

← Adınızı soyadınızı giriniz

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



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

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**YOĞUNLUK AYARLI DİNAMİK VE ARK RADYOTERAPİ
(IMRT VE IMAT) TEKNİKLERİNDE YÜZEY
DOZLARININ ARAŞTIRILMASI**

UĞUR AKBAŞ

**DANIŞMAN
PROF. DR. HATİCE BİLGE**

**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2014

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programında Uğur AKBAŞ tarafından hazırlanan Yoğunluk Ayarlı Dinamik ve Ark Radyoterapi (IMRT ve IMAT) Tekniklerinde Yüzey Dozlarının Araştırılması başlıklı Yüksek Lisans tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

13 / 06 / 2014

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)

İmzası

1.Prof.Dr.Hatice BİLGE İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji ABD

2.Prof.Dr.Gönül KEMİKLER İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji ABD

3.Prof.Dr.Esra KAYTAN SAĞLAM İst.Tıp.Fak.Radyasyon Onkolojisi ABD

4.Yard.Doç.Dr.Murat OKUTAN İ.Ü. Sağlık Hizmetleri M.Y.O

5. Yard.Doç.Dr.Aydın ÇAKIR İ.Ü. Sağlık Hizmetleri M.Y.O



BEYAN

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

Uğur Akbaş



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve tecrübeleriyle beni destekleyen değerli hocam, danışmanım, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim Üyesi Prof. Dr. Hatice Bilge'ye,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bana her konuda yardımcı olan Sağlık Fiziyoloji Bilim Dalı Öğretim Üyeleri hocalarım Prof. Dr. Gönül Kemikler ve Doç. Dr. İsmail Özbay'a,

Verdikleri destekleri hiçbir zaman unutmayacağım sevgili ağabeylerim Yrd. Doç. Dr. Aydın Çakır ve Yrd. Doç. Dr. Murat Okutan'a,

Çalışmam sırasında yardımlarını benden esirgemeyen değerli çalışma arkadaşlarım Fiz. Uzm. Nazmiye Dönmez Kesen, Fiz. Uzm. Canan Köksal, Fiz. Uzm. Ümmühan Kalafat, Fiz. Leyla Süncak'a,

Hayatım boyunca her koşulda beni destekleyen canım aileme tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XİV
ÖZET	XVII
ABSTRACT.....	XVIII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Lineer Hızlandırıcılar	3
2.1.1. Tarihçe	3
2.1.2. Medikal Lineer Hızlandırıcılar.....	4
2.1.2.1. Çalışma Prensipleri	5
2.1.2.2. Kafa Yapısı (Gantry).....	9
2.1.2.3. Çok Yapraklı Kolimatör (Multileaf Collimator, MLC)	11
2.2. Radyoterapi Tedavi Teknikleri	17
2.2.1. Konvansiyonel Radyoterapi	17
2.2.2. 3-Boyutlu Konformal Radyoterapi	17
2.2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy, IMRT)	20
2.2.3.1. Statik IMRT(Step and Shoot).....	22
2.2.3.2. Dinamik IMRT (Sliding Window).....	22
2.2.4. Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (Intensity Modulated Arc Therapy, IMAT)	24
2.2.5. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Kalite Kontrol İşlemleri.....	26
2.2.5.1. IMRT Yapılacak Tedavi Cihazının Kalite Kontrolü.....	26
2.2.5.2. IMRT Planlarının Kalite Kontrolü	27
2.3. Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	28
2.4. Doz Hesaplama Algoritmaları	28
2.4.1. Düzeltme Tabanlı Algoritmalar	29

2.4.2. Model Tabanlı Algoritmalar	30
2.4.3. Monte Carlo Algoritması	31
2.5. Yüzey Dozu	32
2.5.1. Cilt.....	32
2.5.2. Yüzey Dozu Oluşumu	33
2.5.3. Cilt Koruyucu Etki (Skin Sparing Effect).....	35
2.5.4. Maksimum Doz Bölgesi (Build-up Region)	36
2.6. Cilt Dozu Ölçümünde Kullanılan Araçlar	37
2.6.1. Ekstrapolasyon İyon Odaları.....	37
2.6.2. Paralel Plak İyon Odaları	38
2.6.3. Film	40
2.6.3.1. Radyografik Film	40
2.6.3.2. Radyokromik Film	41
2.6.4. TLD (Thermoluminescence Dosimetry).....	42
2.6.5. MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effects Transistor).....	44
2.7. Larenks Kanseri ve Tedavi Yaklaşımları.....	46
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	50
3.1. Araç ve Gereçler	50
3.1.1. Varian DHX (RapidArc) Linear Hızlandırıcı	51
3.1.2. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi	52
3.1.3. PTW RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom	52
3.1.4. ALDERSON Rando Fantom.....	53
3.1.5. Aquaplast Termoplastik Maske	54
3.1.6. PTW Markus Paralel Plak İyon Odası	54
3.1.7. Mobile MOSFET	55
3.1.8. Gafchromic EBT3 Film	56
3.1.9. EPSON 10000XL Expresion Film Tarayıcı.....	57
3.1.10. PTW Unidos 10002 Elektrometre.....	57
3.2. Yöntem.....	58
3.2.1. Açık ve Maskeli Alan Ölçümleri	58
3.2.1.1. Yüzey Dozlarının Paralel Plak İyon Odası İle Ölçülmesi.....	58
3.2.1.2. Yüzey Dozlarının Film Dozimetrisi İle Ölçülmesi	61
3.2.1.3. Yüzey Dozlarının MOSFET Dedektörleri İle Ölçülmesi.....	64

3.2.1.4. Yüzey Dozlarının TPS’de İncelenmesi	66
3.2.2. IMRT ve IMAT Planlarının Yüzey Dozu Ölçümleri	67
3.2.2.1. Fantomun Sabitlenmesi Ve Bilgisayarlı Tomografisinin Çekilmesi	67
3.2.2.2. Hasta Tedavi Planlarının Hazırlanması Ve Fantom Üzerine Aktarılması ...	67
3.2.2.3. IMRT ve IMAT Alanlarında Yüzey Dozlarının Film Dozimetrisi İle Ölçülmesi	69
3.2.2.4. IMRT ve IMAT Alanlarında Yüzey Dozlarının MOSFET Dedektörleri ile Ölçülmesi	70
3.2.2.5. IMRT ve IMAT Alanlarında Yüzey Dozlarının TPS’de İncelenmesi	71
4. BULGULAR.....	72
4.1. Açık Alanlar İçin Ölçüm Sonuçları ve Okuma Değerleri.....	72
4.2. Maskeli Alanlar İçin Ölçüm Sonuçları ve Okuma Değerleri.....	80
4.3. Bolussuz IMRT ve IMAT Alanları İçin Ölçüm Sonuçları ve Okuma Değerleri...85	
4.4. Boluslu IMRT ve IMAT Alanları İçin Ölçüm Sonuçları ve Okuma Değerleri88	
5. TARTIŞMA	92
KAYNAKLAR	99
ÖZGEÇMİŞ	106

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Task Group 142'ye göre IMRT yapılacak lineer hızlandırıcı için mekanik ve dozimetrik testler	27
Tablo 2-2: IMRT'de sık kullanılan kalite kontrol araçları	27
Tablo 2-3: Radyterapide kullanılan çeşitli radyasyon enerjilerinde maksimum doz derinlikleri.....	37
Tablo 3-1: SSD=100 cm'de 6 MV için over-response düzeltme faktörleri	60
Tablo 3-2: MOSFET dedektörleri için kalibrasyon faktörleri	65
Tablo 4-1: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan açık alan ışınlamaları sonucu Markus paralel plak iyon odası ile elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri (0,07 mm değerleri interpolasyon işlemi ile bulunmuştur).....	72
Tablo 4-2: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan açık alan ışınlamaları sonucu MOSFET dedektörleri ile elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri (0,07 mm değerleri ekstrapolasyon işlemi ile bulunmuştur).....	73
Tablo 4-3: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan açık alan ışınlamaları sonucu Gafchromic EBT3 film ile elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri (0,07 mm değerleri ekstrapolasyon işlemi ile bulunmuştur).....	73
Tablo 4-4: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan açık alan ışınlamaları sonucu Eclipse tedavi planlama sisteminden okunan build-up bölgesi %DD değerleri.	74
Tablo 4-5: Su eşdeğeri ölçüm derinliklerinde, 5 x 5 cm ² 'lik açık alanda Eclipse tedavi planlama sistemi, Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film için %DD değerleri	76
Tablo 4-6: Su eşdeğeri ölçüm derinliklerinde, 10 x 10 cm ² 'lik açık alanda Eclipse tedavi planlama sistemi, Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film için %DD değerleri	77
Tablo 4-7: Su eşdeğeri ölçüm derinliklerinde, 20 x 20 cm ² 'lik açık alanda Eclipse tedavi planlama sistemi, Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film için %DD değerleri	78
Tablo 4-8: SSD= 100 cm'de, 10 x 10 cm ² 'lik açık alanda, 6 MV ile 100 MU verilerek çeşitli açılarda, Markus pp i.o., MOSFET dedektör ve Gafchromic EBT3 film ile alınan %DD değerleri (Mesafe ve over response düzeltmesi yapılmış, değerler 15 mm'ye normalize edilmiştir).....	79

Tablo 4-9: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan maskeli alan ışınlamaları sonucu Markus paralel plak iyon odası ile elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri (0,07 mm değerleri interpolasyon işlemi ile bulunmuştur)	80
Tablo 4-10: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan maskeli alan ışınlamaları sonucu MOSFET dedektörleri ile elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri (0,07 mm değerleri ekstrapolasyon işlemi ile bulunmuştur)	81
Tablo 4-11: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan maskeli alan ışınlamaları sonucu Gafchromic EBT3 film ile elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri (0,07 mm değerleri ekstrapolasyon işlemi ile bulunmuştur)	81
Tablo 4-12: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan maskeli alan ışınlamaları sonucu Eclipse tedavi planlama sisteminden okunan build-up bölgesi %DD değerleri	82
Tablo 4-13: Efektif ölçüm derinliklerinde, 10 x 10 cm ² 'lik maskeli alanda Eclipse tedavi planlama sistemi, Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film için %DD değerleri	83
Tablo 4-14: SSD= 100 cm'de, 10 x 10 cm ² 'lik maskeli alanda, 6 MV ile 100 MU verilerek çeşitli açılarda, Markus pp i.o., MOSFET dedektör ve Gafchromic EBT3 film ile alınan %DD değerleri (Mesafe ve over response düzeltmesi yapılmış, değerler 15 mm'ye normalize edilmiştir)	84
Tablo 4-15: Bolussuz IMRT ve IMAT alanları için Eclipse TPS'den okunan ve MOSFET dedektörleri ile ölçülen değerler (Eclipse TPS'den alınan verilerde MOSFET dedektörlerin su eşdeğeri ölçüm derinliği kullanılmıştır).....	86
Tablo 4-16: Bolussuz IMRT ve IMAT alanları için Eclipse TPS'den okunan ve Gafchromic EBT3 film ile ölçülen değerler (Eclipse TPS'den alınan verilerde Gafchromic EBT3 filmin su eşdeğeri ölçüm derinliği kullanılmıştır).....	87
Tablo 4-17: Boluslu IMRT ve IMAT alanları için Eclipse TPS'den okunan ve MOSFET dedektörleri ile ölçülen değerler (Eclipse TPS'den alınan verilerde MOSFET dedektörlerin su eşdeğeri ölçüm derinliği kullanılmıştır).....	89
Tablo 4-18: Boluslu IMRT ve IMAT alanları için Eclipse TPS'den okunan ve Gafchromic EBT3 film ile ölçülen değerler (Eclipse TPS'den alınan verilerde Gafchromic EBT3 filmin su eşdeğeri ölçüm derinliği kullanılmıştır).....	90
Tablo 4-19: Boluslu ve bolussuz ışınlamalar arasındaki fark.....	91

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Lineer hızlandırıcı şematığı.....	5
Şekil 2-2: Sürükleme tüpünün şematik gösterimi.....	5
Şekil 2-3: Elektronların mikrodalgalar üzerinde hızlandırılması	6
Şekil 2-4: Magnetron kesiti.....	7
Şekil 2-5: Klystronun çalışması	8
Şekil 2-6: İzomerkez (isocenter).....	9
Şekil 2-7: Lineer hızlandırıcıların elektron ve foton modunda çalışmalarının şematik gösterimi	10
Şekil 2-8: Multileaf collimator Varian Millenium MLC120	11
Şekil 2-9: MLC'lerin en belirgin mekanik parametreleri	12
Şekil 2-10: Liflerin iç içe geçmesi (interdijitasyon)	13
Şekil 2-11: Elekta, Siemens ve Varian lineer hızlandırıcılarında MLC konumlarının şematik gösterimi. Verilen uzunluklar cm cinsindedir.	14
Şekil 2-12: Trapezoid yapıda, liflerin hareket yönüne dik odaklama.....	15
Şekil 2-13: a: dairesel yörüngede kavis çizen lif yapısı, b: yuvarlak uçlu lif yapısı, c: uçları dönebilen lif yapısı	15
Şekil 2-14: Trapezoid odaklama özelliğine sahip liflerde sızıntı. Tongue and groove lif dizaynı.....	16
Şekil 2-15: Tongue and groove lif dizaynı ile merkezdeki doz düşüşü.....	16
Şekil 2-16: Radyoterapide kullanılan volümler	19
Şekil 2-17: Step and Shoot teknik.....	22
Şekil 2-18: Dinamik IMRT tekniğinde, ışınlama sırasında MLC'ler zamanın fonksiyonu olarak hareket etmektedir.....	23
Şekil 2-19: Volumetrik ayarlı ark terapi yapabilen Varian RapidArc tedavi cihazı.....	25
Şekil 2-20: Superposition metot	31
Şekil 2-21: Doz hesaplama algoritmaları için hesaplama hızı-hesaplama doğruluğu	32
Şekil 2-22: Cilt.....	33
Şekil 2-23: ERS; A. Dik açı, B. Oblik açı, C. Tanjansiyel açı ile gelen ışınlar.....	35
Şekil 2-24: Farklı enerjilerdeki ışınlar için merkezi eksenindeki yüzde derin dozlar	36
Şekil 2-25: Ekstrapolasyon İyon Odası	37

Şekil 2-26: Paralel plak iyon odasının şematik yapısı (1) polarizasyon elektrodu, (2) toplayıcı elektrot, (3) koruyucu halka, (a) elektrotlar arası mesafe (hava boşluğu), (d) polarizasyon elektrodunun çapı, (m) toplayıcı elektrotun çapı, (g) koruyucu halka genişliği.....	38
Şekil 2-27: Tipik OD (optical density) eğrisi	41
Şekil 2-28: Işınlanan filmin kararması.....	42
Şekil 2-29: a) Normal kristal yapı, b) Işınlanmış kristal yapı, c) Termal etki sonucu termoluminesans (TL) fotonu oluşumu	43
Şekil 2-30: MOSFET dozimetri sistemi bileşenleri.....	44
Şekil 2-31: Dedektör kesiti	45
Şekil 2-32: p-kanallı MOSFET	45
Şekil 2-33: Larenks	47
Şekil 3-1: Varian DHX (RapidArc) Lineer Hızlandırıcı	51
Şekil 3-2: PTW RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom.....	53
Şekil 3-3: ALDERSON Rando Fantom.....	53
Şekil 3-4: PTW Markus Paralel Plak İyon Odası	54
Şekil 3-5: MOSFET kalibrasyonu için kullanılan akrilik fantom.....	55
Şekil 3-6: Gafchromic EBT3 film	56
Şekil 3-7: EPSON 10000XL Expresion film tarayıcı.....	57
Şekil 3-8: PTW Unidos 10002 Elektrometre	57
Şekil 3-9: Markus paralel plak iyon odası ile hazırlanan ölçüm düzeneği	59
Şekil 3-10: 6 MV ile elde edilen EBT3 film kalibrasyon eğrisi	62
Şekil 3-11: Gafchromic EBT3 film ile hazırlanan ölçüm düzeneği	63
Şekil 3-12: MOSFET dedektörleri için hazırlanan kalibrasyon düzeneği	64
Şekil 3-13: MOSFET dedektörleri için hazırlanan ölçüm düzeneği.....	65
Şekil 3-14: Fantoma aktarılan tedavi planları; a) Bolussuz IMRT, b) Boluslu IMRT, c) Bolussuz IMAT, d) Boluslu IMAT.....	68
Şekil 3-15: Rando fantomun aksiyel kesiti üzerinde doz ölçüm noktalarının şematik olarak gösterilmesi.....	69
Şekil 4-1: 5 x 5 cm ² 'lik açık alan için Markus pp i.o., MOSFET dedektörleri, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse TPS sonuçlarının karşılaştırılması	74
Şekil 4-2: 10 x 10 cm ² 'lik açık alan için Markus pp i.o., MOSFET dedektörleri, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse TPS sonuçlarının karşılaştırılması	75

Şekil 4-3: 20 x 20 cm ² 'lik açık alan için Markus pp i.o., MOSFET dedektörleri, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse TPS sonuçlarının karşılaştırılması	75
Şekil 4-4: 5x5 cm ² 'lik açık alanda, farklı ölçüm derinlikleri için %DD farkları.....	76
Şekil 4-5: 10x10 cm ² 'lik açık alanda, farklı ölçüm derinlikleri için %DD farkları.....	77
Şekil 4-6: 20x20 cm ² 'lik açık alanda, farklı ölçüm derinlikleri için %DD farkları.....	78
Şekil 4-7: 10 x 10 cm ² 'lik maskeli alan için Markus pp i.o., MOSFET dedektörleri, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse TPS sonuçlarının karşılaştırılması	82
Şekil 4-8: 10x10 cm ² 'lik maskeli alanda, farklı ölçüm derinlikleri için %DD farkları..	83

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

%DD: Yüzde Derin Doz

°C: Derece Celsius

3D-CRT: 3 boyutlu konformal tedavi (3 dimensional conformal radiotherapy)

AAA: Anisotropic Analytical Algorithm

AAPM: Amerikan medikal fizikçiler derneği

BEVs: Işın Görüş Alanından Görüntü (Beam's eye views)

BT: Bilgisayarlı tomografi

CF: Kalibrasyon faktörü

cGy: Santi Gray

cm: Santimetre

Co-60: Kobalt 60

DC: Doğru akım

d_{max} : Maksimum doz derinliği

DMLC: Dinamik MLC

dpi: 1 inch'deki nokta sayısı (Dot Per Inch)

DRR: Dijital olarak tekrar oluşturulmuş grafik

DVH: Doz Volüm Histogramı

EPID: Elektronik portal dozimetre

g: Gram

Gy: Gray

HVL: Yarı Tabaka Kalınlığı (Half Value Layer)

ICRP: Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (International Commission on Radiological Protection)

ICRU: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçüm Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements)

- IGRT: Görüntü destekli radyasyon tedavisi (Image Guided Radiation Therapy)
- IMAT: Yoğunluk ayarlı ark tedavisi (Intensity Modulated Arc Therapy)
- IMRT: Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (Intensity Modulated Radiation Therapy)
- keV: Kilo elektron Volt
- kg: Kilo gram
- kV: Kilo Volt
- LINAK: Lineer hızlandırıcı
- m: Metre
- MeV: Mega elektron Volt
- MHz: Mega Hertz
- MLC: Çok yapraklı kolimatör (multileaf collimator)
- mm: Mili metre
- MOSFET: Alan etkili metal oksit yarıiletken transistör
- MRI: Manyetik rezonans
- MU: Monitör unit
- MV: Mega Volt
- MW: Mega Watt
- OD: Optik Yoğunluk (Optical Density)
- PBC: Pencil beam Convolution
- pp: Paralel plak
- QA: Kalite Kontrol (quality assurance)
- R: Röntgen
- RF: Radyo frekans
- RT: Radyoterapi
- s: Saniye
- SAR Scatter-air ratio (saçılma hava oranı)

SD: Standart sapma

SED: Su eşdeğeri derinlik (mm)

SMLC: Statik MLC

SSD: Kaynak cilt mesafesi

Sv: Sievert

TAR: Tissue-air ratio (doku-hava oranı)

TCP / NTCP: Tümörü ve komplikasyonları kontrol edebilme olasılığı

TERMA: Birim kütle başına açığa çıkarılan total enerji (total energy released per unit mass)

Tiff: Resim dosyası formatı (Tagged Image File Format)

TLD: Termo Luminesans Dozimetre

TMR: Tissue-maximum ratio (doku-maksimum oranı)

TPS: Tedavi planlama sistemi

\bar{x} : Ortalama

cc: Santimetre küp

μm : Mikro metre

ÖZET

Akbaş, U. (2014). Yoğunluk Ayarlı Dinamik ve Ark Radyoterapi (IMRT ve IMAT) Tekniklerinde Yüzey Dozlarının Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Radyoterapide cildin fazla doza maruz kalması akut veya geç yan etkilerin görülmesine neden olabilir. Çalışmalarda tedavi planlama sistemlerinde (TPS) yüzey dozunun doğru olarak hesaplanmadığı bildirilmiştir. Bu çalışmada, 5 larenks kanseri tanılı hastada, IMRT ve IMAT teknikleri için yüzey dozları araştırıldı.

