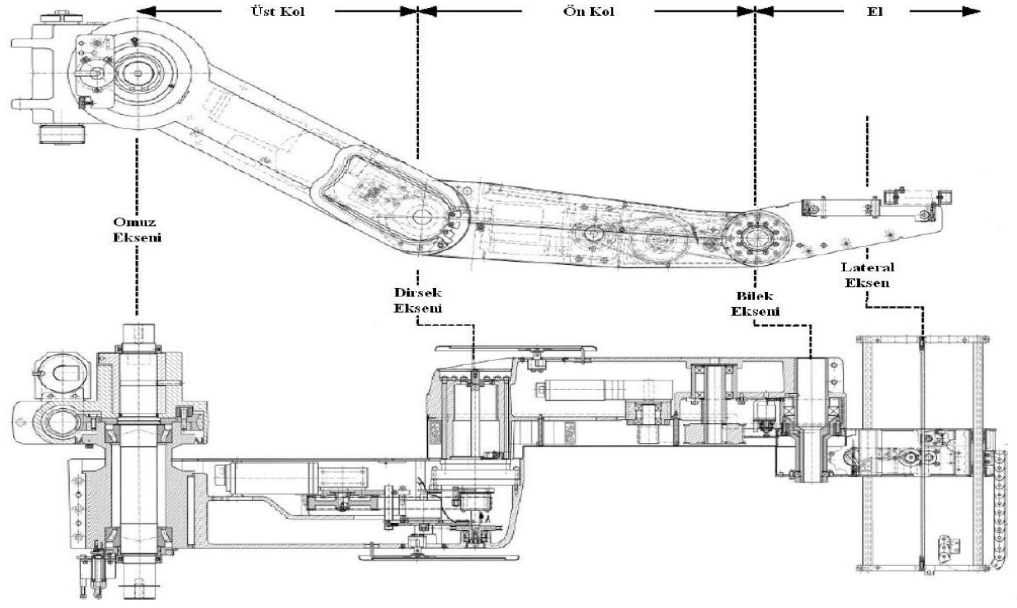
3.2.4. Varian aS1000 Elektronik Portal görüntüleme cihazı

Bu çalışmada kullanılan elektronik portal görüntüleme cihazı, Varian Medical Systems marka Portal Vision aS1000 modeldir (Şekil 3.4). aS1000; amorf silikon bir düz panel görüntüleyicidir. aS1000 EPID, Varian Trilogy cihazının lineer akseleratörüne monte olan robotik kol (ExaBTArm) vasıtasıyla 3 boyutlu olarak hareket edebilmektedir (Şekil 3.5). ExaBTArm, üst kol, ön kol ve el kısımlarından oluşur. Logitudinal ve vertikal hareketi sağlayan omuz, dirsek, bilek motorları ve lateral hareketi sağlayan lateral motor vardır.

ExaBTArm, imaj dedektör ünitesini (IDU) konumlandırmak için kullanılır. IDU'nun vertikalde izomerkezin 2.5 cm üstünden 82 cm altına kadar lateralde ± 16 cm ve longitudinalde (vertikal konuma bağlı olarak) +24 cm/-20 cm hareket etmesini sağlar. IDU'nun duyarlılık alanı (aktif matriks) 30cm x 40 cm dir. Aktif matriks 1024x768 pikselden oluşup her bir piksel 0.39 mm x 0.39 mm dedektör yüzeyine sahiptir (57, 60).



Şekil 3.4. ANEAH Radyasyon onkolojisi kliniğinde bulunan Varian aS1000 EPID



Şekil 3.5. EPID cihazı hareket sistemim ExaBTArm'ın mekanik yapısı

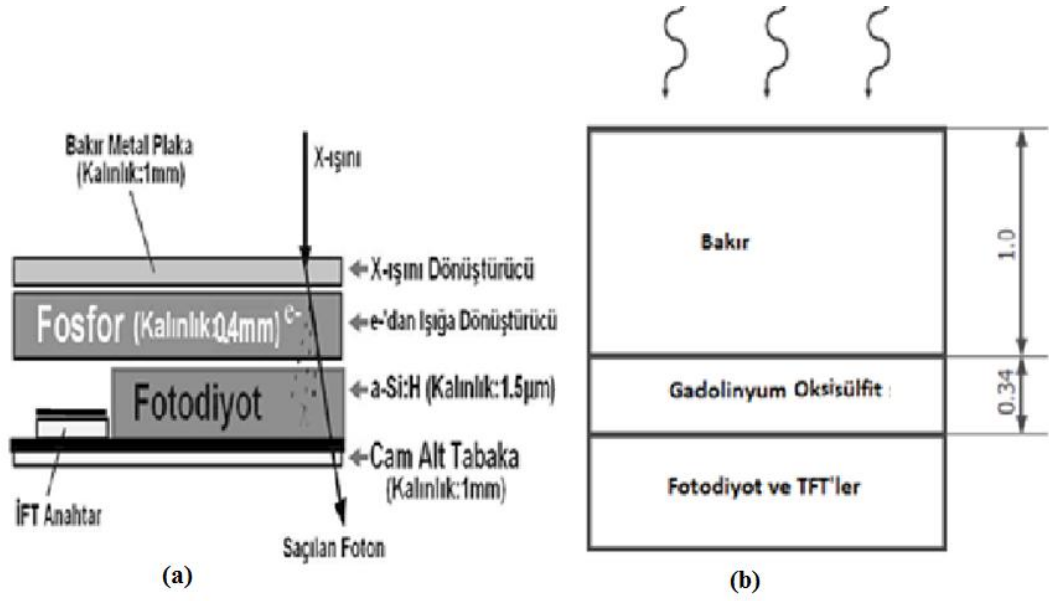
EPID cihazı 4 ana bölümden oluşmaktadır (Şekil 3.6):

1- Buildup bölgesi; doz yığılması sağlamak ve saçılan radyasyonu absorplayan 1 mm'lik bakır (Cu) levha,

2- Gelen radyasyonu optik fotonlara çeviren terbiyum (Tb) katkılı gadolinyum oksisülfat ($Gd_2O_2S:Tb$)'tan yapılan 0.34 mm kalınlıkta sintilasyon yapıcı fosfor sintilatör ekran. Sintilasyon gelen radyasyon tarafından fosfor ekranda uyarılan elektronların eski haline dönerken görünür foton yaymasıyla gerçekleşir

3- Fosfor tabakasının altında, bu tabakadan gelen fotonları algılayan $1.5 \mu m$ kalınlığında a-Si:H fotodiyot ve ince film transistör (İFT) anahtarlar vardır. Her bir pikselin fotodiyot ve ince film transistöründen oluştuğu piksel matrix. Fosfordan gelen sinyal yük olarak piksel (fotodiyot) kapasitansında depolanır.

4- Transistörlerden gelen çıkış sinyalinin görüntüye çevrildiği elektronik devre. En alta 1 mm kalınlığında cam alt tabaka bulunmaktadır. Bu yapıya ek olarak transistörden gelen yükü okuyup görüntü verisine çeviren elektronik aksam bulunmaktadır.

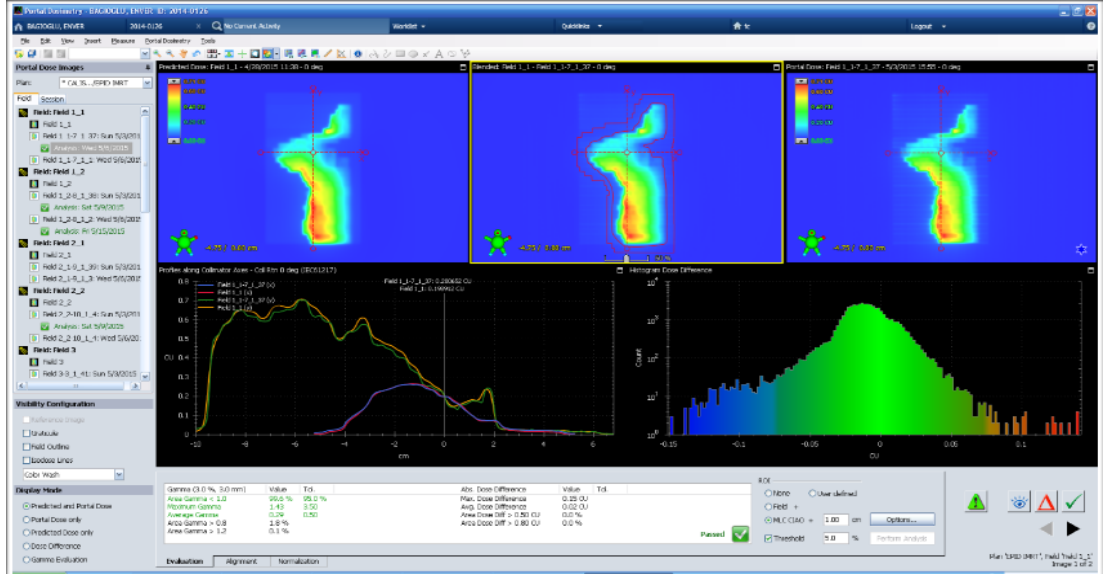


Şekil 3.6. a) EPID dedektörünün kesitsel yapısı, b) aS1000'in şematik görünümü

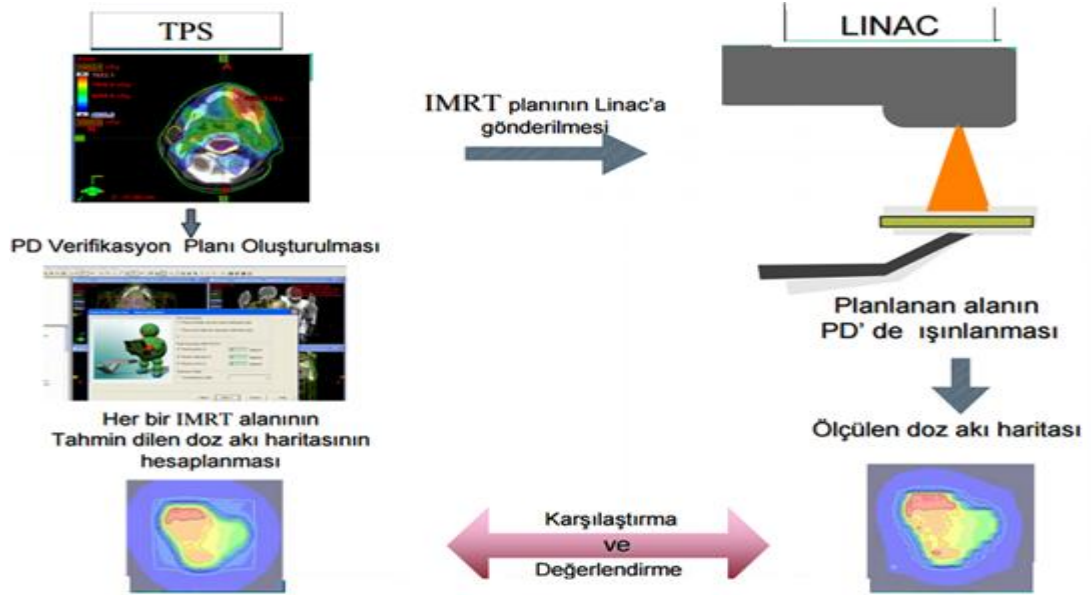
Görüntüleyici, koruyucu bir plastik kapakla çevrenmiştir. Koruyucu kapak ve metal levha arasında hava boşluğu bulunmaktadır. Koruyucu kapak efektif ölçüm noktasından 3 cm yukarıda bulunmaktadır. Aktif matriksteki build-up bölgesi 8 mm suya eş değerdir. Aktif matriksteki doz yığılması 8 mm su derinliğine eşittir. Bu da, cihazın sahip olduğu foton enerjilerindeki (6 MV ve 18 MV) ışınlamalarda maksimum doza ulaşamayacağını göstermektedir (61).

3.2.5. Varian Elektronik Portal Dosimetri Yazılımı (PDIP)

Varian Medical Systems tarafından geliştirilen Aria sisteminde çalışan Portal Dosimetry EPID'lerde kullanılan bir kalite kontrol yazılımıdır (Şekil 3.7). Önceki sürümlerde sadece IMRT alanlarının ön kalite kontrolü ve makine kalite kontrolünde kullanılabilen yazılıma, 11. sürümde VMAT alanlarının ön kalite kontrolünü yapabilme yeteneği de eklenmiştir. Hesaplanan ve ölçülen portal doz görüntüleri dışında hesaplanan iki ayrı görüntü de karşılaştırılabilir (Şekil 3.8). Doz farkı, gama analizi gibi değerlendirmelerin yapılmasının ardından Aria sisteminde dijital olarak onaylanmasına izin vermektedir (62).



Şekil 3.7. EPID’lerde kullanılan PDIP kalite kontrol yazılımı

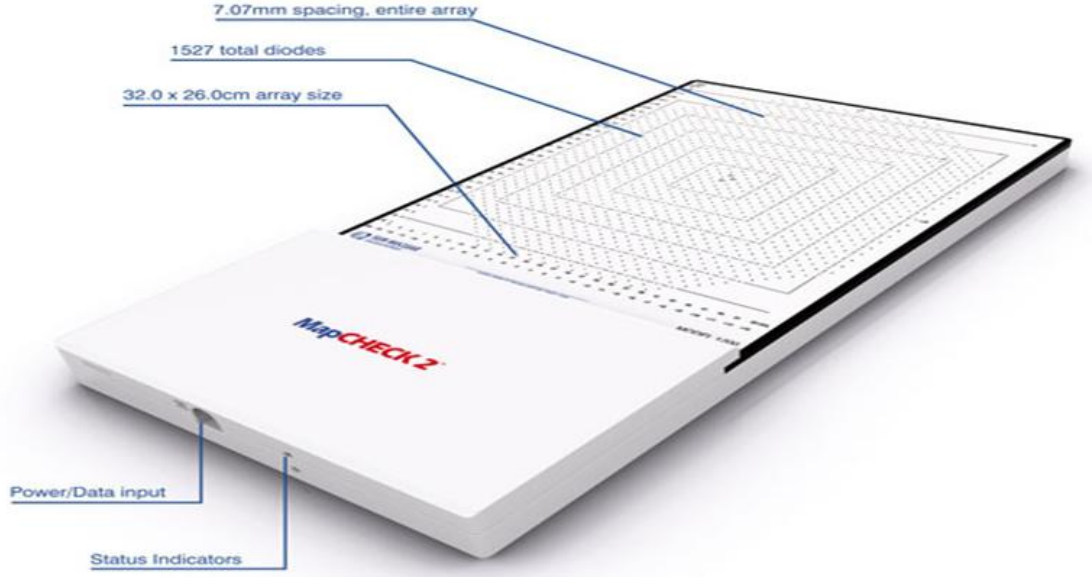


Şekil 3.8. Hasta bazlı kalite kontrol akış şeması

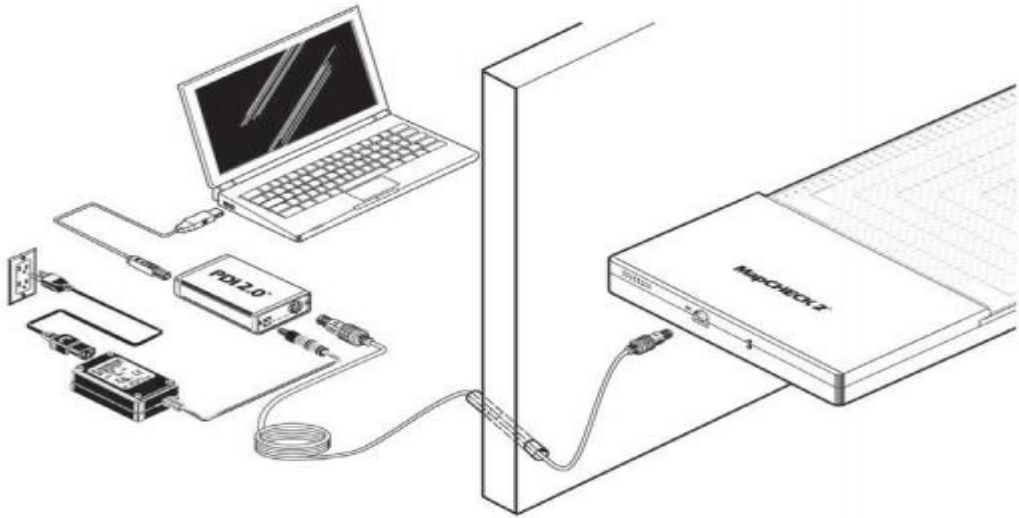
3.2.6. MapCheck2 Doz Doğrulama Cihazı

MapCheck2 (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL), boyutlar 28.7cm x 56.0cm x 4.3cm olan 7.1 kg ağırlığında İki boyutlu maksimum (32x26cm²) alan tarayabilen bir sistemdir (Şekil 3.9). MapCheck2 sisteminde yüzeyden itibaren 1.2 cm aşağısında 1527 adet diyot dedektör 7.07 mm aralıklarla yerleştirilmiştir, 0.8x0.8 mm² n tipi diyot dedektör içermektedir (63). Sistem Güç / Veri Arabirimi 2.0 (PDI 2.0), USB Kablosu, MapCheck2 fantomu (FFF uyumlu), Güç / veri kablosu 25 m,

Güç kaynağı, 50-60 Hz 18V DC, Çizgi güç kablosu ve yazılım yüklü bilgisayardan oluşur (Şekil 3.10).



