



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**KLİNİK UYGULAMALARDA GAFKROMİK FİLM VE  
OSL DOZİMETRELERİ KULLANILARAK TERMOPLASTİK  
MASKENİN CYBERKNIFE TEDAVİ CİHAZINDA CİLT  
DOZUNA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

AYŞENUR UĞUZ

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç.Dr. HİLAL ACAR DEMİR

İSTANBUL-2020

# İTHAF



Aileme ithaf ediyorum.

## TEŞEKKÜR

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

Yüksek lisans eğitimim süresinde her türlü yardım ve desteğini bizlerden esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Dilek ÜNAL'a, Sayın Uzm. Dr. Mehmet Faik ÇETİNDAG ve Dr. Öğr. Üyesi Ömer YAZICI'ya,

Yüksek lisans eğitimi süresince tecrübeleriyle bizlere yardımcı olan, sorularımıza güler yüzle cevap veren, desteklerini esirgemeyen Medikal Fizik Uzmanı Erhan DIŞÇI, Mine DOYURAN ZUBAROĞLU, Esra SERİN, Pelin ÇETİN, Gülhan ÇAVDAR ve Yaprak ERÖZMEN'e,

Yüksek lisans öğrencisi arkadaşlarım, Gül TAŞKIN, Volkan COŞKUN, Ebru DEMİR ve Gökhan POYRAZ'a,

Başta Yasin CEYLAN, Mert Süheyl BAĞCI, Kübra KARAKOÇ ve Yiğit Can KOÇLUSOY olmak üzere tüm Medipol Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü çalışanlarına,

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

# İÇİNDEKİLER

**Sayfa No:**

<b>TEZ ONAY FORMU</b> .....	i
<b>BEYAN</b> .....	ii
<b>İTHAF</b> .....	iii
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	iv
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	v
<b>SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ</b> .....	viii
<b>TABLolar LİSTESİ</b> .....	ix
<b>ŞEKİLLER LİSTESİ</b> .....	xii
<b>RESİMLER LİSTESİ</b> .....	xiii
<b>1.ÖZET</b> .....	1
<b>2. ABSTRACT</b> .....	2
<b>3. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	3
<b>4. GENEL BİLGİLER</b> .....	4
4.1. Stereotaktik Radyocerrahi (SRS) .....	4
4.2. CyberKnife® Tedavi Uygulaması .....	4
4.2.1. Cyberknife İzleme Sistemleri.....	5
4.2.1.1. 6D Kafatası İzleme Sistemi.....	5
4.2.1.2. Fiducial İzleme Sistemi.....	6
4.2.1.3. X-Sight Omurga İzleme Sistemi .....	7
4.2.1.4. X-Sight Akciğer İzleme Sistemi .....	8
4.2.1.5. Synchrony Solunum İzleme Sistemi .....	9
4.3. Radyoterapi Tedavi Teknikleri .....	10
4.3.1. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT) .....	10
4.3.1.1. Statik yoğunluk ayarlı radyoterapi (Step and Shoot).....	12
4.3.1.2. Dinamik yoğunluk ayarlı radyoterapi (Sliding window) .....	13
4.3.2. Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (VMAT) .....	14
4.4. Cilt.....	14

4.5. Cilt Dozu .....	15
4.5.1. Cilt koruyucu etki (Skin Sparing Effect) .....	17
4.5.2. Maksimum doz (Build-up) Bölgesi.....	19
4.6. Cilt Dozu Ölçüm Araçları .....	20
4.6.1. Film dozimetreler .....	20
4.6.2. Optiksel Uyarılmalı Lüminesans (OSL) .....	21
<b>5. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>24</b>
5.1. Araç ve Gereçler .....	24
5.1.1. Philips Gemini TF TOF 16 Bilgisayarlı Tomografi Cihazı .....	24
5.1.2. Varian Truebeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı .....	25
5.1.3. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS) .....	26
5.1.4. Accuray Cyberknife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi .....	27
5.1.5. Multiplan Tedavi Planlama Sistemi .....	28
5.1.6. EBT3 Gafkromik Film .....	28
5.1.7. EPSON Expression 1100 XL Scannner .....	29
5.1.8. SNC Patient™ Software.....	29
5.1.9. LANDAUER's® nanoDot™ OSL.....	30
5.1.10. Head fantom .....	31
5.1.11. Termoplastik Maske.....	31
5.1.12. PTW RW3 Katı Su Fantomu.....	33
5.1.13. IBA Dose-1 Elektrometre .....	33
5.1.14. PTW 30013 Farmer İyon Odası .....	33
5.2. Yöntem .....	34
5.2.1. Kullanılan fantomun bilgisayarlı tomografisinin çekilmesi ve konturlanması	34
5.2.2. Hedef hacimlerin oluşturulması .....	35
5.2.3. Eclipse planlama sisteminde planların yapılması .....	35
5.2.4. Multiplan planlama sisteminde planların yapılması.....	38
5.2.5. Işınlama öncesinde yapılan mekanik ve dozimetrik kontroller.....	38
5.2.6. Işınlanacak EBT3 Gafkromik Filmlerin Hazırlanması .....	39
5.2.7. Film Kalibrasyon Eğrisinin Oluşturulması .....	40
5.2.8. Işınlanacak OSL'lerin Kalibrasyonu.....	41
5.2.9. Standart Setup Koşullarında Filmlerinin Işınlanması .....	42
5.2.10. Standart Setup Koşullarında OSL'lerin Işınlanması .....	44

5.2.11. Eclipse TPS' de Oluşturulan Planların Film kullanılarak Işınlanması.....	45
5.2.12. Eclipse TPS' de Oluşturulan Planların OSL kullanılarak ışınlanması.....	47
5.2.13. Multiplan TPS'de Oluşturulan Planların Film Kullanılarak Işınlanması.....	49
5.2.14. Multiplan TPS'de Oluşturulan Planların OSL kullanılarak Işınlanması.....	51
5.2.15. Işınlanan Film ile cilt dozu ölçümlerin değerlendirilmesi .....	53
5.2.16. Işınlanan OSL ile cilt dozu ölçümlerinin değerlendirilmesi .....	53
<b>6. BULGULAR</b> .....	<b>54</b>
6.1. Film Kalibrasyon Eğrilerinin Elde Edilmesi.....	54
6.2. Cyberknife Cihazında 6 FFF Enerjisi ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Standart Setup Koşullarında alınan Cilt Dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi .....	55
6.3. Cyberknife Cihazında 6 FFF Enerjisi ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Cilt Dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	57
6.4. Truebeam STx Cihazında 6 FFF Enerjisi ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Standart Setup Koşullarında alınan Cilt Dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi .....	59
6.5. Truebeam STx Cihazında 10 FFF Enerjisi ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Standart Setup Koşullarında alınan Cilt dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi .....	61
6.6. Truebeam STx Cihazında 6 FFF Enerjisi, VMAT Tekniği ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Cilt dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	63
6.7. Truebeam STx Cihazında 6 FFF Enerjisi, IMRT Tekniği ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Cilt dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	65
6.8. Truebeam STx cihazında 10 FFF Enerjisi, VMAT Tekniği ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Cilt Dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	67
6.9. Truebeam STx Cihazında 10 FFF Enerjisi, IMRT Tekniği ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Cilt Dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	69
<b>7. TARTIŞMA</b> .....	<b>72</b>
<b>8. SONUÇ</b> .....	<b>77</b>
<b>9. KAYNAKLAR</b> .....	<b>79</b>
<b>10. ETİK KURUL ONAYI</b> .....	<b>87</b>
<b>11. ÖZGEÇMİŞ</b> .....	<b>90</b>

## SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ

<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>CK</b>	: CyberKnife
<b>TB</b>	: Truebeam
<b>FFF</b>	: Flattening Filter Free
<b>cGy</b>	: Santi Gray
<b>ICRU</b>	: International Comission on Radiation Units
<b>MLC</b>	: Multileaf Collimator
<b>MU</b>	: Monitor Unit
<b>PDD</b>	: Percentage Depth Dose
<b>PET</b>	: Positron Emission Tomography
<b>PTV</b>	: Planning Target Volume
<b>SBRT</b>	: Stereotactick Body Radiation Therapy
<b>SRS</b>	: Stereotactic Radiosurgery
<b>VMAT</b>	: Volumetric Modulated Arc Therapy
<b>IMRT</b>	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
<b>IGRT</b>	: Görüntü kılavuzlu radyoterapi
<b>CBCT</b>	: Cone Beam Computed Tomography
<b>SAD</b>	: Source to axis distance
<b>SSDL</b>	: Secondary Standard Dosimetry Laboratory
<b>HDMLC</b>	: High Definition Multileaf Collimator
<b>OSL</b>	: Optiksel uyarılmalı lüminesans

## TABLolar LİSTESİ

### Sayfa No:

<b>Tablo 4.5.2.1.</b> Çeşitli foton enerjilerin maksimum doz noktalarının derinlikleri.....	19
<b>Tablo 6.2.1.</b> Maskesiz ve Klarity maske kullanılarak EBT-3 Film ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları.....	55
<b>Tablo 6.2.2.</b> Maskesiz ve Orfit Maske Kullanılarak EBT-3 Film ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları.....	56
<b>Tablo 6.2.3.</b> Maskesiz ve Klarity maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları.....	56
<b>Tablo 6.2.4.</b> Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları.....	57
<b>Tablo 6.3.1.</b> Maskesiz ve Klarity maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	57
<b>Tablo 6.3.2.</b> Maskesiz ve Orfit Maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	58
<b>Tablo 6.3.3.</b> Maskesiz ve Klarity Maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	58
<b>Tablo 6.3.4.</b> Maskesiz ve Orfit Maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	59
<b>Tablo 6.4.1.</b> Maskesiz ve Klarity maske kullanılarak EBT-3 Film ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları.....	59
<b>Tablo 6.4.2.</b> Maskesiz ve Orfit maske Kullanılarak EBT-3 Film ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları.....	60
<b>Tablo 6.4.3.</b> Maskesiz ve Klarity maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları.....	60
<b>Tablo 6.4.4.</b> Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları.....	61



<b>Tablo 6.5.1.</b> Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak EBT-3 Film ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları.....	61
<b>Tablo 6.5.2.</b> Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak EBT-3 Film ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları.....	62
<b>Tablo 6.5.3.</b> Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları.....	62
<b>Tablo 6.5.4.</b> Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları.....	63
<b>Tablo 6.6.1.</b> Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	63
<b>Tablo 6.6.2.</b> Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	64
<b>Tablo 6.6.3.</b> Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	64
<b>Tablo 6.6.4.</b> Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	65
<b>Tablo 6.7.1.</b> Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	65
<b>Tablo 6.7.2.</b> Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	66
<b>Tablo 6.7.3.</b> Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	66
<b>Tablo 6.7.4.</b> Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	67
<b>Tablo 6.8.1.</b> Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	67

<b>Tablo 6.8.2.</b> Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	68
<b>Tablo 6.8.3.</b> Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	68
<b>Tablo 6.8.4.</b> Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	69
<b>Tablo 6.9.1.</b> Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	69
<b>Tablo 6.9.2.</b> Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	70
<b>Tablo 6.9.3.</b> Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	70
<b>Tablo 6.9.4.</b> Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları.....	71

## ŞEKİLLER LİSTESİ

### Sayfa No:

Şekil 4.3.1.1.1. Step and Shoot teknik.....	12
Şekil 4.3.1.2.1. Dinamik IMRT tekniğinde, ışınlama sırasında MLC'ler zamanın fonksiyonu olarak hareketinin gösterimi.....	13
Şekil 4.4.1. Cilt katmanları.....	15
Şekil 4.5.1.1. Farklı enerjilerdeki ışınların merkezi eksendeki yüzde derin dozları....	18
Şekil 4.6.1.1. : Film üzerine gelen ( $I_0$ ) ve film tarafından geçirilen ışığın ( $I$ ) şematik gösterimi.....	20
Şekil 4.6.1.2. Işınlanan Filmlerin Kararmasının Şematik Gösterimi.....	20
Şekil 6.1.1. Cyberknife M6 cihazında 6 MV FFF foton enerjisinde ışınlanan filmlerin kalibrasyon eğrisi.....	54
Şekil 6.1.2. Truebeam STx cihazında 6 MV FFF foton enerjisinde ışınlanan filmlerin kalibrasyon eğrisi.....	54
Şekil 6.1.3. Truebeam STx cihazında 10 MV FFF foton enerjisinde ışınlanan filmlerin kalibrasyon eğrisi.....	55

## RESİMLER LİSTESİ

### Sayfa No:

<b>Resim 4.2.1.2.1.</b> Altın işaretleyiciler.....	6
<b>Resim 4.2.1.2.2.</b> İşaretleyici yerlerinin olması gereken koşulların gösterimi.....	7
<b>Resim 4.2.1.3.1.</b> dxAB parametresinin gösterimi.....	7
<b>Resim 4.2.1.3.2.</b> False node parametresinin gösterimi.....	8
<b>Resim 4.2.1.4.1.</b> X-Sight Akciğer İzleme sisteminin DRR görüntüsü.....	9
<b>Resim 5.1.2.1.</b> Varian Truebeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı cihazı.....	26
<b>Resim 5.1.4.1.</b> CyberKnife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi.....	27
<b>Resim 5.1.11.1.</b> Hastanın başına uygulanmış termoplastik maske.....	32
<b>Resim 5.1.11.2.</b> Su banyosunun içinde termoplastik maskenin gösterimi.....	32
<b>Resim 5.2.1.1.</b> Head fantomunun CT çekim gösterimi.....	34
<b>Resim 5.2.2.1.</b> Head Fantomunun çekilen CT'nin konturlanması.....	35
<b>Resim 5.2.3.1.</b> Truebem STx tedavi cihazında head fantomunun tedavi planlama sisteminde yapılan 6 MV FFF enerjisinde ve IMRT tekniği kullanılarak yapılan planın görüntüsü.....	36
<b>Resim 5.2.3.2.</b> Truebeam STx tedavi cihazında head fantomunun tedavi planlama sisteminde yapılan 6 MV FFF enerjisinde ve VMAT tekniği kullanılarak yapılan planın görüntüsü.....	36
<b>Resim 5.2.3.3.</b> Truebeam STx tedavi cihazında head fantomunun tedavi planlama sisteminde yapılan 10 MV FFF enerjisinde ve IMRT tekniği kullanılarak yapılan planın görüntüsü.....	37
<b>Resim 5.2.3.4.</b> Truebeam STx tedavi cihazında head fantomunun tedavi planlama sisteminde yapılan 10 MV FFF enerjisinde ve VMAT tekniği kullanılarak yapılan planın görüntüsü.....	37

<b>Resim 5.2.4.1.</b> Cyberknife M6 tedavi cihazında head fantomunun Multiplan tedavi sisteminde yapılan 6 MV FFF enerjisi kullanılarak yapılan planın görüntüsü.....	38
<b>Resim 5.2.6.1.</b> Işınlanan filmin EPSON10000 XL tarayıcındaki konumunun gösterimi .....	40
<b>Resim 5.2.7.1.</b> Epson Expression 11000 XL film tarayıcısı.....	41
<b>Resim 5.2.9.1.</b> Cyberknife cihazında maske kullanılmadan film ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü.....	42
<b>Resim 5.2.9.2.</b> Cyberknife cihazında klarity maske kullanılarak film ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü.....	42
<b>Resim 5.2.9.3.</b> Cyberknife cihazında orfit maske kullanılarak film ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü.....	43
<b>Resim 5.2.9.4.</b> Truebeam cihazında maske kullanılmadan film ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü.....	43
<b>Resim 5.2.9.5.</b> Truebeam cihazında klarity maske kullanılarak film ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü.....	44
<b>Resim 5.2.9.6.</b> Truebeam cihazında orfit maske kullanılarak film ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü.....	44
<b>Resim 5.2.10.1.</b> Cyberknife cihazında maske kullanılmadan OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü.....	45
<b>Resim 5.2.10.2.</b> Cyberknife cihazında klarity maske kullanılarak OSL standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü.....	45
<b>Resim 5.2.10.3.</b> Cyberknife cihazında orfit maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü.....	45
<b>Resim 5.2.11.1.</b> Film dedektörü kullanılarak Truebeam STx tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun maskesiz setup görüntüsü.....	46
<b>Resim 5.2.11.2.</b> Film dedektörü kullanılarak Truebeam STx tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına klarity maske takılmış halinin setup görüntüsü.....	47

<b>Resim 5.2.11.3.</b> Film dedektörü kullanılarak Truebeam STx tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına orfit maske takılmış halinin setup görüntüsü.....	47
<b>Resim 5.2.12.1.</b> OSL dedektörü kullanılarak Truebeam STx tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun maskesiz setup görüntüsü.....	48
<b>Resim 5.2.12.2.</b> OSL dedektörü kullanılarak Truebeam STx tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına klarity maske takılmış halinin setup görüntüsü.....	48
<b>Resim 5.2.12.3.</b> OSL dedektörü kullanılarak Truebeam STx tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına orfit maske takılmış halinin setup görüntüsü.....	49
<b>Resim 5.2.13.1.</b> Film dedektörü kullanılarak Cyberknife M6 tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun maskesiz setup görüntüsü.....	50
<b>Resim 5.2.13.2.</b> Film dedektörü kullanılarak Cyberknife M6 tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına klarity maske takılmış halinin setup görüntüsü.....	50
<b>Resim 5.2.13.3.</b> Film dedektörü kullanılarak Cyberknife M6 tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına orfit maske takılmış halinin setup görüntüsü.....	51
<b>Resim 5.2.14.1.</b> OSL dedektörü kullanılarak Cyberknife cihazı için tedavi öncesi head fantomunun maskesiz setup görüntüsü.....	52
<b>Resim 5.2.14.2.</b> OSL dedektörü kullanılarak Cyberknife M6 tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına klarity maske takılmış halinin setup görüntüsü.....	52
<b>Resim 5.2.14.3.</b> OSL dedektörü kullanılarak Cyberknife M6 tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına orfit maske takılmış halinin setup görüntüsü.....	52

## 1.ÖZET

### KLİNİK UYGULAMALARDA GAFKROMİK FİLM VE OSL DOZİMETRELERİ KULLANILARAK TERMOPLASTİK MASKENİN CYBERKNIFE TEDAVİ CİHAZINDA CİLT DOZUNA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Cilt dozu, radyoterapi de önemli bir konudur. Cildin çok ışınlanması akut cilt reaksiyonlarına neden olduğu kadar geç yan etkilere de neden olmaktadır. Klinikte sıklıkla akut cilt toksisitesinde artış baş-boyun hastalarında gözlenmektedir. Radyoterapi de hastayı sabitlemek için kullanılan termoplastik maskeler bolus etkisine neden olmaktadır. Radyoterapi sırasında maskenin etkisinden dolayı saçılma ile cildin fazladan doz olmasına neden olmaktadır.

Bu çalışmada amaç, baş-boyun radyoterapisinde, hasta sabitlemede kullanılan termoplastik maskelerin Cyberknife tedavi cihazında 6 FFF foton enerjisinde ve Truebeam tedavi cihazında 6 FFF ve 10 FFF foton enerjilerinde ve IMRT, VMAT tedavi teknikleri kullanılarak cilt dozunun etkisini incelemektir. İncelemede kullanılan EBT-3 film ve OSL'ler önce head fantomda önce maskesiz ışınlanmıştır. Daha sonra Klarity maskenin ve Orfit maskenin iç yüzeyine EBT-3 film ve OSL yerleştirilerek invivo olarak tedavi sırasında ışınlanmıştır.

EBT-3 ve OSL okuma işlemlerinden sonra maskesiz ışınlanan, klarity maske ve orfit maske ile ışınlanan ölçüm sonuçları kendi aralarında karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, Cyberknife tedavi cihazında ölçülen cilt dozları kendi arasında uyumludur. Truebeam cihazında ölçülen cilt dozları da kendi arasında uyumludur. Cyberknife tedavi cihazın da ölçülen cilt dozu yüzdellik farkları, Truebeam tedavi cihazında ölçülen cilt dozu yüzdellik farklarından daha az bulunmuştur.

**Anahtar Sözcükler:** Cilt dozu, termoplastik maske, CyberKnife, EBT-3, OSL, SRS, Truebeam

## **2. ABSTRACT**

### **INVESTIGATION OF THE EFFECT OF THERMOPLASTIC MASK ON CYBERKNIFE TREATMENT DEVICE THROUGH USING GAFCHROMIC FILM AND OSL DOSIMETERS IN CLINICAL APPLICATIONS**

Skin dose is an important issue in radiotherapy. Too much exposure of the skin to radiotherapy causes acute skin reactions as well as late side effects. Clinically, an increase in acute skin toxicity is often observed in head and neck patients. Thermoplastic masks used to stabilize the patient in radiotherapy cause a bolus effect. During radiotherapy, an overdose of the skin is caused by scattering due to the effect of the mask.

The aim of this study is to examine the effect of thermoplastic masks used for patient fixation in head and neck radiotherapy at 6 FFF photon energy in the Cyberknife treatment device and 6 FFF and 10 FFF photon energies in the Truebeam treatment device and skin dose using IMRT, VMAT treatment techniques. EBT-3 films and OSLs used in the study were first irradiated on the head phantom without a mask. Then, EBT-3 film and OSL were placed on the inner surface of the Klarity mask and Orfit mask and irradiated in vivo during the treatment.

After the EBT-3 and OSL reading procedures, those irradiated without a mask and those irradiated with a clarity mask and an orfit mask were compared with each other. When the results obtained were evaluated, the skin doses measured in the Cyberknife treatment device are compatible with each other. In addition, the skin doses measured on the Truebeam device are also compatible with each other. The percentage differences in skin dose measured on the Cyberknife therapy device were found to be less than the percentage differences in skin dose measured on the Truebeam treatment device.

**Key words:** Skin dose, thermoplastic mask, CyberKnife, EBT-3, OSL, SRS, Truebeam



### 3. GİRİŞ VE AMAÇ

X-ışınları, 1895 yılında fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından keşfedilmesi, 1898 yılında Marie ve Pierre Curie tarafından radyumun bulunması ve Villard tarafından da radyumdan çıkan fotonların bulunması radyoterapinin temellerini atmıştır. Radyoterapi de baş-boyun malign tümörlerinin temel tedavi yöntemlerinde amaç, hedef tümörün yok edilmesi ve kritik organ ve dokuların korunmasıdır. Bu sebeple baş-boyun kanserlerinin tedavisinin doğru bir şekilde uygulanabilmesi için tedavi boyunca hastanın günlük pozisyonunun aynı ve tekrar edilebilir olması önemlidir. Bu sebepten dolayı, set-up sırasında kullanılan hasta sabitleme araçları büyük önem kazanmaktadır. Sabitleme araçlarından termoplastik maskelerin kullanılması hastanın pozisyonunun aynı ve tekrar edilebilir olması açısından kolaylık sağlamaktadır. Ancak termoplastik maskeler avantaj sağladığı kadar cilt dozunu arttırmışından dolayı dezavantaj da yaratmaktadır. Baş-boyun tümörleri genellikle cilde yakın yerde bulunduğundan dolayı, radyoterapi de cilt dozu önemli bir yer almaktadır. Cilt, radyasyona çok fazla maruz kaldığından cildin katmanları (epidermis, dermis, hipodermis) zarar görür ve akut cilt reaksiyonları ya da geç yan etkiler gözlenmektedir. Baş-boyun kanserlerinde klinik olarak akut cilt toksisitesinde artış gözlenmektedir. Cilt toksisitesinin artmasındaki sebebin termoplastik maskeden kaynaklandığı düşünülmektedir. Termoplastik maskeler, hastalar sabitlenirken gerdirerek hastaya uydurulduğundan dolayı, işlem sonundan farklı kalınlık ve delik çaplarına sahip olurlar.

Bu çalışmada, EBT-3 Film ve OSL detektörleri ile Cyberknife ve Truebeam tedavi cihazlarında, 6 MV FFF ve 10 MV FFF foton enerjilerinde, IMRT ve VMAT tedavi tekniklerinde, maskesiz, klarity ve orfit maske kullanarak dozların farklarını gözlemleyerek termoplastik maskelerin cilt dozuna etkisinin araştırılması amaçlanmaktadır.