Işınlamalar Varian RapidArc DHX cihazında, 6 MV enerjide gerçekleştirildi. Yüzey dozu ölçümleri Markus paralel plak iyon odasının, MOSFET dedektörlerinin ve Gafchromic EBT3 filmin su eşdeğeri ölçüm derinliği hesaba katılarak, farklı boyutlardaki açık ve maskeli alanlarda PTW RW3 fantom ile yapıldı. Ölçülen dozların TPS ile uyumu incelendi.

IMRT ve IMAT teknikleri için ışınlamalar, rando fantoma Eclipse TPS'den aktarılan QA planları ile maskeli, bolussuz ve boluslu olarak yapıldı. Ölçüm sonuçları, kullanılan ölçüm aracının su eşdeğeri ölçüm derinliği hesaba katılarak TPS ile karşılaştırıldı.

TPS'de hesaplanan ve MOSFET ile ölçülen yüzey dozu değerleri incelendiğinde TPS'nin bolussuz ve boluslu IMRT ve IMAT planlarında daha yüksek sonuçlar verdiği görüldü. MOSFET ölçümleri ile TPS hesaplamaları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.001$).

Film ölçümleri ile TPS'yi karşılaştırdığımızda ise film ölçümlerinden elde edilen yüzey dozu değerlerinin daha yüksek olduğu görüldü. Film ölçümleri ile TPS hesaplamaları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.001$).

Bolussuz IMRT planlarında film TPS'ye daha yakın sonuçlar vermiştir; boluslu planlarda ise MOSFET ölçümleri TPS'ye daha yakındır.

MOSFET dedektörlerin kalibrasyonu filme göre daha kolay ve pratiktir. Megavoltaj mertebesinde radyasyon tipi ve enerjisinden bağımsız olan dedektörler, sıcaklıktan etkilenmemektedir. TPS ile arasındaki fark belirlenen MOSFET dedektörler, klinik uygulamalarda in-vivo kullanıma uygundur.

Anahtar Kelimeler: Yüzey dozu, MOSFET, film, IMRT, IMAT.

ABSTRACT

Akbas, U. (2014). Research of Surface Dose in Intensity Modulated Dynamic and Arc Radiotherapy (IMRT and IMAT) Techniques. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Basic Oncology, M.Sc. Thesis. İstanbul.

In radiotherapy, an overexposure of the skin to radiation may lead to acute skin reactions or delayed effects. Investigations have demonstrated that TPS can not predict surface dose accurately. In this research, with 5 larynx cancer patient, surface dose was investigated for IMRT and IMAT techniques.

Irradiations were made with Varian RapidArc DHX linac with 6 MV. Surface dose measurements with Markus parallel plate ion chamber, MOSFET detectors and Gafchromic EBT3 film were made in different open and masked field sizes, considering the water-equivalent-depths, in PTW-RW3 phantom. The compliance of measurements and TPS was examined.

For IMRT and IMAT techniques, QA plans which transferred from Eclipse TPS to masked rando phantom were irradiated with and without bolus. Measurements were compared with TPS considering WED of the devices.

TPS calculation results are higher compared to MOSFET measurements in both bolused and non-bolused IMRT and IMAT. Differences between measurements and calculations are statistically significant ($p < 0.001$).

Film measurements are higher compared to TPS calculations in surface dose. The difference is bigger in bolused plans. Differences between measurements and calculations are statistically significant ($p < 0.001$).

IMRT plans without bolus, film results are closer to the calculations. MOSFET is compatible with TPS in bolused plans.

MOSFET detector calibration is easier and more practical compared to film. The detectors are independent from heat, radiation type and energy in megavoltage stage. MOSFET detectors, difference from TPS is presented, is suitable for in-vivo clinical applications.

Key Words: Surface dose, MOSFET, film, IMRT, IMAT.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi, malign neoplazi ve benign hastalıkların tedavisinde iyonize radyasyonların kullanıldığı klinik bir tedavi şeklidir. Radyoterapinin amacı, çevre sağlıklı dokulara en az hasar verecek şekilde, tanımlanan tümör volümüne belirlenen dozu vererek yaşam kalitesini bozmadan tümör oluşumunu tedavi etmektir. Küratif tedaviye ek olarak radyoterapi, hastalığın semptomlarının ortadan kaldırılmasında önemli rol oynar (1).

Radyoterapide teknolojinin gelişmesi ile düzensiz, konkav ve sağlıklı dokulara yakın yerleşimli hedef volümleri ışınlamada yetersiz kalan konvansiyonel ışınlama teknikleri yerini, tedavi alanı içinde çok yapraklı kolimatör (MLC) sistemi ile dinamik doz değişikliklerine imkan veren ve bu sayede normal dokular korunurken tümör dokusuna daha yüksek dozlar verilmesini sağlayan, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT)'ye bırakmıştır. IMRT, konformal radyoterapinin en gelişmiş halidir. IMRT tekniğinde, yoğunlukları ayarlanmış demetler kullanılarak, konkav biçimli hedef volümde istenilen uniform olmayan doz dağılımı elde edilirken, tümör çevresindeki kritik organların dozlarının tanımlanan tolerans değerlerinin aşılması sağlanır. Doz yoğunlukları, farklı optimizasyon teknikleri kullanılarak elde edilir. IMRT tekniği, tümör kontrol olasılığını yükseltme ve tedaviye bağlı oluşabilecek hasarları azaltma (normal doku komplikasyon olasılığını düşürme) üstünlüklerine sahiptir (2). Yoğunluk ayarlı ark terapi (IMAT), gany'tin hasta etrafında rotasyon hareketi esnasında dinamik MLC hareketleri ile yoğunluk ayarlı ışınlamanın gerçekleştirilebildiği bir tedavi tekniğidir. Ark tedavisinin teknik olarak 3 bileşeni vardır; rotasyonel hareket, dinamik MLC ve değişken doz hızı (doz rate) ile değişken gantry hızı. Planlanan hedef volüm, gantry'nin dönüşü ile ışınlanır. Ark tekniğinin IMRT tekniğine göre en büyük avantajı tedavi süresinin daha kısa olmasıdır.

Megavoltaj foton ışınlarının cilt koruyucu etkisi vardır; yüzey dozu genellikle cilt altında oluşan maksimum dozdan çok daha düşük olur (3). Cildin fazla doza maruz kalması akut ya da geç yan etkilerin görülmesine neden olabilir. Her ne kadar gelişmiş yoğunluk ayarlı teknikler normal doku hasarlarını azaltmaya yardımcı olsalar da, istenmeyen cilt reaksiyonları halen görülmektedir. Birçok araştırma grubu yaptıkları çalışmalar sonucunda tedavi planlama sistemlerinin yüzey dozunu doğru olarak

hesaplayamadığını rapor etmiştir. Radyoterapide, özellikle hasta cilt dozunun tedaviyi sınırlandıracak kritik bir parametre olduğu ışınlamalarda, yüzey dozunun doğru olarak bilinmesi önemlidir.

Kliniğimizde IMRT ve IMAT teknikleri, Varian DHX (RapidArc) lineer hızlandırıcısı ve Varian Eclipse tedavi planlama sistemi kullanarak megavoltaj enerji mertebesindeki foton demetleri ile uygulanmaktadır.

Bu çalışmada, 5 larenks tümörlü hastada, yoğunluk ayarlı dinamik ve ark radyoterapi tekniği için yüzey dozunun araştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Lineer Hızlandırıcılar

2.1.1. Tarihçe

Radyasyon Onkolojisi kanseri tedavi etmek ve kontrol altına almak için çeşitli radyasyon tiplerini kullanan bir bilim dalıdır. 1895'te Wilhelm Roentgen tarafından X-ışınlarının keşfi ile başlayan bu bilim dalı, madde ile enerji arasındaki ilişkiyi temel alır. 1896'da Henri Becquerel'in radyoaktiviteyi keşfi, 1898'de Marie ve Pierre Curie tarafından Radium'un seperasyonu ile bazı maddelerin radyasyon yayımladığı görülmüştür.

Radyasyon ortam ile etkileşime girdiğinde iyonizasyon meydana getirir. Hücreler belli miktarda radyasyona maruz kalırsa ölür, bu örnek madde ile radyasyon arasındaki etkileşimi basitçe özetler ve dahası, Radyasyon Fiziği biliminin kanserin klinik tedavisindeki yerini anlamamızı sağlar.

Radyasyonun klinik ortamda kullanılabilmesi için gelişmiş teknolojiye, oldukça sofistike cihazlara ihtiyaç vardır; Linak'lar gibi. Bu cihazlar standart X-ışınları cihazlarından çok daha yüksek seviyede enerjilere sahip X-ışını demetleri üretmektedir.

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

1950'lerin ortasında, ilk kez, günümüzde LINAK olarak bilinen lineer hızlandırıcılar, ikinci dünya savaşında radar sistemlerinde mikrodalgalara güç sağlayan Klystron'ların keşfi ile geliştirilmişlerdir. Bu dönemde geliştirilen linak'ların enerji aralığı 4 – 8 MeV idi. 1952'de mega voltaj X-ışını ile klinik tedaviye olanak sağlayan ilk linak Londra'da Hammersmith Hastanesi Radyoterapi bölümünde kurulmuştur. 8 MV enerji seviyesindeki bu linak ile ilk hasta tedavisi Londra'da 7 Eylül 1953 yılında yapılmış ve linaklar radyoterapi departmanlarının en önemli cihazları haline gelmiştir.

1956'da Henry Kaplan ve Mitchell Weissbluth lineer hızlandırıcıları kanser ile savaşmak üzere kullandılar; Stanford Üniversitesi'nde iki yaşındaki retinoblastom hastası erkek çocuk görme yetisini kaybetmeden tedavi edildi.

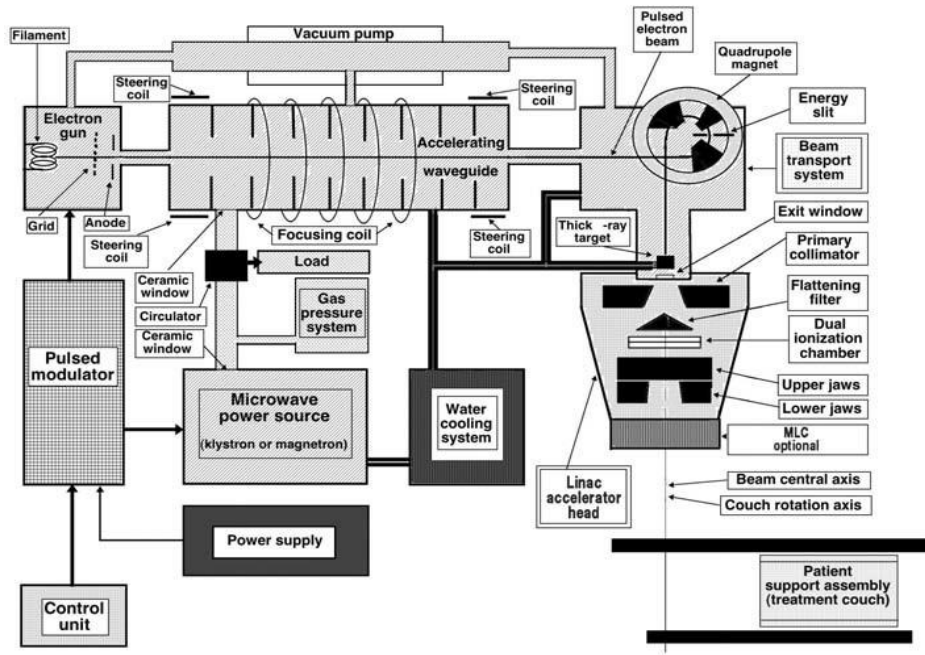
Lineer hızlandırıcıların radyoaktif kaynak ile çalışan Co-60 cihazlarından en temel üstünlükleri yüksek doz hızı ve düzgün doz dağılımıdır, böylece hasta tedavisi

daha kısa sürede biter. İlk lineer hızlandırıcıların hasta etrafında dönmemesi gibi sınırlılıkları vardı. 1960'da ilk 360 derece dönebilen ve izosantrik tedaviye olanak sağlayan lineer hızlandırıcı Varian tarafından yapıldı ve UCLA medikal merkezine kuruldu. 1968'de durağan dalga teknolojisinin kabulü ile hızlandırıcı yapıları daha az kompleks bir hale geldi. 1972'de Fessender, tümör hücrelerine iki farklı radyasyon tipi uygulayabilecek bir lineer hızlandırıcı araştırmaya başladı. Fessender ve grubu Varian Medikal Sistemler şirketine ilk foton ve elektron kombinasyonuna sahip lineer hızlandırıcıyı üretmelerine yardımcı oldu.

1962'de Farmer, dünya genelinde 15 linak, 50 betatron; IAEA ise 1968 yılında 79 linak, 20 Van de Graff, 137 betatron, 1700 Co-60 olduğunu açıklamıştır. Karzmark 1984'te yaptığı araştırma sonucu Amerika Birleşik Devletleri'nde bulunan MV tedavi cihazlarının yarısından fazlasının ve yeni kurulan cihazların %90'ından fazlasının linak olduğunu açıklamıştır. Bu yıllardan sonra da linak kullanımı günümüze dek artarak devam etmiştir (4, 5).

2.1.2. Medikal Lineer Hızlandırıcılar

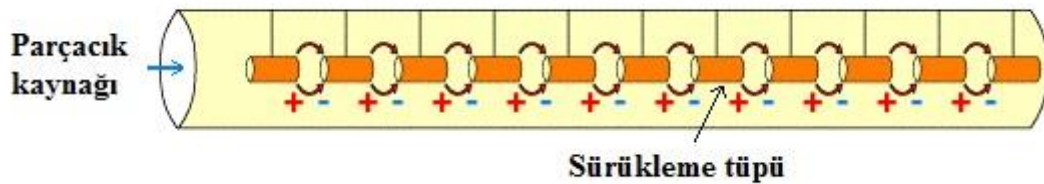
Medikal lineer hızlandırıcılar, elektron gibi yüklü parçacıkları 4 – 25 MeV mertebesinde kinetik enerjiye, lineer bir tüp boyunca, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak hızlandıran makinalardır (Şekil 2-1). Bu makinalar genellikle "linak" olarak adlandırılırlar. Linaklarda hızlandırılan yüksek enerjili elektronlar kullanılarak yüzeysel tümörlerin tedavisi gerçekleştirilebilir ya da bu elektronlar X-ışını üretmek için kullanılan bir hedef materyale çarptırılma suretiyle daha derin yerleşimli tümörlerin tedavisi sağlanır. 1 MeV ya da daha yüksek enerjili parçacıkların kullanıldığı uygulamalarda RF (radyo frekans) lineer hızlandırıcılar kullanılır. Klinik kullanım için birçok linak tipi vardır. Bunlardan bazıları yalnızca düşük mega voltaj X-ışını sağlayabilirken, bazıları da çeşitli enerjilerde hem X-ışını hem de elektron sağlayabilmektedir. Tipik modern bir yüksek enerjili linak iki foton enerjisi (6 ve 18 MV) ve çeşitli elektron enerjileri (6, 9, 12, 16, 22 MeV gibi) sağlamaktadır (6, 7, 8).



Şekil 2-1: Lineer hızlandırıcı şematiği

2.1.2.1. Çalışma Prensipleri

Lineer hızlandırıcı; elektron, proton ya da ağır iyonlar gibi yüklü parçacıkları düz bir hat boyunca hızlandıran bir parçacık hızlandırıcısıdır. Yüklü parçacıklar hızlandırıcının sol tarafından giriş yaparlar ve bir elektrik alan ile ilk sürüklenme tüpü boyunca hızlandırılırlar. Sürüklenme tüpü içinde parçacıklar elektrik alandan izole durumdadırlar ve sabit bir hıza sahiptirler (Şekil 2-2). Elektronlar iki sürüklenme tüpü arasındaki boşluğa girdikleri zaman, elektrik alan tarafından bir sonraki sürüklenme tüpüne girene kadar hızlandırılırlar. Her bir boşlukta enerjileri biraz daha artan elektronların bu süreci, hızlandırıcının sağ tarafından fırlatılıncaya kadar devam eder.



Şekil 2-2: Sürüklenme tüpünün şematik gösterimi

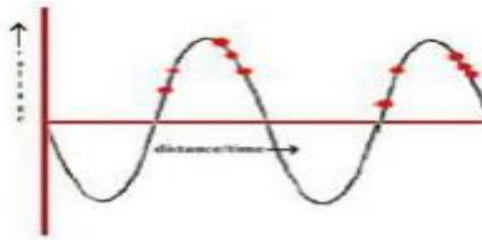
Sürüklenme tüpleri lineer hızlandırıcı için gereklidir çünkü parçacığın hızlandırılması için alternatif elektrik alan kullanılmaktadır. Sürüklenme tüplerinin olmadığı durumda, alternatif alana maruz kalan parçacıklar alanın sinüsoidal yapısından dolayı hızlanıp yavaşlarlar. Sürüklenme tüpleri, alternatif alan negatif yöndeysen, yüklü parçacıkların yavaşlamasını önler.

Bir lineer hızlandırıcının üç temel bölümü vardır; Elektron tabancası, Demetleyici ve Linak.

Elektron tabancası, elektronların hızlandırma sürecinin başladığı bölümdür. Elektron tabancasının katodu baryum aluminat ya da toryum gibi termiyonik materyallerden oluşur. Katot negatif elektrik yüküne sahip yüzeydir. Linaklarda elektronların yayılımı, elektron tabancasının katodunun ısıtılması ile meydana gelir. Baryum aluminat termiyonik bir materyaldir ve atomlarının sahip olduğu elektronlar ısıtıldığında atomdan kopma eğilimleri vardır. Bu elektronlar katot yüzeyindedir.

Geçit (gate), şalter gibidir ve bakır bir perde ya da ızgaradan oluşmuştur, pozitif yüklüdür, anottur. Geçit'e, saniyenin her beş yüz milyonda birinde, katottan muazzam sayıda elektronu fırlatacak güçlü pozitif yükler verilir. Kopan elektronlar geçit'e ulaştıkları anda, ana anot tarafından daha güçlü bir şekilde çekilerek geçit'i aşarlar. Geçitlerde atım sayısı saniyede beş yüz milyon (500MHz) olduğundan, elektronlar anota demet halinde kesik kesik gelir. Anot, elektronların çoğunu hızlandırıcının bir sonraki bölümü olan demetleyiciye (buncher) yönlendirecek olan elektromanyetik alanı oluşturabilmek için halka şeklinde yapılmıştır.

Demetleyici (buncher), atımlı elektronları elektron tabancasından çıkar çıkmaz hızlandırır ve onları demetler halinde paketler. Bunu gerçekleştirebilmek için klystron'dan çok güçlü mikrodalga yayınımlar alır. Mikrodalgalar tıpkı okyanus dalgalarının sörf tahtalarını hızlandırdığı gibi elektronları hızlandırır (Şekil 2-3).



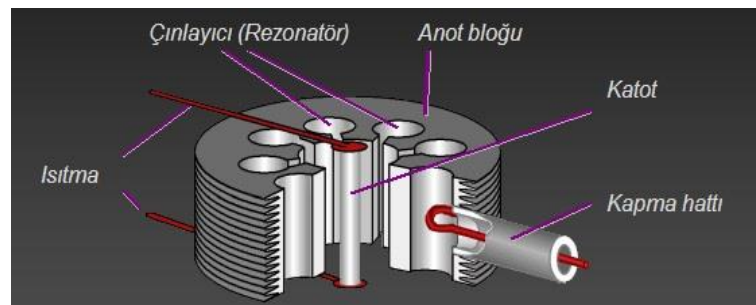
Şekil 2-3: Elektronların mikrodalgalar üzerinde hızlandırılması

Şekilde kırmızı noktalar elektronları, sinüs dalgası ise mikrodalga yayını göstermektedir. Elektronlar sinüs dalgasının tepesine yaklaştıkça daha fazla enerji alırlar ve daha çok hızlanırlar.