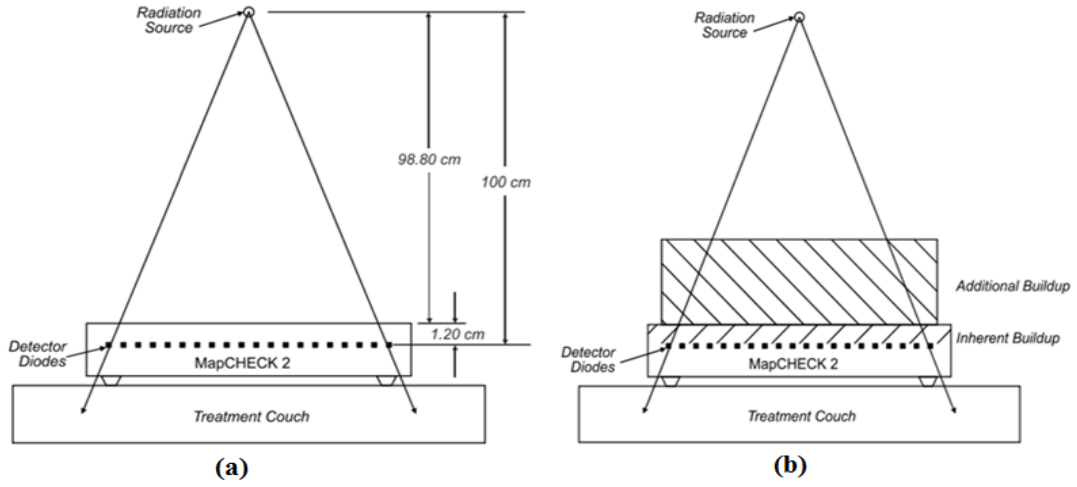
Şekil 3.9. MapCheck2 kalite kontrol cihazı



Şekil 3.10. MapCheck2 kalite kontrol sistemi ekipmanları

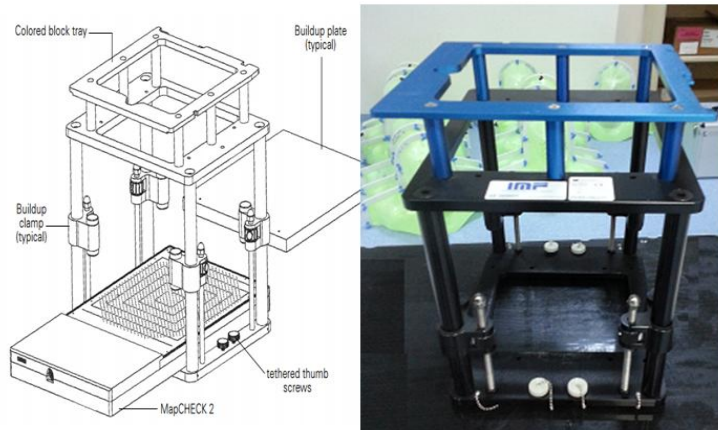
Diyotların üzerinde yaklaşık 1.2 cm kalınlığında akrilik materyalin build-up eş değeri 2 cm'dir. Enerjiye göre bu değer değişmemektedir. SSD 98.8 cm'i gösterecek şekilde cihaza yerleştirilmelidir (Şekil 3.11 a). Planlanan doz derinliğine eşit toplam birikimini oluşturmak için cihazın doğal birikimi (2 cm) kadar ilave birikimini (Şekil 3.11 b) eklenmelidir. Ölçüm derinliği 5 cm olarak alınacak ise MapCheck2

fantomunun üzerine doku eşdeğeri 3 cm'lik katı fantomlar yerleştirilerek ölçümler alınmalıdır (63).



Şekil 3.11. a) Dedektör mesafesi 100 cm Kaynak SSD'yi Ayarlama, b) Ek Build-up eşit planlanan doz derinliği içsel birikimini ekleniyor.

Cihaz hasta bazlı kalite kontrol, cihaz bazlı kalite kontrol ve özel bir yazılım programı ile birlikte DVH kalite kontrolü yapabilmektedir. IMRT planı yapılmış hastaların kalite kontrollerinde MapCHECK2 fantomu masaya yerleştirilerek bütün tedavi açıları gantı açısı 0° olacak şekilde planlar verifiye edilerek kalite kontroller yapılabilir ancak bu durumda MLC'nin gantri açısına bağlı yerçekimi etkisi ihmal edilecek ve sistem masaya sabit olduğu için VMAT kalite kontrolleri yapılamayacaktır. Bu sorunu giderebilmek için İzomerkezler Fikstürü (IMF) üretilmiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. VMAT kalite kontrolü için üretilmiş IMF

Sistem her firmanın ürettiği cihazlar (Varian, Elekta, Siemens) için özel üretilmektedir. Lineer hızlandırıcının kafa kısmına monte edilebilmekte ve cihazla birlikte hiç hareket etmeden dönebilmektedir. IMF'in kıskaç mekanizmaları sayesinde build-up düzeltmesi için fantomlarla yerleştirilebilir (63).



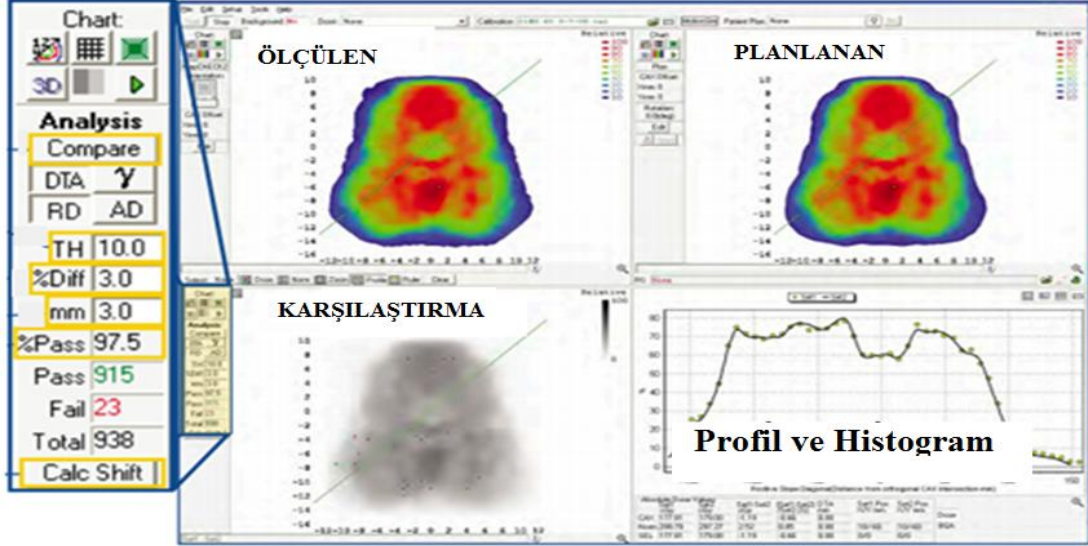
Şekil 3.13. Varian cihazında MapCheck2'nin VMAT QA'i için kullanılışı

3.2.7. MapCheck2 Yazılımı (SNC)

Sisteme yüklü yazılımın adı SNC patient'dir. Microsoft Windows işletim sisteminde çalışmaktadır. Yazılım, fantomda ölçülen akı haritaları ile tedavi planlama sistemi tarafından aynı fantom için hesaplanmış akı haritalarının gama analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırma yapmaktadır. Ölçülen ve planlanan doz dağılımlarını programda belirtilen kriterlere uygun olarak şekil 3.12 arayüz sayfasındaki ekranda karşılaştırma yapar. Yazılım gerçek ya da rölatif olarak DTA, DD ve gama analizine imkan vermektedir. DD ve DTA kriterleri klinik olarak belirlenebilmektedir. Yazılım yüksek dozlarda kırmızı ya da düşük dozlarda için mavi rengi kullanmaktadır (63).

Sonuçlar tedavi alanındaki toplam diyot sayısına göre belirlenen kriterlere uygun olanları yüzdesi olarak verebilmektedir. Ayrıca hatalı ve doğru okumaların olduğu diyotlar farklı renklerle gösterilerek hatanın olduğu noktaların yeri ve sayısı belirlenebilmektedir. Yazılıma yüklü olan programlar sayesinde hasta bazlı tedavi

kontrollerin yanında MLC kalite kontrol testleri, beam ayarları, doz homojenite testlerini (simetri ve flatness) yapabilmektedir. Ayrıca cihazın film dozimetre yapabilme özelliği de vardır (63).



Şekil 3.14. MapCheck2 SNC yazılım çalışma sayfası.

3.3 Çalışmada Kullanılan Yöntem

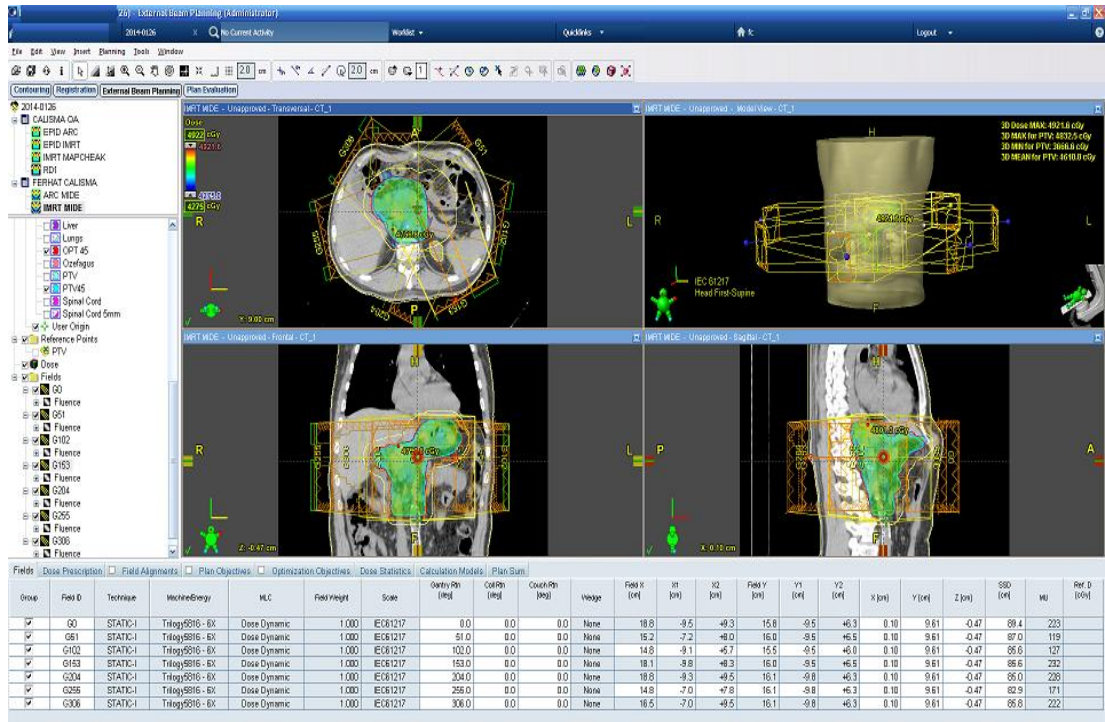
Çalışmada; kliniğimizde tedavi süreci bitmiş 40 prostat, 40 rektum, 40 mide hastasına BT görüntüleri ve konturları kullanılarak her bir hastaya ayrı ayar IMRT ve VMAT planları klinik protokollere uygun olarak yeniden yapılmıştır. Tedavi planlaması tamamlanan her bir hastanın IMRT ve VMAT doz planlarının eclipse planlama sistemi yardımıyla verifikasyon planlarına dönüştürülmüştür. Bu verifikasyon planları portal dozimetre ve MapCheck2 fantomları için ayrı ayrı hesaplanmış ve cihazların datalarına yüklenmiştir. Planlar ayrıca lineer hızlandırıcı cihazında ışınlama yapılabilmesi içinde hazırlanmıştır.

EPID ve MapCheck2 cihazların hasta bazlı kalite kontrol ölçümlerine başlamadan önce kalibrasyonları yapılmıştır. Kalibrasyonu tamamlandıktan sonra mide, prostat ve rektum hastalarının IMRT planları tedavi cihazında EPID cihazı kullanılarak ışınlanmıştır, sonra aynı IMRT planları MapCheck2 cihazı kullanılarak tekrar ışınlanmıştır. Aynı şekilde hastaların VMAT planları önce EPID de sonrada MapCheck2 cihazında ışınlanmıştır. Toplam olarak 120 IMRT planı EPID de 120 IMRT planı MapCheck2 cihazında ışınlanmış ve 120 VMAT planı EPID de 120 planı

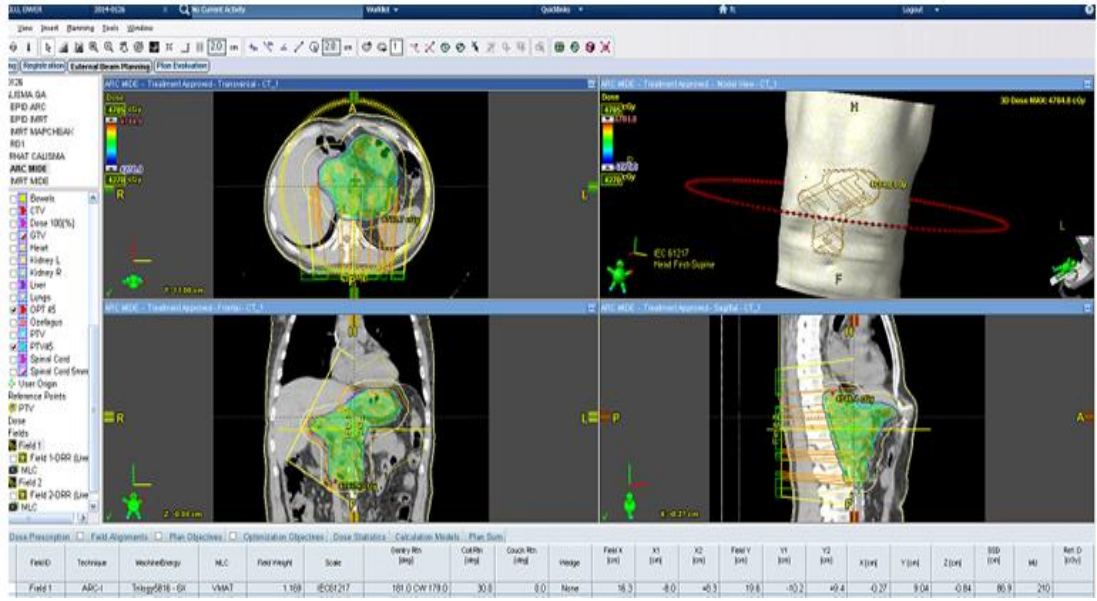
120 VMAT planı MapCheck2 cihazında ışınlanmıştır. EPID ve MapCheck2 cihazlarında ışınlama sonucunda elde edilen veriler TPS de hesaplanmış planlarla klinikte uygun protokole olan DTA 3mm, DD %3 değerleri baz alınmış ve gamma analizleri yapılarak karşılaştırıldı.

3.3.1. Tedavi Planlarının Yapılması

Hastaların IMRT tedavi planları klinikte bulunan Eclipse-11 tedavi planlama sistemi kullanılarak yapılmıştır. Mide, prostat ve rektum hastalarının IMRT tedavi planları 6 MV enerjide 300 doz rate hızında 0°-51°-102°-153°-204°-255° ve 306° gantri açıların kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3.15). Hastaların VMAT planları tek izomerkez tk ark olacak şekilde 6 MV enerji ve 600 doz rate hızında planlanmıştır (Şekil 3.16). Mide hastalarına günlük 1.8 Gy dozla 25 fraksiyonda toplam 45 Gy olacak şekilde, Adjuvan Prostat hastalarına 2 Gy dozla 33 fraksiyonda toplam 66 Gy olacak şekilde planlamalar yapılmıştır. Rektum hastalarının tedavi planları SIB yani aynı zamanda aynı gün farklı tedavi volümlerine farklı dozlar verecek şekilde planlanmıştır. Planda lenf nodlarına 1.8 Gy'den 25 fraksiyonda 45 Gy rektum veya lojuna ise 2 Gy den 25 fraksiyonda 50 Gy olacak şekilde planlar yapılmıştır.