## 4. GENEL BİLGİLER

### 4.1. Stereotaktik Radyocerrahi (SRS)

Radyocerrahi, 1951 yılında İsveçli Beyin Cerrahı Lars Leksell tarafından ilk defa uygulanmıştır (1). Leksell, ilk olarak tedaviye kronik ağrı ve arterivenöz malformasyonlar gibi fonksiyonel durumları ve benign hadiseleri dâhil ederken, daha sonra benign ve malign tümörler de eklenmiştir. Stereotaktik radyocerrahide (SRS) daha önceleri, hastanın başı invaziv bir çerçeve ile sabitlenmekteyken, daha sonra “çerçevesiz stereotaktik teknikler” olarak adlandırılan invaziv termoplastik maskeler gibi yeni metodlar geliştirilmiştir (2).

“Stereotaksi” kelime anlamı Yunan ve Latin etimolojisine dayanmaktadır. “Stereo” uzayda 3 boyutu ifade ederken, “taksi” düzenlemek anlamına gelmektedir. Bu bağlamda stereotaksi sözcüğü, vücut içerisindeki belirlenmiş bir hedefe radyasyon dozunu tam olarak yoğunlaştırabilen cihazı kullanarak uygulanan tedavi anlamına gelmektedir (3). Stereotaktik ışınlamalarda birincil kural, hedefe maksimum dozu vermek, ikinci kural ise çevre normal doku dozunu minimumda bırakmaktır. Tüm stereotaktik yöntemlerde birkaç ortak kural vardır. Stereotaktik radyocerrahi; tek fraksiyonda ve yüksek doz uygulanarak hedef volüm tümörü ışınlamak anlamına gelmektedir. Stereotaktik radyocerrahi tekniğinde, asıl hedef hacim tümörünün kendisidir ve sınır hedef doku tek fraksiyonda yüksek dozla ışınlanır. Stereotaktik radyocerrahide yüksek doz ve tek fraksiyonda yapılan tedavide ışınlanan sağlıklı dokunun küçük olduğu ve hedef volümden uzaklaştıkça dozun hızla düştüğü durumlarda tolere edilebilir. Radyobiyolojik olarak yapılan çalışmalarda maksimum büyüklüğün 3-4 cm olduğunda bu şartın sağlanabileceğini ve radyocerrahi etkinin en yüksek olduğunu göstermiştir. Son yıllarda yapılan çalışmalarda ise radyocerrahinin uygulamasında olası yan etkilerinde hedef tümörün çapından daha çok hedefin volümünün belirleyici olduğu ortaya konmuştur (3).

### 4.2. CyberKnife® Tedavi Uygulaması

CyberKnife® Görüntüleme Sistemi, iki tane X-ışını tüpü ve iki tane 1024 x 1024 pikselden oluşan 40 x 40 cm amorf silikon dedektörden oluşmaktadır. Aynı

zamanda burada oluşan görüntüleri işleyip iki boyutlu radyolojik görüntüyü de ekrana yansıtan bir donanıma ve yazılıma sahiptir. Tedavi boyunca tümör, görüntüleme sistemi sayesinde izlenebilmektedir. Tedavi esnasında iki boyutlu görüntü alınıp ve bu görüntü planlamadan gelen DRR görüntüleri ile karşılaştırılır. Bu iki görüntü üstüste getirilerek hastanın pozisyonu belirlenir.

Cyberknife cihazı, 6 eklemden oluşan ve uzayda üç boyutlu bir şekilde hareket etme yeteneği olan bir robot kolunun üzerine monte edilmesiyle oluşturulan bir cihazdır. Tedavi, izomerkezli olmayan ve çok düzlemde hareket ederek uygulanmaktadır. Dolayısıyla, hedef tümöre farklı açılardan ışın gönderebilme yeteneğine sahiptir. Cyberknife cihazının en temel amacı, hedef tümörü tamamen sararak etrafında uygun bir izodoz eğrileri yaratırken, sağlıklı doku ve organları çok iyi bir şekilde korumaktır.

Cyberknife tedavi cihazında hedef tümörün lokalizasyonuna göre izleme algoritmaları geliştirilmiştir (4). Bu izleme algoritmaları şunlardır;

- 6D Kafatası İzleme Sistemi
- Fiducial İzleme Sistemi
- X-Sight Omurga İzleme Sistemi
- X-Sight Akciğer İzleme Sistemi
- Synchrony Solunum İzleme Sistemi

#### **4.2.1. Cyberknife İzleme Sistemleri**

##### **4.2.1.1. 6D Kafatası İzleme Sistemi**

Kafa içi yerleşimli tümörlerin tedavisinde 6D skull izleme yöntemi kullanılmaktadır. Bu izleme yöntemi, servikal üçüncü omurgaya (C3) kadar olan tümörlerin tedavilerinde de kullanılmaktadır (4). Rijit kafatası anatomisini hem tanımlama hem de izleme üzerine kurulmuş olması, DRR (digitally reconstructed radiograph) ve anlık alınan canlı görüntüler arasındaki görüntünün yoğunluğunu ve parlaklık gradientini kullanmasıdır (4).

Hasta'nın setup'ı kolay bir şekilde gerçekleşmektedir. Cerrahi işlem gerektirmeyen yani non-invaziv bir şekilde hastanın başına herhangi bir monte edilen çerçeve işlemi olmadan hizalaması ve lezyon takibi yapılmaktadır (4). Referans görüntü (CT, MR vb.) ve tedavi yapılırken alınan görüntüler eşleştirilerek 6 boyutlu hedeflenen kaymalar verilir. Doğrusal sapmalar 3 tane diğer 3 tanesi rotasyonel sapmalardır. Bu hedef kaymalar tedavi sırasında otomatik olarak verilir (4). Bening ve malign gibi intrakranial tümörlerin tedavisinde kafa izleme sistemi kullanılmaktadır (5). Yapılan tedavilerde bu sistemin lezyonu vurmasındaki belirsizlik 1mm'den azdır.

#### 4.2.1.2. Fiducial İzleme Sistemi

Fiducial izleme algoritması, yumuşak doku bölgelerinde bulunan tümörlerin tedavisinde kullanılır. Hastaya tedaviden önce cerrahi işlemle belirli noktalara takılan altın veya paslanmaz çelik işaretleyiciler referans olarak alınmaktadır (Resim 4.2.1.2.1.).

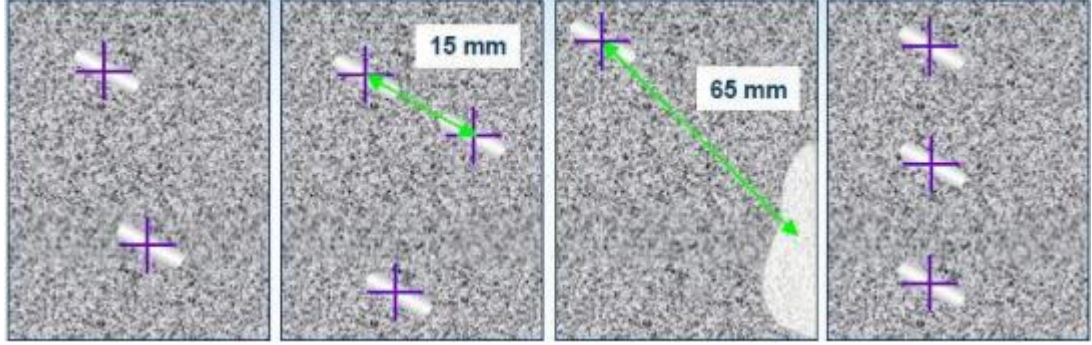


**Resim 4.2.1.2.1.** Altın işaretleyiciler

Hastanın yumuşak doku bölgesine yerleştirilen işaretleyiciler hareket edebilmektedir. Bu yüzden, işaretleyicilerin takılmasından en az 7 ile 10 gün arasında beklenmelidir. Daha sonra hastanın tekrar tomografisi çekilmelidir. Aksi takdirde işaretleyiciler yerinden kaymış olabilir ve tedavi esnasında zorlanabilir veya tedavi iptal edilebilir.

Fiducial ile tümörün yeri 3D (3 boyutlu) olarak belirlenebilmesi için en az 3 tane altın işaretleyiciyi gerekmektedir. İşaretleyicilerin arasında en az 2 cm uzaklıkta olması ve her birinin arasındaki açı da 15 derece olmalıdır. İşaretleyiciler, tümörün en

fazla 5-6 cm uzaklığında olmalıdır (Resim 4.2.1.2.2.). Aradaki bu uzaklık az veya fazla olursa algoritma düzgün bir şekilde çalışmaz ve tümörün koordinatlarını yanlış hesaplayabilir (4).

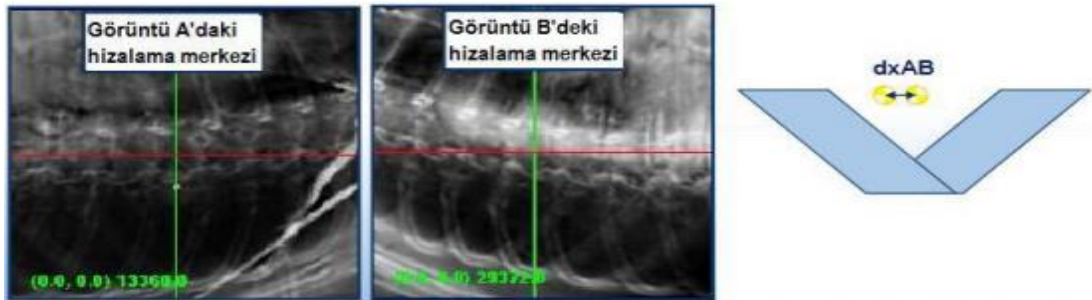


**Resim 4.2.1.2.2.** İşaretleyici yerlerinin olması gereken koşulların gösterimi

#### 4.2.1.3. X-Sight Omurga İzleme Sistemi

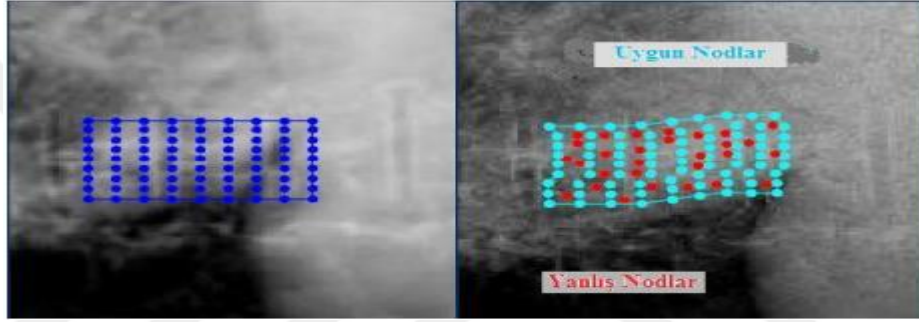
Tümör hareketinin omurgaya bağlı hareket ile değiştiği zaman bu algoritma kullanılmaktadır. Ayrıca, tümör omurga yerleşimli veya omurgaya en fazla 5-6 cm uzaklıktaki tedavilerde bu izleme sistemi tercih edilmektedir. Ancak, dikkat edilmesi gereken bir durum vardır. Tümör hareketinin diyafram hareketine bağlı olduğu durumlarda bu izleme sistemi kullanılmamalıdır.

X-Sight Omurga İzleme sisteminde “ $dx_{AB}$ ” parametresi çok önemlidir. Bu algorithmada işaretleyicilerin A ve B kamerasındaki izdüşümlerinin x eksenine uzaklığı olarak tanımlanmaktadır. Uzaklığın 2,5 cm’i geçmesi durumunda algoritma tüm hesaplamayı yanlış yapabilir (Resim 4.2.1.3.1.).



**Resim 4.2.1.3.1.**  $dx_{AB}$  parametresinin gösterimi

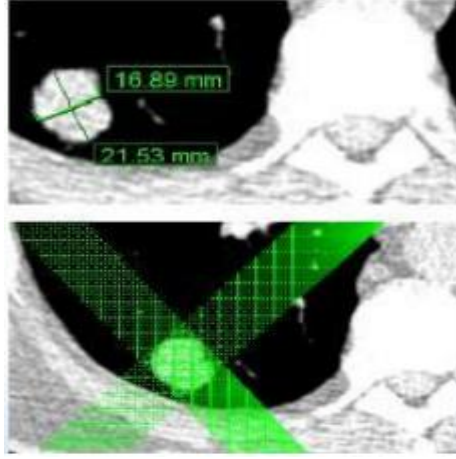
Bu izleme algoritması omurgadaki bir bölgeyi izlediği için, “mesh” (ağ) adı verilen 9x9’luk matris kullanılmaktadır. “Mesh”’in boyutunun ayarlanması algoritmanın doğru bir şekilde hesaplaması açısından önemlidir. “Mesh” omurgayı Anterior-Posterior yönünde olacak bir şekilde sarmalıdır. Diğer bir parametre ise “False Node” parametresidir. Bu parametre, DRR görüntülerinden gelen 81 noktanın 9x9’luk matristen gelen 81 nokta ile karşılaştırılması sonucunda hatalı noktaları yüzde olarak veren parametredir (Resim 4.2.1.3.2.). Hatanın az olması, hastanın anatomisinin iyi pozisyonlandığını gösterir. X-ışını parametresi de bu parametrelere etki eden bir faktördür. Bu sebeple X-ışını parametreleri kaliteli bir görüntü alabilmesi için iyi ayarlanmış olması gerekir (4).



**Resim 4.2.1.3.2.** False node parametresinin gösterimi

#### 4.2.1.4. X-Sight Akciğer İzleme Sistemi

X-Sight Akciğer izleme sistemi akciğer hastalarında kullanılmaktadır. Bu algoritma tümörün görüntülerdeki kontrast farkından yararlanarak tespit eder. Bu tespit gerçeğeşebilmesi için tümör boyutunun her yönde 1.5 cm’den fazla olması gerekir. Özellikle tedavi esnasında 45’er derecelik açılar ile alınan ortogonal görüntülerde tümörün, omurga tarafından gölgelenmemesi gerekir. Gölgenirse, bu izleme algoritmasının kontrast farkından dolayı tümörü takip etmesi zorlaşır hatta olanaksız hale gelebilir.



**Resim 4.2.1.4.1.** X-Sight Akciğer İzleme sisteminin DRR görüntüsü

Bu izleme algoritması da X-Sight Spine algoritmasındaki parametrelerle çalışmaktadır. Aynı zamanda senkroni izleme sistemi ile de uyumlu halde çalışmaktadır. Tedavi esnasında alınan anlık görüntülerde tümör görülebilmelidir (4).

#### **4.2.1.5. Synchrony Solunum İzleme Sistemi**

Hastanın solunumu ile birlikte hareket eden lezyonların tedavisinde kullanılmaktadır. Synchrony solunum izleme sistemi (SİS), solunum sırasında hareket eden lezyonun pozisyonunu tespit ederek, doğrusal hızlandırıcının ve bu hızlandırıcının bağlı olduğu robotik kol eşzamanlı olarak hareket eder. SİS'in sağladığı avantaj, hem lezyon hareketine göre hareketlerini kontrol edebilmesi hem de lezyonun etrafındaki sağlıklı dokuyu en iyi şekilde koruma sağlayabilmesidir.

SİS, akciğer, karaciğer, pancreas ve böbrek tümörlerinde kullanılmaktadır. (6). Bu izleme sisteminde, özel bir yepek, yepek içinde bulunan 3 adet 25 Hz frekasında yanan LED ( light emitting diode) ve bu LED' lerin algılanabilmesi için synchrony izleme kamerası bulunmaktadır. Hasta tedaviye girmeden bu yepek giydirilir. Yeleğin üzerinde bulunan LED'ler kırmızı ışık yayar ve bu ışıkta kamera tarafından algılanır. Kamera LED hareketlerini algılayarak Synchrony bilgisayarına verileri yollar. Daha sonra bu veriler özel bir yazılımla işlenerek solunum fonksiyonu oluşturulur. Solunum hareketi değişikçe yeni oluşan tümör koordinatlarındaki değişim hesaplanarak, tedavi bilgisayarından tedavi robotuna aktarılır. Koordinatlar sürekli güncellenir ve linak

hareketi de sağlanmış olur. Böylelikle solunuma bağlı lezyon hareketi eşzamanlı olarak robotik kol ile birlikte çalışır (7).

### **4.3. Radyoterapi Tedavi Teknikleri**

Radyoterapide temel amaç sağlıklı dokuyu koruyup dozu azaltmak ve lezyonun tedavi etkisini artırmak için de lezyon hacmine göre tedavi alanları geliştirmektir. İlk zamanlarda tedavi alanlarına bloklar konulurken, son on yıldır bu bloklar yerine yeni araçlar geliştirilmiştir. Yapılan çalışmaların sonucunda MLC kullanılarak blok kullanılmasına gerek kalmadan lezyonun hacmine göre Şekil oluşturulup hastanın ışınlanması sağlanmıştır. Böylece lezyona doğru çoklu alan kullanımını da sağlanmıştır.

Hedef volümde çok yüksek dozlara çıkılmasından dolayı, hem daha iyi konformaliteye sahip radyasyon alanlarının oluşturulması hem de sağlıklı dokunun da korunması amaçlanmaktadır. Aynı zamanda çok yüksek dozlara çıkılırken kritik organların tolerans değerlerinin üzerine çıkılmaması dikkat edilmesini gerektiren bir durumdur. Sağlıklı doku iyi bir Şekilde korunmadığında radyoterapiden kaynaklı yan etkilerin oluşması beklenmektedir. Radyasyondan kaynaklanacak yan etkilerin azaltılması ancak sağlıklı dokuların iyi bir Şekilde korunması ile mümkün olmaktadır. Ayrıca, lezyon sınırlarının iyi belirlenmesi gerekir. Bu sebeple 3B ( boyutlu) geometrik görüntüler elde edebilmek için görüntüleme cihazları geliştirilmeye başlanmıştır. Üç boyutlu doz planlama sitemlerinin ortaya çıkması ile doz dağılımını hesaplamak için gelişmiş hesaplama teknikleri yeni parametreler tanımlamayı gerektirmiştir. DVH (doz volüm histogramı)'ler, bu hesaplama parametrelerine örnek gösterilebilir. Radyoterapide lezyon marjları çok önem taşımaktadır. Lezyonun küçük bir parçası tedavi sırasında kaçırılırsa, alınacak kr bozulacaktır. Bu sebeple, immobilizasyon ve portal görüntülemeye ihtiyaç duyulmuştur (8).

#### **4.3.1. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT)**

Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (IMRT), radyasyon onkolojisi alanında umut verici yeni bir ilerlemeyi temsil eder (9).



Yoğunluk ayarlı radyoterapi, derin yerleşimli tümörler ve karmaşık anatomik yapıları içeren çeşitli kanser bölgelerinin tedavisi için dünya çapında kabul edilen iyi geliştirilmiş ve hızla büyüyen bir tedavi tekniğidir (10). IMRT, her bir ışını ışınlara bölerek, yoğunluğu modüle eden gelişmiş bir harici ışın radyoterapisi türüdür. Her kirişin yoğunluğu, MLC hareketleri ile pratik hale getirilen bilgisayarlı ters planlama algoritmaları ile ayrı ayrı ayarlanır (11).

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, konformal radyoterapinin gelişmiş halidir. Düzgün olmayan doz dağılımının elde edilmesini sağlar. Sağlıklı dokuları koruyarak tümörlü dokuda kabul edilebilir bir doz dağılımı sağlar. Doz yoğunlukları, farklı hesaplama teknikleri kullanılarak elde edilir. Doz yoğunlukları MLC'lerce oluşturulan segmentlerle hedef doku ve sağlıklı doku bölgelerinin kalınlığına göre hesap edilir. Bu şekilde homojen doz ve hedef volume yakın sağlıklı dokularda iyi bir koruma sağlanır. Doktor, hangi dozun hedef volüm için yeterli, hangi dozun kritik organ için limit doz olduğunu önceden bilmelidir. Bir çok tedavide, planlamanın yapılacak olduğu bilgisayar, enerjisini, ışın boyutunu, açısını ve miktarını kullanıcıdan girmesini ister. Sonra, bu bilgilerle tekrarlanan bir hesaplama yapar. Yoğunluk ayarlı radyoterapi planları, içinde sağlıklı dokuların olmadığı konvansiyonel planlardır. IMRT, karmaşık doz hesaplamalarını içerir. Tedavi için planlamanın yapıldığı bilgisayarlarının daha fazla hesaplama süresine ihtiyacı vardır. Bu yüzden daha kuvvetli algoritmalara ihtiyaç duyulur. Çoklu tedavi sahaları ve çoklu alt segmentlerin hesap edilmesi uzun zaman almaktadır. IMRT'nin diğer modalitelere göre avantajı PTV ile OAR (organ at risk) arasındaki hızlı doz düşüşünü sağlamasıdır. Bu durum toksisiteyi azaltırken, doz artırımını ve lokal bölgesel kontrolün artışını mümkün kılabilmektedir (12, 13).

Yeni geliştirilen ters planlama ile IMRT, metal kompensatörler tarafından verimli bir şekilde verilemedi, bu nedenle temel olarak alan şekillendirmesi için tanıtılan çok yapraklı kolimatörler (MLC'ler) bu amaç için uygun cihaz olarak bulundu. MLC'ler, hedef radyasyona benzer şekillerde düzensiz alanlar oluşturacak şekilde, olay radyasyonunu bloke edebilen ve tedavi alanlarının her iki tarafında birbirlerine karşı hareket edebilen oldukça emici tungsten yaprak çiftlerinden oluşur (14, 15).

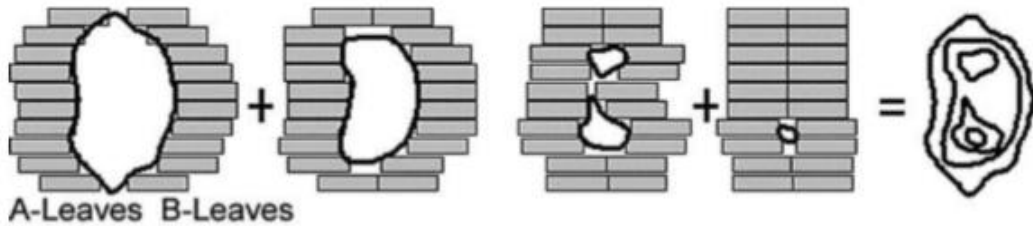
Yoğunluk modülasyonları MLC'ler üretebilen bilgisayar kontrollü motor tahrikli cihazlardır. MLC'ler çoğunlukla dinamik ve statik olmak üzere iki moda çalıştırılır (15).

#### 4.3.1.1. Statik yoğunluk ayarlı radyoterapi (Step and Shoot)

Adım ve ateş veya dur ve ateş, hastayı tedavi etmek için birden fazla alanın kullanıldığı ve her alanın alt alanlara ayrıldığı çoklu statik alan tekniğidir. Bu alt alanlar birçok ayrı adımda, belirli bir sırayla ve her seferinde sadece bir tane olarak iletilir. MLC yaprakları bir sonraki pozisyonu alırken ışın kesilir (16).

IMRT tekniği, Bortfeld ve arkadaşları tarafından ilk kez 1994 yılında bulunmuştur. Huzme alanlarının yoğunluğunu ayarlamak için bilgisayar kontrollü MLC'ler gelişmiştir. Statik IMRT, diğer adlarıyla segment tabanlı veya step and shoot olarak da bilinmektedir. IMRT tekniği, statik MLC segmentleri ışınlamaya olanak sağlarken, sabit gantry açısında, kendi alan şekline, doz ağırlığına ve monitor unit (MU) değerine sahiptir. Step and shoot ile ışınlama yaparken liflerin hareketsiz ve ışınlama boyunca herhangi bir lif hareketi olmamasıdır. MLC'ler tarafından alt segmentlerin, liflerin dizilimini sağlayan algoritma ile optimize edilmiş verilerin girilmesi ve bu girilen verilerin ayrıştırılmasıdır. Akı yoğunluğu rölatif olarak her bir segment için uniformdur. Statik segmentlerin toplamı, hedeflenen yoğunluğunu doz dağılımını verir. Segmentler lif hareketinin süresini en az indirilecek şekilde sıralanır.