Linak ise, demetleyicinin bir uzantısıdır. Linak sahip olduğu ek RF kaynağı sayesinde elektronları daha da hızlandırır ve daha sıkı demetler haline gelmesini sağlar. Elektronlar, demetleyiciden linak'a ışık hızının %60'ı seviyesinde bir hızla giriş yaparlar ve ışık hızına çok yakın bir hızla linak'tan ayrılırlar.

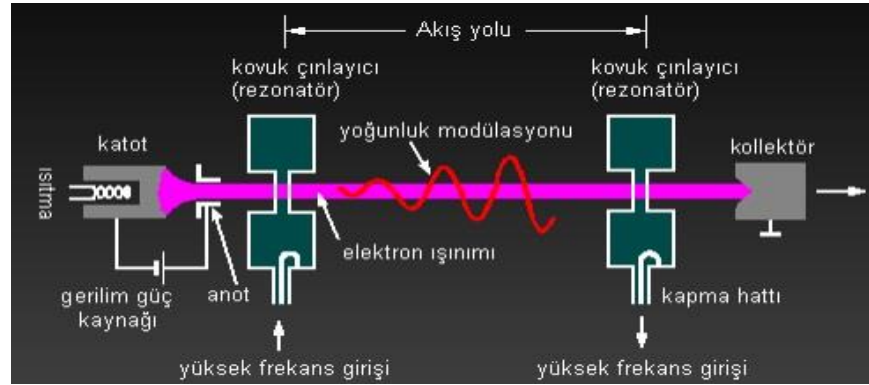
Medikal lineer hızlandırıcılarda gerekli elektromanyetik dalga gücünü sağlayacak magnetron ve klystron olmak üzere iki çeşit mikro dalga üretici vardır.

Magnetronlar mikro dalga üreten cihazlardır (Şekil 2-4). Yüksek güçlü osilatörler gibi çalışırlar, birkaç mikro saniye aralıklarla mikro dalga atımları üretirler ve bu atımlar saniyede yüzlerce kez tekrarlanır. Her bir atımdaki mikro dalgaların frekansları yaklaşık 3000 MHz'dir. Magnetron silindirik bir yapıdadır, merkezi bir katota ve rezonans boşlukları olan bakır bir anota sahiptir. Anot ve katot arası boşluk vakumludur. Katot bir iç filament tarafından ısıtılır ve elektronlar termoiyonik yayılım ile üretilir. Boşlukların ara kesitine dik biçimde statik manyetik alan uygulanırken, anot ve katot arasına puls halinde DC elektrik alan uygulanır. Katottan ayrılan elektronlar puls halindeki DC elektrik alan etkisi ile anota doğru hızlandırılırlar. Eş zamanlı olarak manyetik alanın da etkisi altında olan elektronlar, rezonans boşluklara doğru karmaşık spiraller biçiminde hareket ederlerken mikro dalga formunda enerji yayımlarlar. Üretilen bu mikro dalga atımları, dalga kılavuzu yardımı ile hızlandırıcıya aktarılır. Genellikle magnetronlar, 2 MW'luk bir pik gücü sağlarlar ve düşük enerjili linaklarda (6 MV ya da daha az) kullanılırlar. Her ne kadar yüksek enerjili linaklar klystron kullansalar da, bazı yüksek enerjili linaklar (25 MeV) 5 MW'luk magnetronlar ile çalışmaktadır (6, 8).



Şekil 2-4: Magnetron kesiti

Klystron bir mikro dalga üretici değil, genlik güçlendiricidir (Şekil 2-5). Düşük güçlü bir mikro dalga osilatörü tarafından beslenmesi gerekir. Katotta üretilen elektronlar, zayıf mikro dalgalar ile beslenen, demetleyici boşluğu olarak adlandırılan, ilk boşluk içerisinde voltajın negatif atımı ile hızlandırılırlar. Mikro dalgalar boşluk boyunca alternatif bir elektrik alan meydana getirirler. Elektronların hızları, hız modülasyonu olarak bilinen bir işlem ile, oluşturulan alternatif elektrik alan kullanılarak çeşitli seviyelere ayarlanır. Elektronların bazıları hızlandırılırken, bazıları yavaşlatılır, bazıları ise etkilenmemektedir. Bu işlem, elektronların hızlarının ayarlanıp demetler halinde sürüklenme tüplerine geçişleri ile sonuçlanır. Klystronlar yapısal olarak magnetronlardan daha büyük ve ağırdırlar. Bu nedenle magnetronlar gantry'e monte edilebilirler, klystronlar ise genellikle gantry standının arkasına monte edilirler.



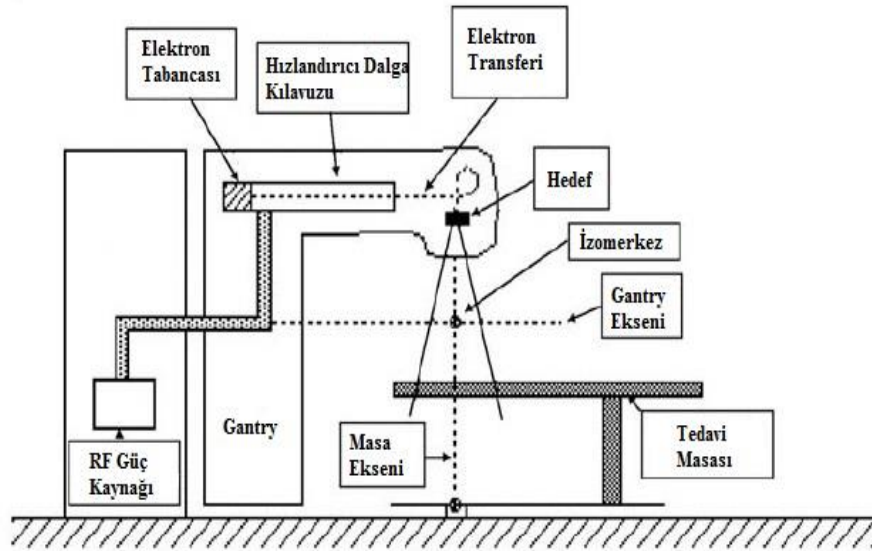
Şekil 2-5: Klystronun çalışması

Özetle, bir güç kaynağı içerisinde atım oluşum ağı ve anahtarlama tüpü (hidrojen tayratron) bulunan modülatöre elektriksel güç (doğru akım) sağlar. Modülatördeki yüksek voltaj atımlar birkaç mikro saniyelik yassı başlı doğru akım atımlarıdır. Bu atımlar eş zamanlı olarak magnetron ya da klystron'a ve elektron tabancasına iletilir. Magnetron ya da klystronda oluşturulan atımlı mikro dalgalar dalga kılavuz sistemi ile hızlandırıcı tüpe enjekte edilir. Uygun bir anda elektron tabancasından çıkan elektronlar da hızlandırıcı tüpe iletilirler. Hızlandırıcı tüpler, vakumlanmış ya da içi gaz doldurulmuş, bakırdan üretilen yapılardır. Tüp boyunca, ortası delik, birbirine eşit aralıklarla dizilmiş diskler ya da diyaframlar vardır. Elektronlar hızlandırıcı tüpe yaklaşık 50 keV'lik bir enerji ile girerler ve mikro dalgaların elektromanyetik alanları ile etkileşirler. Bu elektronlar mikro dalgaların

tepelerine binmek suretiyle hızlandırılırlar. Elektronlar hızlandırıcı tüpten çıkışta yaklaşık 3 mm çapındadırlar. Düşük enerjili linaklarda (6 MV'ye kadar) oluşan yüksek hızlı elektronlar doğrudan hedef materyale çarptırılarak X-ışını üretilir. Yüksek enerjili linaklarda hızlandırıcı tüpü düşük enerjililere daha uzundur ve hızlandırılan elektronlar 2700 döndürülerek hedefe çarptırılır (6).

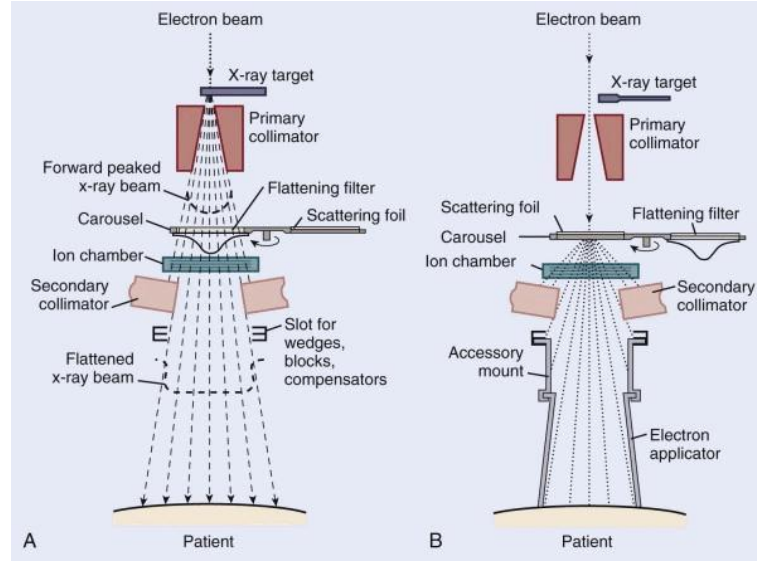
2.1.2.2. Kafa Yapısı (Gantry)

Birçok linak yatay ekseninde dönebilecek şekilde tasarlanır. Gantry dönüşü ile kolimatör aksı dikey ekseninde hareket eder. Gantry dönüş eksenini ile kolimatör aksının kesişim noktası izomerkez (isocenter) olarak adlandırılır (Şekil 2-6).



Şekil 2-6: İzomerkez (isocenter)

Cihazın kafa yapısı; kurşun, tungsten veya kurşun-tungsten alaşımı gibi yüksek yoğunluklu, koruyucu kalın bir kabuktan meydana gelmektedir. Bu yapı radyasyon sızıntısını önlemeye yarar. Cihaz kafası; X-ışını hedefi (tungsten), saçıcı folyo, düzleştirici filtre, monitör iyon odaları, kolimatörler ve ışık lokalizörü gibi bölümleri içerir. Bu içerik farklı lineer hızlandırıcılar için çeşitlilik gösterebilir. Tedavi moduna göre, elektronların yüksek atom numaralı tungsten hedefe çarptırılması ile X-ışını tedavisi ya da çıkış penceresine yönlendirilmesi ile elektron tedavisi sağlanır (Şekil 2-7).



Şekil 2-7: Linear hızlandırıcıların elektron ve foton modunda çalışmalarının şematik gösterimi

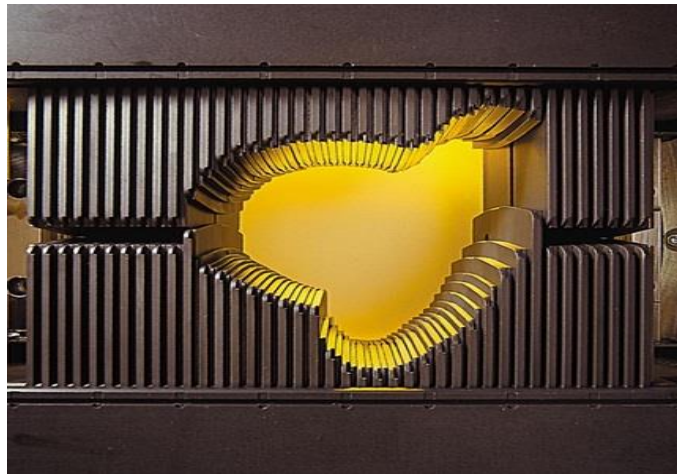
Linak X-ışını modunda çalıştırılırsa; hızlandırılan elektronlar öncelikle tungsten gibi yüksek atom numaralı bir hedefe çarptırılarak, X-ışınları üretilir. X-ışınları, hedefin altında konumlanan sabitlenmiş birincil kolimatörler ile şekillendirilir. X-ışınları, daha sonra, ışın demetini uniform hale getirmek için düzleştirici filtreden geçirilir. Bu filtre genellikle kurşun, çelik, alüminyum, tungsten ya da bunların bir kombinasyonundan meydana gelir. Düzleştirilmiş X-ışınları, doz monitör odalarına gelir. Monitör sistemi, birçok iyon odasından ya da çok plakalı tek bir odadan meydana gelir. Genellikle, tüm ışın alanını kaplayan yassı paralel plak gibi transmisyon tipinde odalar kullanılsa da, bazı linaklarda silindirik iyon odaları kullanılmaktadır. İyon odalarının amacı doz hızı, toplam doz ve alan simetrisi gibi parametreleri kontrol etmektir. İyon odalarının değişen doz hızlarına karşın, stabil kalmaları çok önemlidir. Bu iyon odalarına 300 – 1000 V Bias voltajı uygulanır. X-ışınları daha sonra hareketli çenelerden yapılmış ikincil kolimatörlerde tekrar şekillendirilirler. Bu kolimatörler kurşun ya da tungsten iki çift bloktan (jaw) oluşmuştur ve X-ışını kaynağından (focal spot) 100 cm standart bir uzaklıkta 0x0'dan 40x40 cm²'ye kadar dikdörtgen alan açıklığı yaratabilirler. Cihaz kafasındaki ışık lokalize sistemi ile alan boyutları kontrol edilebilir. Bu sistem, iyon odaları ve jawlar arasına yerleştirilmiş bir ayna ve bir ışık kaynağından oluşmaktadır. Işık lokalize sistemi ile odaktan X-ışını üretircesine ışık sağlanır, böylece ışınlanacak alanın kontrolü yapılabilir.

Linak elektron modunda çalıştırılırsa; hızlandırıcının çıkış penceresinden 3 mm çapında çıkan elektronlar hedef materyale çarptırılmak yerine doğrudan birincil kolimatörlerden geçerler. Bu elektronlar daha sonra kurşun ya da alüminyumdan yapılmış, tedavi alanı boyunca düzgün elektron akısı sağlayacak, ince metal saçıcı filtreden geçer. Daha sonra X-ışınlarında olduğu gibi doz monitör odalarına gelen elektronların doz hızı, toplam doz ve alan simetrisi kontrolleri gerçekleşir. Elektron ışınlarında, X-ışınlarından farklı olarak büyüklükleri 4x4'ten 25x25 cm²'ye kadar değişen özel ikincil elektron kolimatörleri (elektron aplikatörleri) kullanılarak tedavi alanları oluşturulur (2, 6).

2.1.2.3. Çok Yapraklı Kolimatör (Multileaf Collimator, MLC)

Radyoterapinin temel amacı, hedef volümü ışınlarken sağlıklı dokuların absorbe ettiği radyasyon miktarını minimum seviyede tutmaktır. Tedavi ışınını şekillendirmek, sağlıklı ve kritik organlarda biriken dozu ciddi seviyede azaltmak için önemli bir yoldur. Konvansiyonel kolimatör çeneleri ile dikdörtgen biçimli tedavi sahaları elde edilebilir, fakat ihtiyaç duyulan tedavi sahası her zaman dikdörtgen şeklinde olmayacağı gibi ek şekillendirmeler de gerekebilir. Bir lineer hızlandırıcıda, standart kurşun bloklar ya da focalize alaşım bloklar tedavi kafasına takılabilir. Diğer seçenek ise çok yapraklı kolimatör (MLC) sistemidir.

MLC, ışın demetini istenilen biçimde önleyen hareketli yapraklara sahiptir. Tipik MLC'ler çiftler halinde dizilmiş 40 – 120 yapraktan oluşmaktadır (Şekil 2-8). Bu yapraklar "lif" olarak da adlandırılır (9).

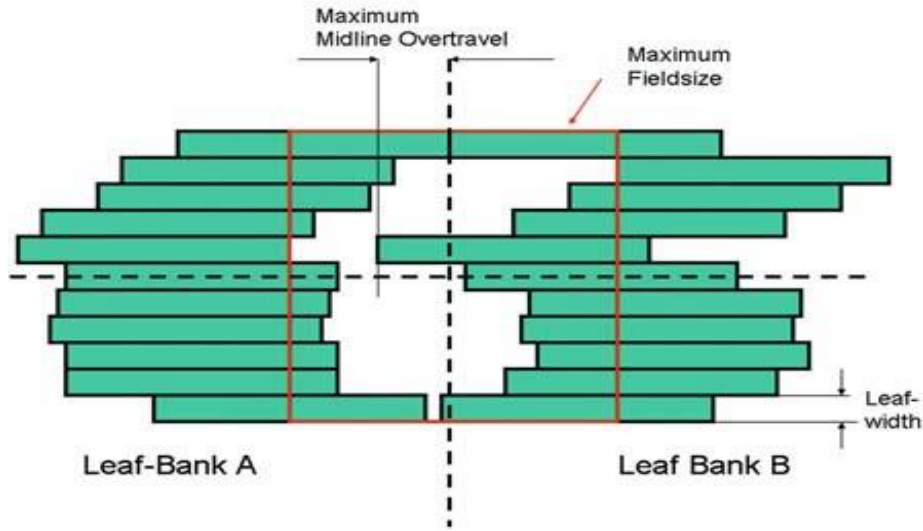


Şekil 2-8: Multileaf collimator Varian Millenium MLC120

MLC yaprakları, uygulanacak radyasyonlar için kabul edilebilir bir atenüasyona sahip olmalıdır ve birlikte hareket ederek istenilen tedavi alanını oluşturabilecek en ideal şekilde tasarlanmalıdır.

Yapraklar, en yoğun metallerden biri olan tungsten alaşımından yapılmaktadır. Tungsten alaşımlar sert, düşük esneme katsayılı, kolay işlenebilir ve ucuzdur. Saf tungstenin yoğunluğu $19,3 \text{ g/cm}^3$ iken, alaşımların yoğunluğu, işlenebilirliği artırmak için kullanılan demir, bakır ve nikel miktarına bağlı olarak $17 - 18,5 \text{ g/cm}^3$ arasında değişmektedir (10).

MLC sisteminin performansını etkileyen en önemli parametreler; maksimum alan boyutu, lif genişliği, merkezin karşısına maksimum geçme mesafesi, liflerin iç içe geçmesi (interdijitasyonu) ve kolimatör çenelerine göre MLC konumu gibi mekanik ve geometrik özellikleridir (Şekil 2-9). İlave olarak IMRT için MLC kullanımında lif hızları ve lif pozisyonlarının doğruluğu da önemli parametrelerdir.



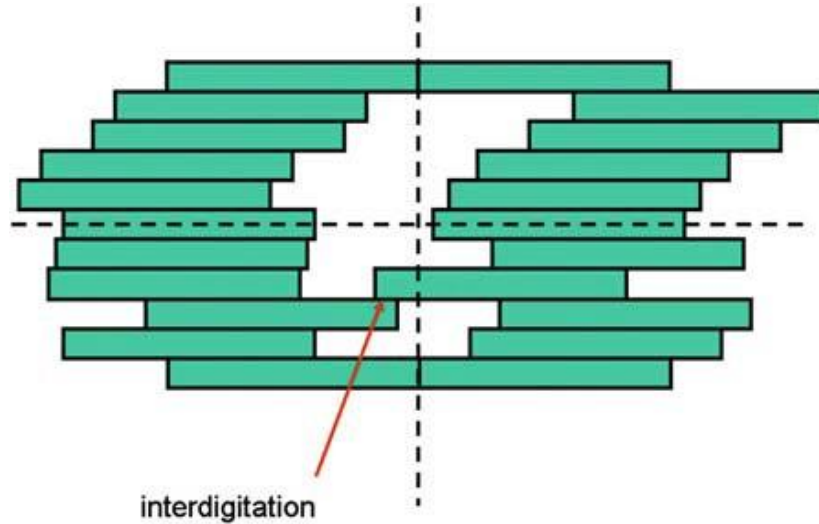
Şekil 2-9: MLC'lerin en belirgin mekanik parametreleri

Maksimum alan boyutu: Klinikte kullanılan iki tür MLC vardır. Bunlardan biri, orta ve büyük alanlar için tasarlanmış ve linakların kafasına monte edilmiş, $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alan boyutuna kadar açılabilen MLC'dir. Diğeri ise genellikle mini veya mikro MLC olarak adlandırılan ve tedavi cihazının kafasına yerleştirilebilen bir aparata monte edilmiş MLC'dir. Mini ve mikro MLC'lerin maksimum alan boyutu $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'dir.

Lif genişliği: Lineer hızlandırıcı kafasına yerleştirilmiş, bilgisayar kontrollü MLC'ler genellikle, izomerkezde, 0,5 – 1 cm genişliğe sahiptirler. Burada genişlik, liflerin hareket yönüne dik eksende tanımlıdır. Çeşitli lif genişliklerine sahip cihazlar bulunmaktadır. Lif genişliği tedavi volümünün şekline ve boyutuna uygun olmalıdır. Örneğin, bir prostat kanseri ışınlamasında 1 cm'lik lif genişliği kabul edilebilirken, spinal cord etrafında lokalize olmuş küçük bir hedef için bu genişlik uygun olmayabilir.