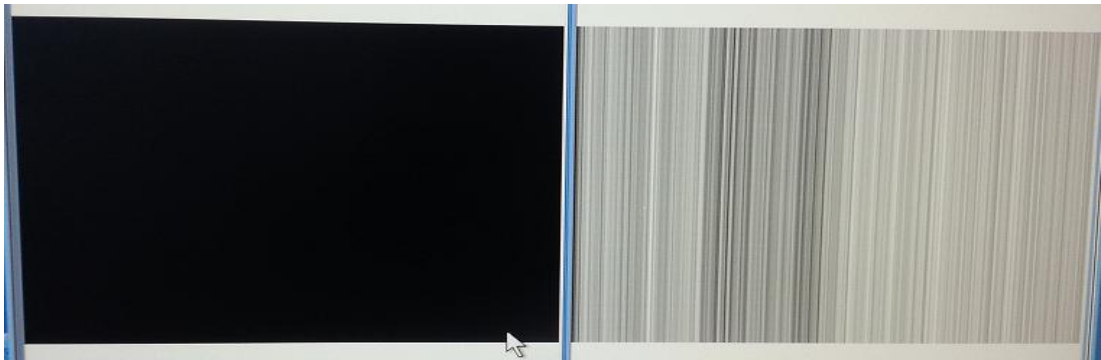
Şekil 3.15. Eclipse planlama sisteminde mide hastasına yapılmış IMRT planı



Şekil 3.16. Eclipse planlama sisteminde mide hastasına yapılmış VMAT planı

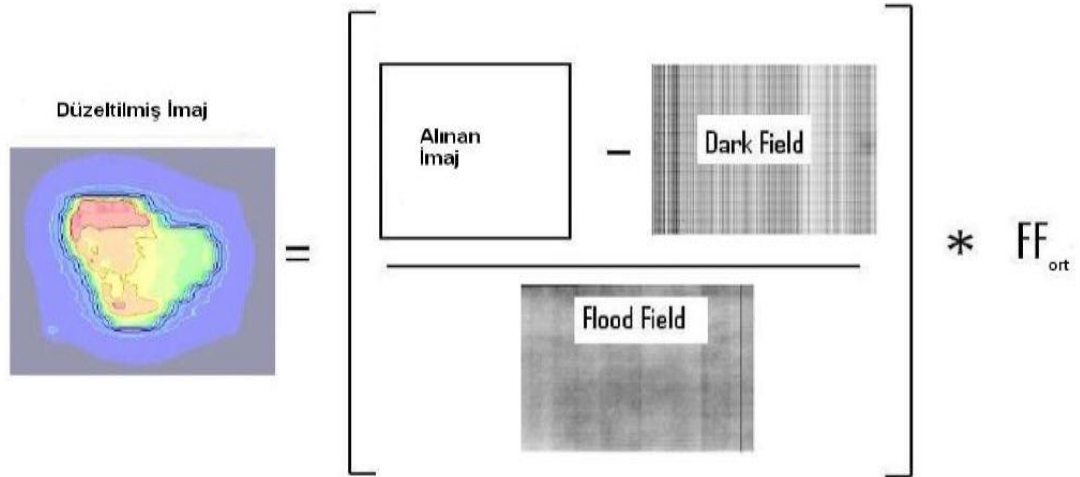
3.3.2. EPID Kalibrasyonu

EPID kalibrasyonu cihazın olduğu klinik koşullarına göre yapılmalıdır. EPID kalibrasyonu; elde edilmek istenen görüntünün arka planındaki gürültüyü gidermek ve sistemin verdiği uzaysal cevabı sabitlemek amacıyla yapılır. Kalibrasyon işlemi sinyal kalibrasyonu ve doz kalibrasyonun yapılması aşamasından oluşur (62). Sinyal kalibrasyonu ve doz kalibrasyonu işlemlerini yapmadan önce lineer hızlandırıcı cihazının output kalibrasyonu protokolüne göre $1 \text{ MU} = 1 \text{ cGy}$ olacak şekilde yapıldı. Sinyal kalibrasyonu için lineer hızlandırıcı cihazında port açılarak dark field (ışın verilmeksizin) ve flood field (ışın verilerek) görüntüleri alınarak kalibre edildi (Şekil 3.17).



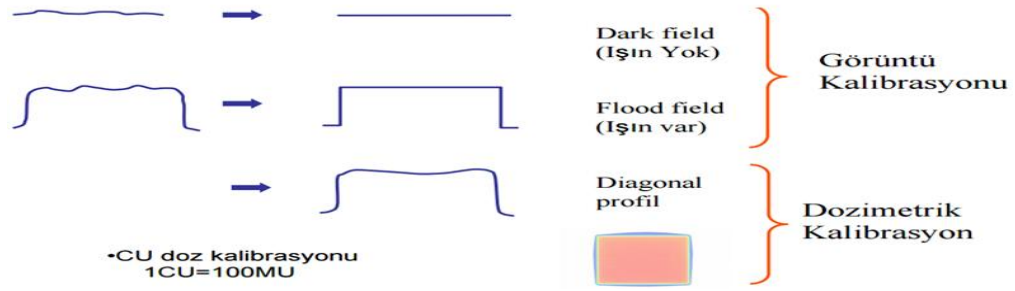
Şekil 3.17. Dark Field&Flood Field kalibrasyonu

Dedektör, dark field ortalama olarak 30 framede (arka plan) alındı. Dark field kalibrasyonu piksellerde radyasyon olmadığı andaki akımı tespit etmek için yapıldı. Daha sonra flood field, EPID'in aktif dedeksiyon bölgesinden daha büyük alana ortalama olarak 50 framede radyasyon verilerek (elektronik devreler radyasyon almayacak şekilde) görüntüleri alındı. Flood field kalibrasyonu pikseller arası farklılığı belirlemek amacıyla yapıldı. Daha sonra sistem bu dataları kullanarak epidin sinyal kalibrasyonu yapıldı. Sinyal kalibrasyon işlemi yapılmaması halinde dozimetri işleminde %5'e varan hatalara yol açmaktadır (36). Elde edilen görüntünün piksellerini düzeltmek için alınan görüntüden dark field çıkartılır. Daha sonra görüntü elde etme koşullarında kalibrasyonu yapılan flood field'a bölünerek ortalama flood field ile çarpım işlemi yapıldı (Şekil 3.18).



Şekil 3.18. Alınan EPID görüntüsünün düzeltilmesi

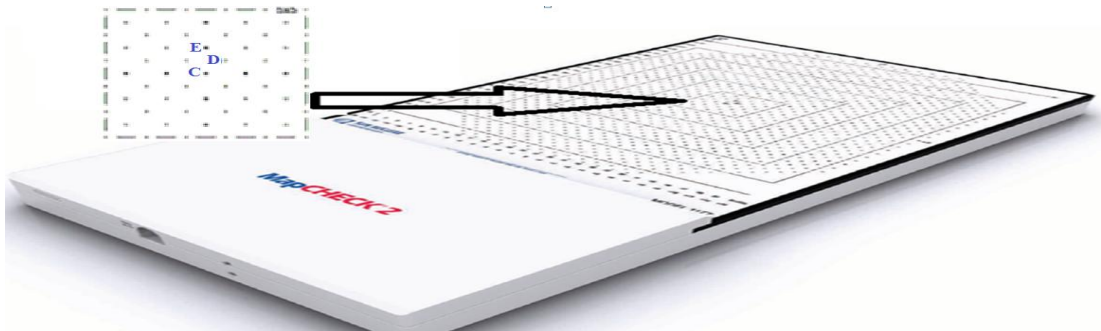
Sinyal kalibrasyon işleminin tamamlanının ardından doz kalibrasyonu yapıldı. Burada amaç EPID'i farklı radyasyon dozları için kalibre etmektir. Portal görüntüleyici cihazının dozu, kalibrasyon birimi CU (colour unit) cinsinden vermektedir. Kalibrasyon işleminde portal dozimetre açılarak, 6 MV enerjide SDD 100 cm²'de, 10x10 cm² alanda 100 MU doz verildi ve bu sisteme 1 CU'ya karşılık gelecek şekilde tanıtıldı. Daha önce su fantomunda ölçülmüş olan geniş alan diagonal doz profilidatası da sisteme eklenerek normalizasyon işlemi gerçekleştirildi. Bu durumda normalizasyon, referans koşullarda 1 CU = 100 cGy'e karşılık geldi. Şekil 3.19'de EPID kalibrasyonunun aşamaları görünmektedir (62).



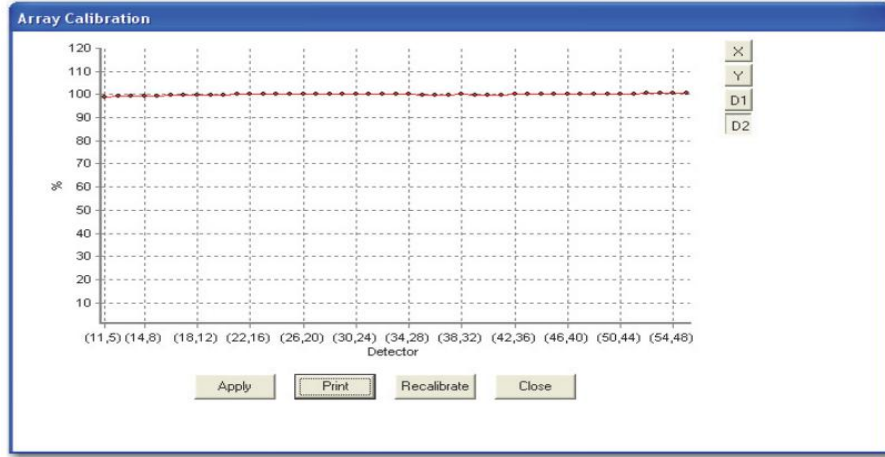
Şekil 3.19. EPID kalibrasyonu aşamaları

3.3.3. MapCheck2 Kalibrasyonu

MapCheck2 cihazının kalibrasyon işlemi array kalibrasyon ve doz kalibrasyon aşamalarından oluşmaktadır. Array Kalibrasyon işlemi için MapCheck2 cihazının dedektörü merkez eksen kenarlarında bulunan E, D, C noktalarında üzerinde bulunan birbirini takip eden ard arda alınan 5 ölçümlerden ibarettir (Şekil 3.20). 1. Adımda dedektör kısmı lineer hızlandırıcı cihaza gelecek şekilde izomerkezler çakıştırılarak (C noktasına yerleştirilir) SSD 100 cm'de alanlar 33x27cm ayarlanarak tedavi masasına yerleştirilir. MapCheck2 cihazının okuma düğmesine basılarak 200 MU doz verilerek okuma alınır. 2. adımda MapCheck2 saat yönünde 90° döndürülür. Rotasyon her zaman saat yönünde yapılmalıdır. 200 MU doz verilerek okuma alınır. 3. adımda MapCheck2 yine 90° döndürülür ve 200 MU doz verilerek okuma alınır. 4. adımda MapCheck2 yine 90° döndürülür ve izomerkez MapCheck2 üzerinde bulunan D noktasına yerleştirilir. 200 MU doz verilerek okumalar alınır. 5. Adımda izomerkezi E noktasına kaydırılarak 200 MU doz verildi ve array kalibrasyon işlemi tamamlanır (Şekil 3.21) (63).

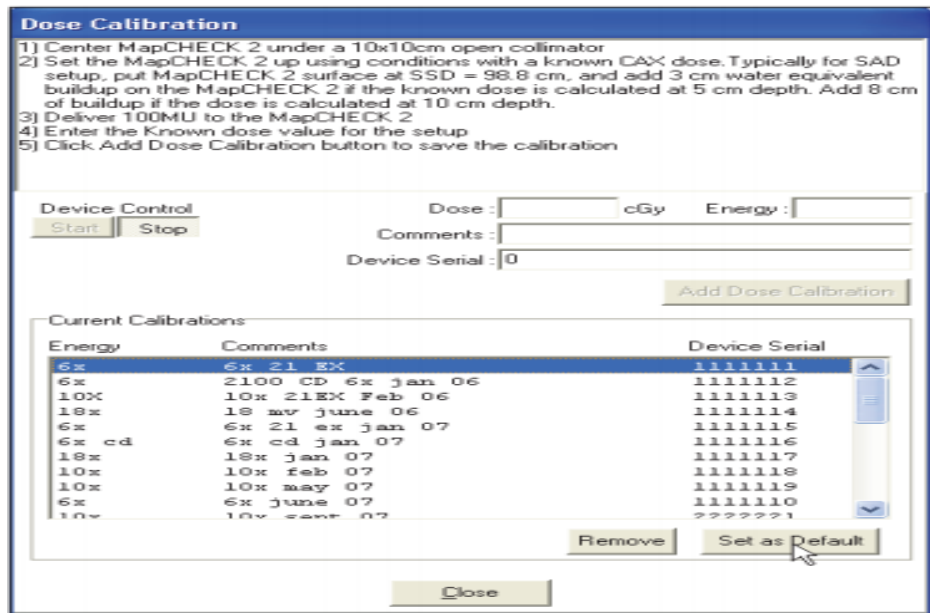


Şekil 3.20. MapCheck2 Array kalibrasyon noktaları



Şekil 3.21. MapCheck2; Array kalibrasyon veri profili uygulama faktörü

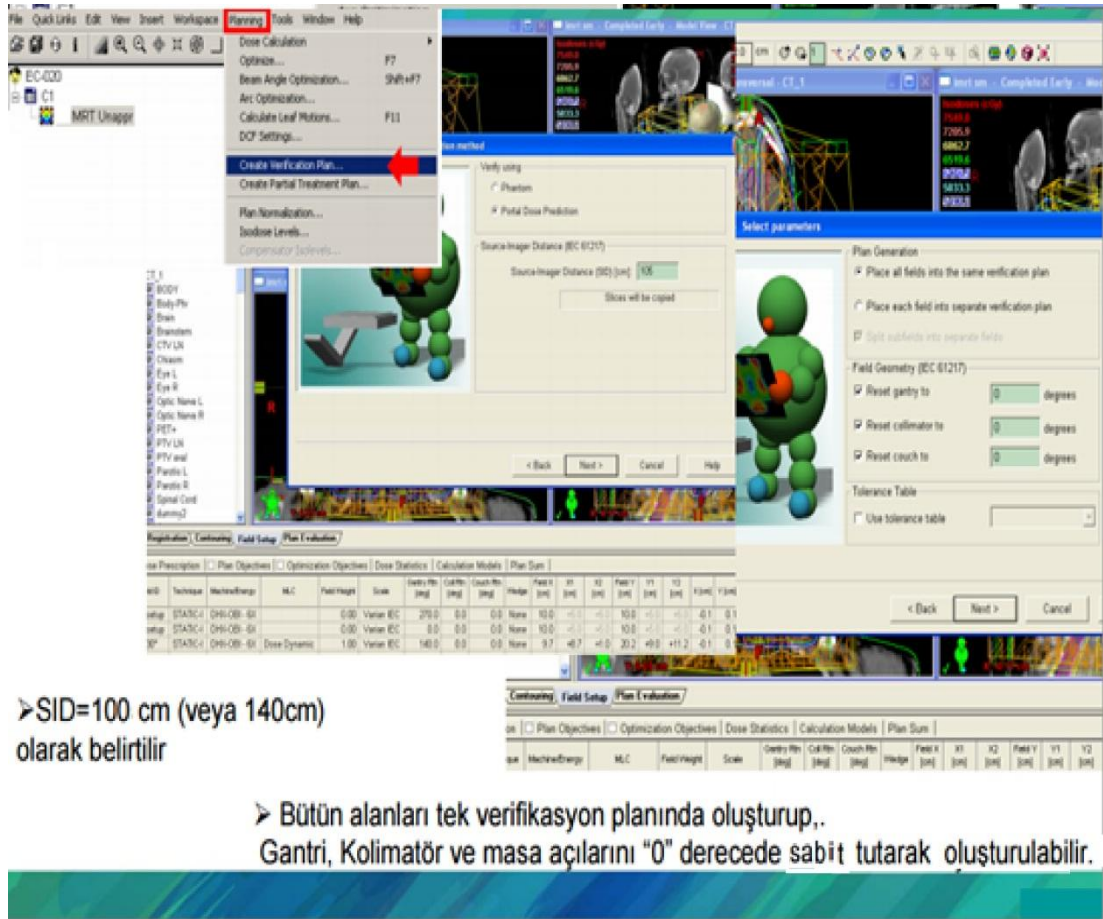
MapCheck2 cihazının doz kalibrasyonu için fantomun dedektör kısmı lineer hızlandırıcı tarafına gelecek şekilde yerleştirilerek; 10x10cm² alan açılıp, dedektör yüzey arası mesafe 1,2 cm olduğu için SSD 98,8 olarak ayarlanmalıdır. Set-up ve ölçümlerimizi 5 cm derinlikte yapabilmemiz için 1,2 cm'lik kalınlığın su eşdeğeri 2 cm olduğundan dolayı MapCheck2 cihazının üzerine 3cm katı fantom konuldu. 6 MV enerjide 100 MU doz verilerek sisteme (Şekil 3.22) doz değeri enerji cinsi girilerek verilen doz MapCheck2 cihazına tanımlanarak kalibrasyon işlemi tamamlandı (63).



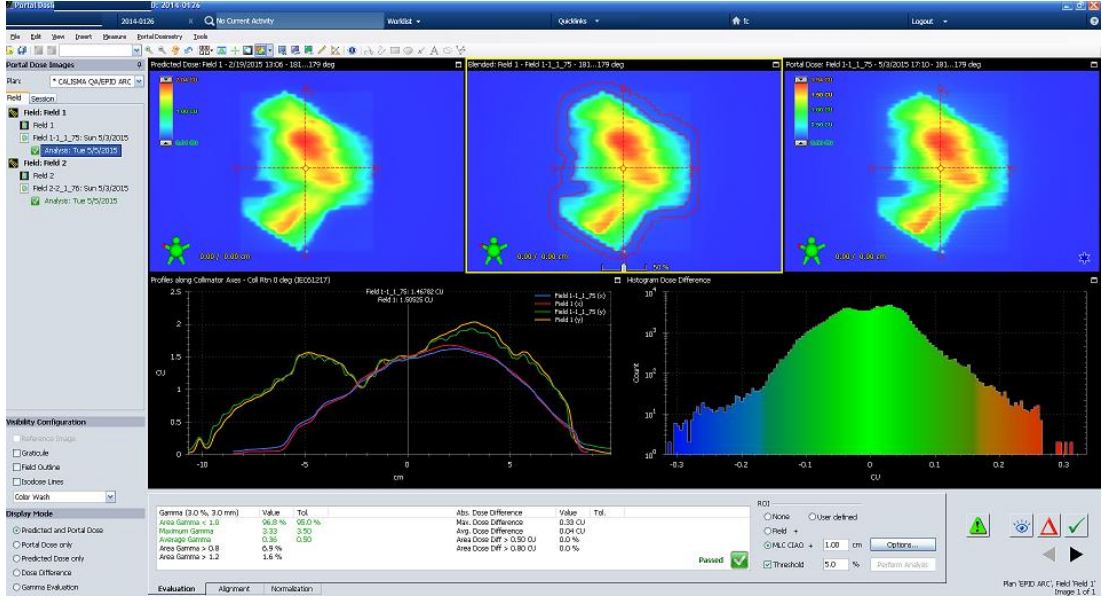
Şekil 3.22. MapCheck2; Varsayılan olarak Doz Kalibrasyon Faktörü Seti

3.3.4. Portal Dozimetri ile Doz Doğrulaması

Tedavi planlama sisteminde; 120 IMRT planı 840 alandan, 120 VMAT planlar ait 120 ark alandan oluşmak üzere verifikasyon planları oluşturulmuştur (Şekil 3.23). Kalite kontrol ölçümleri, SSD 100 cm'de yapılmıştır. VMAT ve IMRT tedavi planları ile verifikasyon planlarında bütün değerleri aynı olmasına rağmen portal yazılımdan dolayı kolimatör açısı 0°'ye ayarlandı. Oluşturulan doğrulama planları Varian trilogiy tedavi cihazına gönderildi. Her hastanın alanları tek tek lineer hızlandırıcı cihazında EPID açılarak ışınlandı. Işınlama sonrası elde edilen portal görüntüler portal dosimetry yazılımında, TPS de edilen doz dağılımları ile ışınlanan verifikasyon planlarının doz dağılımları eşleştirilip %3 ve 3mm kriterlerinde analizi yapılmıştır (Şekil 3.24).