Statik IMRT yaklaşımındaki amaç; yoğunluğu ayarlanmış ışın alanlarının, düzensiz şekillendirilmiş alanların üst üste bindirilmesi sonucu oluşturulmasıdır (17, 18, 19)



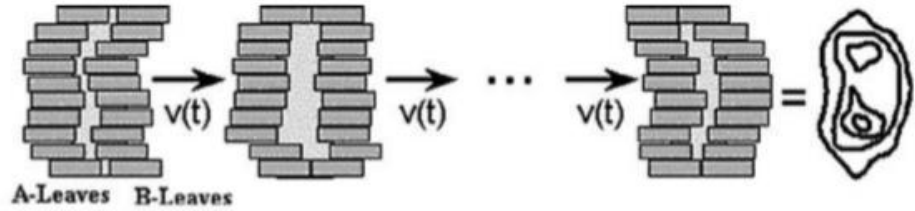
Şekil 4.3.1.1.1. Step and Shoot teknik

#### 4.3.1.2. Dinamik yoğunluk ayarlı radyoterapi (Sliding window)

Dinamik IMRT, sliding window (kayan pencere) veya dinamik MLC tabanlı IMRT tekniği olarak bilinmektedir. Dinamik IMRT tekniğinde, statik IMRT tekniğindeki gibi alt segmentler yoktur. Yoğunluğu ayarlanmış tedavi alanları oluşturulurken, lifler ışınlama boyunca farklı hızlarda art arda hareket eder.

Dinamik IMRT tekniğinde, ışınlama yapılırken, karşılıklı lifler bilgisayar kontrolü altında istenilen huzmeyi oluşturacak şekilde tümör alanını süpürür. Işınlama sürecinde liflerin arasında oluşan açıklık ile boşluğun alan içindeki hareket hızı en iyi şekilde ayarlanmıştır. Tedavi cihazındaki doz hızında az bir dalgalanma olacağından; liflerin hareketi, zamandan daha çok MU değerine bağlıdır. Dinamik IMRT tekniğinde temel kural, liflerin oluşturacağı açıklık belirli noktalar arasından geçerken açık olan alanın alacağı radyasyon miktarı, ilk geçen ve arkasından onu takip eden lifin açık olan alanı tekrar kapatması arasındaki süreçte uygulanan MU değeri ile orantılıdır. Oluşturulan huzmeler için hareket edecek lif sayısı, hedeflenen tümöre bağlıdır.

Sliding window tekniğinde, lifler ait olduğu motorlar yardımıyla hareket ederler ve hızları saniyede 2 cm'den fazla olduğu görülmektedir. Lif hareket pozisyonlarının bilgisayar kontrolü ile doğrulanması gerekmektedir. Lif hızlarını belirleyebilmek için farklı çözüm yolları bulunmuştur; optimizasyon sırasında sisteme girilen doz sınırlamalarına göre oluşturulmuş yoğunluk ayarlı profiller, en hızlı lif hızında ve en kısa tedavi süresinde doğru bir şekilde verecek olan optimizasyon algoritmalarını içermektedir (17, 19, 20).



Şekil 4.3.1.2.1. Dinamik IMRT tekniğinde, ışınlama sırasında MLC'ler zamanın fonksiyonu olarak hareketinin gösterimi

### 4.3.2. Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (VMAT)

2007 yılında ilk kez VMAT olarak tanıtıldı. Bu teknikte, tedavinin uygulanması sırasında üç parametrenin eş zamanlı değişmesine izin veren radyasyon tekniği olarak tanıtıldı. Bu parametreler; portal dönme hızı, MLC yapraklarının hareketi ve tedavi hızıyla tedavi açıklığı şeklindedir.

Volumetrik modülasyonlu ark terapisi (VMAT), geleneksel radyoterapi tekniklerine kıyasla geliştirilmiş hedef hacim kapsamı ve normal dokuların korunması ile oldukça konformal doz dağılımları sağlayabilen yeni bir radyasyon tekniğidir. Aslında IMRT'nin alternatif bir şeklidir. VMAT ayrıca geleneksel statik yoğunluk ayarlı radyoterapiye (IMRT) kıyasla daha az tedavi sağlama süresi ve vücudun geri kalanına entegre radyasyon dozunun azaltılması ile MU kullanımındaki azalmanın bir sonucu olarak tedavi teslimat verimliliğindeki iyileşmedir. Ark tedavisinin temel konsepti, radyasyon kaynağının sürekli rotasyonundan radyasyon verilmesi ve hastanın 360 ° tam ışın açısıyla tedavi edilmesini sağlar. Daha kısa tedavi verme süresinden sonraki avantajlara ek olarak, başka bir potansiyel fayda, görüntü kılavuzlu radyoterapi (IGRT) kullanmak için belirli bir tedavi randevu süresi içinde ekstra zamanın bulunmasıdır.

Şu anda çeşitli isimler altında farklı VMAT sistemleri bulunmaktadır. Bunlar; RapidArc Varian, SmartArc Phillips ve Elekta VMAT Elekta sistemleridir (21).

### 4.4. Cilt

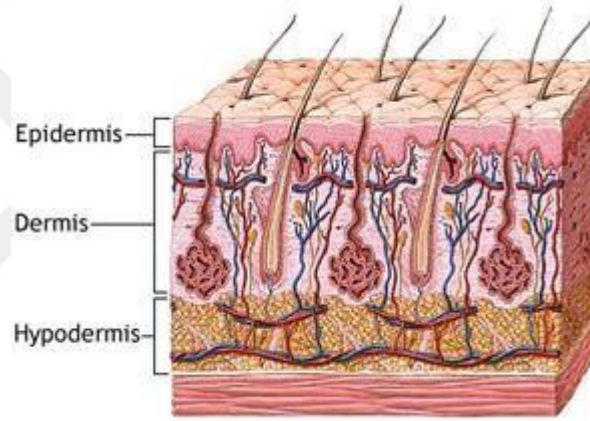
Cilt, insan vücudunu kaplayan en büyük organdır. İnsan cildi üç katmandan oluşur. En dıştaki epidermis, ortadaki dermis ve en içteki hipodermis katmanıdır (22). Cilt radyasyona aşırı duyarlıdır ve şiddetli reaksiyonların oluşabileceği bazal tabakada, hedef volume verilecek olan radyasyon dozunu sınırlar (23).

Epidermis katmanı yaklaşık olarak 0,07 mm kalınlığında olup ve radyasyondan en çok etkilenen katmandır (22, 25). Her hastada epidermis kalınlığı aynı olmasa da ICRU (1985) ve ICRP (1991)'de cilt dozu ölçümünde öngörülen derinlik 0, 07 mm olarak kabul edilmiştir (23). Epitel hücrelerin yer aldığı epidermis katmanı, yeni derinin oluşmasını sağlar (26, 27).

Orta katmanda bulunan dermis tabakası, 1-4 mm kalınlığında ve damardan zengin olan katmandır. Cildin gıda katmanı olarak tanımlanan kısımda kan damarları, lenf damarları, yağ bezleri, sinirler ve ter bezleri bulunur (27).

Cildin en içte bulunan katmanı ise hipodermistir. Cilt çok fazla ışımlandığında, en iç tabaka dermis katmanında hipoksi, fibröz gibi geç oluşabilecek etkileri, en dış katman olan epidermis katmanında ise eritem, desküamasyon gibi etkilerin oluşması gözlenmektedir (22).

En çok cilt toksisitesindeki artış, tedaviye giren baş-boyun hastalarında görülmektedir. Cilt reaksiyonlarının oluşmasındaki en büyük sebep hastayı masaya sabitlemek için kullanılan termoplastik maske olduğu düşünülmektedir (26).



Şekil 4.4.1.Cilt katmanları

#### 4.5. Cilt Dozu

Yüksek enerjili fotonların insan vücudunda absorbe olması çoğunlukla Compton saçılması ile oluşur. Compton saçılması, foton demetleri enerjisinin bir kısmını ortamdaki elektrolara aktarır ve bu ortamdaki enerji kazanan elektronlar hareket etmeye başlarlar. Daha sonra bu elektronlar kazandıkları enerjiyi dokuya bırakırlar. Yüksek enerjili fotonlar tarafından dokuya ulaşan enerji, ortamda bulunan sekonder yani ikincil elektronlar yardımı ile dokuya aktarılır (28). Cilt dozunu, yüzeyde oluşan saçıcı elektronlar belirler (29).

Cilt dozunun iki bileşeni vardır. Bunlardan ilk bileşeni ışın yolu boyunca bulunan kolimatörlerde ve saçıcı materyallerden oluşan ikincil elektronlardan, diğer bileşeni ise, hastanın ışınlanmış bölgesinde oluşan ikincil elektronlardan meydana gelir (30). Tedavi cihazının kafasındaki kontamine olan elektronlar, tedavi cihazının kafasını oluşturan pimer kolimatör, düzleştirici filtre, monitör iyon odaları, target gibi parçalardan ve alan boyutu, kama filtre, blok taşıyıcı tepsi, hasta sabitleyici araçlar ve kaynak-cilt mesafesi (SSD) gibi tedavi set-up parametrelerinden kaynaklı olabilir (13, 31).

İkincil elektronların oluşmasındaki diğer bir neden ise, ışın demetinin içinde oluşan elektron kontaminasyonudur. Absorblanan materyal kalınlığı, demetin içerisinde oluşacak olan elektronların menziline daha büyük ise, oluşacak ikincil elektronların çoğu absorblanır ve absorblanan materyal elektron kontaminasyonunun kaynağı olur. Absorblanan materyal olarak kullanılan blok tepsi, hastanın cildi arasındaki mesafenin yani SSD'nin artması ciltteki elektron akısını, havada oluşan elektron saçılması ve absorblanma nedeniyle azalır. Hasta ışınlanırken tepsi ile hasta cildi arasındaki mesafe çok önemlidir. Bu yüzden bu mesafeye çok dikkat edilmelidir.

Alan büyüklüğü de cilt dozuna etki eden parametrelerden birisidir. Alan büyüklüğünün artması build-up bölgesinde doz artışı meydana getirir. Bunlar, kolimatörden ve havada yayılan elektron artışından dolayı meydana gelmektedir.

Megavoltaj seviyesindeki foton ışınlarında enerji arttıkça yüzeyde oluşan doz azalır. Genellikle, cobalt-60 için  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  'lik bir alanda oluşan doz maksimum dozun %30'u iken, 6 MV ve 18 MV enerji demetleri için bu değer %15 ve %10'dur (17).

Yüksek enerjili fotonlarda enerjilerine göre maksimum dozunu ( $d_{max}$ ) yüzeyden daha derinlere bırakır. Bu olaya, yüksek enerjili foton demetlerinin cilt koruyucu etkisi ya da diğer adıyla skin sparing effect denir. Yüksek enerjili fotonlarda, yüzeyde oluşan doz, maksimum doz noktasındaki oluşan doza göre daha düşüktür (32).

Düşük enerjili ışınlarda ise bu olay tam tersidir. Düşük enerjili fotonlarda giricilik düşüktür. Bu yüzden, cilde yakın bir bölgede iyonize olurlar. Düşük enerjili

ikincil elektronlar çok kısa mesafede absorbe oldukları için, maksimum doz cilt veya cilde daha yakın bir bölgede oluşur (33).

Hastaya verilen dozu, TPS (tedavi planlama sistemi) doğru tahmin edebiliyor olsa da, yapılan çalışmalarda TPS tarafından tahmin edilen cilt dozunun yanlış olduğu gösterilmiştir (34, 35, 36).

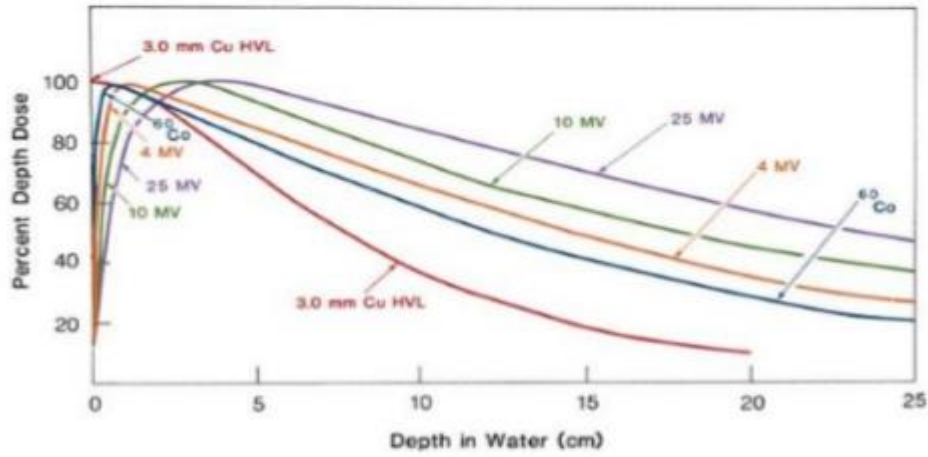
Baş boyun kanserlerinde cilt, yüksek radyasyona maruz kalır. IMRT tekniği uygulanan hastalarda radyasyon dozunun fazla olması endişe edilecek bir durumdur. Cilt radyasyona hassas olan bir organdır. Tedavi başlangıcından kısa bir süre sonra, akut cilt reaksiyonları oluşmaya başlar. Genellikler en üst tabaka olan epidermis katmanında eritem gibi erken etkiler görülmektedir. İkinci tabaka dermis katmanında ise, nekroz, hipoksi, fibröz gibi geç etkilerde oluşmaya başlayabilir. Yüzeyde oluşabilecek reaksiyonlar göz önüne alındığında, cilde yakın ışınlama yaparken cilde verilen dozun kontrollü bir şekilde verilmesi gerekir (37, 38, 39).

#### **4.5.1. Cilt koruyucu etki (Skin Sparing Effect)**

Megavoltaj seviyesindeki yüksek enerjili X-ışınlarının madde ile etkileşmesi sonucunda oluşan ikincil elektronlar enerjilerini ciltten uzak derinliklere bırakmasıyla ciltte oluşan dozun azalmasını neden olurlar. Klinikte cildin korunması durumuna “skin sparing effect” (cilt koruyucu etki) denir (40).

Derin yerleşimli lezyonların tedavisinde megavoltaj seviyesindeki fotonların önemli bir avantajı, maksimum doz ve düşük doz birbiri ile kıyaslandığında cilt koruyucu etki (skin sparing effect) olarak adlandırılır. Cilt koruyucu etki elektronların kontaminasyonu sonucunda azalır veya tamamen ortadan kalkabilir (41). Cilt koruyucu etki, foton enerjisinin artmasıyla oluşmaktadır. Foton enerjisinin artması build-up doz bölgesindeki genişliğini artırır. Buna bağlı olarak cilt koruyucu etki de artar. Bu durum düşük enerjili X-ışınları için geçerli değildir. Düşük enerjili X-ışınların giriciliği de düşük olduğu için dozun çoğunu ilk girişte bırakır. Bu da cilt koruyucu etkiyi azaltır. Megavoltaj seviyesindeki enerjinin sadece cilt yüzeyinde değil aynı zamanda deri altındaki dokular da etkili olduğu görülmektedir (13).

Şekil 4.5.1.1. 'de de görüldüğü üzere yüzde derin doz eğrisi, enerjinin artması ile belirginleşen bir doz artışı göstermektedir. Düşük enerjili ve ortavoltaj X-ışınlarında maksimum doz değerine yüzeyde ya da yüzeye yakın bir noktada oluşmaktadır. Yüksek enerjili X- ışınları ise maksimum doz noktasına dokunun daha derin bölgelerinde oluşmaktadır. Dozun, build-up region diye adlandırılan kısmında gösterdiği karakteristik olay klinikte cilt koruyucu etki ya da diğer bir adıyla “skin sparing effect” olarak tanımlanmaktadır.



Şekil 4.5.1.1. Farklı enerjilerdeki ışınların merkezi eksenindeki yüzde derin dozları

Yapılan çalışmalar ve araştırmalar sonucu, build-up bölgesindeki doz dağılımının birden çok etkenlere bağlı olduğu gösterilmiştir. Bu etkenler şunlardır; foton enerjisi, kaynak-cilt mesafesi (SSD) (42), alan boyutu (43), foton enerjisinin cilde eğilimli gelmesi (44), blok tepsisi (45), tedavi masası (40), immobilizasyon yatakları (46), ve termoplastik maskelerdir (43).

Alan boyutunun artması ile cilt koruyucu etki de azalır. Yüzey dozu, 8 MV enerji 5x5 cm<sup>2</sup> alan boyutunda %6 iken 40x40 cm<sup>2</sup> ise %38 olarak bulunmuştur. Bu durum, alan boyutunun artması ile doğru orantılı olarak yüzey dozunun da arttığını göstermektedir (47, 48).



#### 4.5.2. Maksimum doz (Build-up) Bölgesi

Maksimum doz noktası, dozun maksimum olduğu yer olarak tanımlanmaktadır. Yüzey dozu ile maksimum doz arasında kalan bölgeye de maksimum doz bölgesi denir (13). Yapılan çalışmalarda build-up bölgesindeki doz dağılımının birçok etkene bağlı olduğu gösterilmiştir. Bunlar; birincil (primer) radyasyonun enerjisi, alan boyutu, kaynak-cilt arasındaki mesafe ve blok faktörleridir (49).

Düşük ve orta voltaj X- ışınlarında, yüzeyin hemen alt kısmında enerjilerinin hızlı bir şekilde azalmasının sebebi, giriciliklerinin az olmasıdır. Sekonder elektronlar ilk yüzeyde oluşur ve her yöne dağılırlar. Enerji hemen ciltte emilir. Dolayısıyla maksimum doz ciltte ya da cilde yakın bir derinlikte oluşur (13).

Yüksek enerjili X-ışınlarının giricilikleri düşük ve orta voltaj X-ışınlarına göre daha fazladır. Megavoltaj seviyesindeki yüksek enerjili fotonlar dokuya girdiklerinde hem yüzeyden hem de daha sonraki derinliklerden elektron kopararak enerjilerini uzak bir mesafeye bırakırlar. Bu sebepten dolayı, yüksek enerjili fotonların maksimum doz derinliği daha fazladır (13).

Tüm enerjilerde doz ilk birkaç milimetrede kademeli olarak artar ve bir noktada peak dose değerine ulaşır. Örnek olarak, 4 MV enerjili foton demetleri için ilk 2mm'de PDD ( yüzde derin doz) %14'ten %74'e kadar çıkar. 5 mm'de ise %94'e kadar ulaşır ve 10 mm'de maksimum doz derinliği oluşur (13).

Radyoterapi kliniğinde kullanılan çeşitli foton enerjilerine göre maksimum doz noktalarının derinlikleri Tablo 4.5.2.1.'de verilmiştir.

**Tablo 4.5.2.1.** Çeşitli foton enerjilerin maksimum doz noktalarının derinlikleri

	Yüzeyel	Orta Voltaj	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV	25 MV
d <sub>max</sub> (cm)	0	0	0.5	1	1.5	2.5	3.5	5

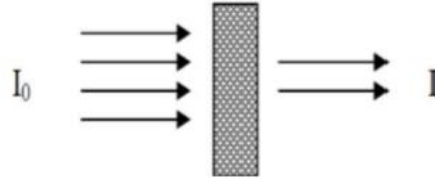
## 4.6. Cilt Dozu Ölçüm Araçları

### 4.6.1. Film dozimetreler

Radyoterapi kliniklerinde iyonlaştırıcı radyasyonla tedaviler yapıldığından dolayı sistem ve hasta bazlı kalite kontroller (QA) önem kazanmaktadır. Yapılan kalite kontrollerde kullanılan dozimetrik ekipmanlardan biri film dozimetreleridir. Film dozimetre, maruz bırakılan radyasyon dozu ile kararma derecesi arasındaki ilişkiye dayanır. Film dozimetresinin temelini, ışınlanan filmin radyasyon dozu değerine karşılık gelen optik yoğunluk oluşturmaktadır. Densitometre cihazı ile ışınlanan filmdeki optik yoğunluk (OD) ölçülmektedir. Aşağıda verilen formül ile filmdeki kararma miktarı optik yoğunluk hesaplanarak bulunur.

$$OD = \log_{10} (I_0/I) \quad (4.1.)$$

$I_0$  = Başlangıçtaki ışık şiddeti,  $I$  = Filmden geçen ışık şiddeti



Şekil 4.6.1.1. : Film üzerine gelen ( $I_0$ ) ve film tarafından geçirilen ışığın ( $I$ ) şematik gösterimi.



Şekil 4.6.1.2. Işınlanan Filmlerin Kararmasının Şematik Gösterimi

Film dozimetresi rölatif bir yöntem olduğundan dolayı, doz-kalibrasyon eğrisi yapılması gerekmektedir. Filmler belirlenen doz değerleriyle ışınlanıp, kararmalara karşılık gelen OD'ler bulunarak doz-kalibrasyon eğrisi oluşturulur. Film dozimetrenin diğer dozimetrik ekipmanlara göre birçok avantajı vardır. Bu avantajlar; 2 boyutlu uzaysal çözünürlükte olması, hem küçük alan hem de büyük alan dozimetresi için kullanılabilir olması, yapılan ölçümler tekrar okunabilmesi, film de absorblanan dozu kayıt altında tutabilmesidir.

Filmler radyoterapide birçok ölçümde kullanılmaktadır. Bunlar; nitel ve nicel ölçümlerde, tedavi tekniklerinin doğrulanmasında, portal görüntüleme de ve lineer hızlandırıcıların kalite kontrollerinin yapılmasında kullanılmaktadır (50).

Radyoterapide, genellikle Gafkromik EBT3 film kullanılmaktadır. Gafkromik EBT3 filmi Eksternal RT, IMRT ve brakiterapi tedavilerinde çok fazla kullanılmaktadır. EBT 3 filmin en büyük avantajı doku eşdeğeri olması ve su geçirmez olmasıdır. Bu sebeple radyoterapide birçok dozimetrik ölçümde kullanılmaktadır. Gafkromik EBT 3 filmin hassas olduğu noktalardan birisi ışıktır. Çok uzun süre flüoresan ışığına maruz bırakılmamalı, diğer türlü oda ışığına çok duyarlı değildir (50).

#### **4.6.2. Optiksel Uyarılmalı Lüminesans (OSL)**

OSL, tuzaktan kurtulabilmek için bir ışık kaynağına ihtiyaç duyar. Tuzaktan kurtulan bir elektron ışına yapmasının sonucunda dışarıya çıkardığı enerjiye optiksel uyarılmalı lüminesans denir (51).

OSL, TL'e kıyasla daha gelişmiş bir uyarım tekniğidir. 1956 yılında ilk Antonov-Romanovsky ve arkadaşları OSL uyarım tekniğini dozimetrik ölçüm alanında kullanılmasını önermişlerdir (52). Daha sonra bu uyarım tekniği Braunlich ve ark. (53) ve Sanborn (54) tarafından kullanılmıştır. OSL tekniğinin dozimetre alanında kullanılmaya başlanması 1990 'lı yıllardan itibaren daha yaygın hale gelmiştir (55).

Arrhenius eşitliği, bir elektronun tuzaktan kurtalma olasılığını şöyle formüle etmiştir.

- TL için,  $PTL = \text{sexp}(-E/kT)$  eşitliği ile formülize edilirken,

- OSL için,  $POSL = \sigma\phi$

formülü ile verilmektedir.

P; elektronun tuzaktan kurtulma olasılığı,

s; frekans faktörü,

E; aktivasyon enerjisi ya da tuzak derinliği,

k; boltzman sabiti,

T; sıcaklık,

$\sigma$ : foto iyonizasyon tesir kesiti,

$\phi$ ; akı (CW-OSL için  $\phi$ ; sabit, LM-OSL için  $\phi$ ;  $\phi = \phi_0 + \lambda t$ ).

OSL'nin TL'den tek farkı, radyasyona maruz kalan malzeme uyarımlarının farklı kaynaklardan ve çeşitli dalgaboylarında ışık ile yapılıyor olmasıdır. Yaygın olarak LED ya da lazer kaynakları kullanılmaktadır.

Uyarma işleminin yapıldığı sırada ışık kaynağı;

- 1) Lineer mod (LM-OSL) : ışık şiddetinin sürekli artış göstermesi şeklinde,
- 2) Sürekli dalga boyu (CW-OSL) : ışık şiddeti değerinin sabit tutulması şeklinde

Veya

- 3) Puls modu (P-OSL): ışık şiddetinin kesik kesik, belli aralıklarla gönderilmesi şeklinde kullanılmasıdır (56).

OSL, TL'ye göre daha gelişmiş bir teknik olduğu için avantajları da daha fazladır.