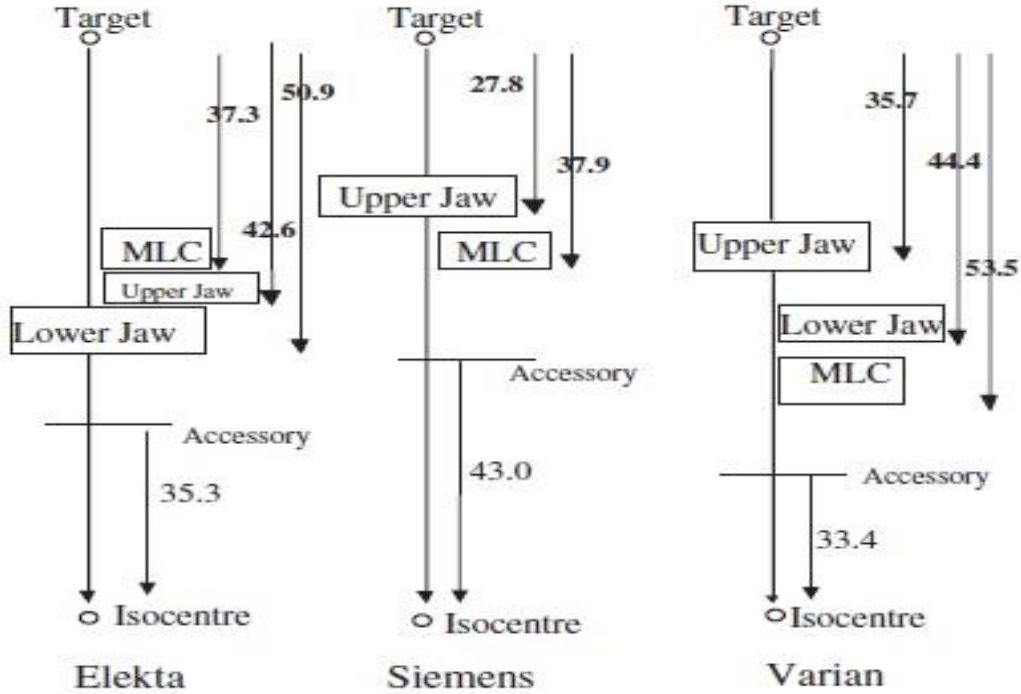
Merkezin karşısına maksimum geçme mesafesi: Bu parametre literatürde maximum overtravel olarak bilinir; bir yaprağın, MLC'nin orta hattından ne kadar uzağa hareket edebileceğini gösterir. Bu parametrenin büyük olması mekanik zorlukları da birlikte getirir çünkü bu durumda ihtiyaç duyulacak uzun yapraklar, hem daha ağır olacak hem de mekanik kontrol problemi yaşatacaklardır. Fakat bu parametrenin büyük olması, karmaşık şekilli ya da yoğunluğu modüle edilmiş tedavi alanlarının oluşturulmasına avantaj sağlar.

Liflerin iç içe geçmesi (interdijitasyon): Bazı durumlarda bir lif, karşısındaki lif ile çarpışmadan bu lif hizasını geçemez (Şekil 2-10). Her ne kadar konformal radyoterapi için büyük bir sorun yaratmayan bu durum, yoğunluk ayarlı radyoterapide (IMRT) alt segmentlerin oluşmasında sorun çıkarır.



Şekil 2-10: Liflerin iç içe geçmesi (interdijitasyon)

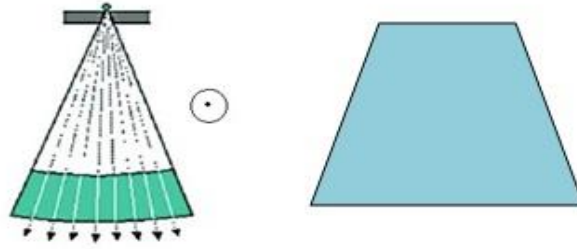
Kolimatör çenelerine göre MLC konumu: MLC konumu linak üreticilerine göre farklılık gösterir (Şekil 2-11) (11);



Şekil 2-11: Elekta, Siemens ve Varian linear hızlandırıcılarında MLC konumlarının şematik gösterimi. Verilen uzunluklar cm cinsindedir.

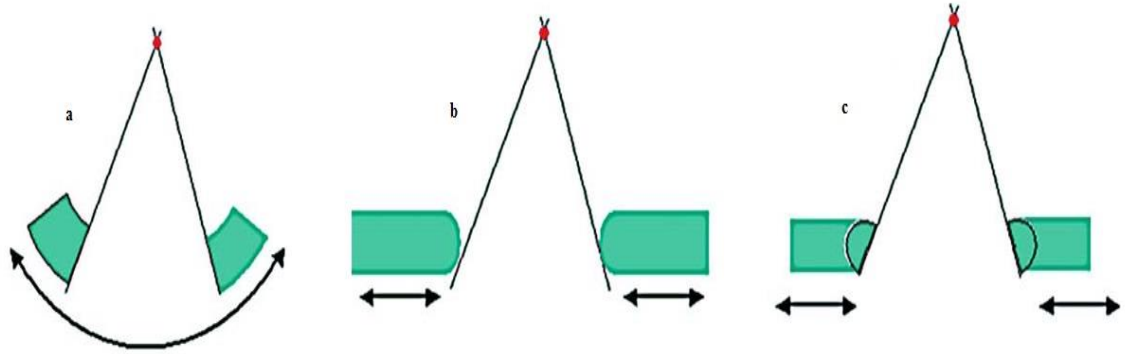
Çok yapraklı kolimatörlerde, liflerin odaklama özelliği ve oluşacak penumbra dikkat edilmesi gereken iki fiziksel özelliktir. Penumbra, normalde, belirli bir derinlik için alınan doz profilinde, %20 ve %80'lik izodoz hatları arasındaki mesafe olarak tanımlanır. Hedef volüm ile sağlıklı doku arasında hızlı doz düşüşü elde etmek için penumbra mümkün olduğu kadar küçük olmalıdır. Penumbra, kaynağın çapına, kolimatör çenelerinin kaynağa ve hasta yüzeyine göre pozisyonuna bağlıdır. Küçük penumbra için, kaynak çapı olabildiğince küçük (günümüz linaklarında bu değer 2 – 3 mm'dir) kaynak ile kolimatör arası uzaklık olabildiğince büyük olmalıdır. Ayrıca penumbra, kolimatör kenarlarının yapısına bağlıdır. MLC'den oluşan bir kolimatörde lif kenarlarının, lif pozisyonundan bağımsız olarak kaynağa doğru yönelmiş olmaları penumbrayı küçültür. Bu özellik odaklama olarak adlandırılır. MLC'lerde lif hareketi yönüne dik ya da lif hareketi yönünde odaklama yapılabilir (12).

Enine kesitte trapezoid yapıdaki lifler, lif hareketine dik yönde iyi bir odaklama özelliği sağlar (Şekil 2-12).



Şekil 2-12: Trapezoid yapıda, liflerin hareket yönüne dik odaklama

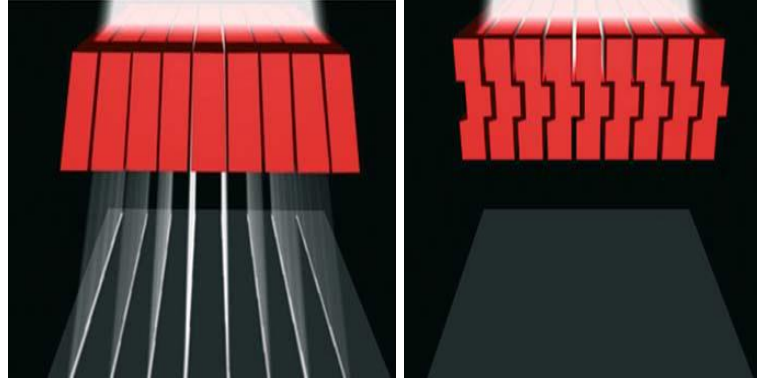
Lif hareketi yönünde odaklama ise, lif kenarlarının dönmesi ya da liflerin dairesel bir yörüngede kavis çizmesi ile gerçekleşir.



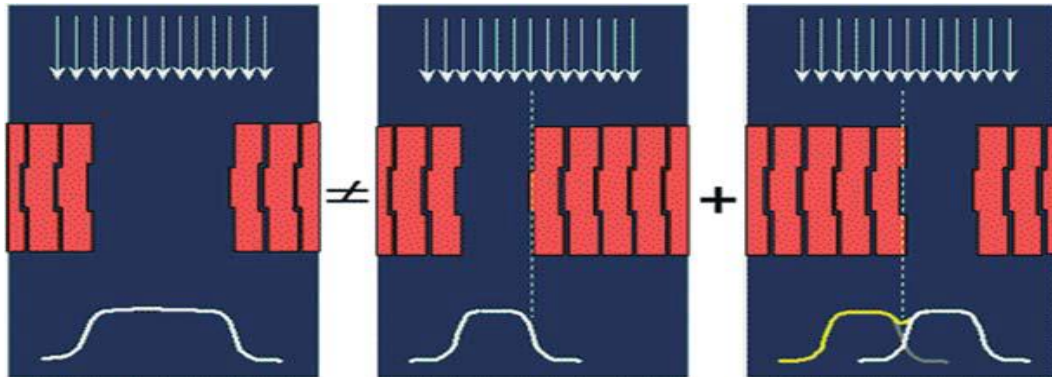
Şekil 2-13: a: dairesel yörüngede kavis çizen lif yapısı, b: yuvarlak uçlu lif yapısı, c: uçları dönebilen lif yapısı

Modern MLC sistemlerinin çoğunda, Şekil 2-13 a.'da görülen, uçları ışın diverjansına uyumlu, kabul edilebilir penumbraya sahip MLC'ler kullanılmaktadır. Bu tip MLC'lerde dahi, penumbra lif pozisyonundan tamamen bağımsız değildir. Penumbradaki değişimler tedavi planlama sistemlerine yüklenmelidir. Bu durum özellikle IMRT'de küçük segmentlerin ışınlanmasında önem kazanır (12, 13).

Sürtünmeyi önlemek için lifler arasında 0,1 mm'lik küçük bir aralık olmalıdır. Bu aralık, yaklaşık %4'lük bir sınırın altında tutulması gereken radyasyon sızıntısına neden olur. Bu durum özellikle trapezoid odaklama özelliğine sahip liflerde problem yaratmaktadır. Firmalar bu sızıntıyı engellemek için tongue and groove dizaynı tasarlamışlardır (Şekil 2-14, Şekil 2-15).



Şekil 2-14: Trapezoid odaklama özelliğine sahip liflerde sızıntı. Tongue and groove lif dizaynı



Şekil 2-15: Tongue and groove lif dizaynı ile merkezdeki doz düşüşü

MLC'lerde dikkat edilmesi gereken bir diğer konu lif geçirgenliğidir. Yüksek enerjili X-ışınlarının kolimasyonu gerektiğinde, daima, çeneler ya da lifler içinden geçmiş bir miktar X-ışını vardır. Bu nedenle, çene ya da lif üretiminde tungsten gibi yüksek atom numaralı maddeler kullanılmalıdır. Lineer hızlandırıcıların kolimatör çeneleri MLC'ler ile yer değiştirdiğinde, kişiye özel hazırlanan bloklarda olduğu gibi, ışın atenüasyonunun (azalımının) $< \%5$ ya da 4 – 5 HVL olması gerekmektedir. Fakat lifler arası sızıntı da hesaba katılırsa, bu sızıntıları kompanse edebilmek için atenüasyon artırılmalıdır. 4 – 5 HVL için 5 cm'lik tungsten alajım yeterlidir. Lif geçirgenliğini $\%1$ 'in altına indirmek için 8 – 10 cm'lik tungsten kalınlığına ihtiyaç vardır (10, 12).

2.2. Radyoterapi Tedavi Teknikleri

2.2.1. Konvansiyonel Radyoterapi

Konvansiyonel radyoterapi, tek ya da karşılıklı alanların, iki boyutlu doz dağılımını kullanarak veya kullanmayarak, kompensatörler ve basit bloklar ile hastaya uygulandığı tedavi şeklidir. Tek alanlar, kemik metastazları için, %50'lik izodoz hat sınırı ile tanımlanarak kullanılabilir. Karşılıklı paralel alanlar, palyatif tedavilerde, set-up'ın hızlı ve kolay yapılabilmesi için larenks gibi düşük yayımlı ya da meme gibi tanjansiyel hedef volümlerin tedavisinde kullanılabilir. Fakat izodoz dağılımları göstermiştir ki; %95'lik izodoz hattı hedef volümü yeterince saramamaktadır, doz dağılımı homojen değildir ve dahası normal dokular neredeyse hedef volüm ile aynı dozu almaktadır. Işın modifikasyonunun wedge olarak adlandırılan kama filtreler ile yapılması doku eksikliklerinde, oblik vücut konturlarında ya da eğimli hedef volümlerde doz dağılımlarını düzeltmiş, ayrıca daha homojen sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır.

Fakat derin yerleşimli çoğu tümör için radikal doz ancak, birçok ışın demetinin karmaşık kombinasyonları ile cilt ve cilde yakın normal dokuların fazla doz alması engellenerek verilebilir (14).

Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler, görüntüleme teknolojilerindeki yenilikleri de beraberinde getirmiştir. Görüntüleme bu gelişmeler, radyoterapi tedavi planlama sistemlerinde daha kompleks uygulamaları mümkün kılmıştır. Bu değişimlerin sonucu olarak radyoterapi tedavileri, elle hesaplama gerektiren ve iki boyutlu X-ışınları görüntüleri kullanılan konvansiyonel tedavilerden, üç boyutlu X-ışınları görüntülerinin ve karmaşık bilgisayar algoritmalarının kullanıldığı daha kompleks tedavilere dönüşmüştür (15).

2.2.2. 3-Boyutlu Konformal Radyoterapi

Konformal tedavi, MLC'leri kullanarak ışınlara şekil verebilmek için, 3 boyutlu doz hesaplamaları ile ICRU prensiplerine uygun hedef tümör volümü ve normal doku tanımlamalarını içerir. Konformal RT ve IMRT planlamalarında malign (kötü huylu) hastalığa sahip bir hastanın tedavisi için ilgili organın, sağlıklı doku ve organ hacimlerinin sınırlarının üç boyutlu olarak belirlenmesi gerekir (Şekil 2-16). Bu hacimler, International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU Report 62) tarafından aşağıdaki gibi tanımlanmıştır (14, 16);

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

Tanımlanabilir Tümör Volümü (Gross Target Volume, GTV): GTV, habis tümörün görülebilir veya dokunulabilir boyutu ve yeridir. GTV, bilgisayarlı tomografi (BT), nükleer manyetik rezonans görüntüleme (MRI) gibi görüntüleme, patoloji gibi teşhisle ilgili protokoller ve klinik kontrollerin kombinasyonu sonucunda elde edilen bilgilere bağlıdır.

Klinik Hedef Volümü (Clinical Target Volume, CTV): CTV, hissedilebilir GTV'yi ve yok edilmesi gereken mikroskopik malign hastalığı içeren doku hacmidir. CTV, genellikle GTV çevresinde sabit ya da değişken mesafe (marj) olarak belirlenir, fakat bazı vakalarda GTV ile aynı volüm olarak tanımlanır. Birbiriyle bağı olmayan, ayrık, birden çok CTV'ler de olabilir. Böyle durumlarda istenilen tedaviyi sağlamak için bu volümlere farklı dozlar vermek gerekebilir.

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

Planlanan Hedef Volüm (Planning Target Volume, PTV): PTV geometrik bir kavramdır; önceden belirlenen ve klinik hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet alanı ve uygun demet lokalizasyonunun belirlendiği volümdür. Tedavi süresince hasta set-up'ında meydana gelebilecek değişiklikler (hasta pozisyon değişikliği, aygıtların mekanik farklılığı, dozimetrik farklılıklar, set-up hataları, BT/simülasyon/tedavi aygıtı-koordinat hataları, insan faktörü) hedef volümde değişikliklere sebep olabilir. Bu yüzden planlanan hedef volüm belirlenmesinde hasta ve ışın pozisyonuna bağlı günlük değişiklikler (Set-up margins, SM) göz önüne alınmalıdır. Ayrıca planlanan hedef volüm, klinik hedef volüm (CTV) içinde yer alan organ hareketlerinden (solunuma bağlı hareketler gibi) kaynaklanabilecek değişiklikleri de içermelidir (Internal margins, IM)

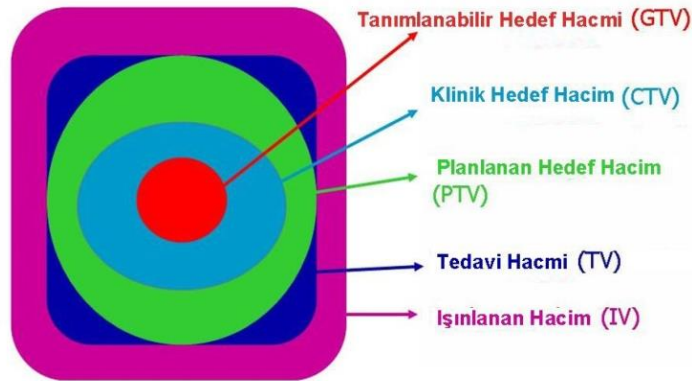
$$PTV=CTV+SM+IM$$

Tedavi Volümü (Treated Volume, TV): Planlanan izodoz eğrisiyle çevrilmiş volümdür. Tedavi tekniklerinin sınırlı olması nedeniyle belirlenen absorbe doz, sadece hedef ya da planlanan volüme verilemez. Bu nedenle tedavi volümü, planlanan hedef volümden daha büyük ve basit şekillidir.

Işınlanan Volüm (Irradiated Volume, IV): Işınlanan volüm, normal doku toleransına göre önemli ölçüde doz alan, tedavi volümünden daha büyük bir volümdür. Işınlanan volüm, tanımlanan absorbe dozun yüzdesi (%50) olarak ifade edilir. Işınlanan volüm tedavi volümüne, dolayısıyla, kullanılan demet sayısı ve yönüne bağlıdır.

Riskli Organ (Organs at Risk, OAR): Riskli organlar; radyasyona duyarlı, PTV civarında, tedavi planını ya da adsorbe dozu etkileyebilecek, normal dokulardır (akciğer dokusu, rektum, mesane, omurilik gibi).

Planlanan Riskli Organ Volümü (Planning Organs at Risk Volume, PRV): Planlanan hedef volüm ile birlikte, riskli organların tedavi boyunca hareketleri ve tedavi boyu süren set-up belirsizlikleri de hesaba katılmalıdır. Riskli organa, tüm bu parametreleri içine alabilecek bir marj verilmelidir. Riskli organlara tanımlanacak SM ve IM ile planlanan hedef volüme benzer bir volüm, planlanan riskli organ volümü, oluşturulabilir (2, 16).



Şekil 2-16: Radyoterapide kullanılan volümler

3 boyutlu konformal radyoterapide, hastaların üç boyutlu anatomik görüntüleri kullanılarak çizilen hedef volüme dozlar, blok veya MLC'ler yardımı ile daha düzgün bir şekilde verilmektedir. Bu sayede, tanımlanan doz istenilen volüme hassaslıkla verilir

ve daha iyi tümör kontrol olasılığı (TCP) sağlanır. Ayrıca, çevre sağlıklı dokulara daha az doz verilir. 3 boyutlu konformal radyoterapi ile hedef volüm etrafında ani doz düşüşü sağlanarak normal dokuda olabilecek hasar olasılığı da (NTCP) en aza indirilmiş olur (6, 17).

2.2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy, IMRT)

Yoğunluğu değiştirilmiş doz dağılımlarının elde edilebilmesi 1960'lerde mümkün olmaya başlamıştır. Bu yıllarda wedge ve bloklar ile ışın şiddeti değiştirilerek farklı doz haritaları elde edilmiştir. Ayrıca bu yıllarda, hızlandırıcılara monte edilen graviti uyumlu bloklar ile yüksek dozlara çıkılmıştır. Metal kompensatörler yıllarca IMRT tekniğinin dayanağı olmuştur. IMRT ilk olarak, 1988'de tersten planlama kavramı ile başlamıştır (18).