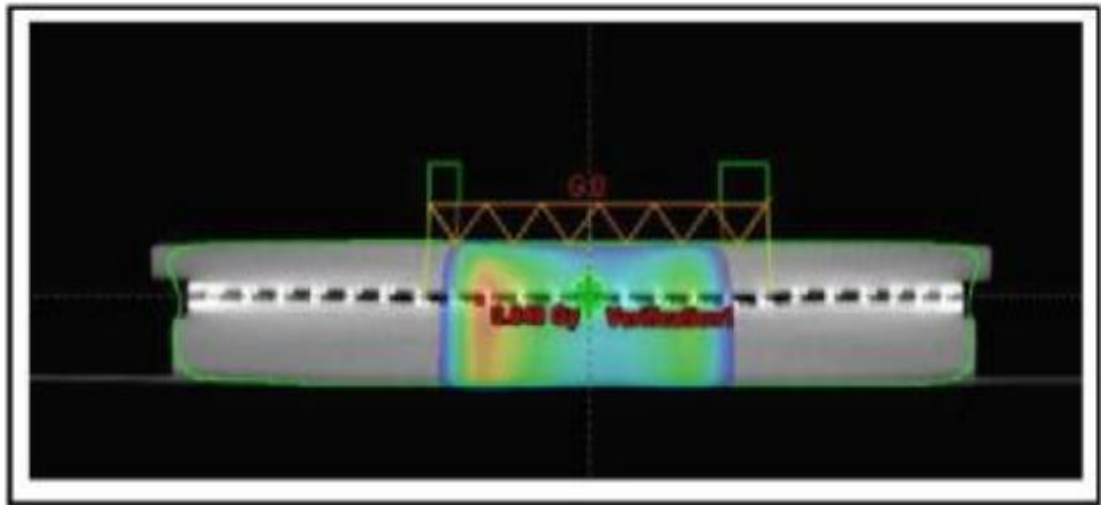
Şekil 3.23. EPID için verifikasyon planlarının oluşturulması



Şekill 3.24. EPID’de yapılan 3 mm ve %3 kriterlerinde doz doğrulama işlemi

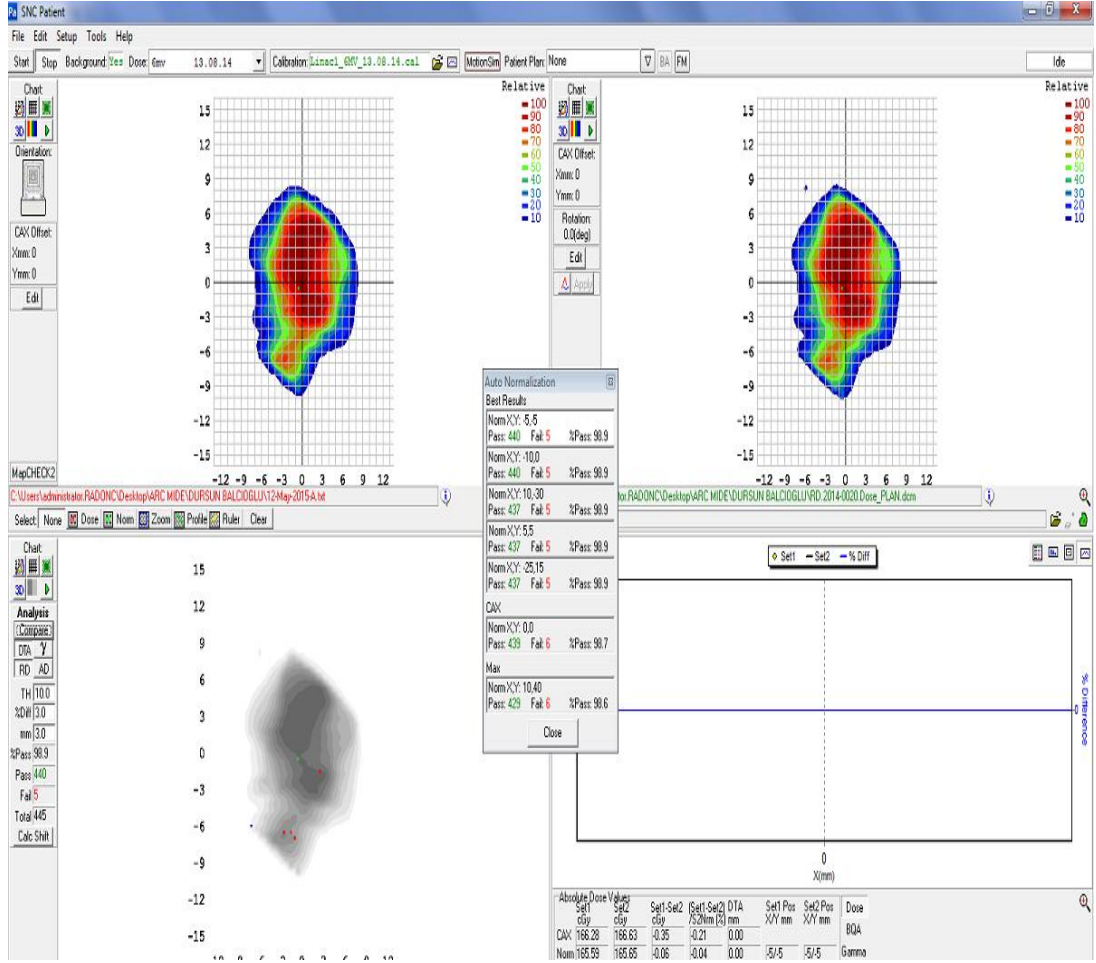
3.3.5. MapCheck2 İle Doz Doğrulanması

MapCheck2 cihazının görüntüsü lazerleri diyotların merkezine gelecek şekilde ayarlanarak BT ile alındı. Cihazın görüntüleri TPS’e network ile aktarıldı. Hazırlanan hasta VMAT planları her alanın gantri açıları, TPS’de; 120 IMRT planı 840 alandan, 120 VMAT planlar ait 120 ark alandan oluşan planlar MapCheck2 fantomu üzerine aktarılarak MapCheck2 verifikasyon planı oluşturuldu ve SSD 95cm olacak şekilde hesaplatıldı (Şekil 3.25).



Şekil 3.25. IMRT ve VMAT planının MapCheck2 fantomuna aktarılması.

Oluşturulan doğrulama planları Varian Trilogy marka tedavi cihazına gönderildi. MapCheck2 fantomu üzerine 3 cm kalınlığında su eşdeğeri fantom yerleştirilerek 5 cm derinlik elde edildi ve her alan için ışınlamalar yapıldı. Işınlamalar sonucunda elde edilen doz dağılımı ile TPS’de hesaplanan doz dağılımı MapCheck2 yazılımı SNC ile DD %3 ve DTA 3mm kriterleri kabul edilerek gamma analizi ile değerlendirme yapıldı (Şekil 3.26).



Şekil 3.26. MapCheck2 cihazında yapılan 3mm ve %3 için doz doğrulama işlemi

4. BULGULAR

IMRT ve VMAT doz doğrulama sistemleri ile yapmış olduğumuz ölçümlerde elde edilen sonuçlar aşağıdaki tablolarda sıralanmıştır.

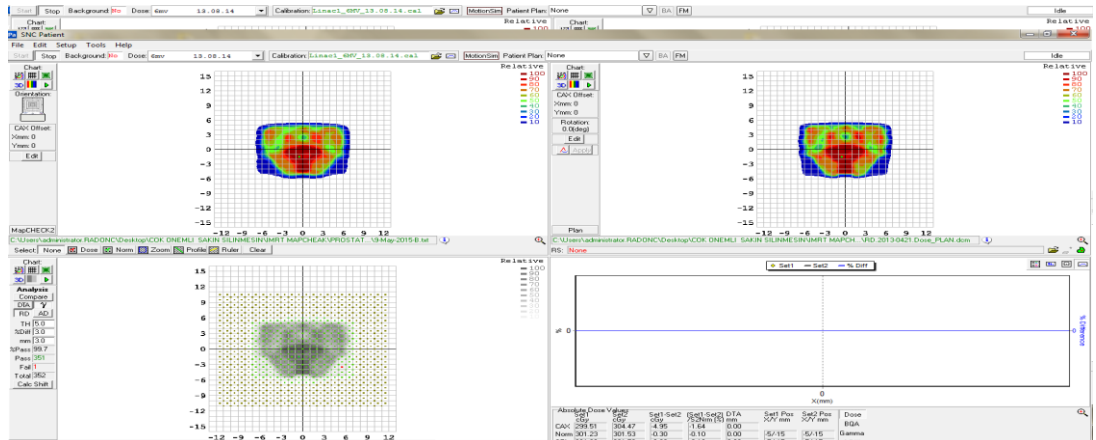
IMRT ve VMAT planlarının değerlendirmeleri ESTRO Booklet no:9 göre yapılmıştır (Tablo 4.1). Çalışma sonucu elde edilen tablolarda ideal olarak değerlendirilen planlar sonuçları normal, kabul edilebilir olanlar altı çizili eğik, başarısız olanlar ise koyu yazı karakteri ile belirtilmiştir (64).

Tablo 4.1. IMRT tedavi öncesi gama değerlendirmelerinin kriterleri

Yaklaşım	Ortalama Gamma	Maksimum Gamma	$\gamma > 1$
<i>İdeal</i>	< 0.5	< 1.5	%0 - %5
<i>Kabul Edilebilir</i>	0.5-0.6	1.5-2.0	%5- %10
<i>Kabul Edilemez</i>	> 0.6	> 2.0	> %10

4.1. Mide Hastaları için Yapılmış Ölçümler

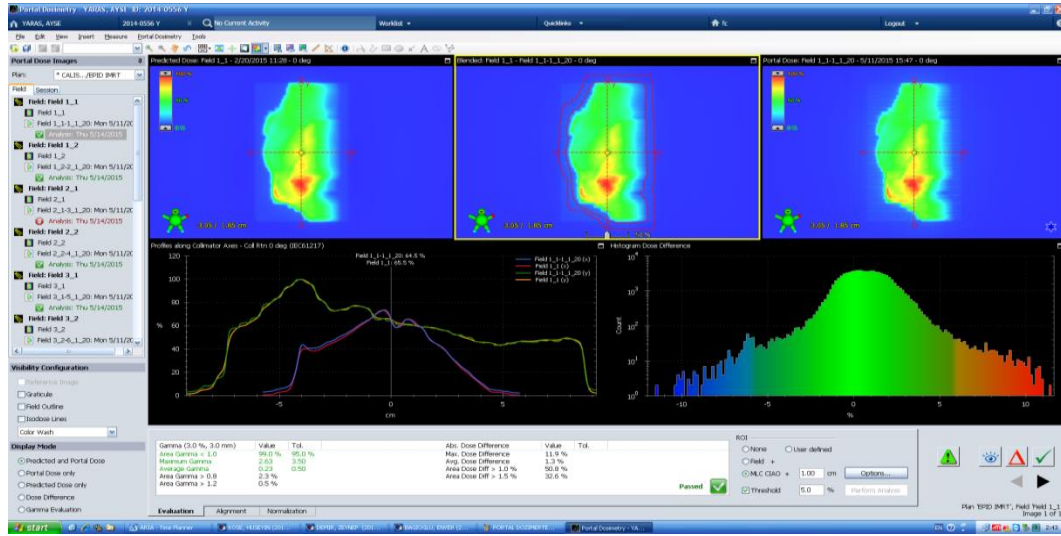
IMRT planları yapılmış 40 mide hastası için hazırlanan MapCheck2 doğrulama planları mevcut linear hızlandırıcıda ışınlanarak eşzamanlı ölçümler yapıldı. Ölçüm sonunda MapCheck2 ile ölçülen doz haritası ile TPS'nden alınan doz haritaları MapCheck2 SNC yazılımı kullanılarak karşılaştırıldı (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. SNC yazılımı ile TPS ile sonuçlarının değerlendirilmesi.

Karşılaştırmalar DD (%3) ve DTA (3 mm) kriterleri seçilerek gamma analizi ile yapıldı (44). Yapılan karşılaştırmalarda kriterleri geçen noktaların yüzdesi Tablo 4.2’de verilmiştir.

Aynı IMRT planları için hazırlanan EPID doğrulama planları mevcut lineer hızlandırıcıda Portal dozimetri kullanılarak ışınlanarak eşzamanlı ölçümler yapıldı. Ölçüm sonunda EPID ile ölçülen doz haritası ile TPS’nden alınan doz haritaları Portal dozimetre yazılımı PDIP kullanılarak karşılaştırıldı (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. PDIP yazılımı ile TPS sonuçlarının değerlendirilmesi

Karşılaştırmalar DD (%3) ve DTA (3 mm) kriterleri seçilerek gamma analizi ile yapıldı (44). Yapılan karşılaştırmalarda kriterleri geçen noktaların yüzdesi Tablo 4.2’de verilmiştir.

VMAT planları yapılmış 40 mide hastası için hazırlanan MapCheck2 doğrulama planları mevcut lineer hızlandırıcıda ışınlanarak eşzamanlı ölçümler yapıldı. Ölçüm sonunda MapCheck2 ile ölçülen doz haritası ile TPS’nden alınan doz haritaları SNC yazılımı kullanılarak karşılaştırıldı. Yapılan karşılaştırmalarda kriterleri geçen noktaların yüzdesi Tablo 4.2’de verilmiştir. Aynı VMAT planları için hazırlanan EPID doğrulama planları mevcut lineer hızlandırıcıda Portal EPID kullanılarak ışınlandı. EPID ile ölçülen doz haritası ile TPS’nden alınan doz haritaları Portal dozimetre yazılımı kullanılarak karşılaştırıldı. Yapılan karşılaştırmalarda kriterleri geçen noktaların yüzdesi Tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.2. EPID ve MapCheck2 ile ölçülen Mide IMRT ve VMAT planlarının doz haritası ile TPS'nden alınan doz haritalarının karşılaştırma sonuçları.

HASTA NO	TANI	IMRT için Gamma Analizi %3 ve 3mm için $\gamma\% \leq 1$			VMAT için Gamma Analizi %3 ve 3mm için $\gamma\% \leq 1$		
		EPID	MapCheck2	%FARK	EPID	MapCheck2	%FARK
1	Mide CA	96.00	96.70	4.2	95.94	98.20	2.4
2	Mide CA	96.60	97.20	0.6	98.94	99.70	0.8
3	Mide CA	95.90	98.20	3.4	98.16	99.20	1.1
4	Mide CA	98.20	98.60	0.4	97.73	99.10	1.4
5	Mide CA	98.70	99.70	1.0	97.20	99.10	2.0
6	Mide CA	<u>91.80</u>	98.90	<u>7.7</u>	98.01	100.0	2.0
7	Mide CA	96.80	98.50	1.8	97.80	99.70	1.9
8	Mide CA	96.70	98.60	3.0	98.00	99.60	1.6
9	Mide CA	96.80	98.30	1.5	98.40	99.00	0.6
10	Mide CA	89.80	97.60	8.9	95.90	99.80	4.1
11	Mide CA	96.30	97.10	0.8	97.80	99.80	2.0
12	Mide CA	98.30	98.50	1.2	96.00	99.30	3.4
13	Mide CA	85.40	96.70	13.2	98.30	99.60	1.3
14	Mide CA	98.80	98.00	0.8	95.40	99.70	4.5
15	Mide CA	<u>90.00</u>	96.70	<u>7.4</u>	97.90	99.80	1.9
16	Mide CA	<u>92.80</u>	97.10	4.6	97.50	99.60	2.2
17	Mide CA	99.60	98.40	1.2	96.50	99.30	2.9
18	Mide CA	96.70	98.70	2.1	96.20	97.90	1.8
19	Mide CA	<u>94.50</u>	97.50	3.2	96.20	99.70	3.6
20	Mide CA	96.90	97.30	0.4	95.80	100.00	4.4
21	Mide CA	98.00	97.20	0.8	95.90	100.00	4.3
22	Mide CA	99.30	100.00	0.7	<u>90.50</u>	99.40	<u>9.8</u>
23	Mide CA	97.40	98.50	2.2	<u>93.00</u>	99.30	<u>6.8</u>
24	Mide CA	99.30	97.90	1.4	<u>92.50</u>	99.40	<u>7.5</u>
25	Mide CA	95.50	97.80	3.5	95.10	98.70	3.8
26	Mide CA	98.60	99.40	0.8	97.70	99.70	2.0
27	Mide CA	98.50	99.10	0.6	96.10	98.80	2.8
28	Mide CA	97.40	97.30	0.1	97.80	100.00	2.2
29	Mide CA	87.80	95.40	12.8	96.03	99.60	3.7
30	Mide CA	97.00	98.00	3.1	95.47	100.00	4.7
31	Mide CA	<u>90.50</u>	98.40	<u>8.7</u>	98.77	99.00	0.2
32	Mide CA	98.40	98.80	0.4	98.47	100.00	1.6
33	Mide CA	99.00	99.10	0.1	97.43	98.80	1.4
34	Mide CA	96.30	97.60	3.4	96.60	99.30	2.8
35	Mide CA	95.20	96.50	4.8	96.50	99.30	2.9
36	Mide CA	98.80	96.50	0.7	<u>93.56</u>	96.80	3.5
37	Mide CA	<u>91.60</u>	96.30	<u>8.4</u>	<u>94.15</u>	98.20	4.3

HASTA NO	TANI	IMRT için Gamma Analizi %3 ve 3mm için $\gamma \leq 1$			VMAT için Gamma Analizi %3 ve 3mm için $\gamma \leq 1$		
		EPID	MapCheck2	%FARK	EPID	MapCheck2	%FARK
38	Mide CA	97.60	98.10	2.00	96.56	99.10	2.6
39	Mide CA	99.10	99.20	0.10	<u>94.75</u>	98.60	4.1
40	Mide CA	95.40	96.50	4.30	96.80	99.00	2.3
ORTALAMA		95.91	97.89	2.94	96.43	99.28	2.98
STANDART SAPMA		3.43	1.04	-	1.82	0.67	-

Gama analizi [$\gamma < 1(\%)$] sonuçlarına göre mide hastalarına yapılan IMRT planları için EPID ile yapılan hasta bazlı kalite kontrol ölçümlerinde 3 plan başarısız (%7.5), 6 plan kabul edilebilir (%15), 31 plan ideal (%77.5) sonuç vermiştir. Aynı IMRT planların MapCheck2 ölçümüyle 40 planın tamamı ideal (%100) sonuç vermiştir.