OSL tekniğinin TL'e göre avantajları;

- Ucuz olması,
- Hata hesabının düşük olması,
- Okumaların oda sıcaklığında yapılabilir olması,

- Uyarımın çok kısa bir süre içinde yapılabilmesi,
- Oda sıcaklığında okunabilmesi sebebiyle termal sönümlemenin olmaması,
- Tavlama işleminin yapılmaması,
- Çok kısa bir sürede hızlı doz-cevap bilgisine ulaşılabilmesi,

OSL tekniğinin avantajları olduğu kadar dezavantajları da vardır. Bunlar;

- Tuzakların tümünün boşaldığına dair bilgi vermemesi,
- Tuzak-yük yapısı hakkında bilgi vermemesi,
- Tuzaklar aynı zamanda uyarıldığı için yayımlanan lüminesansın hangi tuzak grubuna ait olduğu hakkında bilgi vermemesidir.

## 5. MATERYAL VE METOT

### 5.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışmada aşağıda belirtilen araç ve gereçler kullanılmıştır.

- Philips Gemini TF TOF 16 bilgisayarlı tomografi cihazı
- Varian Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı
- Eclipse tedavi planlama sistemi (TPS)
- Accuray Cyberknife M6 robotik radyocerrahi sistemi
- Multiplan tedavi planlama sistemi
- EBT3 gafkromik film
- EPSON Expression 1100 XL scanner
- SNC Patient™ Software
- LANDAUER's® nanoDot™ OSL
- Head fantom
- Klarity termoplastik maske
- Orfit termoplastik maske
- PTW RW3 katı su fantomu
- DOSE-1 elektrometre
- PTW 30013 Farmer İyon odası

#### 5.1.1. Philips Gemini TF TOF 16 Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Gemini TF PET/BT (Philips Medical Systems DMC GmbH, Hamburg, Almanya) cihazı yüksek performanslı, time-of-flight (TOF) kapasiteli, 3 boyutlu (3B) PET tarayıcısı ile 16 kesitli Brilliance bilgisayarlı tomografi (BT) cihazıdır. PET/BT tarama aralığı 190 cm ve transvers uzaysal çözünürlüğü de 4,2 mm (1cm) den oluşmaktadır. 4 x 4 x 22 mm boyutlarında LYSO (Lutetium- yttrium oxyorthosilicate) kristali kullanılır. Bu kristal, PET tarayıcısının dedektörde aynı şekilde ışık yayılımı sağlayabilmesi için kullanılmaktadır. Bu detektörün yüksek ışık verimi, hızlı zamanlama özellikleri ve yüksek durdurma gücü sayesinde yüksek hassasiyetli tarama,

yüksek sayma oranı ve yüksek uzaysal, enerji ve zamansal çözünürlük elde edilmiştir. Bir anilasyon olayında karşılaşan fotonların PET tarayıcısının yüksek çözünürlüğünden dolayı, doğru bir şekilde TOF ölçümüne olanak sağlar (57).

### **5.1.2. Varian Truebeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı**

Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı cihazında, 6MV, 10 MV, 15 MV düzleştirici filtreli (FF) foton demetleri ve 6 MV, 10 MV düzleştirici filtresiz (FFF) foton demetleri bulunmaktadır. Doz hızı aralıkları her enerji için farklıdır. 6MV, 10 MV ve 15MV için doz hızı aralığı 100-600 MU/dk iken, 6 MV FFF için 400-1400 MU/dk ve 10MVFFF demeti için 400-2400 MU/dk' dır. Truebeam lineer hızlandırıcı cihazı, yüksek çözünürlüklü çok yapraklı kolimatör (HDMLC) sistemine sahiptir. High definition multileaf collimator (HDMLC)'lerin en içteki izomerkeze yakın olan liflerin her biri 2.5 mm'dir. En dışta bulunan lifler ise 5mm genişliğine sahiptir. 100 cm mesafede minimum 0,5 x 0,5 cm<sup>2</sup>, maksimum 40 x 22 cm<sup>2</sup> alan boyutlarına sahiptir. Cihaz 120 yapraklı high definition MLC (HDMLC)'ye sahiptir. HD-MLC sayesinde sağlam doku en iyi şekilde korunur. Bu cihazda, hastalardan CBCT (Cone Beam Computed Tomografi), KV ve MV sistemi ile görüntüler alınarak organ ve pozisyon belirsizlikleri daha iyi belirlenmiş olur.

Truebeam STx lineer hızlandırıcısında 3-DCRT, SRS, SBRT, VMAT, IMRT, Adaptif Radyoterapi, tüm veya yarı beden ışınlama tedavi yöntemleri uygulanmaktadır. Ayrıca, bu cihazda SRS VE SBRT hastalarının tedavileri daha kolay ve konforlu olmaktadır (58).

Truebeam tedavi sistemine uyumlu, 6 yönde bağımsız bir şekilde hareket etmesini sağlayan PerfectPitch™ yatak bulunmaktadır. Bu özelliğinden dolayı, hastaya çekilen CBCT ile lezyon lokalizasyonu, olması gereken kaydırmalar ile tedavinin uygulanması, izocenter düzeltmelerinin yapılması, gerekli olan kaydırmadaki eksenlerin kaydedilmesi tekniker kontrol odasından otomatik olarak gerçekleştirilmektedir (59, 60).



**Resim 5.1.2.1.** Varian Truebeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı cihazı

### **5.1.3. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS)**

Eclipse, Varian lineer hızlandırıcısının tedavi planlama sistemidir. Ağ sistemi olarak ARIA sistemini kullanmaktadır. DICOM Radyoterapi uyumlu olmasından dolayı bilgi alışverişi daha kolay yapılmaktadır. Bunun sayesinde sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verileri girilmektedir. Bu verileri de kullanarak tedavi planı oluşturulmaktadır. Oluşturulan tedavi planının değerlendirilmesi bu şekilde sağlanmış olur. Eclipse tedavi planlama sisteminde 2 boyutlu, 3 boyutlu konformal radyoterapi, brakiterapi ve elektron gibi teknikler kullanılarak planlama yapılabilmektedir. Bunların dışında IMRT, IGRT, proton tedavisi, SRS, SBRT ve VMAT gibi radyoterapi teknikleri de yapılabilir. Eclipse doz hesaplama algoritmaları 3D Pencil Beam, AAA ve Acuros XB'dir. Elektron tedavileri için eMC, foton tedavileri için AAA ve Acuros XB ve brakiterapi redavileri için de Acuros BV hesaplama algoritmaları kullanılmaktadır. Ayrıca, Eclipse Tedavi planlama sisteminde MLC, blok, dinamik kama filtre, motorize kama filtre ve sanal kama filtre de kullanılabilir (61). Yapılan bu çalışmada, Eclipse™ Treatment Planning System Version 13 kullanılmıştır.



#### 5.1.4. Accuray Cyberknife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi

Cyberknife M6, robotik bir kol üzerine monte edilen, 6MV foton enerjisine sahip ve portatif bir doğrusal hızlandırıcıdan oluşan stereotaktik radyocerrahi tedavilerini yapan bir cihazdır (62). Görüntü rehberliği eşliğinde çoklu demetler ile birlikte yüksek doğrulukla SRS tedavileri yapılmaktadır (63). CK, dakikada 1000 MU foton demeti üretebilen bir cihazdır (62). Bu cihazda, non-coplanar ve non-izosentrik tedavileri de yapılmaktadır. Fixed (sabit) kolimatör, İris kolimatör ve InCise MLC olmak üzere 3 tane kolimatör sistemine sahiptir. Fixed (sabit) kolimatör sistemi çapları 5-60 mm arasında değişen 12 farklı sabit kolimatöre sahiptir. İris kolimatör sistemi de sabit kolimatör sistemini taklit eden 12 kolimatör şeklinde dizaynı yapılmıştır. MLC sistemi ise, 41 adet tungsten liften oluşmaktadır. Bu sistemin maksimum alan boyutu 10 x 12 cm<sup>2</sup> ve SAD 80 cm değerindeki her bir lifin kalınlığı ise 2,5 mm'dir (63). Yapılan bu çalışmada, Cyberknife M6 Radyocerrahi sistemi kullanılmıştır (Resim 5.1.4.1.).



**Resim 5.1.4.1.** CyberKnife M6 Robotik Radyocerrahi Sistemi

### 5.1.5. Multiplan Tedavi Planlama Sistemi

CK cihazı, özel bir planlama sistemine sahiptir. YART (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) tedavilerinde olduğu gibi ters planlama yapabilmektedir. Ayrıca konturlama ve füzyon işlemleri de yapılmaktadır. Genellikle bir tedavi planında 100 ile 200 arasında ışın oluşturulur. Tedavi planlaması yapılırken 5-60 mm çaplarında en fazla 3 sabit kolimatör kullanılabilir. İris kolimatörü, otomatik bir kolimatör sistemine sahiptir. İris hasta tedavi edilirken otomatik bir şekilde çap büyüklüğünü değiştirebilmektedir. Kolimatörler tedavi planlaması yapmaya başlamadan önce seçilmektedir. Kolimatör seçiminde klinik gereksinimine göre en uygun kolimatör seçilip, tedavi planması oluşturulmaktadır.

Işınlara uzayda “node” adı verilmektedir. Bu “node” adı verdiğimiz ışınlar sabit noktalardan uygulanmaktadır. Nodular intrakraniyel tedavilerde sanal bir yarı küre yüzeyinde oluşturulurken, ekstrakraniyel tedavilerde ise sanal bir yarı elipsoidin yüzeyinde oluşturulmaktadır. İntrakraniyel tedavilerde KEM (kaynak-eksen mesafesi) 80 cm’de belirlenirken, ekstrakraniyel tedavilerde ise 90 ve 100 cm’de belirlenmektedir.

MultiPlan tedavi planlama sistemi hem izomerkezli hem de izomerkezli olmayan tedavi planlama seçenekleri sunmaktadır. Böylece, planlama yaparken tümörün şekline göre uygun bir tedavi uygulaması seçilir.

Planlama yapılmadan önce plan hazırlığı yapılabilmesi için yoğunluk modeli, kontur düzeltmesi, ışınların geçişine izin verilen ya da verilmeyen yapıların seçilmesi ve dozun hesaplama yapması için hacmin belirtildiği özel bir menü bulunmaktadır (4).

### 5.1.6. EBT3 Gafkromik Film

Gafkromik EBT-3 filmini absorbe edilen iyonlaştırıcı radyasyon dozlarının ölçümünde kullanılmaktadır. Yüksek enerjili demetler için daha uygundur. 0.2 - 10 Gy doz aralığında iyi bir performans için tasarlanmış olup ve IMRT, VMAT ve brakiterapi gibi tedavi tekniklerinde kullanımı uygundur. EBT-3 filmi, nominal olarak 28 µm kalınlığına sahip ve iki tabaka arasına alt üst şeklinde sıkıştırılmış aktif bir tabakadan oluşan 125 µm kalınlığında mat polyesterdir. Aktif katman bileşenleri; aktif bileşen,

dengeleyiciler, işaretleyici boya gibi filme tepki vermesini sağlayan bileşenlerden oluşur. Üretim lotlarına göre aktif katmanın kalınlığı değişebilmektedir.

Gafkromik EBT-3'ün özellikleri şunlardır:

- Dinamik doz aralığı 0,1 Gy - 20 Gy iken, optimum doz aralığı ise 0.2 Gy - 10 Gy arasında ve IMRT, VMAT tedavi teknikleri için en uygun;
- Enerji bağımlılığı: 100keV'den MV aralığına minimum tepki farkı;
- Yakın doku eşdeğeri;
- Yüksek uzaysal çözünürlük;
- Aktif katman içinde bir marker boya içeren yeni teknoloji:
  - Çok kanallı dozimetri kullanarak üniformite düzeltmesini sağlar;
  - UV / görünür ışık hassasiyeti azdır;
- 60° C'ye kadar sıcaklıklarda kararlıdır;

EBT-3'te yer alan sarı işaretleyici boya, bir üç kanallı film tarayıcı ve SNC patient software yazılımı ile birlikte, dozimetri işleminin üçlü kanal dozimetresi uygulamasından faydalanmasını sağlar (64).

### **5.1.7. EPSON Expression 11000 XL Scannner**

Epson Expression 11000 XL (Seiko Epson Corporation, Nagano, Japonya), yüksek çözünürlüklü bir A3 tarayıcısıdır. Grafik sanatları uygulamalarını gerçekleştirebilmek için tasarlanmıştır. Expression 11000 XL'in 3,8 DMax ve 48 bit yüksek optik yoğunluğunun olması, gölge alanlarda bile keskin ve doğru tarama sağlar. Ayrıca, yüksek 2400 x 4800dpi çözünürlük ve ultra hassas Micro Step Drive teknolojisi, en küçük ayrıntıları bile olağanüstü netlikte yakalamasını sağlar. Tüm dozimetrik filmlerin kontrolü için kullanılması uygun bir tarayıcıdır (65).

### **5.1.8. SNC Patient™ Software**

SNC Patient Software, ölçülen ve planlanan doz noktalarını karşılaştırabilmek için kullanılan bir yazılımdır. Rölatif veya absolute dozu karşılaştırabilmek için DTA (doz-mesafe uyumu) veya Gamma Analizi kullanılır. Sistemde ölçülen dozlarda

geçme kriterlere uymayan yüksek dozlar kırmızı ile düşük dozlar mavi ile sistemde gösterilmektedir (66). Yapılan bu çalışmada, SNC Patient™ Software Version 6 kullanılmıştır.

#### 5.1.9. LANDAUER's® nanoDot™ OSL

InLight nanoDot™ dozimetreler, tek bir noktadaki radyasyon dozunu belirlemek ve değerlendirmek için piyasadaki en küçük InLight-microStar® okuyucu ile okuma gerçekleştirecek şekilde tasarlanmıştır.

- Tekrar analiz imkanı sunar.
- Klinikte dozimetre hazırlığı gerektirmez.
- Hızlı, doğru okuma için dozimetre üzerinde yerleştirilmiş 2D barkod sistemine sahiptir.

Kullanım Alanları: nanoDot™ OSL-tabanlı tıbbi dozimetresi, tüm medikal alanlarda, diyagnostik radyoloji, nükleer tıp, girişimsel radyoloji, radyasyon onkolojisinde, cihazlardan alınan doz miktarını bağımsız olarak doğrulayabilmektedir. Ölçüleri; 10 mm genişliğinde, 10 mm yüksekliğinde ve 2 mm kalınlığındadır (67).

MicroStar okuyucu, maruz kalınan radyasyonu Optik Uyarmalı Lüminesans (OSL) teknolojisi ile okunan alüminyum oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C) detektörleriyle ölçmektedir. Bu, kişisel takip dozimetrelerine veya nanoDot'a uyarlanmış seyyar ve hafif bir okuyucudur. MicroStar okuyucu, hasta dozu tayini, acil durum müdahalesi, alan takibi, klinik doz değerlendirmesi gibi hassas radyasyon doz değerlendirmelerinde ölçüm yapmak üzere kullanılabilir. Okuma işleminin tahribatsız olması nedeniyle, total doz birikimini sürdürürken bir yandan da doz doğrulama ve aralıklı analiz yapılmasına izin vermektedir. Standart bir elektrik güç kaynağı kullanmakta, başka herhangi bir bağlantı gerektirmemektedir. Dolayısıyla, çok az bakım gerektiren (ısı ve gaz gerektirmez) 'fişe tak, çalıştır' türünde bir cihazdır. Okuyucu, bir USB kablo üzerinden düzenleme, analiz ve veri kaydını kontrol eden harici bir bilgisayara bağlanmaktadır. Kalibrasyon işlemi bir dizi kalibrasyon dozimetresi kullanarak gerçekleştirilebilir. Gerekli durumlarda bir kalibrasyon teşhis seti (80 kVp) temin edilebilir. MicroStar okuyucu, çalıştırma, analiz ve doz hesaplama algoritması yazılımını, laptop bilgisayar,

taşıma çantası ve bir InLight tüm vücut dozimetresi seçeneği ya da tek noktada ölçümler için nanoDot'lar içermektedir (67).

Teknik Özellikleri;

- Geniş çalışma enerjisi aralığı 5 keV-20 MeV 'dir.
- Ölçüm sonrası düzeltme faktörü gerekmez.
- Minimum açısal veya enerji bağımlılığı vardır.
- Zorlu klinik koşullarda bile ilgi çekici bir noktada cilt dozunu ölçmek için idealdir.
- Kavisli yüzey dozu (göz, meme) ölçmek için kullanılabilir.
- Kalp pili ve göz dozu dahil saha içi ve saha dışı ölçümler için de kullanılabilir
- Yüzey dozu ve elektron ölçümleri için idealdir.
- Dozimetre vücudun herhangi bir yerine yerleştirilebilir, kablosuzdur (68).

#### **5.1.10. Head fantom**

Head fantomlar insan dokusuna eşdeğer olan fantomlardır. Bu fantomların vücut dokusu, insan vücut dokusu ve boşluklarının yapısına uygun bir şekilde tasarlanmıştır. Head fantomun kemikleri doğal insan kemiklerinden yapılmaktadır. X-ışını ve elektronların absorbe olma özelliği insan dokusu ile aynıdır. Sentetik bir yapıdan yapılan yumuşak dokuları ısı ile sertleştirilmiş plastik bir head fantomdur. (69).

#### **5.1.11. Termoplastik Maske**

Baş ve boyun tedavilerinde en yaygın olarak kullanılan immobilizasyon aletleri termoplastik malzemelerdir. Bu maskeler hastanın hareketini sınırlandırarak doğru konumlandırılmasını sağlar. Ancak, maske kullanımı dağınık ve geri saçılmış radyasyon dozları oluşturacağı için, ciltte istenmeyen doz birikimine neden olmaktadır. Yapılan bir çok çalışmada, maskelerin faydaları göz önüne alındığında, bu oluşan cilt dozlarının göz ardı edilebileceği gösterilmiştir.



**Resim 5.1.11.1.** Hastanın başına uygulanmış termoplastik maske

Termoplastik maskeler hastaya uygulanmadan önce, elastik bir hale gelmesi için  $70^{\circ}\text{C}$  su banyosunda ısıtılır (Resim 5.1.11.2.). Elastik forma ulaşan maske hastanın yüzüne uygulanır, soğuyup katı ve esnek olmayan bir yapıya sahip olurlar. Bu maskeler tedavi başlangıcından itibaren tedavinin sonuna kadar kullanılır. Maskelerin elastikiyetinde herhangi bir deformasyon gözlemlenirse, maskeler hasta için tekrar şekillendirilir.



**Resim 5.1.11.2.** Su banyosunun içinde termoplastik maskenin gösterimi

Termoplastik maskeler, tedavi kanepesinde bulunan ikinci bir kanepeye sabitlenir. İdeal immobilizasyon sistemlerinin, esnek bir rijit formda olması ve tedavi ışınının kalitesini düşürmemesi beklenir. Bu immobilizasyon sistemleri hastanın pozisyonu için doğruluk sağlarken, TPS hesaplamalarının eski versiyonu için kafa karıştırıcı olabilir. Bundan dolayı, beklenmedik yan etkiler görülürse, immobilizasyon sistemlerinin etkisi dikkate alınıp ölçülmesi gerekir.

#### **5.1.12. PTW RW3 Katı Su Fantomu**

Su eşdeğeri olarak üretilen katı su fantomları, günlük foton ve elektron ölçümlerinin kolay bir şekilde alınabilmesi için üretilmiştir. Yapılan çalışmamızda kullanılan markası PTW olan RW3 katı su fantomu 40 cm x 40 cm alanına sahip olup, 0,1 cm, 0,2 cm, 0,5 cm ve 1 cm gibi farklı kalınlıkta plakalardan oluşmaktadır. Katı su fantomu %2 TiO<sub>2</sub> içeren beyaz polistiren malzemeden yapılmıştır. Yoğunluğu 1.045 g/cm<sup>3</sup> olup elektron yoğunlukları ise suyun 1.012 katıdır. Su eşdeğeri bir malzemeden yapıldığı için, yüksek enerjili foton ve elektronların dozimetrik ölçümlerinde kullanılır. Ayrıca iyon odalarının yerleştirilebilmesi için yuvaları farklı hacimlerde olan plakaları da vardır (70).

#### **5.1.13. IBA Dose-1 Elektrometre**

IBA Dose-1 Elektrometre, foton ve elektron dozimetrisinde kullanılan doz ve doz hızının ölçülmesinde yüksek doğruluk sağlayan bir dozimetrik ekipmandır. Ekranında MU başına düşen doz, akım, yük, doz, doz hızı ve ortalama doz hızı görülebilmektedir. Yaklaşık 40 adet iyon odasının ve diyotunun parametreleri depolanabilmektedir. SSDL kalibrasyon faktörleri, voltaj, basınç, polarite, sıcaklık değerleri girilerek ölçümler alınabilir (71).

#### **5.1.14. PTW 30013 Farmer İyon Odası**

PTW 30013 farmer iyon odası, absolute doz ölçümlerinde kullanılan bir iyon odasıdır. Hacmi 0,6 cm<sup>3</sup> ve su geçirmez bir yapıya sahiptir. Su geçirmez özelliğinden dolayı, su fantomu ölçümlerinde de kullanılabilir. Her yıl düzenli olarak SSDL ( İkincil Standart Dozimetri laboratuvarı)'e gönderilerek kalibre edilirler. Yılda kararlılığı %5'ten çok daha küçüktür. Farmer iyon odasının normal kullanım voltaj değeri 400V, maksimum volajı ise  $\pm 500$  V'dur. Polarite (kutuplaşma) etkisi de yılda % 0,5'ten daha çok küçüktür. Farmer iyon odasının hassas hacminin duvar kalınlığı 0,425 mm, duvar yoğunluğu ise 1.19 g/cm<sup>3</sup> olan akrilik ve yoğunluğu 1,85 g/cm<sup>3</sup> olan grafitten oluşmaktadır. İyon odasının hacminin iç yarıçapı 3,05 mm'dir. Hacminin toplam uzunluğu da 23 mm'dir. Dedektörün merkezi elektrotu alüminyumdan oluşmaktadır.

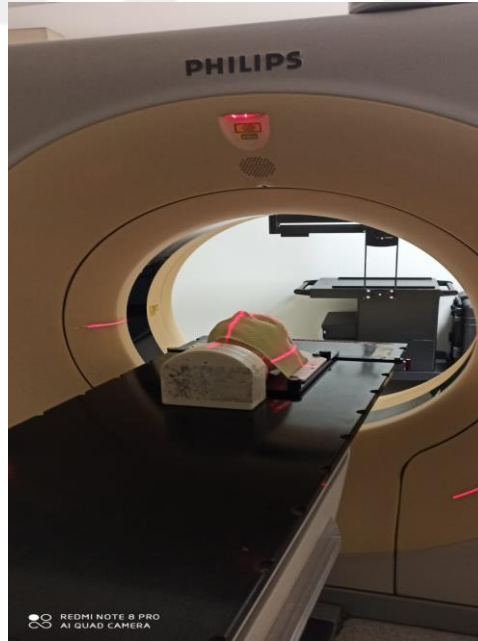
Ölçüm aralığının fotonlarda 30-50 KV olması tavsiye edilirken, elektron enerjilerinde bu ölçüm aralığı 10-45 MeV olarak tavsiye edilmektedir (72).

## 5.2. Yöntem

### 5.2.1. Kullanılan fantomun bilgisayarlı tomografisinin çekilmesi ve konturlanması

Philips Brilliance Big Bore Bilgisayarlı Tomografi (BT) tarayıcısı kullanılarak aksiyel beyin SRS görüntüsü elde etmek için head fantomun BT taraması yapıldı. Head fantomunun baş sabitleme işleminde termoplastik maske kullanıldı.

Görüntü SRS protokolüne göre; 1mm kesit aralığı, 500 mm FOV genişliği, 0,5 sn rotasyon zamanı, standart bir çözünürlükte, 120 kVp ve 300 mAs x-ışını tüp akımı ile çekimi yapıldı. Çekilen CT görüntüsü TPS (tedavi planlama sistemi)'e aktarıldı. Çekilen görüntünün TPS'te kritik organ ve tümör hacimleri yapıldı.