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, konformal radyoterapinin en gelişmiş halidir. Non uniform doz dağılımının elde edilmesine olanak sağlar. Tümör kontrol olasılığını yükseltme ve tedaviye bağlı oluşabilecek hasarları azaltma (normal doku komplikasyon olasılığını düşürme) üstünlüklerine sahiptir. IMRT tekniğinde, yoğunlukları ayarlanmış demetler kullanılarak, konkav biçimli hedef volümde istenilen doz dağılımı elde edilirken, tümör çevresindeki kritik organların dozlarının tanımlanan tolerans değerlerinin aşılmaması sağlanır. Doz yoğunlukları, farklı optimizasyon teknikleri kullanılarak elde edilir. Bu yoğunluklar, MLC'ler tarafından oluşturulan segmentlerle tümörlü doku ve sağlıklı doku bölgelerinin kalınlığına göre hesap edilir. IMRT, ihtiyaç duyulan yoğunluk ayarlı ışın haritalarını oluşturmak için kullanılan tersten planlamaya (inverse treatment planning, ITP) ve hedef volümleri tanımlamak için kullanılan 3 boyutlu çoklu modalite görüntülemeye ihtiyaç duyar. Yoğunluk ayarlı radyoterapi kompleks doz hesaplamalarını içerir. Tedavi planlama bilgisayarlarının daha fazla hesaplama zamanına ihtiyacı vardır. Bu noktada daha kuvvetli algoritmalara ihtiyaç duyulur. Çoklu tedavi sahaları ve çoklu alt segmentlerin hesap edilmesi uzun zaman almaktadır (2, 19).

Yoğunluğu ayarlanmış tedavi alanları elde etmek için birçok farklı yol vardır. İstenilen huzme şeklini yaratabilmek için, şekillendirilmiş birçok alt alan (segment), statik MLC segmentleri (SMLC) ya da dinamik MLC (DMLC) ile meydana getirilir. Plan optimizasyonları ise, tamamen matematiksel bir fonksiyon yardımı ile basit (forward) iterative (tekrarlı) planlama ve optimize edilmiş planlama ile yapılır.

Genellikle en kompleks yoğunluk dağılımları inverse (tersten) planlama ile IMRT’de elde edilir. Yoğunluk ayarlı radyoterapide huzme dizaynları; kullanılacak planlama tekniğine (forward ya da inverse), foton enerjilerine ve ışınların dizilimine bağlıdır. Basit segmentlerden oluşan bir IMRT planının segmentleri kullanıcı tarafından oluşturulabilirken, küçük ışın huzmeleri ile oluşturulan daha karmaşık IMRT planları için ışın huzme boyutları ($1 \times 1 \text{ cm}^2$ ya da $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$ gibi) kullanıcı tarafından seçilebilir (20).

Modern lineer hızlandırıcılarda, normal dokuları korumak amacıyla, kurşun blokların yerini MLC’ler almıştır. IMRT tekniğinin uygulanmasında MLC’lerin geometrik karakteristikleri çok önemlidir;

1. *Lif genişliği*: Lif genişliği, bir boyutta, akı modülasyonunun uzaysal çözünürlüğünü belirler. Lif hareketi yönündeki akının uzaysal çözünürlüğü, MLC pozisyon doğruluğu ile sınırlıdır.

2. *Maksimum lif hızı*: Lif hızı özellikle dinamik MLC ile yapılan IMRT’lerde önemlidir. Tipik lif hızı 2 – 4 cm/s’dir.

3. *MLC ile maksimum alan boyutu*: IMRT uygulamalarında, maksimum alan boyutu açık alan ışınlamaları ile aynı değildir. Fakat bu boyut liflerin maksimum overtravel (orta hattın karşıya geçme mesafesi) ile tanımlanır.

4. *Maksimum overtravel*: Bir lifin MLC orta hattından ne kadar uzağa geçebileceğidir.

5. *Sızıntı ve geçirgenlik*: Sızıntı ve geçirgenlik, özellikle, IMRT uygulamalarında büyük öneme sahiptir. Çünkü IMRT uygulamalarında monitor unit (MU) değeri çok büyüktür. Bu MU değerleri, alanların lifler ile kapatıldığı bölgelerde sızıntı sebebiyle dozlarda artış meydana getirir.

6. *Lif pozisyon doğruluğu*: MLC’lerin IMRT uygulamalarındaki en önemli parametredir. Lif pozisyon doğruluğu, içerdiği birçok segment sebebiyle IMRT’de, konformal ışınlamalara göre daha önemlidir. Lif pozisyonundaki 1 mm’lik hata $10 \times 10 \text{ mm}^2$ ’lik alanda yaklaşık %10 doz hatasına sebep olur. Bu yüzden lif pozisyonunda meydana gelebilecek hata 0,5 mm’yi geçmemelidir (12).

Planlama sisteminde oluşturulan yoğunlukları ayarlanmış ışın huzmeleri medikal lineer hızlandırıcılar kullanılarak iki farklı teknikte uygulanabilir. Işınlamanın, hedef volüm üzerindeki MLC hareketi sonlanınca başladığı ve tedavi alanlarının birçok segmentten oluştuğu tekniğe *Step and Shoot IMRT* ya da *segment tabanlı IMRT* denir.

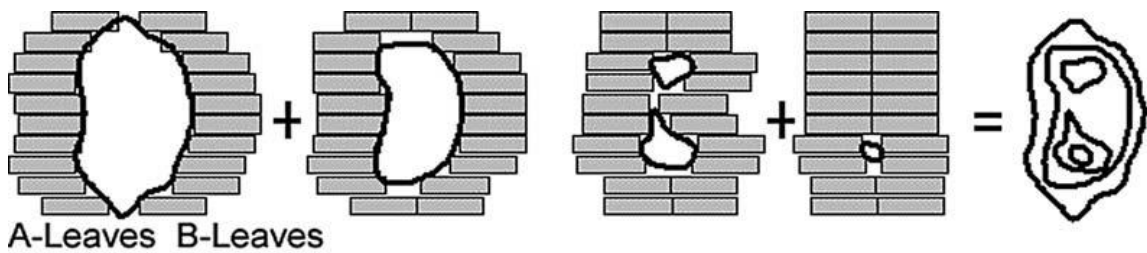
Işınlamanın, gantry'nin uygun ışınlama pozisyonuna gelince başladığı ve ışınlama esnasında MLC'lerin hareketli olduğu tekniğe ise *Sliding Window* ya da *dinamik MLC tabanlı IMRT* denir.

2.2.3.1. Statik IMRT(Step and Shoot)

İlk kez 1994'de Bortfeld ve arkadaşları tarafından öne sürülmüştür. Bilgisayar kontrollü MLC'lerin gelişmesi, huzme alanlarının yoğunluğunu ayarlamayı mümkün kılmıştır. Statik IMRT tekniği, segment tabanlı ya da step and shoot IMRT tekniği olarak da bilinir.

Bu teknik; sabit gantry açısında, her biri kendi alan şekline, doz ağırlığına ve monitor unit (MU) değerine sahip statik MLC segmentleri ile ışınlama yapmaya olanak sağlar. Step and shoot ile ışınlamanın yalnızca liflerin hareketsiz olduğu zaman yapıldığı, ışınlama süresince herhangi bir lif hareketinin olmadığı ima edilir. Liflerin dizilimini sağlayan algoritma, optimize olmuş yoğunluk şeklini girdi olarak alır ve bu girdiyi, her biri MLC'ler tarafından oluşturulan alt segmentler içinde ayrıştırır. Her bir segment için akı yoğunluğu rölatif olarak uniformdur. Tüm bu statik segmentlerin toplamı, istenen yoğunluğu ayarlanmış doz dağılımını verir. İdeal olarak segmentler, segmentler arası lif hareket zamanını minimuma indirecek şekilde sıralanır.

Step and shoot IMRT yaklaşımının temeli; yoğunluğu ayarlanmış ışın alanlarının, düzensiz şekillendirilmiş alanların üst üste bindirilmesi sonucu oluşturulmasıdır (Şekil 2-17) (1, 2, 12).



Şekil 2-17: Step and Shoot teknik

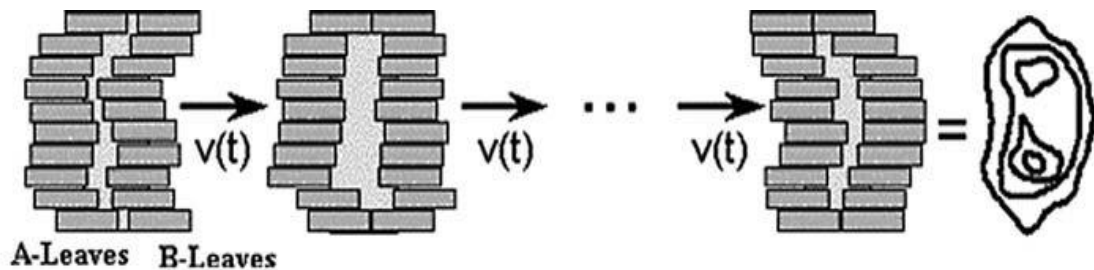
2.2.3.2. Dinamik IMRT (Sliding Window)

Dinamik IMRT tekniği, sliding window (kayan pencere) ya da dinamik MLC tabanlı IMRT tekniği olarak da bilinir. Bu teknik, klinikte, ilk olarak "Sliding window

veya Dynamic MLC (DMLC)” adıyla, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center (Newyork-USA) de kullanılmıştır. Bu teknikle, step and shoot tekniğinde olduğu gibi alt segmentler yoktur; lifler ışınlama süresince farklı hızlarda ardışık olarak hareket etmek suretiyle yoğunluğu ayarlanmış tedavi alanları yaratırlar.

Sliding window tekniğinde, ışınlama yapılırken, karşılıklı lifler bilgisayar kontrolü altında istenilen huzmeyi yaratacak biçimde hedef volüm alanını süpürür (Şekil 2-18). Bu süreçte karşılıklı liflerin oluşturacağı açıklık (gap) ve bu boşluğun alan içindeki süpürme hızı optimal şekilde ayarlanmıştır. Tedavi cihazının doz hızında (dose rate) az da olsa bir dalgalanma olabileceğinden; hareket, zamandan çok MU değerine endekslidir. Bu teknikle en temel prensip; liflerin oluşturduğu açıklık bir noktadan geçerken o noktanın alacağı radyasyon miktarı, ilk lifin noktadan geçmesi ve takip eden lifin o noktayı tekrar kapatması arasındaki süreçte verilen MU değeri ile orantılıdır. (Bu nokta ayrıca lifler arası sızıntı, lif geçirgenliği ya da lif kaynaklı saçılmalardan kaynaklanan fazladan dozlar olabilir. Bu fazladan dozlar mutlaka hesaba katılmalıdır.) Sliding window tekniği ile oluşturulacak huzme için alanda hareket edecek lif sayısı, öngörülen hedef volüme bağlıdır.

Dinamik IMRT tekniğinde kullanılacak lifler, bağlı oldukları, küçük motorlar yardımı ile hareket ederler ve hızları saniyede 2 cm’den fazladır. Bilgisayar kontrollü lif hareketlerinin pozisyonları doğrulanmalıdır. Lif hızlarının belirlenmesi için farklı çözümler öne sürülmüştür; bu çözümler, optimizasyon sırasında tanımlanan doz sınırlandırmalarına göre oluşturulan yoğunluk ayarlı profilleri, mümkün olan maksimum lif hızında ve minimum tedavi süresinde en doğru şekilde verecek optimizasyon algoritmalarını içermektedir.



Şekil 2-18: Dinamik IMRT tekniğinde, ışınlama sırasında MLC’ler zamanın fonksiyonu olarak hareket etmektedir

Dinamik MLC tekniği, statik MLC tekniğine göre daha karmaşıktır. Fakat statik MLC tekniğinde bahsedilen tongue-groove ve alt alanların birleşim yerindeki düşük dozdan kaynaklanan artefaktlara sahip değildir. Ayrıca dinamik MLC tekniğinin daha kısa tedavi süresine sahip olması ve daha yumuşak geçişli doz yoğunlukları oluşturabilmesi gibi avantajları vardır. Bu avantajlarının yanında bu teknik yalnızca tersten planlama sistemi ile uygulanabilmektedir ve lif hareketlerinin sürekli olması lif pozisyonlarının, lif hızlarının, tedavi cihazının doz hızının sürekli kontrolünü gerektirir (1, 6, 12).

2.2.4. Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (Intensity Modulated Arc Therapy, IMAT)

Medikal lineer hızlandırıcıların gantry kısmını rotasyonel IMRT tedavileri için kullanma fikri 1995 yılında Yu tarafından ortaya konmuştur; “yoğunluk ayarlı ark (rotasyon) terapi”. Yu bu yaklaşıma için bir medikal hızlandırıcı, sürekli rotasyon halinde bir gantry ve dinamik MLC sisteminden yararlanmıştır. Dinamik MLC ve rotasyon tedavinin kombinasyonu olarak geliştirilmiştir. Bu kombinasyon ile birçok superimpose ark kullanılmaktadır. İstenilen doz dağılımı, spesifik bir gantry açısı için oluşan alan şeklinin bir sonraki ark için değişmesi ve bu şekillerin üst üste gelmesi sonucu oluşturulur (1). Her bir ark belli bir seviyede yoğunluk sağladığından, kompleks bir yoğunluk ayarlaması için birden fazla ark kullanılmıştır. Her bir aıdaki 2 boyutlu yoğunluk dağılımı, değişik şekilde ve boyutta birçok uniform radyasyon alanının sonucudur.

Lineer hızlandırıcıların rotasyonel tedavi yapabilme kabiliyetlerinin geliştirilmesi, spesifik olarak değişebilen doz hızı ve gantry hızı gibi gelişmeler rotasyonel tedavide yenilikleri de beraberinde getirmiştir; “*Volumetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT)*”, modern tedavi cihazlarının sahip olduğu bazı yeni özellikler ile, IMAT’ın temel prensipleri üzerine kurulmuştur. Bir VMAT tedavisi boyunca MLC lifleri ışın huzmesine, planlanan hedef volümü tedavi edecek şekilde, şekil verir. Bu esnada gantry’nin hasta etrafında yaptığı dönüş boyunca doz hızı ve gantry dönüş hızı sürekli olarak değişir. Bu özellik sayesinde, yoğunluğu ayarlanmış bir alan yaratabilmek için, üst üste gelen birçok ark’a gerek kalmayacak, tek ark ile aynı etki sağlanabilecektir (21).

Elekta, Inc. (Stockholm, Sweden) ve Varian Medical Systems (Palo Alto, California) firmalarının her ikisi de VMAT yeteneklerini ürettikleri lineer

hızlandırıcılara eklemişleridir. Varian VMAT'ı “*RapidArc*” olarak isimlendirirken, Elekta ise “*VMAT*” ismini kullanmayı tercih etmiştir (Şekil 2-19).



Şekil 2-19: Volumetrik ayarlı ark terapi yapabilen Varian RapidArc tedavi cihazı

Ark tedavinin teknik olarak 3 bileşeni vardır; rotasyonel hareket, dinamik MLC ve değişken doz hızı (doz rate) ile değişken gantry hızı. Planlanan hedef volüm, gantry'nin dönüşü ile ışınlanır. VMAT tekniği ile PTV tek rotasyonda ışınlanabilir. VMAT, volümetrik bir tekniktir; tedavi boyunca, ışınlama için, gantry hasta etrafında dönerken, tedavi masası hareket etmez, sabit kalır. VMAT tedavilerinde mutlaka dinamik MLC kullanılmalıdır; çünkü ark esnasında ışınlama süreklidir. VMAT tedavilerinde MLC lifleri gantry pozisyonunun fonksiyonu olarak hareket eder (21). İstenilen yoğunluk ayarı lifler ile sağlanır. Ark hareketi, özellikle bazı tedavi sahalarında, tedaviye esneklik getirirse de; açı başına MLC hareket açıklığındaki limitler, bu esnekliği sınırlamaktadır (22). Liflerin hareket mesafeleri gantry'nin ne kadar yavaş dönebileceğine bağlıdır. Yeterli yoğunluk ayarı sağlayabilmek için doz hızı ve gantry hızı tedavi boyunca değişken olmalıdır; bu, VMAT ile gerçekleştirilebilir ve doğrudan yoğunluğu ayarlanmış huzme yaratılmasına olanak tanır. VMAT tedavisi boyunca doz hızı, gantry pozisyonuna göre değişkenlik gösterir. Bu teknik yoğunluk ayarlı tedavi sahasını oluşturmak için değişken lif hareketlerini, değişken doz ve gantry dönüş hızı ile kombine eder.

VMAT tekniğinin getirdiği en büyük fayda tedavi süresindeki azalma ve monitor unit etkinliğindeki artmadır. Prostat ve baş-boyun vakalarında VMAT planlarının sabit gantry IMRT planlarına göre daha iyi olduğu ve VMAT tedavinin sabit gantry IMRT tedaviye göre ortalama 8-12 dakika daha kısa sürdüğü gösterilmiştir (23, 24, 22). Tedavi süresinin kısalması, hasta konforunu ve bununla beraber tedavi etkinliğini arttırmaktadır. VMAT tekniğinde, birçok IMRT tekniğe göre MU etkinliği çok daha fazladır; bu daha az MU değeri ile aynı dozu sağlayabilme yeteneğidir. Verbakel ve ark. (23), baş-boyun hastalarında VMAT tekniğın sabit gantry IMRT tekniğe göre %40 daha düşük MU değerine sahip olduğunu bulmuştur.

2.2.5. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Kalite Kontrol İşlemleri

Yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulamalarında kompleks şekilli hedef volümlerde yüksek dozlara çıkılmaktadır. Bu yüzden tedavi doğruluğu konvansiyonel ve konformal tedavilere göre daha önemlidir. IMRT’de kullanılan ışın yoğunlukları modüle edilir ve basit MU doğrulaması tedavi doğrulanması için yetersizdir. IMRT uygulamalarında iyon odaları, TLD, MOSFET dedektör, elektronik portal görüntüleme (EPID), radyografik veya radyokromik film kullanılarak tedavi dozimetrik doğrulaması yapılmalıdır. Doğrulama işleminin rutinde kullanılabilmesi için bu işlemin efektif, ucuz ve hızlı olması gerekir. IMRT kalite güvenilirliği (QA); dozimetrik IMRT doğrulaması, ters planlama algoritmasının kontrol edilmesi, tedavi cihazının MLC lif hızı, MLC pozisyon doğrulanması gibi kontrollerini içermektedir.

2.2.5.1. IMRT Yapılacak Tedavi Cihazının Kalite Kontrolü

Lineer hızlandırıcıların hepsinin, üretici firmaya bağlı olarak, MLC dizaynı ve linak kafasına monte edilmesi birbirinden farklıdır. MLC dizaynı ve kullanılacak olan IMRT tekniğine göre lineer hızlandırıcıda yapılacak ilgili kalite güvenilirliği (QA) işlemleri değişiklik göstermektedir. IMRT uygulamalarında doz doğrulama işlemi, MLC liflerinin doğru pozisyonda olması ile ilgilidir. Bunu sağlamak için, cihaz üreticisi tarafından hazırlanan testler belli aralıklarla tekrar edilir. Klein ve ark. tarafından hazırlanan AAPM Task Group 142 nolu rapora göre IMRT yapılacak hızlandırıcıya ait testler Tablo 2-1’de verilmiştir (25).

Tablo 2-1: Task Group 142'ye göre IMRT yapılacak lineer hızlandırıcı için mekanik ve dozimetrik testler

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

2.2.5.2. IMRT Planlarının Kalite Kontrolü

Yoğunluk ayarlı radyoterapi sahaları çoklu alt alanlar içerdiğinden bunları ayrı ayrı hesap etmek çok zordur. Bunun yerine fantomlar üzerinde hazırlanan planlarda dozimetrik kontroller yapılır. Hasta planının dozimetrik verifikasyonu; tedavi planlama sistemi tarafından oluşturulan ve fantom üzerine aktarılan plana ait doz akı haritasının, ölçüm sonucu elde edilen doz dağılımına uygun olması şeklinde yapılır. Günümüzde IMRT planlarının kalite kontrolü için pek çok dozimetrik ekipman olmasına rağmen halen hiç bir dozimetrik sistem IMRT alanlarının içerdiği kompleks yapıyı algılamada ideal değildir. Tablo 2-2'de IMRT'de sık kullanılan kalite kontrol araçları gösterilmektedir (6, 17, 19).

Tablo 2-2: IMRT'de sık kullanılan kalite kontrol araçları

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

2.3. Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Tedavi planlama sistemleri, eksternal ışın tedavilerinde, doz dağılımları ve huzme şekillerini oluşturarak tümör kontrolünü maksimize, normal doku komplikasyonlarını minimize etmek amacıyla kullanılan bilgisayar yazılım ve donanımından oluşur. Hasta anatomisi ve hedef volümleri 3 boyutlu olarak tanımlanabilir. Tedavi planlama süreci, medikal fizikçinin baştan sona TPS verilerini, doz dağılımlarını kontrol ettiği ve doğruladığı, birçok basamaktan oluşmaktadır.