Gama analizi [$\gamma < 1(\%)$] sonuçlarına göre mide hastalarına yapılan VMAT planları için EPID ile yapılan hasta bazlı kalite kontrol ölçümlerinde 6 plan kabul edilebilir (%15), 34 plan ideal (%85) sonuç vermiştir. Aynı VMAT planlarının MapCheck2 ile yapılan ölçümlerde 40 planın tamamı ideal (%100) sonuç vermiştir.

Mide IMRT planları için [$\gamma < 1(\%)$] değerlerinin ortalaması EPID 95.91 ± 3.43 ve MapCheck2 97.89 ± 1.04 'dir ($p < 0.001$). Mide VMAT planları için [$\gamma < 1(\%)$] değerlerinin ortalaması EPID 96.43 ± 1.82 ve MapCheck2 99.28 ± 0.67 'dir ($p < 0.001$).

IMRT planları için iki dozimetrik ölçüm sisteminde elde edilen [$\gamma < 1(\%)$] değerlerinin yüzde farklarına bakacak olursak, 5 plan %5'in üzerinde, 1 plan %10'un üzerinde farklılık göstermektedir. VMAT planları için iki dozimetrik ölçüm sisteminde elde edilen [$\gamma < 1(\%)$] değerlerinin yüzde farkları 3 plan %5'in üzerinde, iken %10'un üzerinde farklılık görülmemiştir.

4.2. Prostat Hastaları İçin Yapılmış Ölçümler

IMRT planları yapılmış 40 prostat hastası için hazırlanan MapCheck2 ve EPID doğrulama planları mevcut lineer hızlandırıcıda MapCheck2 fantomunda ve portal dozimetrede ışınlanarak eşzamanlı ölçümler yapıldı. Ölçüm sonunda MapCheck2 ile ölçülen doz haritası ile TPS'nden alınan doz haritaları SNC yazılımı kullanılarak,

EPID ile ölçülen doz haritası ile TPS'nden alınan doz haritaları Portal dozimetre yazılımı kullanılarak karşılaştırıldı. Karşılaştırmalarda DD (%3) ve DTA (3 mm) kriterleri seçilerek gamma analizii ile yapıldı (44). Yapılan karşılaştırmalarda kriterleri geçen noktaların yüzdesi Tablo 4.3'de verilmiştir.

VMAT planları yapılmış 40 prostat hastası için hazırlanan MapCheck2 ve EPID doğrulama planları mevcut lineer hızlandırıcıda MapCheck2 fantomunda ve portal dozimetrede ışınlanarak eşzamanlı ölçümler yapıldı. Ölçüm sonuçları MapCheck SNC yazılımı Portal dozimetre yazılımı kullanılarak karşılaştırıldı. Yapılan karşılaştırmalarda kriterleri geçen noktaların yüzdesi Tablo 4.3'de verilmiştir.

Tablo 4.3. EPID ve MapCheck2 ile ölçülen Porstat IMRT ve VMAT planlarının doz haritası ile TPS'nden alınan doz haritalarının karşılaştırma sonuçları.

HASTA NO	TANI	IMRT için Gamma Analizi %3 ve 3mm için $\gamma \leq 1$			VMAT için Gamma Analizi %3 ve 3mm için $\gamma \leq 1$		
		EPID	MapCheck2	%FARK	EPID	MapCheck2	%FARK
1	PROSTAT CA	97.20	99.30	2.16	99.30	100.00	0.70
2	PROSTAT CA	97.80	99.60	1.84	99.30	100.00	0.70
3	PROSTAT CA	96.68	100.00	3.43	100.0	100.00	0.00
4	PROSTAT CA	98.30	100.00	1.73	100.0	100.00	0.00
5	PROSTAT CA	95.20	99.50	4.52	98.80	100.00	1.21
6	PROSTAT CA	98.10	100.00	1.94	98.70	100.00	1.32
7	PROSTAT CA	97.80	100.00	2.25	98.80	100.00	1.21
8	PROSTAT CA	96.70	99.40	2.79	99.80	100.00	0.20
9	PROSTAT CA	98.30	99.10	0.81	99.10	99.20	0.10
10	PROSTAT CA	99.20	98.00	1.21	<u>92.40</u>	100.00	<u>8.23</u>
11	PROSTAT CA	98.30	98.20	0.10	99.50	100.00	0.50
12	PROSTAT CA	97.40	100.00	2.67	98.90	100.00	1.11
13	PROSTAT CA	97.30	98.80	1.54	98.60	99.70	0.91
14	PROSTAT CA	95.90	100.00	4.28	99.90	100.00	0.10
15	PROSTAT CA	89.60	98.30	<u>9.71</u>	95.50	100.00	4.71
16	PROSTAT CA	97.10	98.30	1.18	99.50	100.00	0.50
17	PROSTAT CA	95.60	99.30	3.87	98.90	100.00	1.11
18	PROSTAT CA	97.10	97.60	0.51	99.20	100.00	0.81

		IMRT için Gamma Analizi %3 ve 3mm için $\gamma \leq 1$			VMAT için Gamma Analizi %3 ve 3mm için $\gamma \leq 1$		
HASTA NO	TANI	EPID	MapCheck2	%FARK	EPID	MapCheck2	%FARK
19	PROSTAT CA	<u>91.40</u>	96.90	<u>6.02</u>	96.80	99.30	2.58
20	PROSTAT CA	97.10	97.00	0.10	99.10	100.00	0.91
21	PROSTAT CA	95.90	99.00	3.23	98.90	100.00	1.11
22	PROSTAT CA	99.05	100.00	0.96	99.20	95.30	3.93
23	PROSTAT CA	99.18	98.40	0.79	98.70	99.60	0.91
24	PROSTAT CA	97.31	96.00	1.35	99.20	99.00	0.20
25	PROSTAT CA	98.42	96.70	1.75	98.30	100.00	1.73
26	PROSTAT CA	99.22	99.70	0.48	98.10	99.00	0.30
27	PROSTAT CA	98.87	98.00	0.88	98.80	100.00	1.21
28	PROSTAT CA	97.04	<u>94.10</u>	3.03	<u>91.70</u>	100.00	<u>9.05</u>
29	PROSTAT CA	98.90	99.10	0.20	98.10	100.00	1.94
30	PROSTAT CA	98.60	99.60	1.01	99.10	99.40	0.30
31	PROSTAT CA	98.12	99.50	1.41	99.20	100.00	0.81
32	PROSTAT CA	98.21	99.20	1.01	96.00	99.50	3.65
33	PROSTAT CA	98.54	97.90	0.65	99.10	100.00	0.91
34	PROSTAT CA	98.58	97.70	0.84	99.10	100.00	0.91
35	PROSTAT CA	98.44	97.20	1.26	99.90	99.40	0.50
36	PROSTAT CA	98.78	97.00	1.80	97.20	100.00	2.88
37	PROSTAT CA	98.97	100.00	1.04	99.90	100.00	0.10
38	PROSTAT CA	98.01	99.50	1.52	98.90	100.00	1.11
39	PROSTAT CA	96.08	99.00	3.04	98.10	100.00	1.94
40	PROSTAT CA	97.91	99.10	1.22	99.20	100.00	0.81
ORTALAMA		97.41	98.65	1.99	98.49	99.74	1.52
STANDART SAPMA		1.93	1.32	-	1.79	0.78	-

Gama analizi [$\gamma < 1(\%)$] sonuçlarına göre Prostat hastalarına yapılan IMRT planları için EPID ile yapılan hasta bazlı kalite kontrol ölçümlerinde 1 plan başarısız (%2.5), 1 plan kabul edilebilir (%2.5), 38 plan ideal (%95) sonuç vermiştir. Aynı IMRT planların MapCheck2 ölçümlerinde 1 plan kabul edilebilir (%2.5), 39 planın tamamı ideal (%97.5) sonuç vermiştir.

Gama analizi [$\gamma < 1(\%)$] sonuçlarına göre prostat hastalarına yapılan VMAT planları için EPID ile yapılan hasta bazlı kalite kontrol ölçümlerinde 2 plan kabul

edilebilir (%5), 38 plan ideal (%95) sonuç vermiştir. Aynı VMAT planlarının MapCheck2 ile yapılan ölçümlerinde 40 planın tamamı ideal (%100) sonuç vermiştir.

Prostat IMRT planları için $[\gamma < 1(\%)]$ değerlerinin ortalaması EPID 97.41 ± 1.93 ve MapCheck2 98.65 ± 1.32 'dir ($p < 0.001$).

Prostat VMAT planları için $[\gamma < 1(\%)]$ değerlerinin ortalaması EPID 98.49 ± 1.79 ve MapCheck2 99.74 ± 0.78 'dir ($p < 0.001$).

Prostat IMRT planları için iki dozimetrik ölçüm sisteminde elde edilen $[\gamma < 1(\%)]$ değerlerinin yüzde farklarına bakacak olursak, 2 plan %5'in üzerinde ve hiçbir plan %10'un üzerinde farklılık göstermektedir. VMAT planları için iki dozimetrik ölçüm sisteminde elde edilen $[\gamma < 1(\%)]$ değerlerinin yüzde farkları 2 plan %5'in üzerinde, iken %10'un üzerinde farklılık görülmemiştir.

4.3. Rektum Hastaları İçin Yapılmış Ölçümler

IMRT planları yapılmış 40 rektum hastası için hazırlanan MapCheck2 ve EPID doğrulama planları mevcut lineer hızlandırıcıda MapCheck2 fantomunda ve portal dozimetrede ışınlanarak eşzamanlı ölçümler yapıldı. Ölçüm sonuçları MapCheck2 SCN yazılımı Portal dozimetre yazılımı kullanılarak karşılaştırıldı. Karşılaştırmalarda DD (%3) ve DTA (3 mm) kriterleri seçilerek gamma analizii ile yapıldı (44). Yapılan karşılaştırmalarda kriterleri geçen noktaların yüzdesi Tablo 4.4'de verilmiştir.

VMAT planları yapılmış 40 rektum hastası için hazırlanan MapCheck2 ve EPID doğrulama planları mevcut lineer hızlandırıcıda MapCheck2 fantomunda ve portal dozimetrede ışınlanarak eşzamanlı ölçümler yapıldı. Ölçüm sonuçları SNC yazılımı Portal dozimetre yazılımı kullanılarak karşılaştırıldı. Yapılan karşılaştırmalarda kriterleri geçen noktaların yüzdesi Tablo 4.4'de verilmiştir.

Tablo 4.4. EPID ve MapCheck2 ile ölçülen Rektum IMRT ve VMAT planlarının doz haritası ile TPS'nden alınan doz haritalarının karşılaştırma sonuçları.

HASTA NO	TANI	VMAT için Gamma Analizi %3 ve 3mm için $\gamma \leq 1$			VMAT için Gamma Analizi %3 ve 3mm için $\gamma \leq 1$		
		EPID	MapCheck2	%FARK	EPID	MapCheck2	%FARK
1	REKTUM CA	96.52	98.30	1.8	<u>94.90</u>	98.40	3.7
2	REKTUM CA	96.67	98.30	1.7	97.00	99.40	2.5
3	REKTUM CA	89.50	96.40	<u>7.7</u>	95.63	95.30	0.3
4	REKTUM CA	85.70	96.30	12.4	96.40	<u>93.30</u>	3.2
5	REKTUM CA	86.90	97.40	12.1	97.90	97.50	0.4
6	REKTUM CA	96.70	98.10	1.4	87.20	99.90	14.6
7	REKTUM CA	<u>94.67</u>	98.70	4.3	97.40	99.90	2.6
8	REKTUM CA	95.96	98.60	2.8	88.20	100.0	13.4
9	REKTUM CA	97.72	99.30	1.6	99.00	99.00	0.0
10	REKTUM CA	95.78	99.50	3.9	96.60	99.50	3.0
11	REKTUM CA	97.35	99.10	1.8	99.40	99.90	0.5
12	REKTUM CA	98.03	97.60	0.4	98.30	99.40	1.1
13	REKTUM CA	96.25	98.00	1.8	96.70	99.60	3.0
14	REKTUM CA	98.55	99.90	1.4	96.70	99.90	3.3
15	REKTUM CA	96.90	99.40	2.6	98.10	99.40	1.3
16	REKTUM CA	97.90	97.50	0.4	99.80	99.30	0.5
17	REKTUM CA	98.30	99.40	1.1	99.10	99.10	0.0
18	REKTUM CA	<u>91.32</u>	99.50	<u>9.0</u>	97.60	99.40	1.8
19	REKTUM CA	97.22	99.00	1.8	95.60	99.60	4.2
20	REKTUM CA	96.32	98.40	2.2	97.20	99.10	2.0
21	REKTUM CA	97.86	99.50	1.7	99.60	99.10	0.5
22	REKTUM CA	97.67	98.90	1.3	98.40	99.50	1.1
23	REKTUM CA	<u>90.26</u>	99.30	10.0	98.80	99.90	1.1
24	REKTUM CA	<u>92.77</u>	98.00	5.6	99.40	99.50	0.1
25	REKTUM CA	96.41	98.60	2.3	96.80	99.30	2.6
26	REKTUM CA	96.88	99.00	2.2	98.90	99.60	0.7
27	REKTUM CA	96.99	99.30	2.4	99.90	99.80	0.1
28	REKTUM CA	97.80	99.30	1.5	<u>91.50</u>	98.40	7.5
29	REKTUM CA	99.40	99.90	0.5	96.40	98.70	2.4
30	REKTUM CA	96.95	98.60	1.7	99.70	98.90	0.8
31	REKTUM CA	95.50	99.10	3.8	95.50	98.20	2.8
32	REKTUM CA	96.72	97.70	1.0	<u>94.70</u>	99.30	4.9
33	REKTUM CA	<u>92.37</u>	99.30	<u>7.5</u>	99.90	99.90	0.0
34	REKTUM CA	<u>94.08</u>	98.50	4.7	97.70	98.80	1.1
35	REKTUM CA	99.22	98.90	0.3	95.80	99.40	3.8
36	REKTUM CA	97.80	98.90	1.1	96.70	98.60	2.0
37	REKTUM CA	<u>94.70</u>	98.80	4.3	<u>94.50</u>	99.70	5.5

HASTA NO	TANI	VMAT için Gamma Analizi %3 ve 3mm için $\gamma \leq 1$			VMAT için Gamma Analizi %3 ve 3mm için $\gamma \leq 1$		
		EPID	MapCheck2	%FARK	EPID	MapCheck2	%FARK
38	REKTUM CA	96.83	99.50	2.8	98.30	99.90	1.6
39	REKTUM CA	96.30	99.40	3.2	<u>90.30</u>	99.80	10.5
40	REKTUM CA	99.12	99.00	0.1	97.20	96.50	0.7
ORTALAMA		95.78	98.8	3.25	96.72	98.96	2.74
STANDART SAPMA		3.18	0.78	-	2.98	1.32	-

Gama analizi [$\gamma < 1(\%)$] sonuçlarına göre rektum hastalarına yapılan IMRT planları için EPID ile yapılan hasta bazlı kalite kontrol ölçümlerinde 3 plan başarısız (%7.5), 7 plan kabul edilebilir (%17.5), 30 plan ideal (%75) sonuç vermiştir. Aynı IMRT planlarının MapCheck2 ölçümlerinde 40 planın tamamı ideal (%100) sonuç vermiştir.

Gama analizi [$\gamma < 1(\%)$] sonuçlarına göre rektum hastalarına yapılan VMAT planları için EPID ile yapılan hasta bazlı kalite kontrol ölçümlerinde 2 plan başarısız (%5) 5 plan kabul edilebilir (%12.5), 33 plan ideal (%82.5) sonuç vermiştir. Aynı VMAT planlarının MapCheck2 ile yapılan ölçümlerinde 1 plan kabul edilebilir (%2.5), 39 plan ideal (%97.5) sonuç vermiştir.