**Resim 5.2.1.1.** Head fantomunun CT çekim gösterimi



### 5.2.2. Hedef hacimlerin oluşturulması

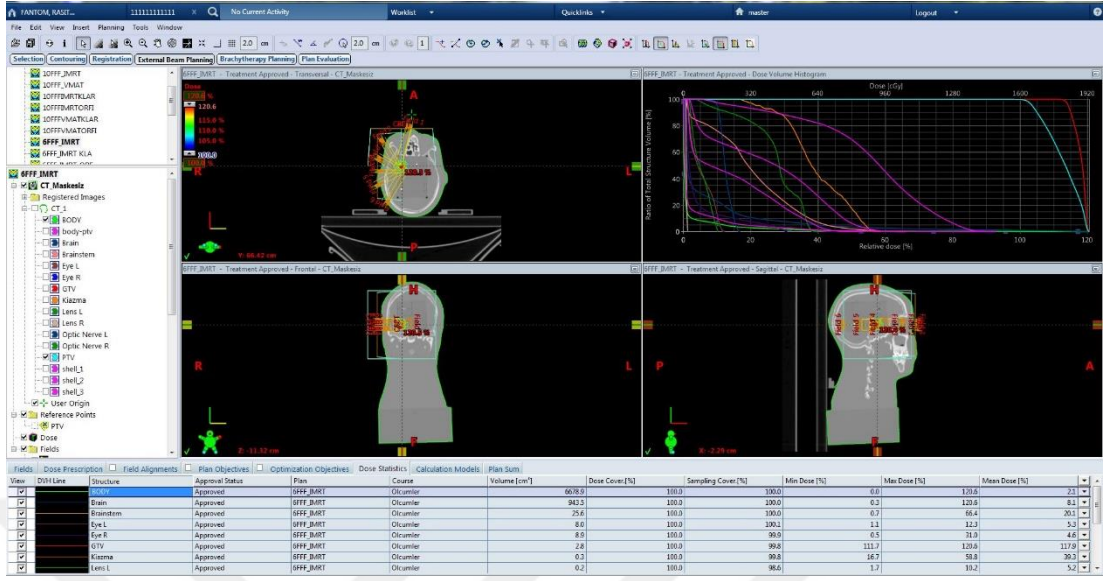
BT tarama işleminden sonra elde edilen veriler Cyberknife için MultiPlan sistemine, Truebeam için Eclipse planlama sistemine aktarılarak kritik organlara yakın  $8,6 \text{ cm}^3$ ’lük bir tümör hacmi belirlendi. Her iki tedavi sistemlerinde de aynı target hacim kullanıldı. Elde edilen CT görüntüsü konturlandı.



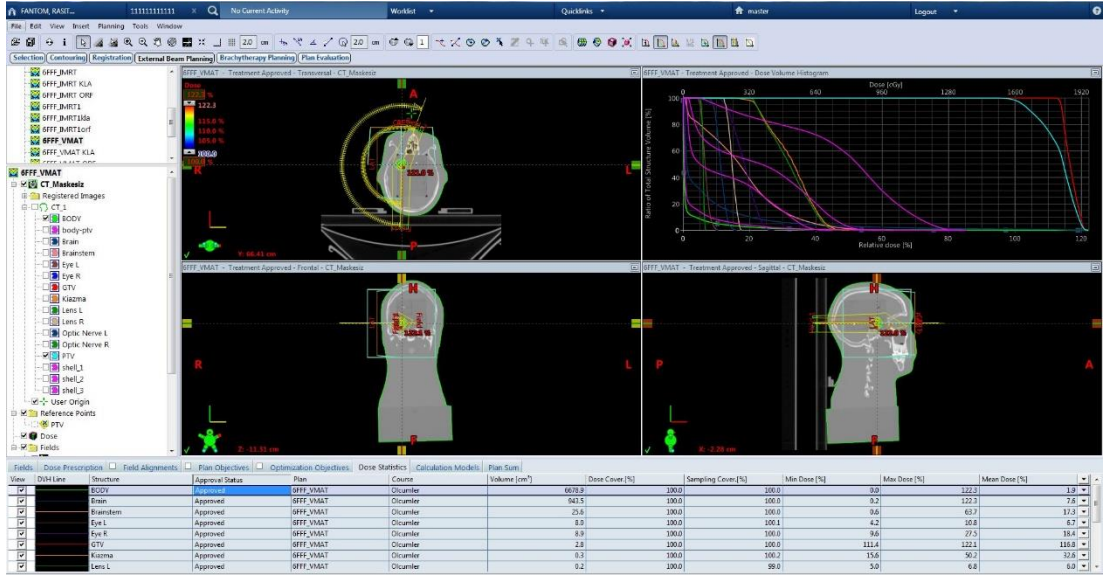
Resim 5.2.2.1. Head Fantomunun çekilen CT'nin konturlanması

### 5.2.3. Eclipse planlama sisteminde planların yapılması

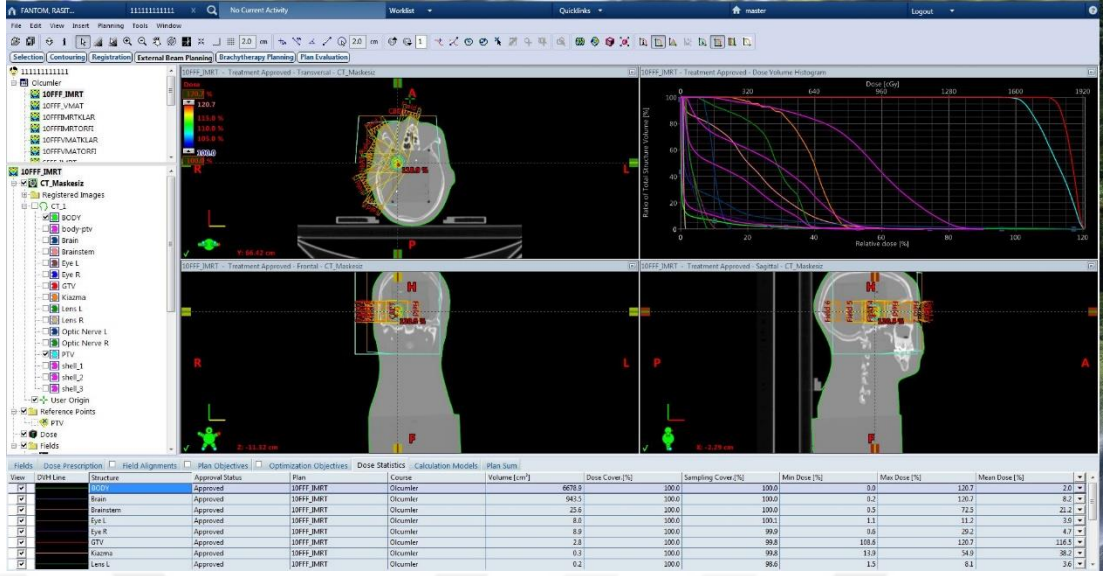
Tedavi planlaması VMAT ve IMRT teknikleri kullanılarak gerçekleştirildi. Doz tanımlaması ise tek fraksiyonda 1600 cGy olarak belirlendi.  $8,6 \text{ cm}^3$ ’lük lezyon hacmi PTV hacmi olarak tanımlandı. Truebeam STx 2.0 cihazı için VMAT tekniği ile yapılan planlarda 6 MV FFF ve 10 MV FFF foton enerjileri için  $20^\circ - 180^\circ$  arasına 2 kısmi arc yapıldı. IMRT tekniğinde ise 6 MV FFF ve 10 MV FFF foton enerjileri için,  $15^\circ$ ,  $330^\circ$ ,  $300^\circ$ ,  $270^\circ$ ,  $240^\circ$ ,  $210^\circ$  açıları verilerek planlamaları yapıldı. Her iki teknikte de doz hızı 6 MV FFF enerjisi için 1400 MU/dk, 10 MV FFF enerjisi için 2400 MU/dk olarak seçildi. Doz hesaplama grid size’ı 0,1 cm olarak seçilerek planlama yapıldı ve AAA hesaplama algoritması ile optimizasyon yapıldı. Yapılan tüm planlamalarda PTV hacmine verilen tedavi dozunun %100’üne normalize edildi.



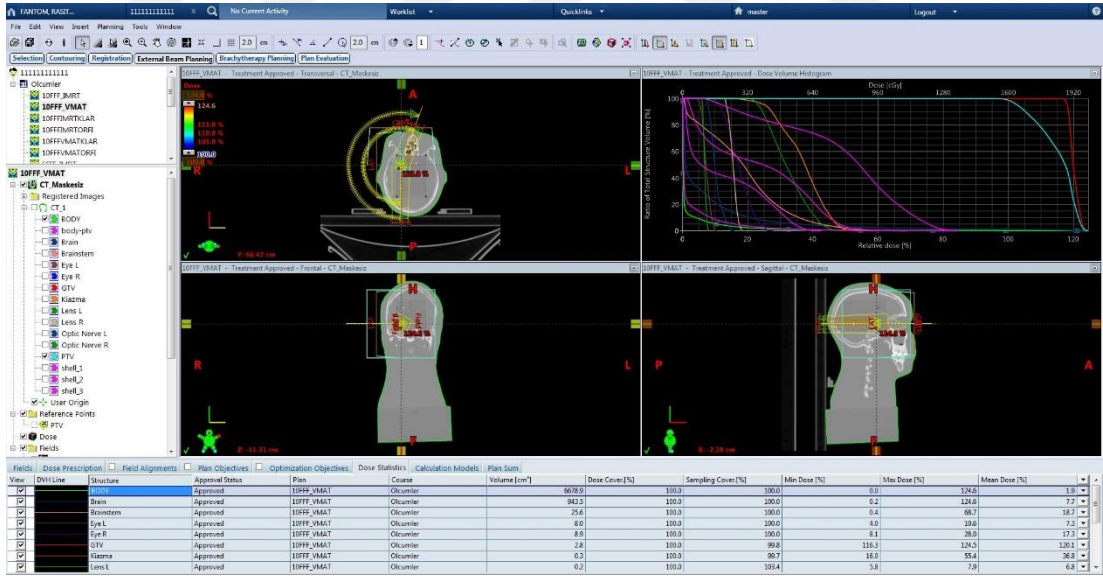
**Resim 5.2.3.1.** Truebeam STx tedavi cihazında head fantomunun tedavi planlama sisteminde yapılan 6 MV FFF enerjisinde ve IMRT tekniği kullanılarak yapılan planın görüntüsü



**Resim 5.2.3.2.** Truebeam STx tedavi cihazında head fantomunun tedavi planlama sisteminde yapılan 6 MV FFF enerjisinde ve VMAT tekniği kullanılarak yapılan planın görüntüsü



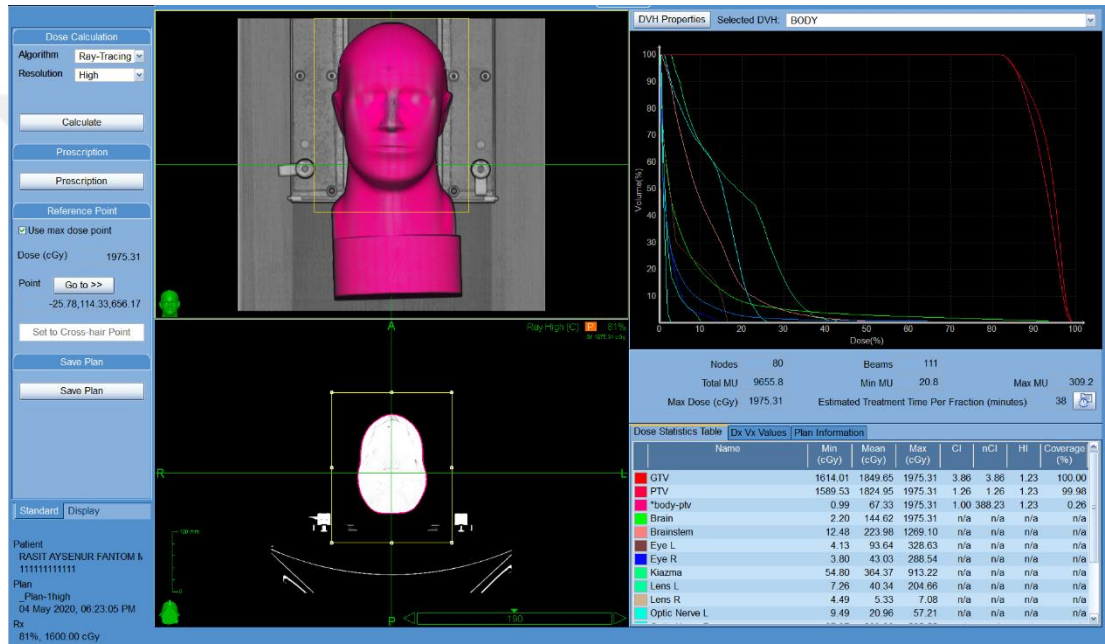
**Resim 5.2.3.3.** Truebeam STx tedavi cihazında head fantomunun tedavi planlama sisteminde yapılan 10 MV FFF enerjisinde ve IMRT tekniği kullanılarak yapılan planın görüntüsü



**Resim 5.2.3.4.** Truebeam STx tedavi cihazında head fantomunun tedavi planlama sisteminde yapılan 10 MV FFF enerjisinde ve VMAT tekniği kullanılarak yapılan planın görüntüsü

#### 5.2.4. Multiplan planlama sisteminde planların yapılması

Elde edilen görüntü üzerinden hedef hacim için tedavi planlaması yapıldı. Tedavi planlama stereotaktik radyocerrahi (SRS) tekniği ile gerçekleştirildi. Doz tanımlaması tek fraksiyonda 1600 cGy olarak belirlendi. 8,6 cm<sup>3</sup>'lük lezyon hacmi PTV hacmi olarak tanımlandı. Cyberknife sisteminde 6 MV FFF foton enerjisi ve maksimum doz hızı ise 1000 MU/dk'ya göre gerçekleşmektedir. Yapılan planlar Ray Tracing doz algoritması ile yapıldı ve doz hesaplama grid size 0,1 cm olarak seçildi. Yapılan planlamalar PTV'nin tanımlanan dozunun %100'üne normalize edildi.



**Resim 5.2.4.1.** Cyberknife M6 tedavi cihazında head fantomunun Multiplan tedavi sisteminde yapılan 6 MV FFF enerjisi kullanılarak yapılan planın görüntüsü

#### 5.2.5. Işınlama öncesinde yapılan mekanik ve dozimetrik kontroller

Cyberknife M6 cihazının radyasyon verim kontrolünü test etmek için cihaza özel Birdcage aparatı robota monte edilmesi ve bu aparata Farmer tipi 0,6 cc hacminde iyon odası takılması ile doz ölçümü gerçekleştirildi. Ölçüm bittikten sonra elde edilen relatif radyasyon verimi cihazın son periyodik kontrolünde kalibre edilen radyasyon veriminin 1 MU=1cGy şeklinde ve belirtilen limitler içinde olduğu görüldü.

Işınlamalara başlamadan tedavi cihazının mekanik ve dozimetrik kalite kontrolleri yapıldı. Dozimetrik ölçümler PTW RW3 katı su fantomunda yapıldı. 6 FFF ve 10 FFF enerjileri için 10 cm derinlikte, alan boyutları 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutlarında, SSD 100 cm olacak şekilde output ölçümleri alındı.

Truebeam STx 2.0 cihazının ürettiği radyasyon verimi dozimetrik ölçümler alınarak kontrol edildi. Cihaz 100 cm SSD ve alan boyutları 10x10 cm<sup>2</sup> olacak şekilde maksimum derinliğinde (6 FFF foton enerjisi için  $d_{maks}=1,4$ cm, 10 FFF foton enerjisi için=2,4 cm) 1MU= 1 cGy olacak şekilde kalibrasyonu yapıldı.

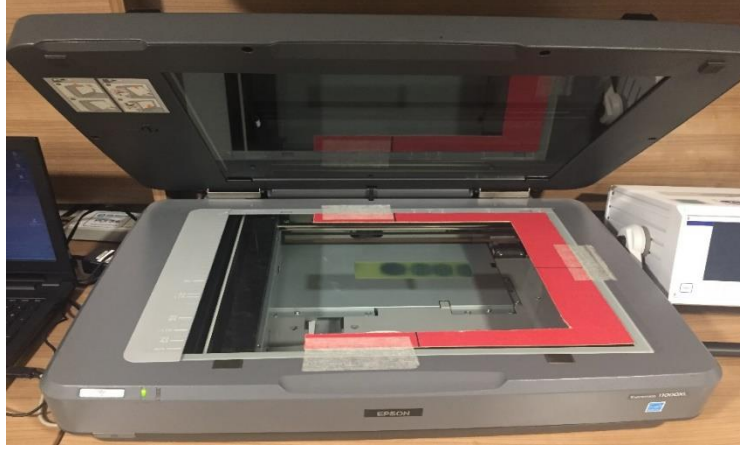
Truebeam STx cihazında yapılan kontrollerde sırasıyla gantri açısı göstergesi kontrolü, kolimatör açısı göstergesi kontrolü, kolimatör eksenini dönüştürme ile çapraz tel sabitliği kontrolü, eşmerkez kontrolü, lazer kontrolü, optik mesafe göstergesi gantri açısı bağımlılığı kontrolü, masanın longitudinal ve lateral hareketinin kontrolü, masanın düşey hareketi ile kolimatör ekseninin paralelliğinin kontrolü, masanın dönüş hareketi ile kolimatör ekseninin paralelliğinin kontrolü, alan boyutları göstergesi kontrolü, ışık-ışın alanı uyumu kontrolü, asimetrik kolimatör kontrolü ve çapraz tel eksenini ile radyasyon alanı eksenini uygunluğu kontrolü yapıldı. Gerçekleştirilen kontroller sonucunda elde edilen değerler içinde olduğu görüldü ve çalışmalara başlandı.

#### **5.2.6. Işınlanacak EBT3 Gafkromik Filmlerin Hazırlanması**

EBT-3 filmler 5x5 cm<sup>2</sup> boyutunda kalibrasyonda kullanılmak üzere kesildi. Her MU'ya denk gelecek sayıda film ve back ground filmi kesildi. Filmlerin yön bağımlılığı olmasından dolayı filmde tarama doğrultusuna dikkat edilmesi için her filmin kenarına tarama doğrultusunu gösteren işaretler konuldu.

Her iki planlama sisteminde yapılan her plan için üç tane 14x4 cm<sup>2</sup> film kesildi. Her film 48 bit derinlik renginde ve 75 dpi çözünürlükte ışınlandıktan 24 saat sonra Epson Expression 11000 XL tarayıcısı ile tarandı. Optik düzensizliği ortadan kaldırmak için filmler, uyum gözetilerek ve tarayıcı yatağına pozisyonuna dikkat edilerek yerleştirildi.





**Resim 5.2.6.1.** Işınlanan filmin EPSON 11000 XL tarayıcındaki konumunun gösterimi

### 5.2.7. Film Kalibrasyon Eğrisinin Oluşturulması

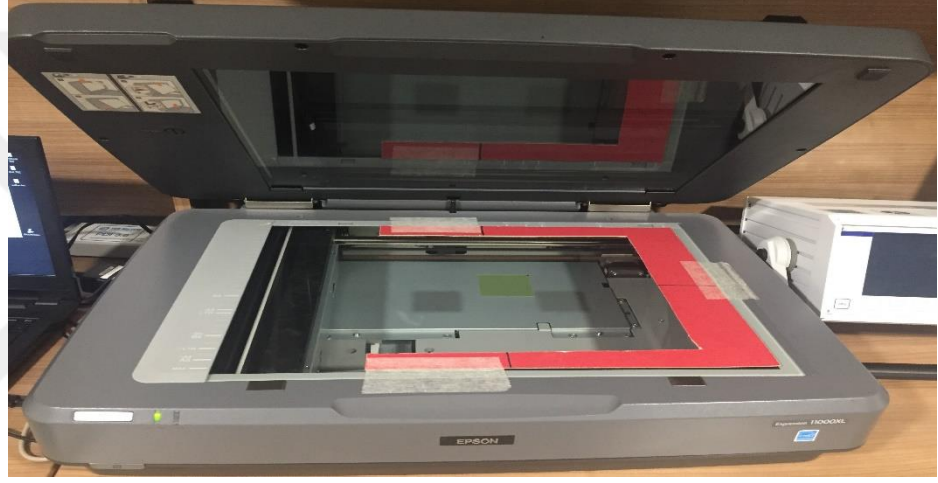
Cyberknife M6 cihazında kalibrasyon ölçümleri 80 cm SAD mesafesinde, 5x5 cm<sup>2</sup> EBT3 filmler alan merkezine yerleştirildi. 60 mm kolimatör kullanıldı. Kalibrasyon eğrisi için filmler, 0, 50, 100, 300, 500, 800, 1000, 1500 ve 2000 MU ile ışınlandı.

Trubeam STx 2.0 cihazında kalibrasyon ölçümleri PTW RW3 katı su fantomu kullanılarak 100 cm SSD mesafesinde 5x5 cm<sup>2</sup> EBT3 filmler alan merkezine yerleştirildi. 6 FFF foton enerjisi için 1.4 cm, 10 FFF doton enerjisi için 2.4 cm derinliğe filmler yerleştirilip TRS-398' deki kriterler göz önünde bulundurularak Cyberknife M6 cihazında uygulanan 9 farklı MU değeri için gerçekleştirildi. Her bir cihazda elde edilen mutlak doz değerleri daha sonra film kalibrasyonunda kullanılmak üzere birer dosyaya kaydedildi.

Literatürde kesme işlemi şu şekilde önerilmiştir (73). Film fantoma yerleştirilirken ve taranırken kesinlikle çıplak elle temas edilmemeli ve eldiven kullanılmalıdır. Filmler ışlandıktan sonra polimerizasyon başlar. Polimerizasyonun artmasıyla, film içerisinde büyüyen zincirin ucu ile içerisinde olan monomerler arasındaki mesafe de artar. 1 saniye kadar kısa bir süre içinde polimerizasyon biter ve sonrasında yerini optik yoğunluktaki logaritmik artışa bırakır (74). Bu olaydan dolayı literatür şunu tavsiye etmektedir. Optik yoğunluk artışının doyuma ulaşabilmesi için

filmlerin taranması ışınlama işlemi bittikten sonra 24 saat sonra filmlerin taranması gerektiğini önermektedir (75).

Filmleri ışınlama işlemi bittikten 24 saat sonra EPSON 11000 XL tarayıcı ile her bir parçanın 48 bit derinlik renginde ve 75 dpi çözünürlükte taranmıştır. Tarama işlemi yapılmadan önce film ışınlanırken tarama yönü ve ışınlama yönü aynı olması için üzerine işaretleme yapıldı. Dolayısıyla filmin yön bağımlılığından kaynaklanabilecek lateral response artefaktı önlenmiş oldu. Işınlanan filmler tarayıcının tam orta noktasında olmasına dikkat edilerek tarandı. SNC patient Software kullanılarak Cyberknife ve truebeam cihazları için kalibrasyon eğrileri oluşturuldu.



**Resim 5.2.7.1.** Epson Expression 11000 XL film tarayıcısı

### **5.2.8. Işınlanacak OSL'lerin Kalibrasyonu**

Truebeam cihazında kalibrasyon ölçümleri PTW RW3 katı su fantomu kullanılarak alındı. 100 cm SSD mesafesinde 10x10 cm<sup>2</sup> alan boyutu açılarak OSL'ler tam orta merkeze yerleştirildi. Saçılmalardan kaynaklı background oluşması için altına 10 tane katı su fantomu konuldu. Ölçüm 6 FFF enerjisi için 1.4 cm derinliğinde (dmax) derinliğinde yapıldı. Işınlanan OSL'ler 20 dakika sonra MicroStar okuyucusunda okundu ve kalibrasyon faktörleri oluşturuldu.

### 5.2.9. Standart Setup Koşullarında Filmlerin Işınlanması

Cyberknife M6 cihazında standart setup koşullarında ölçümler PTW RW3 katı su fantomu kullanılarak alındı. 80 cm SAD mesafesinde 5x5 cm<sup>2</sup> EBT3 filmler alan merkezine yerleştirildi. 60 mm kon kullanılmıştır. EBT-3 filmlerinin altına 10 cm katı su fantomu yerleştirildi. Filmler, önce maskesiz ışınlandı (Resim 5.3.9.1.). Daha sonra filmlerin üzerine klarıty maske (Resim 5.3.9.2.) ve orfit maske (Resim 5.3.9.3.) konularak 100 MU'da ışınlandı.