1970'li yıllara kadar planlama, manuel hesaplamalara ve dozimetristlerin ışın sahasını oluşturma için ışın ağırlığı ve kama filtre kullanımı gibi konularda verdiği kararlara bağlıydı. Standart izodoz tabloları hastanın dış yüzeyi göz önünde bulundurularak tekrar şekillendiriliyordu. Bilgisayarlı tomografideki (BT) gelişmeler sonucu, hastanın aksiyal anatomisi üzerinde doz dağılımlarını görmek mümkün olmuştur.

Tüm tedavi planlama süreci; ışın verilerinin elde edilip bilgisayarlı planlama sistemine tanıtılmasından, hasta verilerinin elde edilmesine, tedavi planının oluşturulup, bu planın tedavi cihazına gönderilmesi gibi ana basamaklardan oluşmaktadır.

Tedavi planlama sisteminin donanımları ve yazılımlarındaki en önemli gelişmeler grafik, hesaplama ve optimizasyon üzerine gerçekleşmiştir. Sanal hasta (virtual patient) ile sistemler; ışın penceresi (Beam's eye views, BEVs) ve yeniden şekillendirilmiş dijital radyografiler (Digitally reconstructed radiographs, DRRs) ile keyfi noktalardaki doz dağılımını kullanıcıya sunabilir. Doz dağılımları 2 boyutlu modellemelerden 3 boyutlu modellemelere geçilmektedir, artan hesaplama gücü ile doz analizi daha hızlı yapılabilmektedir. Geleneksel ileri planlama tekniği yerini, kullanıcının doz kriterlerini belirleyebildiği tersten planlama tekniğine bırakmıştır. Doz optimizasyonu; BT, magnetik rezonans (MRI) ve diğer dijital görüntüleme tekniklerini temel alan doz-volüm histogramları (DVH) ile mümkün olmaktadır.

2.4. Doz Hesaplama Algoritmaları

Hastada 3 boyutlu doz dağılımının hızlı ve doğru biçimde hesaplanması modern radyasyon onkolojisinin temel prosedürüdür. Hastaya uygulanan tedavi tekniği ile gözlenebilir klinik sonuçlar arasında güvenilir ve doğrulanabilir bir bağlantı kuran tek araç bu 3 boyutlu doz hesaplamasıdır (12).

Hasta doz dağılımı geleneksel olarak, su fantomundan elde edilen doz düzeltme ölçümlerini esas alırdı. Bu düzeltmeler aşağıdaki gibi uygulanırdı;

- Kama filtreler, bloklar (düzensiz sahalar) ve kompensatörler gibi ışın düzenleyiciler için yapılan düzeltmeler.
- Su fantomuna kıyasla düzensiz olan hasta yüzeyi hesaba katılarak yapılan kontur düzeltmeleri.
- Homojen su fantomuna göre heterojen olan doku yoğunlukları göz önüne alınarak yapılan heterojenite düzeltmeleri.

Düzeltilmelerin büyüklüğü düzeltme türüne göre farklılık gösterir. Işın düzenleyiciler için yapılan düzeltmeler diğerlerine göre daha önemlidir (26).

Mevcut planlama sistemlerinde pek çok farklı algoritma kullanılmaktadır. Bu algoritmalar; homojen dokularda $\pm\%3$, akciğer gibi heterojen dokularda ise $\pm\%5$ doğrulukta hesaplama yapmalıdır. Üç temel algoritma bulunmaktadır, bunlar; *düzeltilme tabanlı*, *model tabanlı* ve *doğrudan Monte Carlo* algoritmalarıdır. Doz hesaplama algoritmalarının doğruluğu genellikle heterojen dokular için problem yaratır. Bu problemleri çözebilmek için hastada enerji transportunun detaylı bir modellenmesini gereklidir. Üç boyutlu tedavi planlamalarında bu metotların hepsi kullanılabilir. Hesaplama modelleri günümüzde, geçmişe kıyasla, daha karmaşık bir hale gelmiştir; TPS algoritmaları düzeltme tabanlıdan, model tabanlı ve doğrudan Monte Carlo algoritmasına geçmektedir (12, 27).

2.4.1. Düzeltme Tabanlı Algoritmalar

Düzeltilme tabanlı algoritmalarda ölçümler; referans koşullar altında, düzenli tedavi alanları için su fantomunda TAR, TPR, Output faktörü ve OAR ölçümleridir. Daha sonra hastadaki doz, belirli tedavi alanları için çeşitli düzeltme algoritmaları (doku eksikliği, doku inhomojenitesi) uygulanarak bulunur (12).

Dikdörtgen, kare ya da daire şekilleri dışındaki alanlar düzensiz alanlar olarak tanımlanır. Yüzde derin doz (%DD), tümör hava oranı (TAR), tümör maksimum oranı (TMR) gibi veriler çoğunlukla dikdörtgen alanlarda tanımlanmıştır. Bu verileri düzensiz alanlarda kullanmak için çeşitli metotlara ihtiyacımız vardır; Clarkson tarafından önerilen ve daha sonra Cunningham tarafından geliştirilen metot bunlardan biridir, *Clarkson Metodu*.

Clarkson metodu, hasta doz dağılımını simüle etmek için tedavi cihazı verilerinin yanı sıra hasta verileri ve set-up bilgilerini de kullanır. Hasta verileri, tedavi edilecek bölgenin mevcut elektron yoğunluğudur. Bu metot; alan büyüklüğü ve şekline bağlı olan derin doza ait saçılan bileşenin, alan büyüklüğü ve şekline bağlı olmayan birincil bileşenlerden hesaplanabileceği ilkesine dayanmaktadır. Saçılma hava oranı (SAR) saçılan dozun hesaplanmasında kullanılır (6).

Bu metotların tamamı; ölçüm verilerine dayanmaktadır ve çok hızlıdır. Ayrıca lineer hızlandırıcıların sağladığı radyasyon alanı ile hastada elektronlar ve fotonlar tarafından transport edilen enerji arasında ayırım yapmaya gerek yoktur. Hastada enerji depolanmasından sorumlu fiziksel süreçler doğrudan hesaba katılmak istenirse model tabanlı algoritmalar kullanılır. Model tabanlı algoritmalar hastada depolanan enerjiyi ve tedavi ışınının fiziksel tanımlarını kullanarak doz dağılımını elde eder (12, 28).

2.4.2. Model Tabanlı Algoritmalar

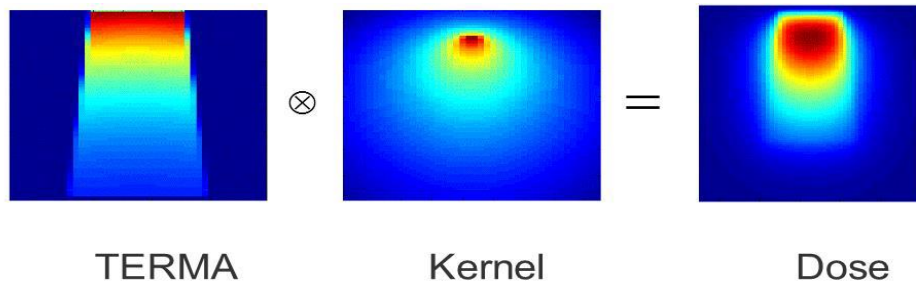
Model tabanlı algoritma, gerçek radyasyon transportunu simüle eden fiziksel model ile doz dağılımını hesaplar. Model tabanlı algoritmanın kullanımı avantaj ve dezavantajlar içerir. Dezavantajlarından biri; her bir özelliğin dahil edilme zorunluluğudur. Örneğin; build-up, penumbra ve fantom saçılmaları gibi parametrelerin tamamı ölçülen doz dağılımı içinde, net bir modellemeye gerek kalmadan, mevcuttur. Fakat tüm bu parametreler hastaya göre değişebilir ve düzeltilmesi zorunludur. Doz dağılımını radyasyon transportunu simüle eden bir model ile doğrudan hesaplamak genellikle daha verimli ve doğrudur (2,26).

Enerjinin hastada absorbe edilmesi yani hastada doz depolanması bu metotlarda birkaç basamağa ayrılır. Enerjinin absorpsiyonundan önce, tedavi cihazının radyasyon verimi (output) modellenir. Bu da hızlandırıcıdan çıkan fotonların *primer enerji akısının* modellenmesi ile gerçekleşir. Primer fotonların hesaplanan enerji akısı, hastada enerji absorpsiyon ve transportunun hesabı için input olarak kullanılır. Daha sonra primer fotonlar absorbe olur, bu olay *TERMA (total energy released per unit mass)* ile ifade edilmektedir. TERMA; bir noktada, belirli bir yoğunluğa sahip ortam ile etkileşime giren radyasyon alanı tarafından açığa çıkarılan birim kütle başına toplam enerjidir. Son olarak da, ikincil foton ve elektronlar aracılığıyla enerjinin transportu, *doz kernelleri* kullanılarak hesaba katılır.

Model tabanlı algoritmelerde iki temel doz kerneli yaygındır. En temeli Point Spread Kernel'dir. $k(r,r',E)$; r' koordinatında E enerjili primer fotonların etkileşimi ile meydana gelen r koordinatında suda absorblanan enerjinin dağılımını verir. Güncel tedavi planlama sistemlerinde en yaygın doz kerneli ise, ikinci doz kerneli olan Pencil Beam'dir. Bu kernel fantom içinde fotonların sonsuz ışın yolu boyunca bütün point-spread kernellerin integrasyonu sonucu elde edilir. Pencil beam kerneller, merkezi kernel eksenini boyunca su ortamında doz hakkında daha yoğunlaştırılmış bilgi kullanır. Karmaşık doku inhomojenitelerinin olduğu bölgelerde pencil beam kernel'leri ile doz hesaplamalarının adaptasyonu zordur.

Pencil beam algoritması model tabanlı algoritmaların en basit formudur. Pencil beam kernel'lerin doz hesaplama süreleri daha azdır. Ayrıca, standart ve hızlıdır. Daha karmaşık ve doğru sonuçlar ise superposition algoritması ile elde edilir. Pencil beam kernel genelde convolution algoritması için uygulanır, bu da hesaplama süresini kısaltır.

Model tabanlı algoritmaların en genel yaklaşımı, TERMA ve doz kernellerinin absorbe edilen dozu hesap etmek için birleştirildiği, *superposition* metodudur (Şekil 2-20). Superposition metodu homojen ortamdaki doz hesabı için çok karmaşıktır, fakat doku inhomojenitelerinin olduğu bölgelerde doz hesaplamaları için daha iyi sonuçlar verir (12, 26, 29).

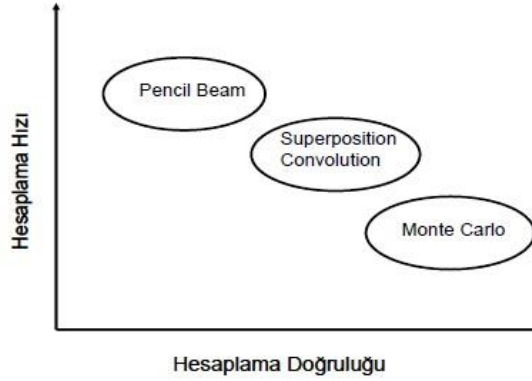


Şekil 2-20: Superposition metot

2.4.3. Monte Carlo Algoritması

Monte Carlo tekniği, milyonlarca foton ve parçacığın madde içindeki hareketini simüle eden bir bilgisayar programıdır. Foton ve parçacıkların etkileşimlerinin olasılık dağılımlarını belirlemek için temel fizik yasalarını kullanır. Simüle edilen parçacık ya da fotonun fazlalığı, doz dağılımlarının doğru tahmin edilme olasılığını artırır. Fakat parçacık sayısının artmasıyla doz hesaplama süresi artar. Monte Carlo, hastada doz

dağılımı hesabının en doğru olduğu yöntemdir. Heterojen dokularda doz hesaplama doğruluğu bakımından üstünlükleri vardır (Şekil 2-21).



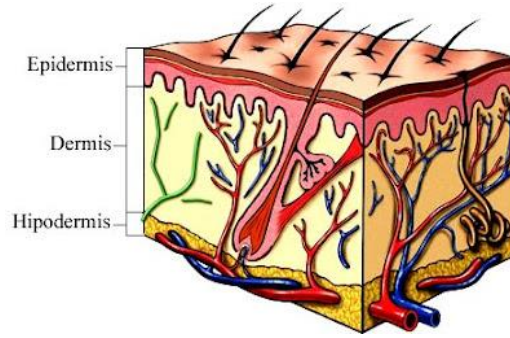
Şekil 2-21: Doz hesaplama algoritmaları için hesaplama hızı-hesaplama doğruluğu

2.5. Yüzey Dozu

2.5.1. Cilt

İnsan vücudunun en büyük organı olan cilt (Şekil 2-22); dışarıdan içeriye sırayla epidermis, dermis ve subcutis (hipodermis) tabakalarından meydana gelmektedir. Damar bulunmayan epidermis tabakası skuamoz hücre katmanlarını barındırmaktadır ve kalınlığı, göz kapağında 0,05 mm'den avuç içinde ya da ayak tabanında 0,15 mm'ye kadar değişiklik göstermektedir. Cildin en üst tabakası olan epidermisin en önemli iki katmanı "stratum corneum" ve "stratum basale" dir. Stratum corneum epidermisin en üst tabakasıdır. Yassılaştırmış ve aralıksız bağlanmış, çekirdeklerini kaybetmiş hücrelerden oluşur. Keratin maddesine dönüşmüş bu hücreler cansızdır. Vücudu örten derinin, dış ortama karşı direncini sağlamaktadır. Stratum basale ise epidermisin en altında, dermis ile birleşme yerindedir. Tek sıra halinde dizilmiş silindirik şekilli, çoğalabilme özelliğine sahip hücrelerden oluşmaktadır; epidermisin yenilenmesi bu tabakada gerçekleşmektedir. Ayrıca melanositi üreten melanin hücreleri de bazal tabaka hücreleri arasında bulunmaktadır. Dış yüzey hücreleri kronik olarak dökülürler ve yerlerini bazal tabakadan mitotik hücreler alır. Bu hücreler bazal tabakadan dış epidermise göç esnasında çekirdeklerini ve dolayısıyla çoğalma yeteneklerini kaybederler. Cildin dermis tabakası ise epidermisin altında yer almaktadır. Hücre yönünden fakir, bağ dokusu bakımından zengindir. Dermiste, elastik ve kollajen liflerle,

bu yapının arasını dolduran substantia fundamentalis bulunur. Bu maddenin görevi derinin sağlamlığını ve elastikliğini sağlamaktır. Dermis tabakası bol miktarda damar, sinir ve duyu reseptörü içerir. Damarsız bir yapıya sahip olan epidermis, dermis tabakasından beslenmektedir. Yağ ve ter bezleri gibi derinin uzantıları ile kıl kökü de dermiste yer almaktadır. Subcutis ise deri altı yağ dokusudur ve bağ dokusundan oluşmaktadır; bol miktarda sinir ve damar içerir. Subcutis cilt tabakaları arasında en değişken kalınlığa sahiptir (1).



Şekil 2-22: Cilt

İnsan cildi radyasyon hasarlarına eğimlidir. Cildin bazal katmanında meydana gelebilecek şiddetli reaksiyonlar tümöre verilecek doz miktarını sınırlandırabilir. Her ne kadar bu bazal katman hastalar arasında farklılık gösterse de, ICRU (1985) ve ICRP (1991) cilt dozu ölçümünde kullanılması gereken derinliği 0,07 mm olarak önermiştir. Bu derinlik, ciltte radyasyona bağlı reaksiyonların meydana geldiği, bazal hücrelerin bulunduğu katmana tekabül etmektedir. Böyle yüzeysel derinliklerde, doz gradyanının yüksek olması nedeniyle, tedavi planlama bilgisayarları yalnızca yaklaşık tahminler sunabilmektedir (30).

2.5.2. Yüzeysel Dozu Oluşumu

Hasta, megavoltaj mertebesinde bir ışın demeti ile ışınlandığında; yüzeysel dozu, cilt altında, maksimum doz derinliğinde (d_{max}) oluşan dozdan büyük oranda daha azdır. Bunun tam tersi, yüzeysel ve ortovoltaj gibi düşük enerjili ışın demetlerinde, yüzeysel maksimum iyonizasyonun yaratılması ile gerçekleşmektedir. Yüksek enerjili X-ışınlarında, enerji ortama birincil foton demetleri ile taşınır. Radyasyonun doku içinde absorbe olması genellikle compton etkileşiminin sonucudur. Enerji taşıyan birincil

fotonlar ortam yüzeyi ile etkileşime girdiklerinde enerjilerinin bir kısmını ortamdaki elektronlara vererek, kinetik enerjiye sahip ikincil elektronların oluşmasına neden olurlar. İkincil elektronlar doku içinde dağılarak, enerjilerini dokulara vermek suretiyle, enerji absorpsiyonunu gerçekleştirirler. Yüzeyde oluşan ikincil elektronlar ise yüzey dozunu belirlemektedir.

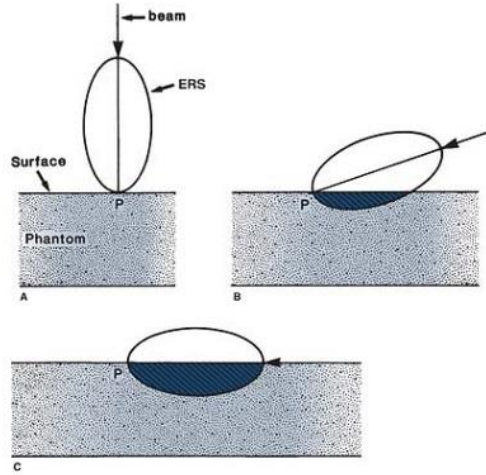
Yüzey dozu, gelen ışının ortamdaki geri saçılan radyasyonunun yanı sıra elektron kontaminasyonunun da bir sonucudur. Radyoterapide kullanılan X-ışınları ve gamma ışınları ikincil elektronlarla kontamine edilir. İkincil elektronlar; ışının hava, kolimatör ya da herhangi bir saçıcı materyalle etkileşiminden kaynaklanan foton etkileşimlerinden meydana gelir. Cilt yüzeyinde oluşan dozun temelinde iki bileşeni vardır; tedavi cihazının kafasındaki kontamine elektronlar ve ışınlanan hastada meydana gelen ikincil elektronlar (6, 31).

Tedavi cihazının kafasındaki kontamine elektronlar; tedavi cihazının kafasında yer alan 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 kaynaklanabilir. Işın demeti içerisinde oluşan elektron kontaminasyonunun bir diğer nedeni de kolimatörden yayılan ikincil elektronlardır. Absorbe edici materyalinin kalınlığı, demet içerisinde oluşan ikincil elektronların menziline büyük ise, oluşan ikincil elektronlarının neredeyse tamamı absorbe edilir, fakat absorbe edici materyal elektron kontaminasyonunun kaynağı haline gelir. Absorbe edici materyal olarak kullanılan blok tepsi ile hasta cildi arasındaki mesafenin artmasıyla ciltteki elektron akısı, havadaki elektron saçılması ve absorpsiyon nedeniyle azalır. Bu yüzden tepsi ile hasta cildi arasındaki mesafeye dikkat edilmelidir.

Cilt dozu, alan büyüklüğüne de bağlıdır. Alan büyüklüğünün artmasıyla build-up bölgesinde doz artışı meydana gelir. Bu, kolimatör ve havadan yayılan elektron artışından kaynaklanmaktadır.

Oblik açıların kullanımı cilt dozunda artışa neden olmaktadır (32). Klinik olarak ışının geliş açısına bağlı olarak, hasta cildinde reaksiyonların meydana geldiği görülmüştür. Jackson (33), ERS (Electron Range Surface) kavramı ile gelen ışın açısının artmasıyla cilt dozunun arttığını açıklamıştır (Şekil 2-23). ERS, ortam ile etkileşime giren foton huzmesinin oluşturduğu ikincil elektronların menziline ve dağılımını üç boyutlu olarak sunar. Oblik açıların kullanılması ile cilt dozu artarken,

maksimum build-up derinliği azalır. Bunun nedeni oblik açılarda dozun hızlı bir şekilde maksimum değere ulaşmasıdır. Baş boyun bölgesinde yapılan IMRT ışınlamalarında cilt toksitesinin oblik açı kullanımı ile arttığı rapor edilmiştir (34, 35).