Rektum IMRT planları için [$\gamma < 1(\%)$] değerlerinin ortalaması EPID 95.78 ± 3.18 ve MapCheck2 98.80 ± 0.78 'dir ($p < 0.001$).

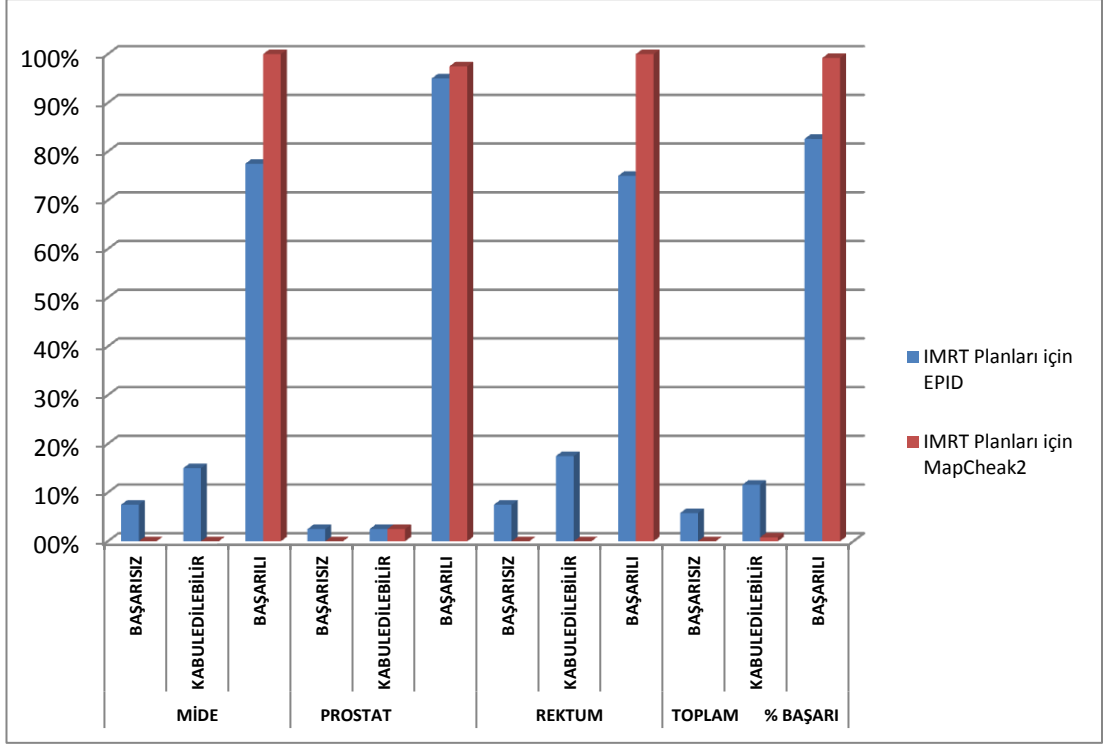
Rektum VMAT planları için [$\gamma < 1(\%)$] değerlerinin ortalaması EPID 96.72 ± 2.98 ve MapCheck2 98.96 ± 1.32 'dir ($p < 0.001$).

Prostat IMRT planları için iki dozimetrik ölçüm sisteminde elde edilen [$\gamma < 1(\%)$] değerlerinin yüzde farklarına bakacak olursak, 3 plan %5'in üzerinde ve 2 plan %10'un üzerinde farklılık göstermektedir. VMAT planları için iki dozimetrik ölçüm sisteminde elde edilen [$\gamma < 1(\%)$] değerlerinin yüzde farkları 2 plan %5'in üzerinde, iken farkları 3 plan %10'un üzerinde farklılık görülmemiştir.

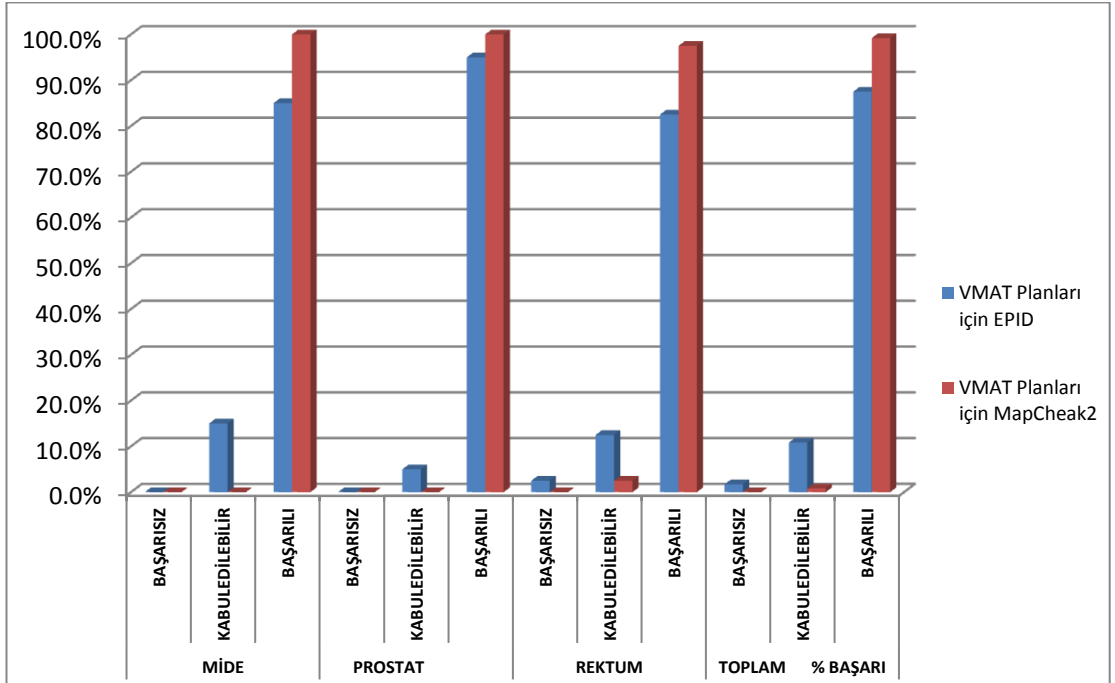
Toplam 120 IMRT ve 120 VMAT hastası için yapılan EPID ve MapCheck2 ışınlama sonuçların Tablo 4.5'de, yüzdelik başarı değerleri IMRT ve VMAT planları için sırasıyla Şekil 4.3 ve 4.4'de verilmiştir. Yapılan ölçümlerin istatistiksel çalışma sonuçları Tablo 4.6'de verilmiştir.

Tablo 4.5. 120 IMRT ve 120 VMAT hastası için yapılan EPID ve MapCheck2 ışınlama sonuçlarının ve yüzdelerik başarı değerleri

		120 IMRT ve 120 VMAT Planı için Ölçüm Başar Tablosu			
		IMRT Planları İçin		VMAT Planları İçin	
		EPID	MapCheak2	EPID	MapCheak2
MİDE	BAŞARISIZ	3	0	0	0
	KABULEDİLEBİLİR	6	0	6	0
	BAŞARILI	31	40	34	40
PROSTAT	BAŞARISIZ	1	0	0	0
	KABULEDİLEBİLİR	1	1	2	0
	BAŞARILI	38	39	38	40
REKTUM	BAŞARISIZ	3	0	2	0
	KABULEDİLEBİLİR	7	0	5	1
	BAŞARILI	30	40	33	39
TOPLAM	BAŞARISIZ	7	0	2	0
	KABULEDİLEBİLİR	14	1	13	1
	BAŞARILI	99	119	105	119
TOPLAM % BAŞARI	BAŞARISIZ	5.80%	0.00%	1.70%	0.00%
	KABULEDİLEBİLİR	11.60%	0.80%	10.83%	0.80%
	BAŞARILI	82.60%	99.20%	87.50%	99.20%



Şekil 4.3. 120 IMRT planı için EPID ve MapCheck2 ölçümlerinin yüzdeler dağılım grafiği



Şekil 4.4. 120 VMAT planı için EPID ve MapCheck2 ölçümlerinin yüzdeler dağılım grafiği

Tablo 4.6. 120 IMRT ve 120 VMAT hastası için yapılan EPID ve MapCheck2 ışınlama sonuçlarının istatistiksel değerleri verilmiştir.

120 IMRT ve VMAT Planları için Yapılan EPID-MapCheck2 Karşılaştırması				
	IMRT için Gamma Analizi Y%≤1		VMAT için Gamma Analizi Y%≤1	
	EPID	MapCheck2	EPID	MapCheck2
<i>MEAN</i>	96.36	98.45	97.21	99.32
<i>MEDIAN</i>	97.13	98.60	97.80	99.60
<i>ÇAG</i>	2.40	1.58	2.92	0.90
<i>SS</i>	2.99	1.12	2.42	1.01
* EPID için 97.13(ÇAG=2.40) MapCheck2 için 98.60 (ÇAG=1.58) Z= -7.476 P<0.001 (Wilcoxon Signed Rank Test)			* EPID için 97.80 (ÇAG=2.29), MapCheck2 için 99.60 (ÇAG=0.90) Z= -8.363 P<0.001 (Wilcoxon Signed Rank Test)	
**EPID’de ışınlanan 120 IMRT ve 120 VMAT hastasının dozimetrik sonuçlarının istatistiksel karşılaştırması IMRT için ölçümleri 97.13 (ÇAG=2.4), VMAT ölçümleri 97.80 (ÇAG=2.29) Z= -2.512 P< 0.012 (Mann Whitney U Testi)				
**MapCheck2’de ışınlanan 120 IMRT ve 120 VMAT hastasının dozimetrik sonuçlarının istatistiksel karşılaştırması IMRT ölçümleri 99.00 (ÇAG=1.5), VMAT ölçümleri 99.32 (ÇAG=0.90) Z= -7.361 P< 0.001 (Mann Whitney U Testi)				
(Mean: Ortalama, Median: Ortanca, ÇAG: Çeyrekler Arası Genişlik, SS: Standart Sapma)				

(*) Karşılaştırması IMRT ve VMAT olarak TPS’ de elde edilen planların MapCheck2 ve EPID’de okunan değerlerinin farklılıklarının anlamlı olup olmadığının araştırılması için yapılmıştır. Bu analiz için iki eş arasındaki farkın kullanılmıştır. Farkların dağılımı normal olmadığı için testinin nonparametrik olan Wilcoxon Signed Rank Testi uygulandı.

(**) Karşılaştırılması VMAT ve IMRT olarak yapılan tedavi planlarının dozimetrik doğruluklardaki farklılıkların karşılaştırılmasıdır. Karşılaştırma iki dozimetre sistemi içinde ayrı ayrı yapılmıştır. Karşılaştırmada VMAT planı sonuçları ile IMRT plan sonuçlarının farklılık gösterip göstermediğine bakılmıştır. Bu karşılaştırma için iki ortalama arası farkın önemlilik testi kullanıldı. Dağılım normal

olmadığı ve varyanslar homojen olmadığı için testin nonparametrik olanı Mann Whitney U Testi kullanıldı.

Hastalık türlerine göre yapılan planların TPS'ne göre doğruluklarının karşılaştırılmasında, iki ortalama arası farkın önemlilik testinin çoklu örnek için olanı K-independent samples testi kullanıldı. Ölçümler iki farklı dozimetre sistemi için değerlendirildi. IMRT hastaları için yapılmış mide, prostat, rektum hastalarının planlarının EPID ve MapCheck2 ile ışınlama sonucu okunan değerler K-independent samples testi kullanılarak sırasıyla $\chi^2=9.364$ $p=0.001$ $\chi^2 =17.445$ $p=0.001$ olarak bulunmuştur.

VMAT hastaları için yapılmış mide, prostat, rektum hastalarının planlarının EPID ve MapCheck2 ile ışınlama sonucu okunan değerler K-independent samples testi kullanılarak sırasıyla $\chi^2=32.078$ $p=0.001$ $\chi^2 =33.749$ $p=0.001$ olarak bulunmuştur.

5. TARTIŞMALAR

Radyoterapide yüksek dozlara çıkılarak maksimum tümör kontrolünün amaçlandığı IMRT ve VMAT teknikleriyle hazırlanan tedavi planları, homojen olmayan doz dağılımlarından meydana gelir. IMRT planlarında genellikle 5, 7 ve 9 alan sayısına sahip olan, herbir alanda birden fazla alt alan veya MLC yapraklarının hareketleriyle oluşturulan dinamik alanlar bulunur. VMAT planları ise ışınlama yapılırken MLC hareketi, gantri rotasyon hareketi ve doz rate değişimi sonucu oluşur. IMRT ve VMAT tekniklerinde birçok parametre (küçük alanlar, farklı ışın yoğunlukları, multi lif kolimatörler, vs.) etkindir ve el ile MU hesabı 3BKRT'deki gibi yapılamamaktadır (3). Dinamik MLC yapraklarında oluşabilecek 1 mm'lik hatada %5'lik doz farklılığı olduğunu göstermişlerdir. Bu sebepten, IMRT ve VMAT planlarının hastaya uygulanmasından önce gerekli dozimetrik kontrollerin muhakkak yapılması gerekir (65).

Dozimetrik doğruluklar her ne kadar birebir şartlarda kontrol edilmesi gerekli olsa da, insan anatomisinin aynen taklit edilerek tüm hacimlerde dozimetrik kontrol yapılması mümkün değildir.

Bu çalışmada günümüzde IMRT ve VMAT planlarının tedavi öncesi doğrulaması için rutin olarak kullanılan EPID ve MapCheck2 dozimetre sistemleri; güvenilirlik, uygulanabilirlik açısından birbirleriyle, dozimetrik açıdan TPS ile karşılaştırılmıştır. IMRT ve VMAT planların dozimetrik doğruluklarındaki farklılıklar incelenmiştir. Birbirinden farklı tanımlı hastalıklar (mide, prostat ve rektum) için ölçümler yapılarak alan boyutlarının ve planlama yöntemlerinin değişikliğinin dozimetrik doğruluk üzerindeki etkisi incelenmiştir.

Wiezorek T ve ark. (66) çalışmalarında olduğu gibi çalışmamızda kullanılan sistemler birbirlerinden bağımsız olarak kendi kullanım koşullarına uygun şekilde hazırlanmış, ışınlanmış ve değerlendirilmiştir. Değerlendirme Low D ve ark. (44) çalışmasında açıkladığı düşük ve yüksek doz değişimlerini aynı anda hesaba katan gamma analizi kullanılarak her sistemin kendi yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Doz farkı (DD) %3 ve kabul edilebilir mesafe (DTA) 3 mm değerlendirmede kullanılan klinik kabul kriterleridir.

Kliniğimizde Eclipse tedavi planlama sistemi kullanılarak 3 grup mide kanseri, prostat kanseri ve rektum kanseri tanımlı hastalar için en çok kullanılan gantri açılarındaki (0°, 51°, 102°, 153°, 204°, 255° ve 306°) IMRT planları ve tek rotasyonlu (arc) VMAT planları hazırlandı. Hazırlanan IMRT tedavi planlarının kalite kontrolleri için verifikasyon planları uygulama kolaylığı ve güvenilirliği sebebiyle gantri ve kolimatör açıları sıfırlandı. Yapılan bu değişikliklerle, olası hataları en aza indirgediğinden, ölçümler ile beklenen doz dağılımları arasındaki tutarlılığı artırıldı. Aynı şekilde VMAT hastaları için plan üzerinde bir değişiklik yapılmadan verifikasyon planları hazırlandı. Hazırlanan bu IMRT ve VMAT planları EPID ve MapCheck2 dozimetri sistemleri kullanılarak ölçümler alındı.

1. MapCheck2 ve EPID cihazlarında alınan ölçümler, kalite kontrol amacıyla kullanılabilirliğinin araştırılması için TPS verileri ile karşılaştırıldı.

Byong Yong Yi ve ark.'ın (67) 21 VMAT hastasını (2 beyinde, 11 baş-boyun ve-(HN), 4 prostat ve 4 tam pelvis) Eclipse planlama sistemi kullanılarak MapCheck2'de yapmış olduğu çalışmada gamma analizi %3 ve 3 mm kriterlerine göre ortalama başarı değeri %98.20 olarak bulunmuştur.

Rinaldin G. ve ark. (68) yapmış olduğu çalışmada VMAT planları için 336 hastanın doz dağılımları MapCheck2 sistemim kullanılarak incelemiştir. İnceleme sonucunda ortalama başarı değerleri pankreas 98.60 ± 1.50 , prostat 96.60 ± 2.80 and rektum 92.80 ± 5.70 bulunmuştur. MapCheck2 $90^\circ \pm 5^\circ$ ve $270 \pm 5^\circ$ açıları arasında sınırlı bir aralıkta açısal bağımlılığının olduğu, ancak bu durum QA sonucunu etkilemediği ve MapCheck2 VMAT tedavisi için hastaya özgü QA işleminde faydalı ve doğru bir araç olduğunu kanıtlamıştır.

Sharma DS. ve ark. (69) yaptıkları çalışmada, 14 IMRT planını (4 baş-boyun) EPID ve 2D Array ile ölçüp sonuçları TPS ile gamma analizi yöntemine göre %3 DD ve 3 mm DTA kriterlerinde karşılaştırmışlardır. EPID ile karşılaştırılan sonuçlarda gamma analizini geçen noktaların yüzdesini baş-boyun hastaları için en yüksek %99.48 ve en düşük %98.74 olarak bulmuşlardır. EPID ile benzer sonuçlar elde ettikleri için EPID'in 2D Array'a alternatif olabileceğini vurgulamışlardır.