**Resim 5.2.9.1.** Cyberknife cihazında maske kullanılmadan film ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü



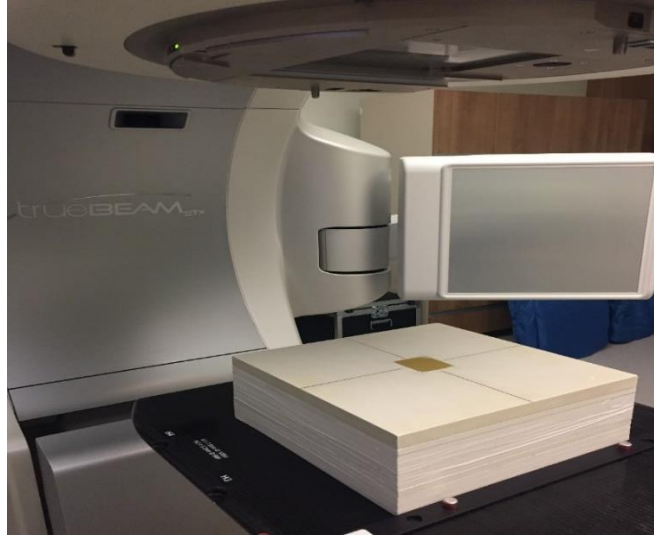
**Resim 5.2.9.2.** Cyberknife cihazında klarıty maske kullanılarak film ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü



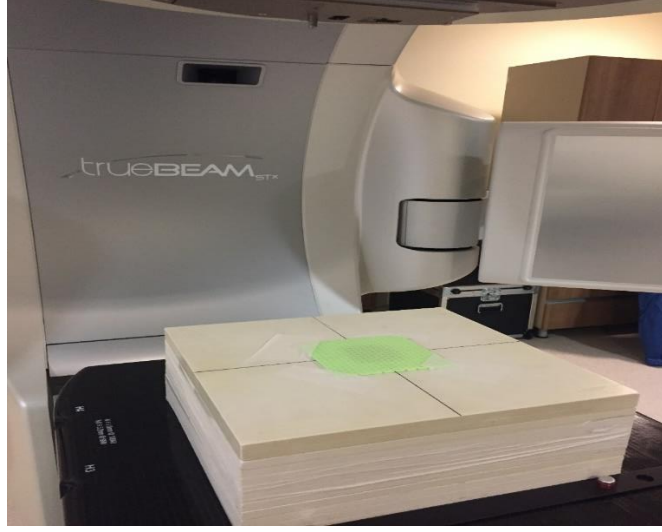


**Resim 5.2.9.3.** Cyberknife cihazında orfit maske kullanılarak film ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü

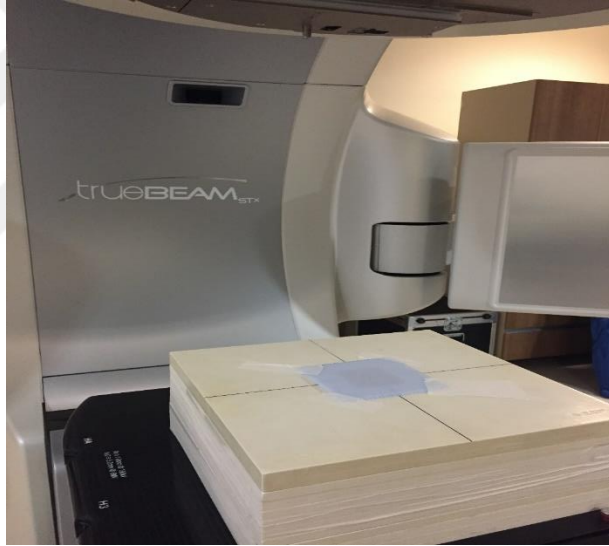
Truebeam STx 2.0 cihazında standart setup koşullarında ölçümler PTW RW3 katı su fantomu kullanılarak alındı. Alan boyutu  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  yapılarak 100 cm SSD mesafesinde  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  EBT3 filmler alan merkezine yerleştirildi. Filmin altına 10 cm katı su fantomu koyuldu. Filmler maskesiz ve üzerine iki farklı firmanın maskesi yerleştirilerek 100 MU'da ışınlandı.



**Resim 5.2.9.4.** Truebeam cihazında maske kullanılmadan film ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü



**Resim 5.2.9.5.** Truebeam cihazında klarity maske kullanılarak film ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü

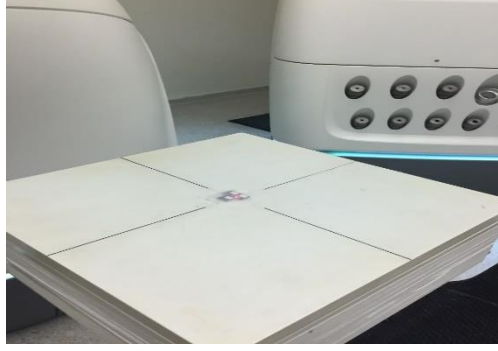


**Resim 5.2.9.6.** Truebeam cihazında orfit maske kullanılarak film ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü

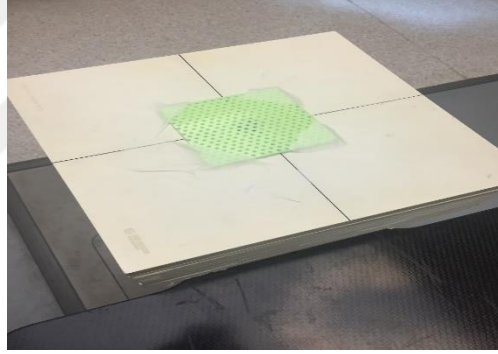
### **5.2.10. Standart Setup Koşullarında OSL'lerin ışınlanması**

Cyberknife cihazında standart setup koşullarında ölçümler PTW RW3 katı su fantomu kullanılarak alındı. 80 cm SAD mesafesinde alan merkezine OSL'ler yerleştirildi. 60 mm kon kullanılmıştır. OSL'ler önce maskesiz ışınlandı (Resim 5.2.10.1.). Daha sonra klarity maske (Resim 5.2.10.2.) ve orfit maske (Resim 5.2.10.3.)

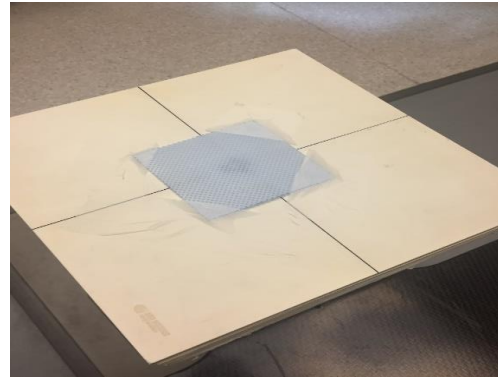
konularak 100 MU'da ışınladı. Truebeam STx 2.0 cihazında EBT-3 filmler için yapılan işlemler OSL ışınlamalarında da aynı şekilde gerçekleştirildi..



**Resim 5.2.10.1.** Cyberknife cihazında maske kullanılmadan OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü



**Resim 5.2.10.2.** Cyberknife cihazında klarity maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü



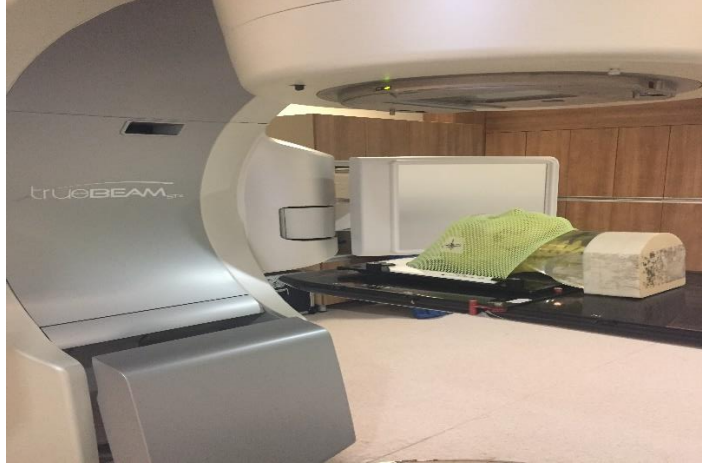
**Resim 5.2.10.3.** Cyberknife cihazında orfit maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçümün görüntüsü

### 5.2.11. Eclipse TPS' de Oluşturulan Planların Film kullanılarak Işınlanması

Tomografisi çekilen ve planlaması yapılan head fantomun tümör lokasyonundan dolayı sağ gözünden başlayarak sağ kulağına kadar 14x4 cm<sup>2</sup>'lik EBT-3 film yerleştirildi. Her bir plan 3'er kez ışınlandı. Işınlama sonuçlarının ortalamaları alındı. İlk önce maskesiz ışınlandı. Daha sonra head fantomuna yeni bir film yerleştirilerek klarity marka maske takıldı. Aynı işlem orfit marka maske için de gerçekleştirildi. 6 FFF IMRT, 6FFF VMAT, 10 FFF IMRT, 10 FFF VMAT ile yapılan planlar aynı setup işlemleri gerçekleştirerek ışınlandı. Yapılan her plan için fantomun CBCT görüntüsü alınarak CT görüntüsü ile karşılaştırıldı. Uygun eşleştirmeler sağlandıktan sonra masa kaydırmaları verilip sonra planların alan ışınlamaları gerçekleştirildi. Her bir yeni setup için film değiştirilerek aynı işlemler yapıldı. Her plan maskesiz, klariy maskeli ve orfit maskeli olmak üzere 3 defa ışınlanıp referans alınan üç noktanın ortalamaları alındı.



**Resim 5.2.11.1.** Film dedektörü kullanılarak Truebeam STx tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun maskesiz setup görüntüsü



**Resim 5.2.11.2.** Film dedektörü kullanılarak Truebeam STx tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına klarity maske takılmış halinin setup görüntüsü

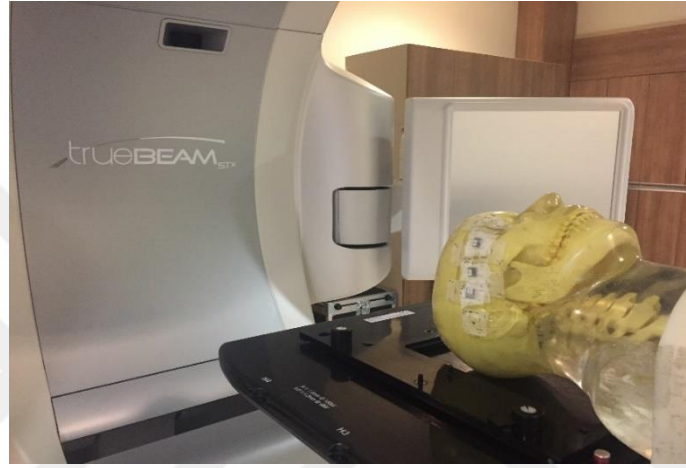


**Resim 5.2.11.3.** Film dedektörü kullanılarak Truebeam STx tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına orbit maske takılmış halinin setup görüntüsü

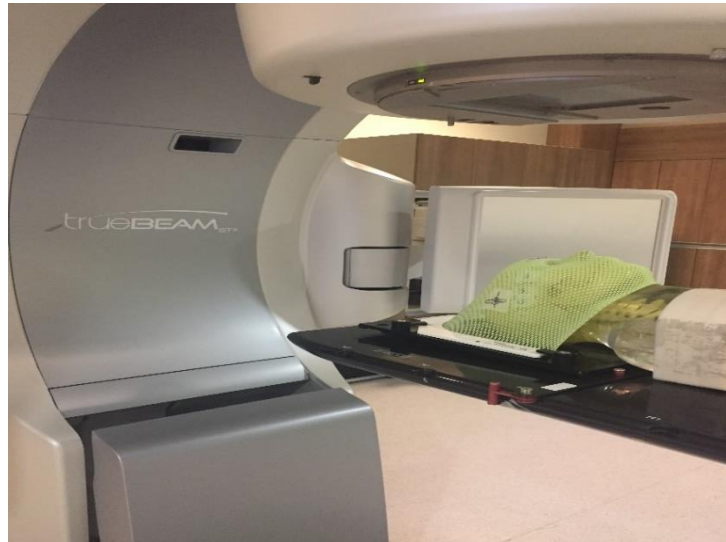
### **5.2.12. Eclipse TPS' de Oluşturulan Planların OSL kullanılarak ışınlanması**

Tomografisi çekilen ve planlaması yapılan head fantomun tümör lokasyonundan dolayı sağ gözü ile sağ kulağı arasına refesans alınan üç yere 3 adet OSL yerleştirildi. Cilt dozu ölçmek için bir planda 3 ışınlama yapıldı. İlk önce maskesiz ışınlandı. Daha sonra head fantomuna tekrar 3 adet OSL yerleştirilerek klarity markalı maske takıldı. Aynı işlem orbit markalı maske için de gerçekleştirildi.

6 FFF IMRT, 6FFF VMAT, 10 FFF IMRT, 10 FFF VMAT ile yapılan planlar aynı setup işlemleri gerçekleştirilerek ışınlandı. Yapılan her plan için fantomun CBCT görüntüsü alınarak CT görüntüsü ile karşılaştırıldı. Uygun eşleştirmeler sağlandıktan sonra masa kaydırmaları verilip sonra planların alan ışınlamaları gerçekleştirildi. Her bir yeni setup için OSL'ler değiştirilerek aynı işlemler yapıldı. Her plan maskesiz, klariy maskeli ve orfit maskeli olmak üzere 3 defa ışınlanıp ortalamaları alındı.



**Resim 5.2.12.1.** OSL dedektörü kullanılarak Truebeam STx tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun maskesiz setup görüntüsü



**Resim 5.2.12.2.** OSL dedektörü kullanılarak Truebeam STx tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına klariy maske takılmış halinin setup görüntüsü



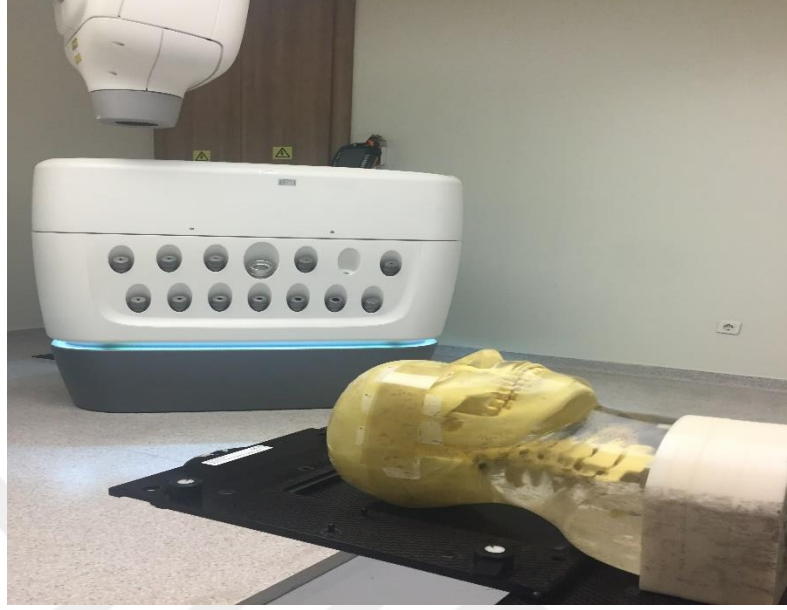


**Resim 5.2.12.3.** OSL dedektörü kullanılarak Truebeam STx tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına orfit maske takılmış halinin setup görüntüsü

### **5.2.13. Multiplan TPS’de Oluşturulan Planların Film Kullanılarak Işınlanması**

Tomografisi çekilen ve planlaması yapılan head fantomun tümör lokasyonundan dolayı sağ gözünden başlayarak sağ kulağına kadar  $14 \times 4 \text{ cm}^2$ 'lik EBT-3 film yerleştirildi. Cilt dozu ölçmek için bir planda 3 ışınlama yapıldı. İlk önce maskesiz ışınlandı. Daha sonra head fantomuna yeni bir film yerleştirilerek klarity markalı maske takıldı. Aynı işlem orfit markalı maske için de gerçekleştirildi. Her bir yeni setup için film değiştirerek aynı işlemler yapıldı. Her plan maskesiz, klariy maskeli ve orfit maskeli olmak üzere 3 defa ışınlanıp ortalamaları alındı. CyberKnife M6 cihazında kafa içi yerleşiminin tespiti için 6B kafatası takip algoritma sistemi kullanıldı. Tavanda bulunan X-ışını kaynakları yardımıyla elde edilen görüntüler algılayıcılar tarafından tespit edilerek tedavi kontrol sistemine (TKS) gönderildi. Sisteme ait takip algoritması iskelet yapısına ait özellikleri, 6 ekseninde hesaplama yapıp DRR ile eşleştirdikten sonra hesapladığı sapma değerlerini tedavi masasına iletildi. Uygun masa kaydırmaları verildikten sonra planların ışınlamaları gerçekleştirildi. Her bir setup için aynı işlemler gerçekleştirildi. Ray-Tracking hesap algoritması ile yapılan

her plan maskesiz, klarity maskeli ve orfit maskeli olmak üzere 3 defa ışınlanıp referans alınan üç noktanın ortalamaları alındı.

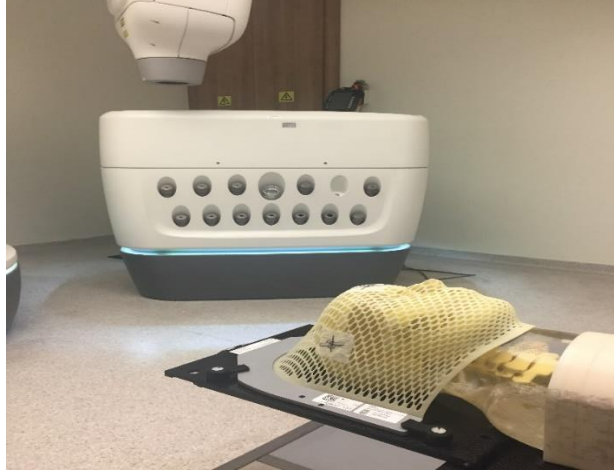


**Resim 5.2.13.1.** Film dedektörü kullanılarak Cyberknife M6 tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun maskesiz setup görüntüsü



**Resim 5.2.13.2.** Film dedektörü kullanılarak Cyberknife M6 tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına klarity maske takılmış halinin setup görüntüsü

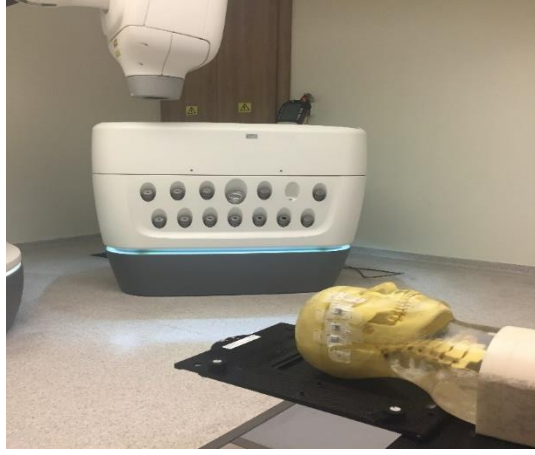




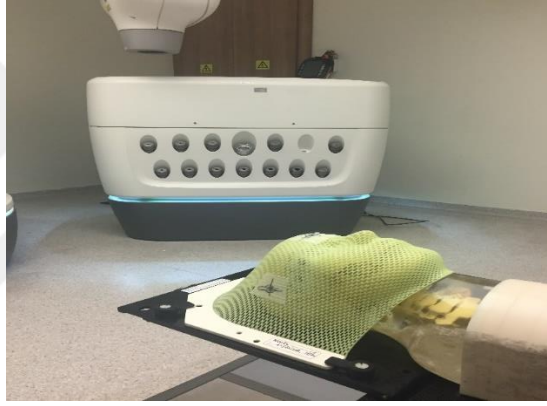
**Resim 5.2.13.3.** Film dedektörü kullanılarak Cyberknife M6 tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına orfit maske takılmış halinin setup görüntüsü

#### **5.2.14. Multiplan TPS’de Oluşturulan Planların OSL kullanılarak Işınlanması**

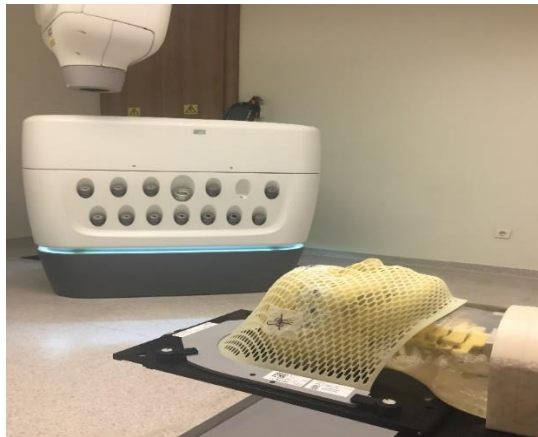
Tomografisi çekilen ve planlaması yapılan head fantomun tümör lokasyonundan dolayı sağ gözü ile sağ kulağı arasına refesans alınan üç yere 3 adet OSL yerleştirildi. Cilt dozu ölçmek için bir planda 3 ışınlama yapıldı. İlk önce maskesiz ışınlandı. Daha sonra head fantomuna tekrar 3 adet OSL yerleştirilerek klarity markalı maske takıldı. Aynı işlem orfit markalı maske için de gerçekleştirildi. Her plan maskesiz, klariy maskeli ve orfit maskeli olmak üzere 3 defa ışınlanıp ortalamaları alındı. Her bir yeni setup için OSL’ler değiştirilerek aynı işlemler yapıldı. Her plan maskesiz, klariy maskeli ve orfit maskeli olmak üzere 3 defa ışınlanıp ortalamaları alındı. Görüntü alma ve ışınlama olayı aynı film dedektöründe yapılan işlemler gibi yapıldı.



**Resim 5.2.14.1.** OSL dedektörü kullanılarak Cyberknife cihazı için tedavi öncesi head fantomunun maskesiz setup görüntüsü



**Resim 5.2.14.2.** OSL dedektörü kullanılarak Cyberknife M6 tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına klarity maske takılmış halinin setup görüntüsü



**Resim 5.2.14.3.** OSL dedektörü kullanılarak Cyberknife M6 tedavi cihazı için tedavi öncesi head fantomunun başına orbit maske takılmış halinin setup görüntüsü

### **5.2.15. Işınlanan EBT-3 Film ile cilt dozu ölçümlerin değerlendirilmesi**

CyberKnife M6 ve Truebeam STx cihazlarında yapılan planların ışınlamaları sonrasında ışınlanan filmler karanlık bir yerde 24 saat bekletildi. Daha sonra ışınlanan filmler tarayıcıda film kalibrasyonunda uygulanan tüm prosedürler takip edilerek tarama işlemi yapıldı. Film tarama işlemi bittikten sonra her bir film için “.tif” uzantılı bir dosya oluşturuldu. Oluşturulan bu .tif uzantılı dosyalar SNC Software programı kullanılarak her bir cihaza denk gelen film kalibrasyon eğrisi kullanılarak “.flm” uzantılı dosya şekline dönüştürüldü. SNC patient yazılımında filmde doz dağılımlarına bakılarak 3 tane referans nokta belirlendi. Bu noktalar IMRT açılarına göre belirlenerek 330 °, 300 ° ve 270 ° dereceleri referans alınarak yapıldı. VMAT tekniğinde ve Cyberknife cihazında da bu açılar referans alındı ve maskeli-maskesiz cilt dozları SNC Patient yazılım programı kullanılarak belirlendi. Standart setup koşullarında ışınlanan filmler, eşit mesafede 3 noktaya bakılarak maskeli- maskesiz cilt dozları değerlendirildi.