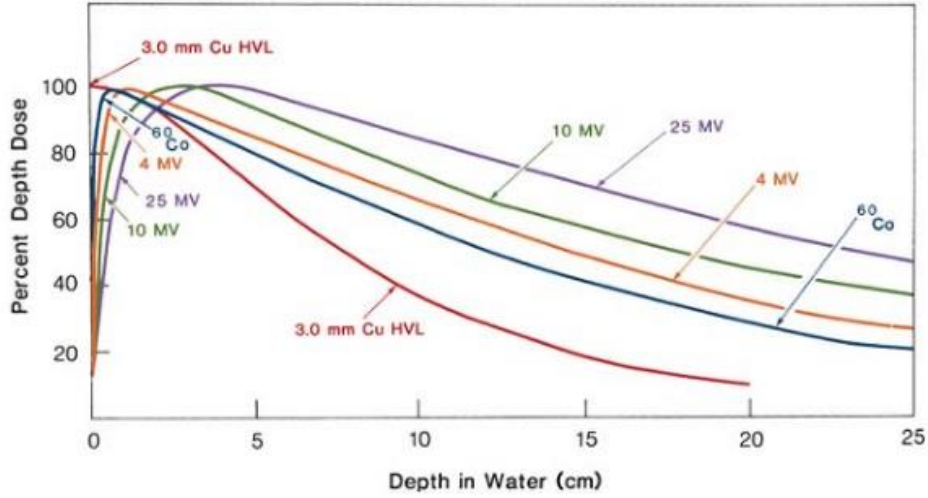


Şekil 2-23: ERS; A. Dik açı, B. Oblik açı, C. Tanjansiyel açı ile gelen ışınlar

Megavoltaj foton demetlerinde yüzey dozu genellikle cilt altında oluşan maksimum dozdan çok daha düşük olur. Yüzey dozu, ışın demetinin enerjisine de bağlıdır. Yüksek ışın enerjisi, düşük cilt dozu demektir. Örneğin; $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik bir saha için, cobalt ışınlarının oluşturacağı yüzey dozu maksimum dozun %30'u iken, bu değer 6 MV ve 18 MV X-ışını demetleri için sırasıyla %15 ve %10'dur. Yüksek yüzey dozu, cilt toksitesini arttırdığından birçok klinik için istenmeyen bir durumdur. Bu durumun üstesinden yüksek enerjili fotonların sağladığı "cilt koruyucu etki (skin sparing effect)" ile gelinmektedir (3).

2.5.3. Cilt Koruyucu Etki (Skin Sparing Effect)

Şekil 2-24'te görüldüğü gibi yüzde derin doz, maksimum doz derinliğinin öncesinde azalmaktadır. Enerjinin artmasıyla daha da belirginleşen bir doz artış bölgesi vardır. Ortovoltaj ya da düşük enerjili X-ışınlarında doz maksimum değerine yüzeyde veya yüzeye çok yakın noktalarda ulaşır. Yüksek enerjili ışınlarda ise maksimum doz noktası fantomun ya da dokunun derinliklerinde oluşmaktadır. Yüzey ile maksimum doz noktası arasında kalan bu bölgeye maksimum doz bölgesi, "build-up region", denir. Dozun, build-up bölgesinde göstermiş olduğu karakteristik klinikte cilt koruyucu etki, "skin sparing effect" olarak tanımlanır.



Şekil 2-24: Farklı enerjilerdeki ışınlar için merkezi eksenindeki yüzde derin dozlar

Co-60 ya da daha yüksek enerjili megavoltaj ışınlarında yüzey dozu, maksimum dozdan çok daha azdır. Bu durum, maksimum dozu yüzeyde oluşan düşük enerjili ışınlar karşısında yüksek enerjili ışınlar büyük avantaj sağlamaktadır. Böylece yüksek enerjili ışınlar ile cilt tolerans dozu aşılmadan derin yerleşimli tümörlere daha yüksek dozlar verilebilir.

Cilt koruyucu etki birçok koşula bağlıdır, bunlardan en önemlisi foton enerjisidir. Enerjinin artması ile build-up bölgesinin genişliği, dolayısıyla, cilt koruyucu etki de artar. Düşük enerjili ışınlar cilt koruyucu etki göstermezler. Yüksek enerjili ışınlarda, enerjiye bağlı olarak, koruyucu etki sadece cilt yüzeyinde değil aynı zamanda deri altı dokularda da görülür. Alan boyutu ve kaynak cilt mesafesi gibi parametrelere de bağlı olan bu etki; alan boyutunun artması ve kaynak-cilt mesafesinin azalması gibi durumlarda azalır (6).

2.5.4. Maksimum Doz Bölgesi (Build-up Region)

Yüzey ve maksimum doz derinliği arasında kalan bölge, megavoltaj foton ışınları için maksimum doz bölgesi, doz artış bölgesi ya da İngilizce *dose build-up region* olarak ifade edilir. Bu bölge, rölatif olarak uzun menzile sahip elektron ya da pozitron gibi ikincil yüklü parçacıkların, öncelikle hasta vücudundan fotoelektrik olay, Compton olayı veya çift oluşumu sonucu meydana gelmeleri ardından sahip oldukları kinetik enerjiyi hastaya vermelerinin bir sonucu olarak oluşur (2).

Çalışmalar build-up bölgesindeki doz dağılımının ışın enerjisi, kaynak-cilt mesafesi, alan büyüklüğü ve blok tepsisi gibi birçok parametreye bağlı olduğunu göstermiştir. Doz, ışının ortamda kat ettiği ilk birkaç milimetrede hızlı biçimde artar ve belli bir derinlikte maksimum değerine kavuşur. Örneğin; 4 MV için doz değişimi ilk 2 mm'de maksimum dozun %14'ünden %74'üne, 5 mm'de ise %94'üne çıkar ve 10 mm'ye ulaştığında maksimum değerine ulaşır (6). Tablo 2-3'te radyoterapide kullanılan çeşitli radyasyon enerjilerinde maksimum doz derinlikleri gösterilmektedir. Lineer hızlandırıcıların kafa bileşenlerinin yüzey dozuna etkisi büyüktür.

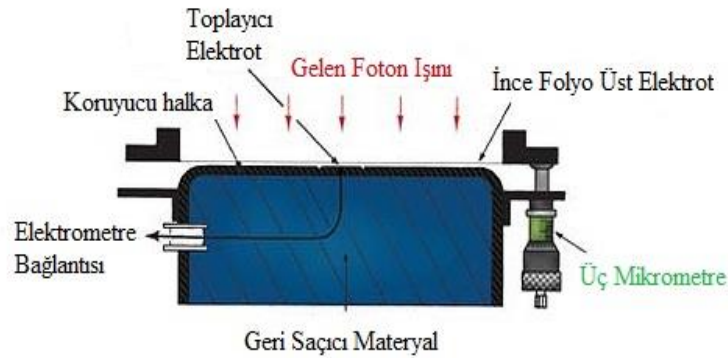
Tablo 2-3: Radyoterapide kullanılan çeşitli radyasyon enerjilerinde maksimum doz derinlikleri

Enerji	Ortovoltaj	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	15 - 18 MV
Derinlik (cm)	0	0,5	1	1,5	2,5	3,0 - 3,5

2.6. Cilt Dozu Ölçümünde Kullanılan Araçlar

2.6.1. Ekstrapolasyon İyon Odaları

Ekstrapolasyon iyon odası, 1937 yılında Failla tarafından, ışınlanan fantomlarda yüzey dozlarını ölçebilmek için dizayn edilmiştir. Ekstrapolasyon iyon odasının şematiği Şekil 2-25'te görülmektedir.



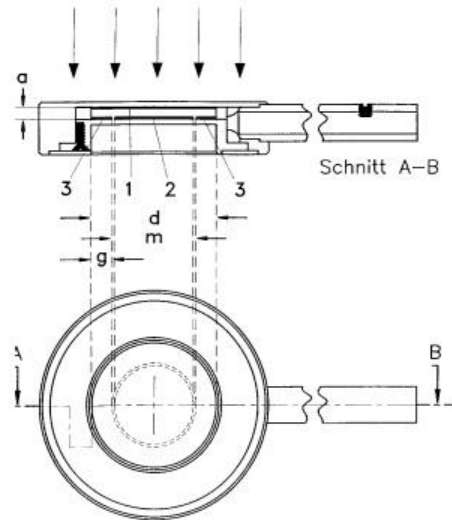
Şekil 2-25: Ekstrapolasyon İyon Odası

Işın demetleri karbon kaplamalı ince folyo şeklindeki üst elektrottan içeri girer. Koruyucu halka tarafından çevrelenmiş toplayıcı elektrot, elektrometreye bağlanır. İki elektrot arasındaki mesafe mikrometre seviyesinde değişkendir. Ekstrapolasyon iyon odalarında cilt dozları, elektrot mesafesinin fonksiyonu olarak ölçülen iyonizasyon eğrilerinin, elektrot mesafesinin sıfır olduğu değere ekstrapole edilmesi sonucu bulunur.

2.6.2. Paralel Plak İyon Odaları

Paralel plak iyon odaları, değişken elektrot aralığı haricinde, ekstrapolasyon iyon odalarına benzerdir. Elektrotlar arası mesafe yaklaşık 2 mm'dir ve sabittir. Küçük elektrot aralığı radyasyon alanının kavite pertürbasyonundan etkilenme olasılığını minimum seviyeye düşürür. Bu avantajı özellikle elektron dozimetrisinde paralel plak iyon odalarını, silindirik iyon odalarından üstün kılar (6).

Paralel plak iyon odaları; biri giriş penceresi ve polarizasyon elektrodu diğeri ise arka duvar ve toplayıcı elektrot olarak görev yapan, hava ortamından yalıtılmış ve birkaç milimetre ile birbirinden ayrılmış plaka şeklindeki iki elektrottan meydana gelir. İyonlaşma sonucu meydana gelen negatif iyonlar toplayıcı elektrotta, pozitif iyonlar ise taban elektrotta toplanırlar (Şekil 2-26).



Şekil 2-26: Paralel plak iyon odasının şematik yapısı (1) polarizasyon elektrodu, (2) toplayıcı elektrot, (3) koruyucu halka, (a) elektrotlar arası mesafe (hava boşluğu), (d) polarizasyon elektrodunun çapı, (m) toplayıcı elektrotun çapı, (g) koruyucu halka genişliği

Paralel plak iyon odaları 10 MeV'in altındaki elektron ışınlarının ölçümleri için ya da yüzey dozu ve megavoltaj foton ışınlarının build-up bölgesindeki derin doz ölçümlerinde de kullanılabilir (36).

Sabit hacimli paralel plak iyon odalarında yan duvardan saçılan ikincil elektronlar nedeniyle yüksek doz cevapları gözlenir; bu, aşırı cevap ya da "over response" olarak tanımlanır. Oluşan bu yüksek doz nedeniyle paralel plak iyon odalarının verdiği ölçüm sonuçları bazı düzeltme yöntemleri ile tekrar hesaplanır. Paralel plak iyon odalarıyla yapılan ölçümlerden elde edilen hatalı okumalar, ekstrapolasyon iyon odası ile yapılan ölçümler esas alınarak 1976 yılında Velkley ve arkadaşları tarafından geliştirilen, Gerbi ve Khan tarafından son şekli verilen formülasyon kullanılarak düzeltilmektedir (37,38).

Paralel plak iyon odalarına ait aşırı cevap "over response" düzeltmeleri aşağıdaki bağıntılar yardımı ile yapılır;

$$P'(d,E) = P(d,E) - \xi(d,E)$$

$P'(d,E)$: Düzeltilmiş yüzde derin doz

$P(d,E)$: İyon odasıyla elde edilen düzeltilmemiş yüzde derin doz

$\xi(d,E)$: E enerjisinde maksimum doz bölgesinde d derinliğinde toplam fazla ölçülmüş dozun yüzdesi

$$\xi(d,E) = \xi(0,E) \times e^{-\alpha(d/d_{maks})} \quad (\%, \text{Velkley düzeltmesi})$$

$\xi(0,E)$: E enerjisinde yüzeyde fazla ölçülmüş dozun yüzdesi

d: Derinlik

d_{maks} : Maksimum doz derinliği

α : Fazla ölçülmüş doz değişimine eşit orantı sabiti ($\alpha=5,5$)

$\xi(0,E)$ değeri iyonizasyon oranıyla lineer olarak ilişkilidir;

$$\xi(0,E) = a + bIR$$

$$\xi'(0,E) = a(E) + b(E)C$$

IR: İyonizasyon oranı

C: Toplayıcının kenara olan uzaklığı (mm)

$\xi'(0,E)$: Fantom yüzeyindeki plaka aralığının her mm yüzdesindeki fazla dozun kolektör duvar mesafesine oranı

a ve b değerleri ışın enerjisine bağlı olarak, Gerbi ve Khan'ın oluşturduğu eğriden yararlanarak;

$$a = 27,19 - 32,59$$

$$b = -1,666 + 1,982IR$$

$$\xi'(0,E) = (27,19 - 32,59) + (-1,666 + 1,982IR)C$$

$$= [-1,666 + (1,982IR)] \times (C - 15,8) \quad (\% / mm)$$

l: plaka aralığı

Sonuç olarak;

$$P'(d,E) = P(d,E) - \xi'(0,E) \times l \times e^{-\alpha(d/d_{maks})}$$

İyon odasında toplanan yük, aynı şartlar altında, pozitif ve negatif voltajlarda farklı değerler alır. Bu durum polarite etkisi olarak bilinir. Düşük enerjili elektronlarda bu etki çok yüksek olabiliyorken, yüksek enerjili fotonlarda ihmal edilebilecek kadar küçüktür. Polarite etkisi tüm enerjilerde, farklı derinliklerde tayin edilmelidir. Ölçümlerde polarite etkisi en az olan iyon odası kullanılmalıdır. Pozitif ve negatif voltajlarda okumalar %0,5'den az farklılık göstermelidir (39).

$$\text{Polarite etkisi} = |Q+| - |Q-| / |Q+ - Q-| \leq 0,005$$

2.6.3. Film

Röntgen (X), gama ve elektron ışınları ile organ, metal gibi cisimlerin resminin çekilmesinde kullanılan kimyasal maddeye film denir. Radyoterapide tedavi alanlarının doğrulanmasında, izodoz eğrilerinin çiziminde, radyoterapi cihazlarının kontrollerinde ve kişisel dozimetre sistemlerinde filmler kullanılmaktadır. Radyografik ve radyokromik olmak üzere ikiye ayrılır.

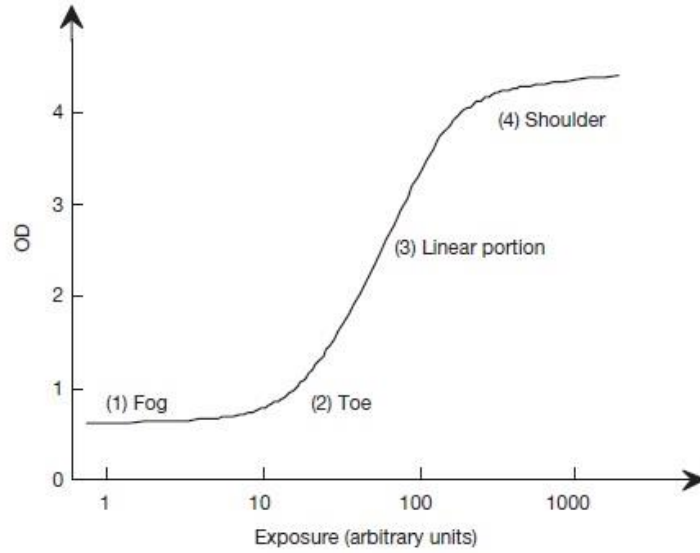
2.6.3.1. Radyografik Film

Radyografik film, saydam bir zemin ve bu zeminin iki tarafına kaplanan emülsiyon tabakasından oluşur. Emülsiyon tabakasınday jelatin içinde çok sayıda, AgBr kristalleri vardır. Saydam zemin genellikle selüloz triasetattan yapılmaktadır, fakat son yıllarda polyster kullanılmaya başlanmıştır. Film zemini banyo esnasında selüloz triasetat ve polyster gibi boyut değiştirmeyen maddelerden yapılmıştır. Emülsiyon tabakasındaki AgBr, ışık ve X ışınlarına duyarlıdır. X ışını fotonlarına maruz kalan AgBr kristallerinde bazı değişiklikler olur. Film üzerinde gözle görülemeyen latent bir görüntü oluşur. Bu görüntü ancak bazı kimyasal işlemlerle görülebilir hale getirilir.

Işın transmisyonu filmin opaklığının bir fonksiyonudur ve dansitometre denilen cihazla optik yoğunluk (OD) olarak ölçülür. Optik yoğunluk (OD) dozun bir fonksiyonu

olup, $OD = \log_{10}(I_0/I)$ olarak belirlenir. I_0 filme gelen ışın şiddeti, I ise filmin geçirdiği ışın şiddetidir. Doz ve optik yoğunluk arasındaki ilişkinin, ideal olarak, lineer olması gerekmektedir. Optik yoğunluk (OD) eğrisi sensitometrik eğri olarak da bilinmekte olup ilk olarak Hurter ve Driffield tarafından çalışıldığı için H-D eğrisi olarak da adlandırılmaktadır.

Şekil 2-27'de görüldüğü gibi eğri dört bölgeye sahiptir. 1 sis, çok düşük veya sıfır ışınlamada; 2 uç; 3 lineer bölge orta ışınlamalarda ; 4 omuz bölgesi ise yüksek ışınlamalardaki saturasyonu gösterir. Lineer bölge en ideal ölçüm şartlarını gösterir. Optik yoğunluk sadece doza değil; radyasyonun enerjisi, yönü ve banyo sıcaklığına da bağlıdır.



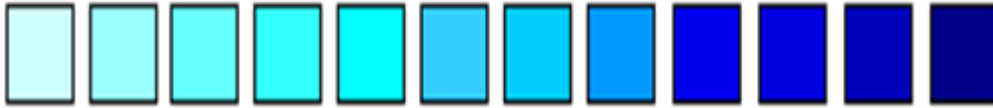
Şekil 2-27: Tipik OD (optical density) eğrisi

2.6.3.2. Radyokromik Film

Radyokromik filmler, radyoterapi dozimetrisinde kullanılan yeni film tipidir. Bunlardan en yaygın kullanıma sahip olanı GafChromic filmlerdir. Yaklaşık olarak doku eşdeğeri bileşime sahip (%9 hidrojen, %60,6 karbon, %11,2 nitrojen, %19,2 oksijen) GafChromic film başlangıçta renksiz olup, ışınlamaya bağlı olarak mavi tonlarında renk değiştirir.

GafChromic film bir polyster base tabakası üzerine kaplanmış 7 μ m kalınlığındaki radyokromik bir tabakadan oluşur. Radyokromik reaksiyon bir katı-hal polimerizasyon işlemidir. Radyokromik filmler ışınlanmadan önce renksiz olup esnek

bir polyster base tabakası üzerine ince film şeklinde kaplanmış monomer şeklindeki aktif mikrokristalleri içerirler. Filmin iyonize radyasyonla ışınlanmasıyla birlikte bu monomer kristaller polimerleşmeye başlayıp filmin, polimerleşme sonucu mavi renk almasına yol açarlar (Şekil 2-28). Yüksek dozlardaki radyasyonun ölçülmesi ve doz haritalarının çıkarılması, derin doz karakteristiklerinin elde edilmesi, IMRT ve stereotaktik tedavi planlarının doğrulanması, MLC kalite kontrolü, penumbra değerlendirmeleri, yüzey dozu ve build-up bölgesi doz ölçümleri, HDR brakiterapi kaynaklarının doz dağılımlarının karakterizasyonu ve intravasküler kaynakların yollarının doğrulanmasında kullanılmaktadırlar.



Şekil 2-28: Işınlanan filmin kararması

GafChromic filmler; ışığa duyarlı olmayan, karanlık oda ve banyo cihazı kullanımını gerektirmeyen, su ve kan gibi sıvı ortamlardan etkilenmeyen, doku eşdeğeri, doz hızı ve doz fraksiyonuna bağlı olmayan, istenilen boyutta kesilerek kullanılabilen, doku eşdeğeri, pratik filmlerdir.