Mijnheer B. ve ark. (70) yapmış oldukları bir çalışmada, statik IMRT tekniğine göre tedavi edilen çeşitli kanser türlerinin (prostat, baş-boyun ve rektum) dozimetrik

doğrulamasını EPID ile yapmışlardır. %3 DD ve 3 mm DTA kriterlerine göre gamma analizinde yaptıkları değerlendirmede prostat, baş-boyun ve rektum hastaları için sırasıyla geçen noktaların yüzdelerini %99.90, %98.10 ve %96.60 olarak elde etmişler ve EPID'in hem tedavi öncesi hemde in-vivo olarak 2 boyutlu ve 3 boyutlu doğrulamalarda kullanılabileceğini vurgulamışlardır.

Yaptığımız çalışmada IMRT hastaları için yapılan MapCheck2 ölçümlerinde ortalama değeri %98.45 ± 1.12, VMAT hastaları için yapılan ölçümlerde ortalama değeri %99.32 ± 1.01 bulunmuştur.

Yaptığımız çalışmada IMRT hastaları için yapılan EPID ölçümlerinde ortalama değeri %96.36 ± 2.99 VMAT hastaları için yapılan ölçümlerde ortalama değeri %97.21 ± 2.42 bulunmuştur.

Yapmış olduğumuz çalışmada elde ettiğimiz sonuçlar; ByongYongYi ve ark.'ın, Rinaldin G. ve ark.'ın, Sharma DS. ve ark.'ın, Mijneer B. ve ark.'ın yapmış olduğu literatür çalışmalarıyla uygun bulunmuştur. Bu çalışma, MapCheck2 ve EPID'in IMRT ve VMAT tedavisi öncesi dozimetrik doğrulama için etkin bir QA aracı olarak kullanılabilir göstermiştir.

2. Farklı planlama teknikleri için MapCheck2 ve EPID doz doğrulama sistemlerinde okunan ölçüm sonuçlarının uyumları karşılaştırılmıştır.

Daniel W. Bailey ve ark. (71) 10 prostat ve 86 baş-boyun IMRT ve VMAT alanları kullanarak yapmış olduğu çalışmada MapCheck cihazının performansı ile Portal Dozimetri karşılaştırılmıştır. %2 DD ve 2 mm DTA kriterlerine göre MapCheck geçme başarısı %96.40, EPID için %92.70 bulunmuş, %3 DD ve 3 mm DTA kriterlerine göre MapCheck geçme başarısı %100, EPID için %99.30 bulunmuştur. Bu alanlar için gama değerlendirme sonuçları EPID ile yapılan ölçüm değerleri Mapcheck elde edilen ölçüm değerleri göre başarı düzeyleri bakımından daha düşük ve daha düzensiz (yani, daha yüksek standart sapma) bulmuşlardır.

Çalışmamızda IMRT planları için %3 DD ve 3 mm DTA kriterlerine göre MapCheck2 için başarı oranı (tedaviye uygun) %100 bulunmuş olup, planların %0.8'i (1 plan) kabul edilebilir, %99.20'si (119 plan) ideal sonuç vermiştir. EPID için başarı oranı (tedaviye uygun) %94.20 bulunmuş olup, planların %5.80'i (7 plan)

başarısız, %11.60'si (14 plan) kabul edilebilir, %82.60'si (99 plan) ideal sonuç vermiştir (Tablo 4.5).

Tüm IMRT planlarının gamma analizleri MapCheck2'de ölçülen değerler EPID'de ölçülen değerlerden daha yüksek olduğu görülmüştür. MapCheck2 için 98.6 (ÇAG=1.58), EPID için 97.13 (ÇAG=2.4) bulunmuş, istatistiksel olarak EPID ile MapCheck2 arasında anlamlı farklılık görünmüştür ($Z=-7.476$ $p<0.001$) (wilcoxon sign rank test).

Çalışmamızda VMAT planları için %3 DD ve 3 mm DTA kriterlerine göre MapCheck2 için başarı oranı (tedaviye uygun) %100 bulunmuş olup, planların %0.8'i (1 plan) kabul edilebilir, %99.2'si (119 plan) ideal sonuç vermiştir. EPID için başarı oranı (tedaviye uygun) %98.33 bulunmuş olup, planların %1.7'i (2 plan) başarısız, %10.8'i (13 plan) kabul edilebilir, %87.5'si (105 plan) ideal sonuç vermiştir (Tablo 4.4).

Tüm VMAT planlarının gama analizleri MapCheck2'de ölçülen değerler EPID'de ölçülen değerlerden daha yüksek olduğu görülmüştür. MapCheck2 için 99.60 (ÇAG=0.90), EPID için 97.80 (ÇAG=2.29) bulunmuş, istatistiksel olarak EPID ile MapCheck2 arasında anlamlı farklılık görünmüştür ($Z=-8.363$ $p<0.001$) (wilcoxon sign rank test).

Yapmış olduğumuz çalışmada elde MapCheck2 ile alınan ölçüm sonuçlarının TPS'ne göre uyumu EPID'e göre hem daha yüksek hemde daha az standart sapma değerleri verdiği gözlenmiştir. Ölçüm sonuçlarımız Daniel W. Bailey ve ark.'nın yapmış olduğu literatür çalışmalarıyla uyumlu bulunmuştur.

3. EPID ve MapCheck2 cihazları kullanılarak, IMRT ve VMAT planlarının dozimetrik ölçüm sonuçları karşılaştırılmıştır.

Tang ve ark. (72) yaptığı çalışmaya göre, IMRT'de belirli sayıda demet alanıyla tedavi yapılması kullanışlı olabilmektedir ancak bu açılar ideal demet açıları olmayabilir. Bu da planın ideal doz dağılımını oluşturmak için daha fazla zorlayıcı MLC hareketlerine yol açabilmektedir. IMRT tekniğinde doz modülasyonu sadece MLC hareketleriyle yapılırken, VMAT tekniğinde doz hızı ve gantri hızı parametreleri, doz modülasyonunda MLC'lere düşen yükü azaltarak daha az

zorlayıcı MLC hareketleri sağlar ve böylece hesaplanan planın uygulamadaki doğruluğunu artırır.

Çalışmamızda EPID' de ölçümleri alınan IMRT ve VMAT hastalarının dozimetrik ölçüm sonuçlarının Mann-Whitney U Testi kullanılarak karşılaştırılmış.

EPID'de ışınlanan IMRT planlarını için 97.13(ÇAG=2.4) VMAT planları için 97.80(ÇAG=2.29) olarak bulunmuştur. EPID'de ölçümleri yapılan IMRT ve VMAT planlarının kalite kontrol testleri sonuçları arasında anlamlı fark görünmektedir ($Z=-2.512$ $p< 0.012$).

MapCheck2'de ışınlanan IMRT ve VMAT değerleri, IMRT planlarını için 99.00(ÇAG=1.5) VMAT planları için 99.32(ÇAG=0.90) olarak bulunmuştur. MapCheck2'de ışınlanan IMRT ve VMAT planlarının kalite kontrol testleri arasında anlamlı farklılık görülmüştür ($Z = -7.361$ $p< 0.01$).

Yapmış olduğumuz çalışmada elde ettiğimiz sonuçlar Tang G. ve arkadaşlarının yapmış olduğu literatür çalışmalarıyla uyumlu bulunmuştur. Analizler sonucu MapCheck2 ve EPID kalite kontrol sistemlerinin ikisi içinde yapılan ölçümlerde VMAT planlarının kalite kontrol ölçüm sonuçları TPS'e göre uyumu, IMRT planlarının kalite kontrol ölçüm sonuçlarına göre daha başarılı olduğu görülmüştür.

4. MapCheck2 ve EPID cihazları kullanılarak, farklı tedavi protokolleri için (Mide, Prostat, Rektum) IMRT ve VMAT tedavi planlarının dozimetrik doğrulukları karşılaştırılmıştır.

Rinaldin G. ve ark. (68) yapmış olduğu çalışmada farklı hastalık grupları için MapPHAN (IMF) takılı MapCheck2 detektör dizisi ile doz dağılımların ölçmüştür. $\% \gamma < 1$ $\% 3$ DD ve 3 mm DTA kriterleri için ortalama geçen oranı pankreas $\% 98.60 \pm 1.50$, prostat $\% 96.60 \pm 2.80$, rektum $\% 92.80 \pm 5.70$ bulunmuş. Değerlendirme sonucunda farklı tedavi protokolleri arasında önemli farklılıklar gösterdi belirtilmiştir.

Daniel WB. ve ark. (71) yapmış benzer bir çalışmada prostat ve baş-boyun hastalık grupları için IMRT ve VMAT planları EPID ve MapCheck2'de ışınlanmış.

IMRT planı yapılmış prostat hastaları için MapCheck2 ortalama geçme değeri 99.90 ± 0.03 , baş-boyun hastalıklarının için 97.80 ± 1.69 , EPID ölçüm sonuçları prostat için 98.60 ± 1.00 , baş-boyun için 97.70 ± 2.06 bulunmuştur. VMAT planı yapılmış hastalar için MapCheck2 ortalama geçme değeri 98.00 ± 1.89 , baş-boyun hastalıklarının için 95.60 ± 3.80 , EPID ölçüm sonuçları prostat için 98.20 ± 1.65 , baş-boyun için 96.30 ± 5.90 bulunmuştur. Değerlendirme sonucunda farklı tedavi protokolleri arasında önemli farklılıklar gösterdi belirtilmiştir. Prostat tedavi planlarının daha yüksek % geçiş sonuçları verdiği gözlenmiştir.

Çalışmamızda 3 hastalık grubu (mide, prostat ve rektum) için yapılan ölçümlerimizde;

IMRT planı yapılmış hastaların MapCheck2’de okunan ortalama geçme değeri mide için 97.89 ± 1.04 , prostat için 98.65 ± 1.32 , rektum için 98.80 ± 0.78 bulunmuştur. Aynı hastaların EPID’de okunan ortalama geçme değerleri mide için 95.91 ± 3.43 , prostat için 97.41 ± 1.93 , rektum için 95.78 ± 3.18 bulunmuştur (Tablo 4.1, 4.2, 4.3).

VMAT planı yapılmış hastaların MapCheck2’de okunan ortalama geçme değeri mide için 99.28 ± 0.67 , prostat için 99.74 ± 0.78 , rektum için 98.96 ± 1.32 bulunmuştur. Aynı hastaların EPID’de okunan ortalama geçme değerleri mide için 96.43 ± 1.82 , prostat için 98.49 ± 1.79 , rektum için 96.72 ± 2.98 bulunmuştur (Tablo 4.1, 4.2, 4.3).

Hastalık grupları arasında yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak;

3 hastalık grubu için IMRT planlarının EPID ile yapılan ölçümlerde anlamlı farklılık görünmektedir ($\chi^2= 9.364$ p= 0.009).

3 hastalık grubu için IMRT planlarının MapCheck2 ile yapılan ölçümlerde anlamlı farklılık görünmektedir. ($\chi^2= 17.445$ p= 0.001)

3 hastalık grubu için VMAT planlarının EPID ile yapılan ölçümlerde anlamlı farklılık görünmektedir. ($\chi^2= 32.078$ p= 0.001)

3 hastalık grubu için VMAT planlarının MapCheck2 ile yapılan ölçümlerde anlamlı farklılık görünmektedir. ($\chi^2= 33.749$ p= 0.001)

Alt gruplarda yapılan istatistiksel analizler bize IMRT ve VMAT planlarının EPID ve MapCheck2 de yapılan ölçümlerin tamamında hastalık grupları arasında; prostat ile mide ve, prostat ile rektum planları, arasında sırasıyla anlamlı farklılıklar görülmüştür (Z=-5.774 p=0.001, Z=-3.534 p=0.001). Mide ile rektum planları arasında anlamlı farklılıklar görülmemiştir (Z=-1.506 p=0.132>0.017).

Yapmış olduğumuz çalışmada elde ettiğimiz sonuçlar Rinaldin G. ve ark. ve Daniel WB. ve ark. yapmış olduğu literatür çalışmalarıyla uyumlu bulunmuştur.

IMRT ve VMAT planları genellikle kritik organ korumasının son derece zor olduğu bu yüzden hedef için yüksek dozlara çıkılmadığı durumlarda kullanılır, tümörün yerleşim bölgesi tedavi planının zorluk derecesini değiştirmektedir. Prostat gibi kritik organların korunmasının rahat olduğu bir planla, baş-boyun gibi birçok kritik organın içeren ve düzensiz bir yapıya sahip hedefler ışınlaması için hazırlanan planlar ve buna bağlı olarak MLC hareketleri oldukça farklılık gösterir. Bu farklılıklar yapılan planın dozimetrik doğruluğunu da etkileyebilmektedir.

Bu sonuçlar bize prostat gibi hedeflenen alanın küçük, kritik organa uzaklık ve korunmasının rahat olan şekil olarak düzenli hatlara sahip hedeflerde MLC hareketlerinin daha yumuşak olduğu planlar oluşturulmaktadır. Bunun sonucunda kalite kontrol sonuçları diğer planlara göre daha yüksek değerlerde bulunmuştur. mide gibi daha düzensiz ve kritik korumasının daha zor olduğu, rektum gibi SIB planlarının yapıldığı (tedavi alanlarına lenf nodlarında alındığı) oldukça geniş alanlarda ideal doz dağılımını oluşturmak için daha fazla zorlayıcı MLC hareketlerine yol açabilmektedir. Buda dozimetrik doğruluğun bir miktar azalmasına sebebiyet vermektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Yapmış olduğumuz çalışmalar sonucunda MapCheck2 doz doğrulama sisteminde alınan ölçüm sonuçlarının TPS'e göre uyumu, Varian Trilogy cihazı ile birlikte kliniklere kurulan EPİD cihazından daha yüksek çıkmıştır. Bununla beraber iki cihaz içinde alınan değerler TPS ile uyumlu bulunmuş ve dozimetrik doğruluk için kullanılabilirlikleri görülmüştür.

Yapılan ölçümlerde EPID cihazının linak cihazına monte edilmiş olması ve ekstra ara bağlantı ekipmanları ve bilgisayarı sistemleri kullanılmada okumaların alınması klinik uygulama süresi açısından oldukça avantajlı görünmektedir. Bununla beraber EPID cihazı algoritmasının plandaki toplam hatayı değil alan bazında hatayı veriyor olması, alan bazındaki hatanın tedavinin bütününe nasıl etkilediğinin tam olarak bilinmemesine neden olmaktadır. Bu da IMRT planlarının EPİD'de doz doğruluğu için de avantaj oluşturmaktadır.

IMRT ve VMAT planlarının dozimetrik doğrulukları her iki cihazda incelenmiş ve sonuç olarak VMAT planlarının doz doğrulama sonuçlarının TPS ile uyumu IMRT planlarına göre TPS ile uyumundan daha yüksek bulunmuştur. IMRT'de sınırlı sayıda demet alanıyla tedavi yapılması tedavi planları açısından başarılı olabilmekte ancak bu açılar ideal demet için yeterli olmayabilir. İdeal alanı oluşturmak için MLC lifleri daha fazla zorlayıcı hareket yapmak zorunda kalır. IMRT tekniğinde doz homojenitesi sadece MLC hareketleriyle yapılır. VMAT tekniğinde doz hızı ve gantri hızı gibi parametreleri, doz homojenitesinde MLC'lere düşen yükü azaltarak daha az zorlayıcı MLC hareketlerine olanak sağlar ve böylece hesaplanan planın uygulamadaki doğruluğunu arttırmış olur.

Farklı hastalık grupları için yapılan doz doğrulama ölçüm sonuçları arasında anlamlı farklılıklar görülmüştür. Prostat gibi düzenli küçük ve kritik organ korumasının kolay olduğu yerlerde dozimetrik doğruluk daha başarılı çıkarken rektum ve mide gibi hedeflenen alanın büyük, düzensiz olduğu alanlarda dozimetrik başarı daha düşük çıkmaktadır. Kritik organların çokluğu, hedef alanın büyüklüğü ve düzensizliği yapılan planın zorluk derecesini artırmakta bununla beraber MLC lifleri

daha dzensiz ve daha zorlayıcı hareketler yaparak homojeniteyi sağlamaktadır. Böylece planlana ile ölçülen değerler arasında doz doğruluğu azalmış olmaktadır.

IMRT ve VMAT gibi son derece gelişmiş, birçok değişkenin bir arada olduğu komplike tedavilerde her tedavi öncesi mutlaka dozimetrik doğrulama yapılmasının gerekli olduğu, yapılmamış bir doz doğrulama sonucunda oluşabilecek bir hatalının geriye dönüşü olmayan sonuçlar doğuracağı unutulmamalıdır.

Kliniklerde hasta alımından önce kullanılan doz doğrulama cihazları mutlaka doğruluğundan emin olunan bir başka doğrulama cihazı ile kontrol edilmeli ve varsa bi tutarsızlık çözüm yollarına gidilmelidir.

Unutulmamalıdır ki doz doğrulamak için kullanılabilir birçok ekipman olmasına rağmen hiçbir fantom hastanın anatomisine bire bir uymayacağından ölçümler mutlak doğruyu asla vermeyecektir.