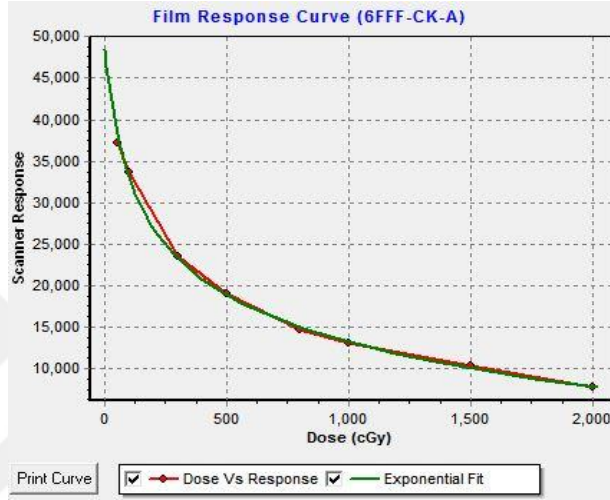
### **5.2.16. Işınlanan OSL ile cilt dozu ölçümlerinin değerlendirilmesi**

CyberKnife M6 ve Truebeam STx cihazlarında yapılan planların ışınlamaları sonrasında ışınlanan OSL’ler 20 dakika bekletilerek microStar® okuyucusunda okundu. Okunan doz, kalibrasyon faktörü ile çarpılıp cilt dozları belirlendi. OSL’ler de IMRT açılara göre belirlenerek 330 °, 300 ° ve 270 ° derecelerine denk gelecek şekilde head fantoma yerleştirildi ve bu noktalardaki maskeli-maskesiz cilt dozları belirlendi. VMAT tekniğinde ve Cyberknife cihazında da ışınlanan OSL’ler içinde bu açılar referans alındı. Standart setup koşullarında ışınlanan OSL’ler microStar® okuyucusunda okunarak maskeli-maskesiz cilt dozları değerlendirildi. Standart setup koşullarında alan merkezine yerleştirilen OSL’ler okunarak cilt dozları değerlendirildi.

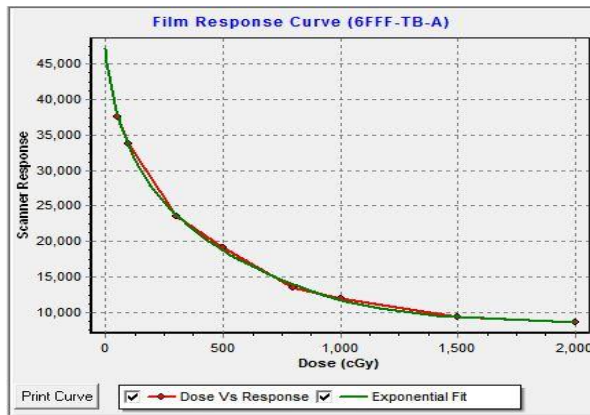
## 6. BULGULAR

### 6.1. Film Kalibrasyon Eğrilerinin Elde Edilmesi

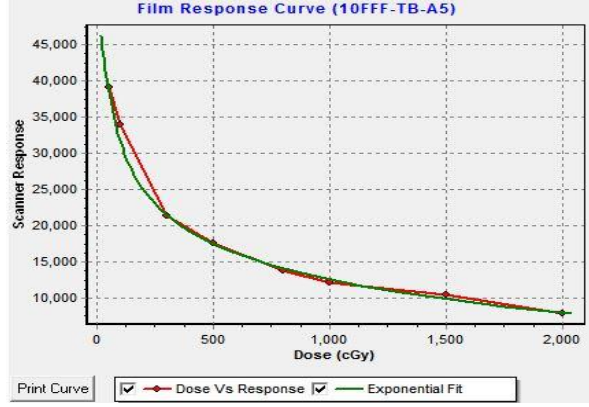
Oluşturulan planların mutlak doz verifikasyonu için gafkromik EBT3 film kullanıldı. Filmlerin değerlendirilmesi için Truebeam STx 2.0 cihazında 6 FFF ve 10 FFF foton enerjileri ve CyberKnife M6 cihazında 6 FFF foton enerjisi için kalibrasyon eğrisi oluşturuldu.



Şekil 6.1.1. Cyberknife M6 cihazında 6 MV FFF foton enerjisinde ışınlanan filmlerin kalibrasyon eğrisi



Şekil 6.1.2. Truebeam STx cihazında 6 MV FFF foton enerjisinde ışınlanan filmlerin kalibrasyon eğrisi



**Şekil 6.1.3.** Truebeam STx cihazında 10 MV FFF foton enerjisinde ışınlanan filmlerin kalibrasyon eğrisi

## 6.2. Cyberknife Cihazında 6 FFF Enerjisi ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Standart Setup Koşullarında alınan Cilt dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi

**Tablo 6.2.1.** Maskesiz ve Klarity maske kullanılarak EBT-3 Film ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları

Referans Alınan Noktalar	Maskesiz (cGy)	Klarity Maske (cGy)	%
1	29.45	43.81	32.77
2	30.12	45.77	34.20
3	28.34	47.83	40.75

**Tablo 6.2.2.** Maskesiz ve Orfit Maske Kullanılarak EBT-3 Film ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	29.45	48.90	39.37
<b>2</b>	30.12	49.11	38.66
<b>3</b>	28.34	50.35	43.71

**Tablo 6.2.3.** Maskesiz ve Klarity maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarity Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	21.88	35.21	37.85
<b>2</b>	24.90	38.57	35.44
<b>3</b>	23.53	40.33	41.65

**Tablo 6.2.4.** Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	21.88	32.72	33.12
<b>2</b>	24.90	38.81	35.84
<b>3</b>	23.53	42.13	44.14

### **6.3. Cyberknife Cihazında 6 FFF Enerjisi ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Cilt Dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi**

**Tablo 6.3.1.** Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarıty Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	28.39	44	35.47
<b>2</b>	21.16	28.31	25.25
<b>3</b>	59.65	72.10	17.26

**Tablo 6.3.2.** Maskesiz ve Orfit Maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	28.39	40.47	29.84
<b>2</b>	21.16	27	21.62
<b>3</b>	59.65	73	18.28

**Tablo 6.3.3.** Maskesiz ve Klarıty Maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarıty Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	24.20	40.31	39.96
<b>2</b>	18.72	25.70	27.15
<b>3</b>	50.51	68.10	25.82



**Tablo 6.3.4.** Maskesiz ve Orfit Maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	24.20	38.30	36.81
<b>2</b>	18.72	24.72	24.27
<b>3</b>	50.51	67.90	25.61

**6.4. Truebeam STx Cihazında 6 FFF Enerjisi ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Standart Setup Koşullarında alınan Cilt dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi**

**Tablo 6.4.1.**Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak EBT-3 Film ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarıty Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	37.28	69.98	46.73
<b>2</b>	38.99	65.35	40.33
<b>3</b>	38.37	71.53	46.35

**Tablo 6.4.2.** Maskesiz ve Orfit maske Kullanılarak EBT-3 Film ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	37.28	85.70	56.50
<b>2</b>	38.99	88.45	55.92
<b>3</b>	38.37	78.05	50.83

**Tablo 6.4.3.** Maskesiz ve Klarity maske kullanılarak OS� ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarity Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	32.53	59.70	45.51
<b>2</b>	30.71	60.20	48.98
<b>3</b>	31.20	62.42	50.01

**Tablo 6.4.4.** Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	32.53	79.12	58.88
<b>2</b>	30.71	76.35	59.77
<b>3</b>	31.20	72.50	56.96

**6.5. Truebeam STx Cihazında 10 FFF Enerjisi ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Standart Setup Koşullarında alınan Cilt dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi**

**Tablo 6.5.1.** Maskesiz ve Klarity maske kullanılarak EBT-3 Film ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarity Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	25.31	64	60.45
<b>2</b>	26.31	66.45	60.40
<b>3</b>	28.44	63.31	55.07

**Tablo 6.5.2.** Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak EBT-3 Film ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	25.31	49.04	48.38
<b>2</b>	26.31	51.44	48.85
<b>3</b>	28.44	50.12	43.25

**Tablo 6.5.3.** Maskesiz ve Klarity maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarity Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	22.50	60.37	62.72
<b>2</b>	24.92	63.50	60.75
<b>3</b>	24.31	58.71	58.59

**Tablo 6.5.4.** Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	22.50	44.07	48.94
<b>2</b>	24.92	47.34	47.35
<b>3</b>	24.31	45.67	46.77

#### **6.6. Truebeam STx Cihazında 6 FFF Enerjisi, VMAT Tekniği ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Cilt dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi**

**Tablo 6.6.1.** Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarıty Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	98.85	182.03	45.69
<b>2</b>	101.62	220.67	53.94
<b>3</b>	107.55	214.05	49.75

**Tablo 6.6.2.** Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	98.85	176.07	43.85
<b>2</b>	101.62	200.10	49.21
<b>3</b>	107.55	181.35	40.69

**Tablo 6.6.3.** Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarıty Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	90.10	175.05	48.52
<b>2</b>	92.35	211.85	56.40
<b>3</b>	100.60	200.58	49.84

**Tablo 6.6.4.** Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	90.10	170.27	47.08
<b>2</b>	92.35	191.28	51.71
<b>3</b>	100.60	170.50	40.99

### **6.7. Truebeam STx Cihazında 6 FFF Enerjisi, IMRT Tekniği ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Cilt dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi**

**Tablo 6.7.1.** Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Açılar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarıty Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>330°</b>	152.40	278.62	45.30
<b>300°</b>	78.26	182.97	57.22
<b>270°</b>	99.36	210.08	52.70

**Tablo 6.7.2.** Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Açılar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>330°</b>	152.40	313.99	51.46
<b>300°</b>	78.26	150.40	47.96
<b>270°</b>	99.36	190.27	47.77

**Tablo 6.7.3.** Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Açılar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarıty Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>330°</b>	140.20	268.32	47.74
<b>300°</b>	70.13	173.85	59.66
<b>270°</b>	91.78	201.31	54.40



**Tablo 6.7.4.** Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Açılar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>330°</b>	140.20	301.98	53.57
<b>300°</b>	70.13	141.20	50.33
<b>270°</b>	91.78	173.37	47.06

#### **6.8. Truebeam STx cihazında 10 FFF Enerjisi, VMAT Tekniği ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Cilt Dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi**

**Tablo 6.8.1.** Maskesiz ve Klarity maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarity Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	52.52	91.43	42.55
<b>2</b>	59.64	111.43	46.47
<b>3</b>	58.34	104.06	43.93

**Tablo 6.8.2.** Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	52.52	97.55	46.16
<b>2</b>	59.64	111.24	46.38
<b>3</b>	58.34	100.21	41.78

**Tablo 6.8.3.** Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarıty Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	41.89	80.37	47.87
<b>2</b>	50.70	99.81	49.20
<b>3</b>	51.29	95.22	46.13

**Tablo 6.8.4.** Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Noktalar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	41.89	85.45	50.97
<b>2</b>	50.70	99.42	49
<b>3</b>	51.29	88.37	41.95

### **6.9. Truebeam STx Cihazında 10 FFF Enerjisi, IMRT Tekniği ile EBT-3 film ve OSL Kullanılarak Cilt Dozu Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi**

**Tablo 6.9.1.** Maskesiz ve Klarity maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Açılar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarity Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>330°</b>	81.61	143.59	43.16
<b>300°</b>	56.70	111.91	49.33
<b>270°</b>	69.34	138.04	49.76

**Tablo 6.9.2.** Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak EBT-3 Film ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Açılar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>330°</b>	81.61	175.63	53.53
<b>300°</b>	56.70	100.27	43.45
<b>270°</b>	69.34	117.83	41.15

**Tablo 6.9.3.** Maskesiz ve Klarıty maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Açılar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Klarıty Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>330°</b>	70.23	131.78	46.70
<b>300°</b>	45.80	99.87	54.14
<b>270°</b>	60.21	125.80	52.13

**Tablo 6.9.4.** Maskesiz ve Orfit maske kullanılarak OSL ile alınan cilt dozu ölçüm sonuçları

<b>Referans Alınan Açılar</b>	<b>Maskesiz (cGy)</b>	<b>Orfit Maske (cGy)</b>	<b>%</b>
<b>330°</b>	70.23	160.50	56.24
<b>300°</b>	45.80	93.28	50.90
<b>270°</b>	60.21	119.50	49.61

## 7. TARTIŞMA

Cilt dozu, cildin foton ve elektronlarla etkileşimiyle oluşan ikincil yani saçılmış radyasyon ve elektron kontaminasyonu sonucunda meydana gelmektedir.

Radyoterapide foton demetleri, ikincil elektronlarla kontamine olurlar. İkincil elektronlar, tedavi kafasında, kolimatörde, havada, hastada ve saçıcı materyallerde foton etkileşimleri sonucunda meydana gelir (76).

Cilt dozu birçok parametreden etkilenmektedir. Bunlar; immobilizasyon yatak, termoplastik maske, bolus, enerji, SSD, alan boyutu, ışınlama sonrasında hastada oluşan ikincil elektronlar, blok tepsisi ve tedavi kafasında oluşan elektron kontaminasyonlarıdır. Literatürde yapılan çalışmalar sonucunda araştırmacılar tarafından bu bilgiler elde edilmiştir (76, 77, 78, 79). Bu tez çalışmasında Cyberknife M6 ve Truebeam STx 2.0 sistemleriyle hasta sabitlemek için kullanılan termoplastik maskelerin IMRT, VMAT tedavi tekniklerine ve 6 FFF, 10 FFF foton demetlerine bağlı olarak cilt dozlarını ne kadar etkilediği araştırıldı.

Çalışmamızda head fantomun CT görüntüleri tedavi planlama sistemine aktarıldı. Cyberknife MultiPlan TPS sisteminde tedavi hacmi, kritik organları çizilip planlamaları yapıldı. Aynı işlemler Varian Truebeam STx 2.0 için kullanılan eclipse TPS sisteminde de tekrarlanmıştır. Hedef hacim için 1x1600 cGy doz reçetelendirildi. MultiPlan TPS’de yapılan plan RayTracing algoritması ile; Eclipse TPS’de yapılan planlar AAA algoritması ile hesaplatılmıştır. Tüm platformlarda yapılan planlar kritik organ dozları kriterlerini geçmeyecek şekilde ayarlanmıştır. EBT-3 gafkromik film ve OSL dozimetreleri kullanıldı. Cyberknife M6 cihazında EBT-3 film ile OSL dozimetreleri kullanılarak maskesiz, klarity maske ve orfit maske için standart setup koşullarında ölçümler alınmıştır. Aynı işlemler Truebeam STx 2.0 cihazında da yapılarak 6 FFF ve 10 FFF enerji demetleri için yapılmıştır. Cilt dozunun belirlenmesinde maskesiz ışınlanan cilt dozları ile klarity maske ve orfit maske ile ışınlanan cilt dozları karşılaştırılmıştır.

Cyberknife M6 tedavi cihazında yapılan standart setup koşullarında alınan film ölçümlerinde, maskesiz- klarity maske cilt dozu farkları sırasıyla %32.79, %34.20, %40.75 bulundu. Maskesiz-orfit maske cilt dozu farkları sırasıyla %39.77, %38.66,

%43.71 bulundu. Standart setup koşullarında alınan OSL ölçümlerinde, maskesiz-klarite maske cilt dozu farkları sırasıyla %37.85, %35.44, %41.65 bulundu. Maskesiz-orfit maske cilt dozu farkları sırasıyla %33.12, %35.84, %44.14 bulundu. Klarite maske ve Orfit maske arasında çok büyük bir fark bulunmamıştır. EBT-3 gafkromik film ve OSL standart setup koşullarında alınan ölçümler kendi arasında uyumludur.

CK cihazında EBT-3 film ile alınan ölçümlerde, maskesiz-klarite maske cilt dozu ölçüm farkları sırasıyla %35.47, %25.25, %17.26 bulundu. Maskesiz-orfit maske cilt dozu farkları sırasıyla %29.84, %21.62, %18.28 bulundu. OSL ile alınan ölçümlerde, maskesiz-klarite maske cilt dozu farkları sırasıyla %39.96, %27.15, %25.82 bulundu. Maskesiz-orfit maske cilt dozu farkları sırasıyla %36.81, %24.27, %25.61 bulundu. Klarite maske ve Orfit maske arasında cilt dozu farkları birbirine yakın bulunmuştur. EBT-3 film ve OSL ölçümleri arasındaki cilt dozu farkları da birbirine yakın bulunmuştur. İki maske arasında standart setup koşullarında alınan ölçüm sonuçları ile ölçülen cilt dozu sonuçları arasında bazı noktalarda farklılıklar bulundu. Bunun sebebinin head fantomunun baş kısmına yerleştirilen EBT-3 filmin ve OSL'nin bulunduğu konumun heterojen bir zemin olmasından dolayı kaynaklandığı düşünülmektedir.

Truebeam STx tedavi cihazında yapılan 6 FFF enerjisi için film ile standart setup koşullarında alınan ölçümlerde, maskesiz-klarite maske cilt dozu farkları sırasıyla %46.73, %40.33, %46.35 bulundu. Maskesiz-orfit maske cilt dozu farkları sırasıyla %56.50, %55.92, %50.83 bulundu. OSL ile alınan ölçümlerde, maskesiz-klarite maske cilt dozu farkları sırasıyla %45.51, %48.98, %50.01 bulundu. Maskesiz-orfit maske cilt dozu farkları sırasıyla %58.88, %59.77, %56.96 bulundu. 10 FFF enerjisi için film ile standart setup koşullarında alınan ölçümlerde, maskesiz-klarite maske cilt dozu farkları sırasıyla %60.45, %60.40, %55.07 bulunmuştur. Maskesiz-orfit maske cilt dozu farkları sırasıyla %48.38, %48.85, %43.25 bulundu. OSL ile alınan ölçümlerde, maskesiz-klarite maske cilt dozu farkları sırasıyla %62.72, %60.75, %58.59 bulundu. Maskesiz-orfit maske cilt dozu farkları sırasıyla %48.94, %47.35, %46.77 bulundu. 6 FFF enerjisi için standart setup koşullarında alınan EBT-3 film ile OSL cilt dozu farkları birbirine yakın bulunmuştur. Klarite maske ve Orfit maske arasında çok büyük bir fark bulunmamıştır. 10 FFF enerjisi için standart setup koşullarında alınan EBT-3 film ve OSL cilt dozu farkları birbirine yakın bulunmuştur.

Klarity maske ile ölçülen cilt dozu farkı orfit maske ile ölçülen cilt dozu farkından hafifçe düşük çıkmıştır.

TB cihazında 6 FFF VMAT için alınan film ölçümlerinde, maskesiz-klarity maske cilt dozu farkları sırasıyla, %45.69, %53.94, % 49.75 bulundu. Maskesiz- orfit maske cilt dozu farkları sırasıyla %43.85, %49.21, %40.69 bulundu. OSL ile alınan ölçümlerde, maskesiz-klarity maske cilt dozu farkları sırasıyla %48.52, %56.40, %49.84 bulundu. Maskesiz- orfit maske cilt dozu farkları sırasıyla %47.08, %51.71, %40.99 bulundu. 6 FFF IMRT için alınan film ölçümlerinde, maskesiz-klarity maske cilt dozu farkları 330°, 300°, 270° açılarında sırasıyla %45.30, %57.22, %52.70 bulundu. Maskesiz- orfit maske cilt dozu farkları 330°, 300°, 270° açılarında sırasıyla %51.46, %47.96, %47.77 bulundu. OSL ile alınan ölçümlerde, maskesiz-klarity maske cilt dozu farkları 330°, 300°, 270° açılarında sırasıyla %47.74, %59.66, %54.40 bulundu. Maskesiz- orfit maske cilt dozu farkları 330°, 300°, 270° açılarında sırasıyla %53.57, %50.33, %47.06 bulundu.

TB cihazında 10 FFF VMAT için alınan film ölçümlerinde, maskesiz-klarity maske cilt dozu farkları sırasıyla, %42.55, %46.47, %43.93 bulundu. Maskesiz-orfit maske cilt dozu farkları sırasıyla %46.16, %46.38, %41.78 bulundu. OSL ile alınan ölçümlerde, maskesiz-klarity maske cilt dozu farkları sırasıyla %47.87, %49.20, %46.13 bulundu. Maskesiz- orfit maske cilt dozu farkları sırasıyla %50.97, %49, %41.95 bulundu. 10 FFF IMRT için alınan film ölçümlerinde, maskesiz-klarity maske cilt dozu farkları 330°, 300°, 270° açılarında sırasıyla %43.16, %49.33, %49.76 bulundu. Maskesiz- orfit maske cilt dozu farkları 330°, 300°, 270° açılarında sırasıyla %53.53, %43.45, %41.15 bulundu. OSL ile alınan ölçümlerde, maskesiz-klarity maske cilt dozu farkları 330°, 300°, 270° açılarında sırasıyla %46.70, %54.14, %52.13 bulundu. Maskesiz- orfit maske cilt dozu farkları 330°, 300°, 270° açılarında sırasıyla %56.26, %50.90, %49.61 bulundu.

Truebeam STx cihazında standart setup koşullarında alınan ölçümlerde EBT-3 film ve OSL dozimetreleri kullanılarak 6 FFF ve 10 FFF foton enerjilerinde maskesiz-klarity maskeli cilt dozu ölçüm farkları sonucu maskesiz-orfit maskeli cilt dozu ölçümünden hafifçe daha fazladır. 6 FFF IMRT, 6 FFF VMAT, 10 FFF IMRT VE 10 FFF VMAT cilt dozu farkları birbirine yakın bulundu.



Hadley ve ark. (80) tarafından yapılan çalışmada attix paralel plaka iyon odası kullanılarak Varian 21Ex LINAC cihazında hasta konumlandırma ve hareketsizleştirme için kullanılan termoplastik maskelerin neden olduğu yüzey dozundaki artış araştırılmıştır. Bu çalışmada 6 MV ve 15 MV foton enerjileri kullanılarak küçük delikleri olan ve büyük delikleri olan iki maske karşılaştırılmıştır. Doz oluşumundaki değişiklik, Attix paralel plak iyon odası kullanılarak katı su fantomunda doku maksimum oranları (TMR) ölçüldü. 6-MV ve 15-MV X-ray ışınları için katı su fantomunun yüzeyinde maske malzemesi ile ve maske olmadan ölçümler yapılmıştır. Maske, maske malzemesinin 10 × 10 cm'lik bir bölümünü ısıtarak ve 15 × 15 cm, 20 × 20 cm ve 25 × 25 cm boyutlarındaki formlar üzerine gerdirilerek tekrarlanabilir bir şekilde gerildi. Eşdeğer suyun etkili kalınlığı TMR eğrilerinden yüzey dozundaki artış tahmin edildi. Maske örnekleriyle yüzey dozunun 6 MV ve 15 MV için sırasıyla % 16 ve % 12'den 6 MV için % 27 ile % 61 ve 15 MV için % 18 ile % 40 arasında değiştiği tahmin edilmiştir.

Bu tez çalışmasında, tedavi cihazı olarak Cyberknife M6, Varian Truebeam STx 2.0 ve head fantom kullanıldı. Tedavi tekniği VMAT, IMRT ve SRS tedavisi olduğu için enerji 6FFF ve 10FFF foton enerjileri seçildi. Her iki cihazda da reçetelendirilen doz 1x1600 cGy olarak belirlendi. Ölçümler head fantomunda maskesiz ve klarity maske ve orfit maske kullanılarak yapıldı. CK cihazında 6 FFF foton enerjisinde EBT-3 film ve OSL dozimetreleri kullanılarak yapılan maskesiz-klarity maske cilt dozu farkları %17.26 ile %39.96 arasında bulundu. Maskesiz-orfit maske için cilt dozu farkları %18.28 ile %36.81 arasında bulundu. Klarity maske ve orfit maske arasında cilt dozu farkları birbirine yakın bulunmuştur. Truebeam cihazında 6 FFF VMAT tekniğinde EBT-3 film ve OSL kullanılarak yapılan maskesiz-klarity maske cilt dozu farkları % 45.69 ile % 56.40 arasında bulundu. Maskesiz-orfit maske için cilt dozu farkları %40.99 ile %51.77 arasında bulundu. 6 FFF IMRT tekniğinde EBT-3 film ve OSL kullanılarak yapılan maskesiz-klarity maske cilt dozu farkları %45.30 ile %59.66 arasında bulundu. Maskesiz-orfit maske için cilt dozu farkları %47.06 ile %53.57 arasında bulundu. 10 FFF VMAT tekniğinde EBT-3 film ve OSL kullanılarak yapılan maskesiz-klarity maske cilt dozu farkları %42.55 ile %49.20 arasında bulundu. Maskesiz-orfit maske için cilt dozu farkları %41.95 ile %50.97 arasında bulundu. 10 FFF IMRT tekniğinde EBT-3 film ve OSL kullanılarak yapılan ölçümlerde açılar

arasında uyumluluk gözlenmiştir. Maskesiz- klarity maskeli cilt dozu farkları %43.16 ile %54.14 arasında bulundu. Maskesiz-orfit maske için cilt dozu farkları %41.15 ile %56.24 arasında bulundu. Hadley ve ark. 6 MV enerjisi için yaptığı çalışmada cilt dozu farklarının %27 ile %61 arasında değiştiğini ve 15 MV enerjisi için yaptığı cilt dozu farklarının ise %18 ile %40 arasında değiştiğini tahmin etmişlerdir. Çalışmamızda CK cihazında 6 FFF enerjisinde ve TB cihazında 6 FFF foton enerjisinde VMAT ve IMRT tekniği ile ölçülen cilt dozu farkları ile 10 FFF foton enerjisinde VMAT ve IMRT tekniği ile ölçülen cilt dozu farkları Hadley ve ark.'nın yaptığı çalışmadaki ölçüm sonuçları ile uyumludur.

Yöntemleri farklı olsa bile termoplastik maskelerin cilt dozu üzerine etkisini gösteren birçok çalışma bulunmaktadır. Fiorino ve ark. (81), üç farklı maske üzerinde in vivo bir çalışma yapmış ve maskelerin yüzey dozunu % 30 ile % 62 arasında arttırdığını ve maske kalıbının sıklığı ve kalınlığı ciltteki doz artışını doğrudan etkilediğini göstermişlerdir. Çalışmamızda da her iki cihaz için de literatür sonucuna uyumlu olarak maske materyalinin cilt dozunu arttırdığı gözlenmiştir.

Halm ve ark. (82), 4 ve 6 MV foton demetleri için orfit maske altındaki yüzde derinlik dozunun ilk 0,5 mm'de % 49,5'ten % 63,2'ye ve 1 mm derinlikte % 59'dan % 70,1'e yükseldiğini bildirmişlerdir. Bu yaptığımız çalışmada, cilt dozu farkları Halm ve ark. nın yaptığı çalışmaya göre yüksek çıkmıştır. Çalışmamızda, cilt dozu farklarının yüksek çıkması 6 FFF ve 10 FFF foton enerji demetleri kullanılmasından dolayı kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yılıdır ve ark. (83), termoplastik maskenin stereotaktik beyin tedavilerinde yüzey dozu etkisini EBT3 Gafkromik film ve OSL dozimetresi kullanılarak karşılaştırmışlardır. Tedavi planlaması, bir beyin metastazı için stereotaktik tedavilerin tedavisini simüle eden Rando phantom'un BT taraması yapıldı. 6 FFF ışını ile 2 tam ark VMAT tekniği kullanılarak yapıldı. 1x1 cm<sup>2</sup> Gafkromik EBT 3 film parçası fantomda, lens üzerindeki termoplastik maske altına yerleştirildi. Daha sonra OSL dozimetresi de aynı yere yerleştirildi. Daha sonra fantom, film ve OSL ile maskesiz ışınlandı. Maskeli ve maskesiz yüzey dozları film ve OSL dozimetresi için ayrı ayrı karşılaştırıldı. İlk olarak film ve OSL dozimetresinin kalibrasyonu yapılmıştır.. EBT3 filmi kullanılarak yapılan yüzey ölçümleri, % 3.1'lik ölçüm belirsizliği dahilinde

standart FFF ışınları alanları için OSL dozimetresi sonuçları ile iyi bir uyum göstermiştir. EBT3 film kullanılarak belirlenen yüzey dozunun maske ile % 57'den % 93'e değiştiği bulundu. OSL dozimetresi kullanılarak belirlenen yüzey dozunun maske ile % 56'dan % 93'e değiştiği bulundu. Bu çalışma ayrıca Gafkromik EBT3 film ve OSL dozimetresinin FFF ışınlarında yüzey dozu ölçümleri için uygunluğunu göstermektedir.

Bu tez çalışmasında, Cyberknife M6 cihazında 6 FFF foton enerjisi ve Truebeam STx 2.0 cihazında 6 FFF ve 10 FFF foton demetlerinde ve VMAT, IMRT tedavi tekniklerinde EBT-3 film ve OSL kullanarak maskesiz-klarite maske ve maskesiz-orfit maske cilt dozları karşılaştırılmıştır. Cyberknife cihazında EBT-3 film ve OSL sonuçları birbirleri ile uyumludur. Yaptığımız çalışmadaki cilt dozu farkları Yılıdır ve ark. nın yaptığı çalışmadaki cilt dozu farklarından düşük bulunmuştur. Truebeam STx cihazında yapılan 6 FFF ve 10 FFF foton enerjilerinde, IMRT, VMAT tekniklerinde yapılan, EBT-3 film ve OSL kendi aralarında uyumludur. Yaptığımız çalışmadaki cilt dozu farkları Yılıdır ve ark. nın yaptığı çalışmadaki cilt dozu farklarından hafif yüksek bulunmuştur. Çalışmamızda Truebeam STx 2.0 cihazında yapılan planların farklı IMRT açılarında, farklı foton enerjilerinde yapılmasından ve EBT-3 filminde ve OSL de referans alınan noktaların farklı yerler olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

## 8. SONUÇ

Baş-boyun hastalarının sabitlenip, doğru bir tedavi yapılabilmesi için termoplastik maske kullanılması gereklidir. Tedavi planlama sistemi cilt dozunu doğru tahmin etmekte yetersiz kaldığından dolayı klinik olarak maske altındaki cilt dozlarının ölçülmesi önemlidir. Her maskenin hastaya göre değişen kalınlık ve delik çapları vardır. Bu da her hastada cilt dozunun farklı olacağını gösterir. Hastanın alacağı dozları tahmin etmek için maske altında in vivo ölçümler yapmak önemlidir.

Çalışmamızda kullanılan FFF enerji demetleri diğer FF enerji demetlerine göre cilt koruyucu etkiyi düşürmektedir. Termoplastik maskenin kullanılması cilt dozu üzerinde önemli bir bolus etkisi yaratmaktadır. Termoplastik maskelerden kaynaklanan cilt reaksiyonları özellikle FFF ışınları için izlenmeli ve cilt toksisitesini önlemek için tedavi sırasında düzeltici önlemler alınmalıdır.

## 9. KAYNAKLAR

1. Leksell L. The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand* 1951;102:316-319 PMID:14914373
2. Ashamalla H, Addeo D, Ikoru NC, et al. Commissioning and clinical results utilizing the GildenbergLaitinen Adapter Device for X-ray in fractionated stereotactic radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56:592-598.
3. Leonard L. Gunderson. *Clinical Radiation Oncology*. In: Derek R. McHaffie, Deepak Khuntia (eds). *Stereotactic Irradiation: Linear Accelerator and Gamma Knife*. 3rd edition. Philadelphia, Elsevier; 2012, 331.
4. CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi, Tedavi Uygulama Klavuzu
5. Kilby W, Dooley JR, Kuduvalli G, Sayeh S, Maurer CR. The CyberKnife Robotic Radiosurgery System in 2010. *Technol Cancer Res Treat*. 2010;9(5):433–52.
6. Tedavi planlama kılavuzu, Fizik esasları Kılavuzu. İçinde Cyberknife kullanıcı kılavuzu. Accuray incooperated.
7. Kuo J, Yu C, Petrovich Z, Apuzzo MLJ. The Cyberknife stereotactic radiosurgery system: description, installaton, and an inital evaluation of use and functionality. *Neurosurgery* 2003; 53(5):1235-1239.
8. International Atomic Energy Agency. Setting up a radiotherapy programme: clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects. *Internat. Atomic Energy Agency* (2008).
9. Hong TS, Ritter MA, Tomé WA, Harari PM (2005) Intensity-modulated radiation therapy: emerging cancer treatment technology. *Br J Cancer* 92:1819–1824
10. Chao, DeasyMarkmanHayniePerez, Purdyet al, 2001 ; Hong, Alektiar, Hunt, Venkatraman ve Leibel, 2004 ; Paulino ve Skwarchuk, 2002 ; Pollack, ZagarsStarkschallAntolak, Lee, Huanget al, 2002

11. W. Schlegel, A. Mahr 3D conformal radiation therapy: A multimedia introduction to methods and techniques, CD-ROM Springer-Verlag (Birkhauser), Berlin, Heidelberg, New York (2001)
12. Webb S. Intensity Modulated Radiation Therapy. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing; 2001.
13. Khan FM. The physics of radiation therapy. 3rd. ed. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins; 2003
14. A. Boyer, P. Biggs, J. Galvin, E. Klein, T. LoSasso, D. Low, *et al.* Basic applications of multileaf collimators (2001)
15. Kamath, S., S. Sahni, J. Palta, and S. Ranka. 'Optimal sequencing of dynamic multileaf collimators
16. A.L. Boyer, G.E. Desobry, N.H. Wells Potential and limitations of invariant kernel conformal therapy Medical Physics, 18 (1991), pp. 703-712
17. C.A Perez, L.W. Brady, E.C Halperin. 'Principles and practice of Radiation oncology' The fifth edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2008
18. IAEA. Podgorsak E.B. technical editor. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna; 2005
19. Schegel W, Bortfeld T, Grosu A.L. New Technologies in Radiation Oncology. Verlag Berlin: Springer; 2006, 257-266
20. Khan F.M. Physics of Radiation Therapy, The, 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2010
21. Teoh, M., Clark, C. H., Wood, K., Whitaker, S., & Nisbet, A. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. The British journal of radiology, 84(1007), 967-996; (2011).
22. Shimizu, H. 2007. Shimizu's textbook of dermatology. Hokkaido University Pres, 547 p., Japonya

23. Chen, F. Q., Gupta, R. and Metcalfe, P. 2010. Intensity modulated radiation therapy (IMRT) surface dose measurements using a PTW advanced Markus chamber, *Australas Phys. Eng. Sci. Med.*, 33(1), 23-34
24. Butson, M.J., Rozenfeld, A., Mathur, J.N., Carolan, M., Wong, T.P. and Metcalfe, P.E. 1996. A new radiotherapy surface dose detector: The MOSFET. *Med. Phys.*, 23(5), 655-658
25. Kwan, I.S., Rosenfeld, A.B., Qi, Z.Y., Wilkinson, D., Lerch, M.L.F. and Cutajar, D.L. 2008. Skin dosimetry with new MOSFET detectors. *Radiation Measurements*, 43(2), 929-932
26. Butson, M.J., Rozenfeld, A., Mathur, J.N., Carolan, M., Wong, T.P. and Metcalfe, P.E. 1996. A new radiotherapy surface dose detector: The MOSFET. *Med. Phys.*, 23(5), 655-658
27. Kwan, I.S., Rosenfeld, A.B., Qi, Z.Y., Wilkinson, D., Lerch, M.L.F. and Cutajar, D.L. 2008. Skin dosimetry with new MOSFET detectors. *Radiation Measurements*, 43(2), 929-932
28. Khan, F.M. 2014 *The physics of radiation therapy*. 5th Edition. Lippincott Williams & Wilkins, 572 s, Philadelphia
29. Ravikumar, M. and Ramamoorthy, R. 2012. Dose measurements in the build-up region for the photon beams from clinac-1800 dual energy medical linear accelerator. *Strahlenther Onkol.*, 176(5), 223-228
30. Sigamani, A., Nambiraj, A., Yadav, G., Giribabu, A., Srinivasan, K., Gurusamy, V., Raman, K., Karunakaran, K. and Thiyagarajan, R. 2016. Surface dose measurements and comparison of unflattened and flattened photon beams. *J. Med. Phys.* 41(2), 85-91
31. Chung H, Jin H, Dempsey JF, Liu C, Palta J, Suh T S and Kim S. Evaluation of Surface and Build-up Region Dose for Intensity-Modulated Radiation Therapy in Head and Neck Cancer. *Med. Phys.* 2005; 32: 2682–2689
32. Podgorsak, E.B. 2010. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Second, Enlarged Edition. 745s, Springer-Verlag Berlin Heidelberg.

33. Khan, F.M. 2003 The physics of radiation therapy. 3rd Edition. Lippincott Williams & Wilkins, 560 p., Philadelphia
34. Devic, S., Seuntjens, J., Abdel-Rahman, W., Evans, M., Olivares, M., Podgorsak, E.B., Vuong, T., Soares, G.C. 2006. Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications. *Medical Physics* 33, 1116 (2006)
35. Nakano M., Hill R.F., Whitaker M., Kim J., Kuncic Z. 2012. A study of surface dosimetry for breast cancer radiotherapy treatments using Gafchromic EBT2 film. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 13, Number 3.
36. Srivastava, R.P., Puyselyr, De A., Wagter, De C. 2012. Skin dose assessment in intensity-modulated radiation fields with film dosimetry. *Radiation Measurements* 47 (2012) 504-511
37. Yu, P.K N., Cheung, T. and Butson, M.J. 2003. Variations in skin dose using 6MV or 18MV x-ray beams. *Australas Phys. Eng. Sci. Med.*, 26(2), 79-81
38. Avanzo, N., Drigo, A., Kaiser, S.R., Roggio, A., Sartor, G., Chiovati, P., Franchin, G., Mascarin, M. and Capra, E. 2012, Dose to the skin in helical tomotherapy: Results of in vivo measurements with radiochromic films, *Phys. Med.*, 29(3), 304-311.
39. Sun, L.M., Huang, C. J., Chen, H. Y., Chang, G.H. and Tsao, M.J. 2016. Evaluating the consistency of location of the most severe acute skin reaction and highest skin dose measured by thermoluminescent dosimeter during radiotherapy for breast cancer. *Med. Dosim.*, 41(3), 216-220
40. Meydancı T., Kemikler G., Yüksek Enerjili X-ışınlarıyla Yapılan Tedavilerde Karbon Fiber Masasının Cilt ve İzomerkez Dozuna Etkilerinin Araştırılması. *Radiat Med.* 2008 Nov; 26(9): 539-44
41. Kim S, Liu CR, Zhu TC, Palta JR. Photon Beam Skin Dose Analyses for Different Clinical Setups. *Med.Phys.*1998; 25(6): 860-866
42. Khan F.M., *The Physics of Radiation Therapy*, Williams and Wilkins, Baltimore 2nd edition, 1994




43. Oh D.H., Bae H.S., The Effect of Aquaplast on surface Dose of Photon Beam, *Australas Radio.* March. 1997; 13 (1): 95-100
44. Khan F.M., *The Physics of Radiation Therapy*, Williams and Wilkins, Baltimore 2nd edition, 1994
45. Butson M. J., Mathur J. N., Metcalfe P. E., Skin Dose From Radiotherapy X-ray Beams: The Influence of Energy. *Australas Radio.* 1997; 41: 148150
46. Mellenberg E. D., D. PH., Dose Behind Various Immobilization and Beam-Modifying Devices. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1995; 32 (4): 1193-1197
47. Carl J., Vestergaard A. (2000). Skin damage probabilities using fixation materials in high-energy photon beams. *Radiother. Oncol.*, 55, 191-198
48. Kim S., Liu C.R., Zhu T.C. ve Palta J.R. (1998). Photon beam skin dose analyses for different clinical setups. *Med. Phys.*, 25(6), 860-86
49. Ravikumar M, Ravichandran R. Dose Measurements in the Build-up Region for the Photon Beams from Clinac-1800 Dual Energy Medical Linear Accelerator. *Strahlenther Onkol.* 2000; 176(5): 223-238
50. International Atomic Energy Agency, *Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students*, Vienna, 2005.
51. HUNTLEY, D.J., GODFREY-SMITH, D.J. VE THEWALT, M.L.W. 1985. Optical Dating of Sediments, *Nature*, 313, 105-107
52. Antonov-Romanovsky, V., Keirum-Markus, I., Poroshina, M., Trapeznikova, Z., 1956. IR stimuable phosphors, *Proc. Conf. Academy of Sciences of the USSR on the Peaceful Uses of Atomic Energy. Moscow 1955*, pp. 239- 250.
53. Braunlich, P., 1967. A Simple Model for Thermoluminescence and Thermally Stimulated Conductivity of Inorganic Photoconducting Phosphors and Experiments
54. Sanborn, E., 1967. Sulfides of strontium, calcium, and magnesium in infraredstimulated luminescence dosimetry, *Proc. 1 st Int. Conf. on Luminescence Dosimetry*, pp. 183-191.


55. Pertaining to Infrared Stimulated Luminescence, Proc. 1<sup>st</sup> Int. Conf. on Luminescence Dosimetry, pp. 57-73.
56. Preusser, F., Degering, D., Fuchs, M., Hilgers, A., Kadereit, A., Klasen, N., Krbetschek, M., Richter, D. and Spencer, J. Q. G. 2008. Luminescence dating: basics, methods and applications. *Eiszeitalter & Gegenwart = Quaternary Science Journal*, 57(1/2), 95-149.
57. Surti S., Kuhn A., Werner M.E., Perkins A.E., Kolthammer J., Karp J.S. "Performance of Philips Gemini TF PET/CT scanner with special consideration for its time-of-flight imaging capabilities," *J. Nucl. Med.*;48(3):471–80. (2007).
58. Kielar KN, Mok E, Hsu A, Wang L, Luxton G. Verification of dosimetric accuracy on the Truebeam STx: rounded leaf effect of the high definition MLC. *Med Phys.*39(10):6360-71; 2012.
59. Guckenberger, M., Meyer, J., Vordermark, D., Baier, K., Wilbert, J., & Flentje, M. Magnitude and clinical relevance of translational and rotational patient setup errors: a cone-beam CT study. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 65(3), 934-942; (2006).
60. Guckenberger, M., Meyer, J., Vordermark, D., Baier, K., Wilbert, J., & Flentje, M. Magnitude and clinical relevance of translational and rotational patient setup errors: a cone-beam CT study. *International Journal of Radiation Oncology\* Biology\* Physics*, 65(3), 934-942; (2006).
61. Josefsson. Evaluation Of The Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) For 6 MV Photon Energy. Master Degree Thesis In Radiation Physics, Department Of Radiation Physics, Göteborg University, January 2008.
62. CyberKnife Tedavi Uygulama Kılavuzu. Sayfa 2-7.
63. McGuinness CM, Gottschalk AR, Lessard E, Nakamura JL, Pinnaduwa D, Pouliot J, et al. Investigating the clinical advantages of a robotic linac equipped with a multileaf collimator in the treatment of brain and prostate cancer patients. *J Appl Clin Med Phys.* 2015;16(5):284–95.

64. [http://www.gafchromic.com/documents/EBT3\\_Specifications.pdf](http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf). Erişim Tarihi: 29/07/2020
65. [https://www.epson.com.tr/products/scanners/business\\_scanners/expression11000xl](https://www.epson.com.tr/products/scanners/business_scanners/expression11000xl)  
Erişim tarihi: 29/07/2020
66. <https://www.sunnuclear.com/solutions/patientqa/mapcheck> Erişim Tarihi: 20/07/2020
67. <http://www.epsilonlandauer.com.tr/doz-olcum-hizmetleri/urunler/nanodot/> Erişim tarihi: 29/07/2020.
68. [http://www.epsilonlandauer.com.tr/wpcontent/uploads/2015/04/InLight\\_nanoDot\\_FN.pdf](http://www.epsilonlandauer.com.tr/wpcontent/uploads/2015/04/InLight_nanoDot_FN.pdf)
69. Instruction Manuel of ART Phantoms. Radiology Support Devices, 2006.
70. Instruction Manuel of RW3 Solid Water Phantom. PTW Freiburg, 2006.
71. <https://www.iba-dosimetry.com/product/dose-1/> Erişim Tarihi: 29.07.2020
72. (PTW-Freiburg). PTW ionization radiation dedectors catalog 2006/2007
73. Christopher G. Soares Radiochromic film dosimetry (2006).
74. Lewis, D., Micke, A. Ve diğerleri An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan (2012).
75. Butson, M.J., Peter, K.N. ve diğerleri. Radiochromic film for medical radiation dosimetry (2003).
76. Khan F.M., The Physics of Radiation Therapy, Williams and Wilkins, Baltimore 2nd edition, 1994
77. Butson M. J., Rozenfeld A., Mathur J. N., Carolan M., Wong T. P. Y., Metcalfe P. E., A New Radiotherapy Surface Dose Detector: The MOSFET. Med. Phys. May 1996; 23 (5): 655- 658
78. K¼¼k N., Kılıç A., Kemikler G., Özkın L., Engin K., Analyses of Surface Dose from High Energy Photon Beams for Different Clinical Setup Parameters. Türk J. Med. Sci., 2002; 32: 211-215

79. Velkley D. E., Manson D. J., Purdy J. A., Oliver G. D., Jr, Build-up Region of Megavoltage Photon Radiation Sources. *Med. Phys.* Jan/ Feb 1975; 2(1): 14-19
80. Hadley, S. W., Kelly, R., Lam, K. 2005. Effects of immobilization mask material on surface dose. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 6(1); 1- 7.
81. Fiorino, C., Cattaneo, G. M., Vecchio, A. D., Fusca, M., Longobardi, B., Signorotto, P., Calandrino, R. 1994. Skin-sparing reduction effects of thermoplastics used for patient immobilization in head and neck radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 30 (3); 267 – 270.
82. E. A. Halm, A. Tamri, A. Bridier et al., “Influence of thermoplastic masks on the absorbed skin dose for head and neck tumor radiotherapy [Article in French],” *Cancer Radiotherapie*, vol. 6, no.5, pp. 310-319, 2002.
83. G Yilidir ,H Acar ,N Kucuk ,E Kucukmorkoc ,M Doyuran ,M Caglar ,A Altinok ,M Cebe, H Mabhouti ,H Caglar, “ The Effect of Thermoplastic Mask to the Surface Dose in Stereotactic Brain Treatments with Flattening Filter Free Beams with EBT3 Gafchromic Film and OSL Dosimeter” fifty-seventh annual meeting of the American association of physicists in medicine, 29 June 2015.

## 10. ETİK KURUL ONAYI

 **MEDİPOL**  
UNV İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ



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

**E-İmzalıdır**

Sayı : 10840098-604.01.01-E.53512  
Konu : Etik Kurulu Kararı

30/09/2019

**Sayın Ayşenur UĞUZ**

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz “Klinik Uygulamalarda Gafkromik film ve Osl dozimetreleri kullanılarak termoplastik maskenin Cyberknife tedavi cihazında cilt dozuna etkisinin incelenmesi” isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

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

Ek:  
-Karar Formu (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK tarafından 30.09.2019 tarihinde e-imzalanmıştır.  
Evrakınızı <https://ebys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden 0A5DF65DXF kodu ile doğrulayabilirsiniz.

**İstanbul Medipol Üniversitesi**  
Kavacık Mah. Ekinciler Cad. No.19 Kavacık Kavşağı - Beykoz  
34810 İstanbul

Tel: 444 85 44  
İnternet: [www.medipol.edu.tr](http://www.medipol.edu.tr)  
Ayrıntılı Bilgi İçin : [bilgi@medipol.edu.tr](mailto:bilgi@medipol.edu.tr)

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ  
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR  
ETİK KURULU KARAR FORMU

<b>BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Klinik Uygulamalarda Gafkromik film ve Osl dozimetreleri kullanılarak termoplastik maskenin Cyberknife tedavi cihazında cilt dozuna etkisinin incelenmesi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Ayşenur UĞUZ			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Öğrencisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ  
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR  
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI				Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU				Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
Karar Bilgileri	Karar No: 701		Tarih: 25/09/2019			
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.					

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

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

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

\* :Toplantıda Bulunma

## 11. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>ADI</b>	Ayşenur	<b>SOYADI</b>	UĞUZ
------------	---------	---------------	------

### Eğitim Düzeyi

	<b>Mezun Olduğu Kurumun Adı</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Yüksek Lisans</b>	Medipol Üniversitesi –Sağlık Fiziği Bölümü	2020- Halen
<b>Lisans</b>	Karadeniz Teknik Üniversitesi- Fen Edebiyat Fakültesi- Fizik Bölümü	2015
<b>Lise</b>	Antalya Çağlayan Lisesi	2010

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (Yıl-Yıl)</b>
<b>Fizik Öğretmenliği</b>	Antalya Kepez Şifa Koleji	2017-2018
<b>Fizik Öğretmenliği</b>	Antalya Konyaaltı Muhittin-Mustafa Böcek Anadolu Lisesi	2016-2017

<b>Yabancı Dilleri</b>	<b>Okuduğunu Anlama</b>	<b>Konuşma</b>	<b>Yazma</b>	<b>KPDS Puanı</b>	<b>YDS Puanı</b>
<b>İngilizce</b>	iyi	orta	iyi		

	<b>Sayısal</b>	<b>Eşit Ağırlık</b>	<b>Sözel</b>
<b>ALES Puanı</b>			

### Bilgisayar Bilgisi

Microsoft Office Programları	iyi
SPSS	orta
C++	orta