7. KAYNAKLAR

1. Spezi E., Angelini AL., Romaniand F., Ferri A. Characterization of a 2D ionchamber array forthe verification of radiotherapy treatments, *Physics in Medicine and Biology*, 2005, 50: 3361-3373.
2. Agulnik M. Advanced Radiation Therapy for Head and Neck Cancer, A New Standard of Practice. In: Puataweepong P (eds). *Head and Neck Cancer*, 1st Edition, Intech, Thailand, 2012: 232-235.
3. Webb S. Thephy sical basis of IMRT and inverse planning, *The British Journal of Radiology* 2001, 8: 270-280, 2003, 76: 678-689, 84: 112-126.
4. Collomb PV., Boher P., Leroux T., Fontbonne JM. A high resolution 2D tissue equivalent dosimeter for linac QA and IMRT verification. *Radiation Protection Dosimetry*, 2008, 131(1): 100-109.
5. Thwaites DI. Back to the future: the historyand development of the clinical linear accelerator, *Physics in Medicine and Biology*, 2006, 51: 343-62.
6. T.C. Sağlık Bakanlığı Tedavi Hizmetleri Genel Müdürlüğü [http://www.rivosem.com.tr/wp-content/uploads/2015/04/Türkiye-Onkoloji-Hizmetleri-Yeniden-Yapılandırma -Programı.pdf](http://www.rivosem.com.tr/wp-content/uploads/2015/04/Türkiye-Onkoloji-Hizmetleri-Yeniden-Yapılandırma-Programı.pdf). 12 Eylül 2015.
7. Ginzton LE., Nunan CS. History of Microwawe Electron Linear Accelerators for Radiotherapy, *Radiation Oncology Biol. Phys*, 1985, 11 No.2: 205-2166.
8. Khan FM. *The Physics of Radiation Therapy*, 4nd ed. Philadelphia, Lippincott Williams &Wilkins, 2010, 41-47, 481-4.
9. Oommen S., Selvakumar A. Advances İn Medical Linear Accelerator Technology, *Medical Physics Chronicle*, 2011, 3(2): 2-6.
10. Matja ZJ., Vlado R. Multi leaf collimator in radiotherapy, *Radiology and Oncology*. 2004, 38(3): 235-40.

11. Boyer A., Biggs P., Galvin J., Klein E., Losasso T, Low D., Mah K., Yu C. Basic applications of multi leaf collimators, *AAPM Report of TG 50*, 2001:1-23
12. Webb S. *Intensity Modulated Radiation Therapy*, Philadelphia, IOP Publishing Ltd, 2001: 75-93.
13. Schlegel W., Grosser KH., Haring P., Rhein B. Beam delivery in 3D conformal radiotherapy using multileaf collimators In: Brady LW., Heilmann HP., Molls M (eds). *New Technologies in Radiation Oncology*. Verlag Berlin, Springer, 2006, 257-266.
14. Saiful HM., Indra JD., Steinberg T., Galvin JM. A dosimetric comparison of various multi leaf collimators, *Phys in Med and Biol.*, 2002, 47: 159-170
15. Butson MJ., Yu PK., Cheung T. Rounded end multi leaf penumbral measurement with radiochromic film, *Physics in Medicine and Biology*, 2003, 48: 247-57.
16. Ezzell GA., Galvin JM., Low D., Palta JR., Rosen I., Sharpe MB. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee., *Med. Phys.*, 2003,30(8): 2090-2112.
17. Akman F. *Radyoterapi Planlama İlkeleri*, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, 2005.
18. T.C. Milli Eğitim Bakanlığı, Radyoterapi Uygulama Planı, http://www.megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Radyoterapi%20Uygulama%20Plan%C4%B1.pdf. 13 Ekim 2015.
19. Chao CKS., Perez CA., Brady LW. Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları içinde: Gemici C., Mayadağlı A., Parlak C. Editörleri, *Nobel Tıp Kitapevleri*, İstanbul, 2004: 112-521.
20. Bucci MK., Bevan A., Roach M, Advances in Radiation Therapy: Conventionalto 3D, to IMRT, to 4D and Beyond, *CA Cancer J Clin* 2005, 55: 117-134.

21. Christine EO., Kyle A., Michael D., Sherry S., George S. Comparison of 2D conventional, 3D conformal, and intensity-modulated treatment planning techniques for patients with prostate cancer with regard to target-dose homogeneity and dose to critical, uninvolved structures *Medical Dosimetry* 1999, 24: 255–263
22. Huq S., Mayles P. Transition from 2D radiotherapy to 3D conformal and intensity modulated radiotherapy, *IAEA TecDoc 1588*, Austria, 2008, 1-21
23. Manindra M. International Commission on Radiation Unit and Measurements. Report No.62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, *Journal of The ICRU*, 2004, 4: 21-24
24. Verhey LJ. 3D conformal therapy using beam intensity modulation, *Front Radiat Ther. Oncol.*1996, 29: 139-155.
25. Carol MP., Targovnik H., Smith D. 3-D planning ganndeli very system for optimized conformal therapy, *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1992, 24: 158.
26. Çakır A., Bitişik Alan IMRT Planlamasında İki Farklı Kolimatör (X ve Y) Yönünün Birleşim Bölgesindeki Doz Dağılımına Etkisinin Araştırılması, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Anabilimdalı, Doktora Tezi, İstanbul, İstanbul Üniversitesi 2010.
27. Webb S. IMRT delivery techniques in: Bortfeld T., Ulrich RS., Neva DW, Wazer DE eds: *Image Guided IMRT*, Berlin, Springer, 2006:73-88
28. Acun H., Kemikler G., Çakır A. Statik IMRT (step andshoot) yöntemine göre oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasına segment sayısının etkisi, *Türk Onkoloji Dergisi*, 2011, 26(1): 018-025
29. Willett CG., Gunderson CC. Stomach. In: Halperin EC., Perez CA., Brady LW. Eds. *Principles and Practice of Radiation Oncology, 5th Ed*, Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2008, 1: 1318-1335

30. Arno JM., John CR. *Intensity Modulated Radiation Therapy: A clinical Perspective*, 1st ed. London, BC Decker Inc, 2005: 19-48
31. Mans A., Remeijer P., Olaciregui RI., Wendling M., Sonke JJ., Mijnheer B., Stroom JC. 3D Dosimetric verification of volumetric modulated arc therapy by portal dosimetry, *Radiotherapy and Oncology*, 2010 94(2): 181-187.
32. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single arc, *Medical Physics*, 2008, 35: 310-317.
33. Verbakel WF., Cuijpers JP., Hoffmans D., Bieker M., Slotman BJ., Senan S. Volumetric intensity modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head and neck cancer: a comparative planning and dosimetric study, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 2009 74(1): 252-259.
34. Klein EE., Hanley J. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med. Phys.*, 2009, 36(9): 4197-4212
35. Hamilton CS., Ebert MA. Volumetric uncertainty in radiotherapy, *Clinical Oncology*, 2005, 17: 456-464.
36. Izewaka J., Razan g. Radiation dosimeters. In: Podgorsak EB (ed). *Radiation Oncology Physics: A Hand Book for Teachers and Students*, 1st ed. Vienna, International Atomic Energy Agency, 2005: 71-97
37. Dogan N. Tools for IMRT. <http://www.aapm.org/meetings/05AM/pdf/18-2603-13434-480.pdf>. 13 Ekim 2015
38. Kirby MC., Williams PC. The use of an electronic portal imaging device for exit dosimetry and quality control measurements, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 1995, 31(3): 593-603
39. Ranade MK., Lynch BD., Li JG., Dempsey JF. A high-speed scintillation-based electronic portal imaging device to quantitatively characterize IMRT delivery, *Medical Physics*, 2006, 33(1): 106-110
40. Silisyum.net, <http://www.silisyum.net/htm/diyotlar/diyotlar.htm>. 10 Eylül 2015

41. Vieira SC., Bolt RA., Dirkx ML., Visser AG., Heijmen BJ. Fast, daily linac verification for segmented IMRT using electronic portal imaging, *Radiotherapy and Oncology: Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, 2006, 80 (1): 86-92.
42. Nathan LC., Allen R. Bloch C., Mohammad S., Dong L., Rosen I. Retrospective analysis of 2D patient-specific IMRT verifications, *Med. Phys.*, 2005, 32(4): 838-849.
43. Low D., Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys.* 2003, 30: 2455-2464
44. Low DA, Harms WB., Mutic S., Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 1998, 25: 656-661
45. Depudt T., Esch A. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation, *Radiotherapy and Oncology*, 2002, 62: 309-319
46. Reni M., Bolognesi A. Prognostic value of prostate specific antigen before, during and after radiotherapy. *Cancer Treatment Reviews*; 1998, 24: 91-99
47. Zelefsky MJ., Valicenty R., Hunt M., Perez C. Low risk Prostate Cancer. In: Halperin E., Perez C., Brady LW. Eds, *Principle and Practice of Radiation Oncology*, sixth ed. London, Lippincott Williams&Wilkins, 2008: 1439-1479
48. Doll R. The Epidemiology of Cancer, *Cancer*, 1980, 45: 2475- 2485.
49. Stephenson AJ., Shariat SF., Zelefsky MJ. Salvage radiotherapy for recurrent prostate cancer after radical prostatectomy. *Jama*, 2004, 291: 1325–1332
50. Yao JC., Mansfield PF., Pisters PWT., Feig BW., Janjan NA., Crane C., Ajani JA. Combined modality therapy for gastric cancer. *Seminars in surgical Oncology*, 2003, 21: 223-227.
51. Henk HH., Edwin PM., Gierken NCT., Van de Velde CJH. Gastric Cancer. *The Lancet*, 2009, 374: 477-490.

52. Allum WH., Hallissey MT., Kelly KA. A controlled, prospective, randomised trial of adjuvant chemotherapy or radiotherapy in resectable gastric cancer, *Br J Cancer*, 1989, 60: 739-744
53. Leibel SA., Phillips TL. Radiotherapy in rectal cancer. In: Leibel SA., Philips TL eds. *Text Book of Radiation Oncology*. 1st ed. Philadelphia, WB Saunders, 1998: 686-701.
54. Enker WE. Sphincter preserving operations for rectal cancer, *Oncology* 1996, 11: 1673-1689.
55. *General Electric Company BrightSpeed Tomografi Cihazı* [http://www.ekilavuz.com/kilavuz/e6605103f3f12dd9/46/generalelectric/brightspeed edge/tomografi cihazı](http://www.ekilavuz.com/kilavuz/e6605103f3f12dd9/46/generalelectric/brightspeed%20edge/tomografi%20cihazi), 09 Eylül 2015.
56. Varian Medical Systems, *Trilogy Tx Instructions for Use*, Sussex, 2010: 10-36.
57. Varian Medical Systems, *Portal Dosimetry Configuration Manuel*, Sussex, 2010: 4-76.
58. Varian, Oncology Radiation Oncology, Eclipse [online] <http://www.varian.com/us/oncology/radiationoncology/eclipse> 09 Eylül 2015
59. Varian Medikal Systems, *Eclipse Treatment Planing System User Manuel*, 2010: 8-45.
60. Levent A. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Portal dozimetri ile kalite kontrolünde kullanılan pdp ve glaAs algoritmalarının karşılaştırılması, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyoterapi Anabilim dalı, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul, Acıbadem Üniversitesi 2012.
61. Esch AV., Vanstraelen B., Verstraete J., Kutcher G., Huyskens D. Pre-treatment dosimetric verification by means of a liquid-filled electronic portal imaging device during dynamic delivery of intensity modulated treatment fields, *Radiother Oncol.*, 2001, 60(2):181-90.
62. Varian Medical Systems, *Portal Dosimetry Reference Guide*, Sussex, 2010: 2-9.
63. Sun Nuclear Corporation, *MapCHECK®2 Reference Guide Raising the Bar in IMRT QA*, Melbourne, 2013: 2-279.

64. Mijnheer B., Georg D. Booklet No: 9 Guidelines for The Verification of IMRT, First edition, Brussels, 2008: 99-100.
65. Gradziel A., Smolinska B., Rutkowski R. EPID dosimetry-configuration and pre-treatment IMRT verification, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, 2006, 14: 1932-1936.
66. Wiezorek T., Banz N., Schwedas M., Scheithauer M. Dosimetric QA for IMRT, *Strahlentherapie und Onkologie* 2005, 7: 468-474.
67. Yong Yi B., Tang G. Patient specific QA of intensity-modulated arc therapy with 2D diode array: Initial experience, *Med. Phys.*, 2009, 36: 2574 -2578.
68. Rinaldin GR., Perna L., Agnello G., Pallazz G., Cattaneo GM., Fiorino C., Calandrino R. Quality assurance of rapid arc treatments: Performance and pre clinical verifications of a planar detector MapCheck2, *Physica Medica*, 2014,30: 184-190.
69. Sharma DS., Mhatre V., Heigrujam M., Talapatra K., Mallik S. Portal Dosimetry for Pretreatment Verification of IMRT Plan: A Comparison with 2D Ion Chamber Array, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2010,11: 238-247.
70. Mijheer B., Mans A., Olaciregui RI., Sonke JJ. 2D and 3D dose verification at the netherlands cancer Institute-Antoni van Leeuwenhoek hospital using EPIDs, *Journal of Physics* 2010, 250: 1742-1748.
71. Daniel WB., Lalith K., Mohammad B., Harish KM., Matthew BP., EPID dosimetry for pretreatment quality assurance with two commercial systems *Journal of Applied Clinical Medical Physics*,2014,13: 82-98.
72. Tang G., Earl MA., Luan S., Wang C., Mohiuddin MM., Yu CX., Comparing radiation treatments using intensity-modulated beams, multiple arcs, and single arcs, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 2010,75: 1554–1562.

8. EKLER

EK-1 BİLİMSEL KURUL RAPORU



T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
TÜRKİYE KAMU HASTANELERİ KURUMU
Ankara İli 1. Bölge Kamu Hastaneleri Birliği Genel Sekreterliği
Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu



Sayı : 20796219-E.Kurul-962/2015
Konu:

Sayın: Prof. Dr. Güven Çankaya
Radyasyon Onkoloji
Kliniği Eğitim ve İdari
Sorumlusu

Hastanemiz Radyasyon Onkoloji Kliniği Uzmanı Dr. Ercan Aydıncırahhaliloğlu'nun sorumlu araştırmacısı olduğu "Yoğunluk ayarlı radyoterapi ve volumetrik ayarlı ark radyoterapi tekniği ile yapılaş prostat, mide ve rektum kanseri tedavi planlarının Mapcheck2 ve portal dozimetre yöntemleriyle karşılaştırılması" isimli çalışma hususunda hastanemiz Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Komisyonunun Araştırma Başvuru Değerlendirme Formu Karar bilgileri ekte gönderilmiştir.
Bilgilerinize rica ederim.

05.03.2015

Op.Dr.Saniye Nebioğlu Tontuş
Hastane Yöneticisi a.
Başhekim Yardımcısı



T.C. SAĞLIK BAKANLIĞI
TÜRKİYE KAMU HASTANELERİ KURUMU
Ankara İli 1. Bölge Kamu Hastaneleri Birliği Genel Sekreterliği
Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi
Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu
Araştırma Başvuru Değerlendirme Formu



Başvuru Numarası: 962/2015

Araştırma Protokolü Adı: Yoğunluk ayarlı radyoterapi ve volumetrik ayarlı ark radyoterapi tekniği ile yapılaş prostat, mide ve rektum kanseri tedavi planlarının Mapcheck2 ve portal dozimetre yöntemleriyle karşılaştırılması

Sorumlu Araştırmacı: Uzm. Dr. Ercan Aydınkarahalıoğlu

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	BELGE ADI	VAR	YOK
	Klinik eğitim ve idari sorumlusu onaylı ön yazı	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Bilimsel Araştırma Başvuru Formu	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Araştırma protokolü	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	İlgili diğer klinikler için birimler onayı	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Hasta ve kontrol grubu için bilgilendirilmiş gönüllü olur formu	NA	<input type="checkbox"/>
	İKU Kılavuzunun okunduğuna dair imzalanmış belge	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Tez çalışması veya tez dışı klinik araştırma bütçe formu	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Hasta Takip Formu	NA	<input type="checkbox"/>
	Helsinki Deklarasyonu'nun imzalanmış kopyası	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Sorumlu araştırmacı ile yardımcı araştırmacıların özgeçmişleri	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

KARAR BİLGİLERİ	Tarih: 04/03/2015	Karar No: 2015-962
	Hastanemiz Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nden Uzm. Dr. Ercan Aydınkarahalıoğlu sorumluluğunda yapılması planlanan ve Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziyi Programı'ndan Ferhat Cengiz'in yüksek lisans tez çalışması olan yukarıda başvuru bilgileri verilen 962/2015 no'lu araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler incelenmiştir. Araştırmanın bilimsel açıdan uygulanabilir olduğuna oy birliğiyle karar verilmiştir.	

Prof. Dr. Hürrem BODUR
(Başkan)

Prof. Dr. Adil ERYILMAZ
(Başkan yrd.)

Prof. Dr. Ahmet Deniz BELEN
(Üye)

Prof. Dr. Adem ÖZKARA
(Üye)

Doç. Dr. Sezer KULAÇOĞLU
(Üye)

Doç. Dr. Altuğ TUNCEL
(Üye)

EK-2 ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER	
AdıSoyadı	: FERHAT CENGİZ
Doğum tarihi	: 24.07.1982
Doğum yeri	: ANKARA
Medeni hali	: EVLİ
Uyruğu	: T.C
Adres	: AHİMESUT MAH. KÜRŞAT CAD. 72/53 SAFİR ELVAN EVLERİ ETİMESGUT/ANKARA
Tel	: 530 419 6715
E-mail	: fmferhatcengiz@gmail.com
EĞİTİM	
Lise	: ETİMESGUT MEHMETÇİK LİSESİ
Lisans	: ANKARA ÜNİVERSİTESİ MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ
Yüksek lisans	: GAZİ ÜNİVERSİTESİ FENBİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ FİZİK ANABİLİM DALI
YABANCI DİL BİLGİSİ	
İngilizce	: ORTA
ÜYE OLUNAN MESLEKİ KURULUŞLAR	
MEDİKAL FİZİK DERNEĞİ ULUSAL RADYASYON ONKOLOJİSİ DERNEĞİ FİZİK MÜHENDİSLERİ ODASI	