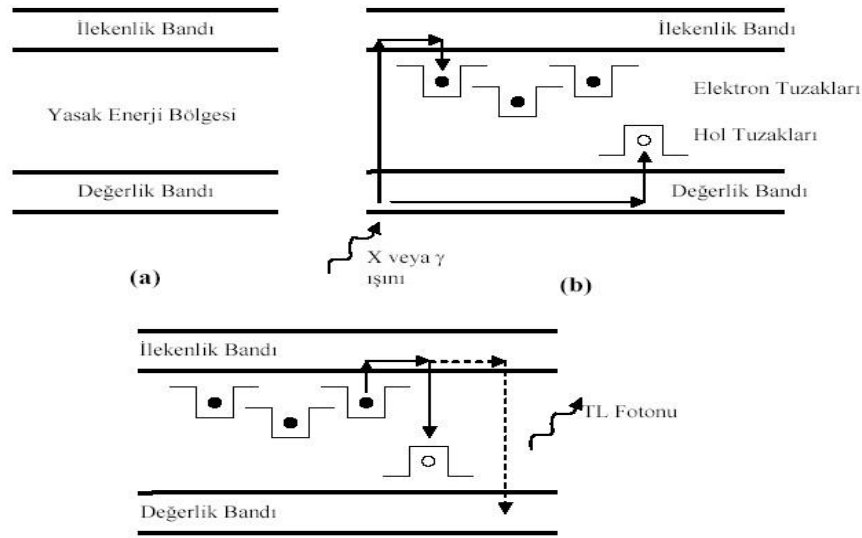
2.6.4. TLD (Thermoluminescence Dosimetry)

Kristal yapıda bir madde ışınlanırken, absorbe edilen enerji kristal örgü içerisinde depolanır. Maddenin ısıtılması ile bu enerjinin bir kısmı görünür ışık olarak yayımlanabilir. Termal etki sonucu görünür fotonların ortaya çıktığı bu olay, termoluminesans (TL) olarak bilinir.

Her bir atomda, elektronlar ayrık enerji seviyelerini işgal etmektedir. Bir kristal yapı içinde, elektronik enerji seviyeleri karşılıklı atom etkileşimleri ile pertürbe olurlar “izinli” ve yasaklı enerji bantlarının oluşmasına sebebiyet verirler. Kristal yapı içinde bulunan safsızlıklar, yasak enerji aralığında elektronlara yarı kararlı bir durum sağlayacak olan tuzakların oluşmasına neden olur. Bir atomun enerji düzeyleri arasında en dolu bant, valans bandı; en az dolu bant ise iletkenlik bandıdır.

Madde ışınlandığında valans bandındaki elektronlar enerji alarak iletkenlik bandına hareket ederler; bu esnada valans bandında “hole” denilen pozitif delikler

meydana gelir. İletkenlik bandına ulaşan elektronlar; bu bantta kalabilir, tekrar valans bandına dönebilir veya tuzaklara yakalanabilir. Bu geçişler esnasında yayılan ışığa “fioresans” denir. Elektronların yakalandığı tuzaklar çok derinlerde değilse oda sıcaklığı bu elektronların tuzaktan kurtulması için yeterlidir. Bu durumda tuzaktan kurtulan elektronlar valans bandına geri dönerken “fosforesans” denilen foton ışını yayarlar. Çok derin tuzaklara yakalanmış elektronlar ise ancak termal enerji ile kurtulabilmektedir. Bu durumda kurtulan elektronlar iletkenlik bandına ulaşırlar ya da tekrar valans bandına dönerler, bu geçişler arasında görünür foton yayımlanmasına “termolüminesans” denir (Şekil 2-29).



Şekil 2-29: a) Normal kristal yapı, b) Işınlanmış kristal yapı, c) Termal etki sonucu termolüminesans (TL) fotonu oluşumu

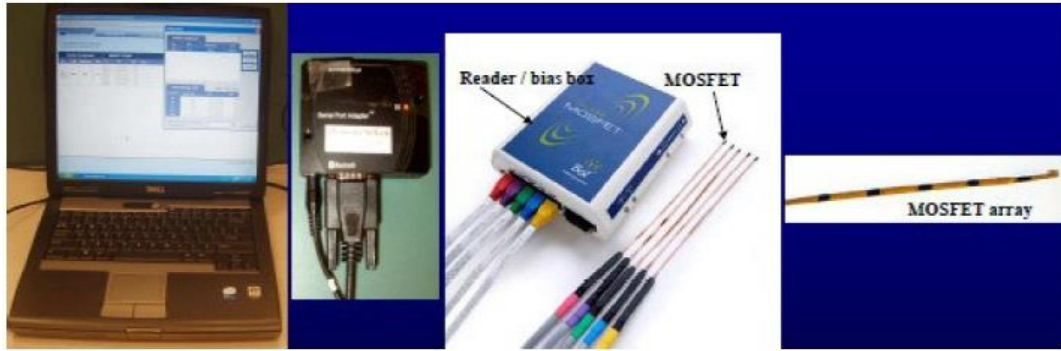
TLD maddesinin ısıtılması sonucu yayımlanan TL fotonu fotomultiplikatör tüp ile ölçülmektedir. TLD maddeleri tuzaklar içermektedir. Bu maddelerin kendine özgü enerji düzeyleri olmasından dolayı geçiş sırasında yayımlanan foton ışıklarının enerjileri karakteristiktir. Yayımlanan ışığın şiddeti, tuzaklara yakalanmış elektron sayısı ve kristal tarafından absorbe edilen toplam radyasyon dozuyla orantılıdır.

TLD maddeleri fiziksel ve kimyasal olarak üretilirler. Radyoterapide sıklıkla kullanılan materyal lityum florittir. Bu maddenin özelliği, saflığının magnezyum ve titanyumla bozulmuş olmasıdır. Foton dozimetrisinde rutin olarak, X ve γ ışınlarının ölçümünde kullanılan, TLD 100 (%92,5 Li 7) kullanılır. Radyoterapide TLD'lerin;

geniş doz aralığında lineerite, doku eşdeğeri olması, küçük dedektör boyutu, radyasyona karşı duyarlılık ve tekrar kullanılabilirlik gibi avantajları vardır.

2.6.5. MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effects Transistor)

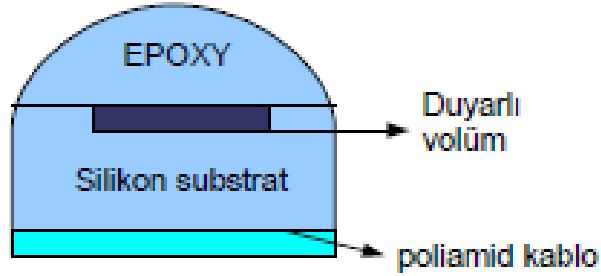
MOSFET dozimetri (Şekil 2-30); PC yazılımı, mobile MOSFET okuyucusu ve MOSFET dedektörlerinden oluşmaktadır. Metal-oksit yarıiletken alan etkili transistör (MOSFET), in-vivo dozimetri için kullanışlı, yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip, küçük boyutu sayesinde ışın demetinde fazla atenuasyon yaratmayan minyatür silikon bir transistördür. MOSFET dozimetreler, absorbe dozun lineer bir fonksiyonu olan eşik voltajın ölçümünü temel alır. Oksit bölgeye penetre olan iyonize radyasyonun oluşturduğu yük tuzaklanır, bu durum eşik voltajda değişikliğe sebep olur. Tümleşik doz ışınlamadan sonra ya da ışınlama esnasında ölçülebilir. MOSFET'ler ışınlama esnasında bir bias voltajına ihtiyaç duyarlar ve ömürleri sınırlıdır.



Şekil 2-30: MOSFET dozimetri sistemi bileşenleri

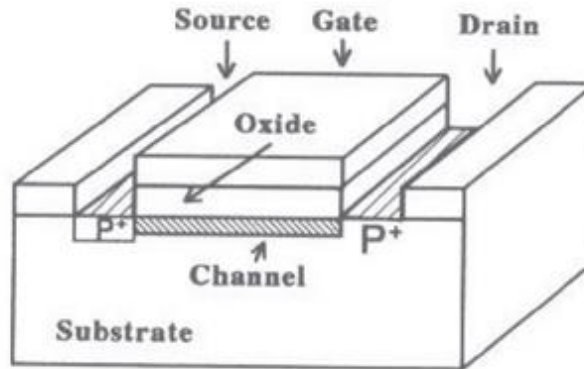
Tek bir MOSFET dozimetre, elektron ve fotonların tüm enerji aralığını kapsayabilir. Fakat radyasyon kalitesine bağımlılık göstermesinden dolayı MOSFET'lerin enerjilere karşı yanıtları bilinmelidir. Megavoltaj ışınları için, her ne kadar bir enerji düzeltmesi gerekmeseyse de, MOSFET'ler için bir kalibrasyon faktörü kullanılabilir (40). MOSFET'ler küçük eksensel anizotropiye sahiptir (360° için $\pm 2\%$) ve doz rate düzeltmesi gerektirmez. Tek MOSFET'ler sıcaklık bağımlılığı sergilerler fakat bu sorun çift dedektörlü MOSFET sistemlerinin dizaynı ile son bulmuştur. Genel olarak, toplam absorbe doza karşı lineer olmayan yanıt vermelerine karşın, kısıtlı ömürleri süresince yeterli lineeritelerini muhafaza ederler. MOSFET'ler aynı zamanda bias voltajındaki değişimlere karşı duyarlıdır (bias voltajı sabit olmalıdır) ve yanıt

ışınlamadan sonra yavaş bir şekilde biriktiğinden, okuma ışınlamasının gerçekleşmesinden sonra belli bir zamanda yapılır.



Şekil 2-31: Dedektör kesiti

MOSFET dedektörlerinde doz, içerisinde yer alan sensörler ile okunur. Bu sensörler, poliamid kablo ile ayrılmış, 0,6 mm kalınlığındaki siyah epoxy'nin altına monte edilmişlerdir (Şekil 2-31). Hasta ışınlama sırasında genel olarak, MOSFET dedektörünün düz tarafı cilde doğru, yuvarlak tarafı (epoxy tarafı) ışın kaynağına bakacak şekilde ayarlanır.



Şekil 2-32: p-kanallı MOSFET

MOSFET, p-tipi silikon yarı iletken katman içeren bir dedektördür (Şekil 2-32). Yarı iletken katman çok ince, yalıtkan, bir metal gate olan silikon oksit (SiO_2) katman ile ayrılır. Gate, negatif bir bias'a maruz kalırsa, silikon içinde pozitif zıt bir yük meydana gelir. Bu yükün meydana gelmesi elektrik akımının source (S)'dan drain (D)'e geçmesini sağlar. Gate voltajı, eşik voltaj olarak adlandırılır. Dedektörün iyonize radyasyon ile ışınlanması esnasında, yalıtkan oksit tabakada ilave elektron – boşluk

çiftleri oluşur. Bu durum, absorbe doz ile orantılı negatif voltaj yüklemesine neden olur. mV mertebesindeki voltaj değişimi ölçülür ya da kalibrasyon prosedürü sırasında ölçülmüş doza göre yeniden hesaplanır. Dedektör, 100 µm'den daha ince bir yapıya sahiptir ve yüzey alanı 0,1 mm²'den küçüktür. Dedektörün yuvarlak ve düz olmak üzere iki farklı yüzeyi vardır. MOSFET dedektörünün su eşdeğeri ölçü derinlikleri yaklaşık olarak 0,8 mm ve 1,8 mm'dir.

MOSFET'ler geçtiğimiz beş yıldan bu yana rutin hasta doz doğrulaması, brakiterapi uygulamaları, TBI, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), intraoperatif radyoterapi ve radyocerrahi de kapsayan in-vivo ve fantom radyoterapi çalışmalarında kullanılır. Uygulama alanına göre build-up aparatı ile ya da tek başına kullanılabilir.

MOSFET dozimetrisinin en büyük avantajları; anlık yanıt alabilme, hasta üzerindeki dedektörleri elektrometreye bağlayacak kabloları ihtiyaç olmaması, küçük boyutu, tekrarlanabilirlik, uyumlu sonuçlar vermesi, doz hızından bağımsız olması, ihmal edilebilir açı bağımlılığıdır.

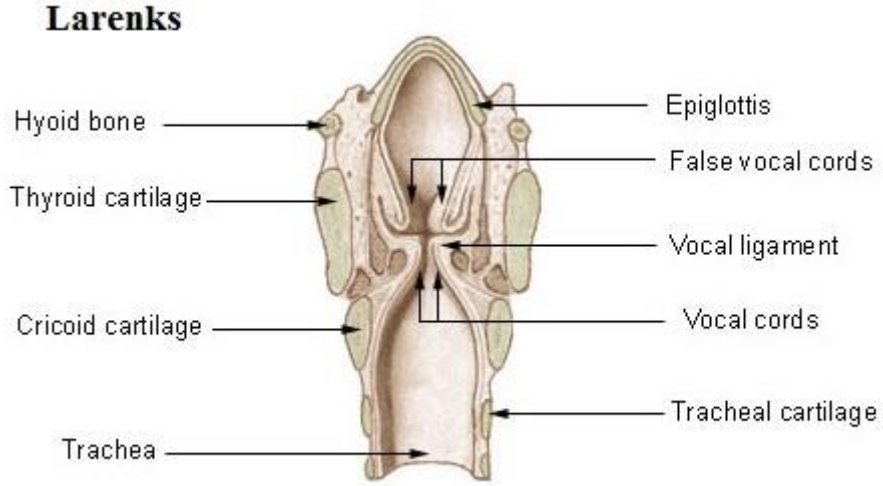
MOSFET dozimetrisinin dezavantajları ise; yanıtların sıcaklığa bağlı olması, yanıtın birikmiş dozun fonksiyonu olarak azalması, yanıtın enerji bağımlı olması ve ışınlamanın ardından yükün yavaş yavaş azalmasıdır (41, 42, 43).

2.7. Larenks Kanseri ve Tedavi Yaklaşımları

Larenks; orafarenks ve trakea arasında, hipofarenksin önüne yerleşmiş kutu şeklinde ses üreten bir organdır (Şekil 2-33). Epiglotun serbest kenarından başlayıp, krikoid kıkırdağının alt sınırına kadar devam eder. Larinjiyal yapı hyoid kemik, tiroit, krikoid, aritenoid, kuneiform ve kornikulat kıkırdaklardan oluşmuştur.

Larenks embriyolojik ve anatomik olarak supraglottik, glottik ve subglottik bölgelere ayrılır. Bu bölgelerden gelişen kanserlerin doğal gidişleri ve davranışları, tümörün orijin aldığı larenks bölgesi ve bu bölgenin lenfatik damarları tarafından şekillendirilir. Supraglottik bölgenin lenfatiklerinin zengin olması supraglottik larenks kanserlerinin erken dönemde lenf bezi metastazı yapmalarını, glottik bölgenin lenf kanallarından fakir olması ise, tanıda boyun metastazlarının görülmemesini izah eder. Larenks kanseri tümörlerin evrenmesi, tedavi ve tedavi sonuçları bakımından supraglottik, glottik ve subglottik bölge kanserleri adı altında incelenir. Glottik bölge ses tellerinin 0,5 cm üzerinden geçen seviyeden başlar, ses telinin 0,5 cm altından geçen

horizontal seviyeye kadar devam eder. Bu bölge ses teli, ön komissura, arka komissura ve yanda ses telleri kaslarını içerir.



Şekil 2-33: Larenks

Embriyolojik olarak farklı gelişen larenks bölgelerinin gelişimine uygun olarak, lenfatik yolları ve drene oldukları lenf bezleri de farklılık gösterir. Glottik bölgenin lenfatik kapilleri yoktur veya çok azdır. Dolayısıyla ses tellerine kısıtlı küçük karsinomlarda (T1) lenf bezi metastazı gelişemez, ancak, tümör supraglottik veya infraglottik bölgeye invazyon gösterdiğinde, ilgili bölgenin lenf yollarına karışarak lenf bezi metastazları oluşur. Glottik bölgenin ileri evrelerinde bile boyunda lenf bezi metastazları sık değildir.

Tüm organ kanserlerinin yaklaşık %2'sini larenks kanserleri teşkil eder. Cilt kanserleri hariç, baş-boyun bölgesinde en sık görülen kanser larenks kanseridir. İspanya dünyada en sık larenks kanserinin görüldüğü ülkedir. Larenks kanseri en çok 60 yaş civarında görülür. Erkeklerde dört kat daha sıktır. Ülkemizde ise erkek/kadın oranı çok daha yüksektir. Larenks kanserinin lokalizasyonu bazı ülkelerde farklıdır. Örneğin, Akdeniz ülkelerinde supraglottik larenks kanseri daha sıktır ve larenks kanserlerinin %60'ını teşkil ederken, diğer ülkelerde glottik larenks kanserleri daha sık görülür. Larenks kanserlerinin diğer üst solunum sistemi kanserlerinde olduğu gibi sigara içimi ile kesin ilişkisi vardır.

Larenks karsinomları erken dönemlerde orijin aldıkları larenks bölgesinde kısıtlı kalır, daha sonra bölgeler arasında anatomik bariyerler olmadığı için larenks içine veya dışına yayılırlar. Glottik bölge karsinomları en sık ses telleri ve vokal kordun 1/3 ön bölümünden gelişirler. Başlangıçta ülserasyon yapmayan papiller çıkıntı veya ses teli üzerinde düzensiz yapı şeklinde görünürler. İleri evrelerde, endoskopik muayenede tüm larenks kavitesinin tümörle enfilte olduğu gözlenir. Glottik larenks karsinomlarında tanı sırasında genellikle boyunda lenf bezi metastazları görülmez. Bunun sebebi; glottik bölge lenfatiklerinin fakir olması, glottik bölgeden doğan tümörlerin iyi differansiye karsinoma olmaları ve karsinomların erken dönemde tanınmalarıdır. Tümör glottik bölgeden supraglottik veya subglottik bölgeye ya da anterior komissuraya yayılınca lenf bezi metastazları gelişir ve ilgili bölümlerin lenfatik yollarına karışarak lenf bezi metastazları oluştururlar.

Larenks kanserinde, tedavinin en önemli amacı kür sağlamaktır. Ses fonksiyonunu korumak, ses kalitesini temin etmek ve normal yutma fonksiyonunun korunması da ikinci derecede önemli amaçlardır. Erken evre tümörlerinde (Evre I ve II) tek tedavi modalitesi seçilirken, ileri evre tümörlerinde kombine tedavi modalitesi seçilir. Larenks kanserlerinde cerrahi tedavi ve radyoterapi iki ana tedavi metodudur. Erken evreli tümörlerde hangi tedavi modalitesinin seçileceği tümöre, hastaya ve tedaviye ait faktörlere bağlıdır. Erken evre glottik larenks kanserlerinde radyoterapi yapılır.

Larenks karsinomlarında ve kanserlerinde uygulanan radyoterapi primer radyoterapi, kombine tedavi modalitesi şeklinde uygulanan (postoperatif ve preoperatif) radyoterapi ve palyatif radyoterapi şeklindedir. Primer radyoterapi ana tedavinin radyoterapi ile yapıldığı tedavidir. Glottik bölgenin erken evreli tümörlerinde (Evre I ve II) tercih edilen tedavi metodudur. Radyoterapi ile tedavi edilenlerde ses kalitesi, cerrahi tedavi yapılanlardan daha iyidir. T1N0M0 evre tümörlerinde yalnız primer tümöre, T2 ve az differansiye karsinomalarda primer tümör ve bölgesel lenf bezlerine radikal ışın tatbik edilir. Glottik bölgenin ileri evre (Evre III ve IV) tümörlerinde ise hasta inoperabl veya medikal inopere bulunmuşsa veya hasta operasyonu kabul etmiyorsa primer radyoterapi ile tedavi yapılır; primer tümör ve boyuna radikal ışın dozu uygulanır (44).

Hedef volüm tanımlamalarında bilgisayarlı tomografi kullanımının artışı ile bilgisayar kontrollü tedavi planlama sistemlerinin radyasyon dozunu hedefe daha konformal şekilde verilmesi olanağı, üç boyutlu konformal radyoterapi ile artmıştır. Bu

modalitede, primer tümör, üst ve orta boyun lenf nodları karşılıklı paralel iki yan sahadan ışınlanırken alt boyun, supraklaviküler bölge ve üst mediastinal lenf nodları tek ön sahadan ışınlanmaktadır. Yoğunluk ayarlı radyoterapinin geliştirilmesiyle uniform olmayan radyasyon yoğunluklarının bilgisayar tabanlı optimizasyonlar yardımıyla hedeflere, üç boyutlu konformal radyoterapiye kıyasla çok daha konformal olarak, uygulanabilmeleri modern radyoterapide devrim yaratmıştır (45, 46, 47).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

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

3.1. Araç ve Gereçler

Kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir;

- Varian DHX (RapidArc) Lineer Hızlandırıcı
- Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi
- PTW RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom
- ALDERSON Rando Fantom
- Aquaplast Termoplastik Maske
- PTW Markus Paralel Plak İyon Odası
- Mobile MOSFET
- Gafchromic EBT3 Film
- EPSON 10000XL Expression Film Tarayıcı
- PTW Unidos 10002 Elektrometre

3.1.1. Varian DHX (RapidArc) Lineer Hızlandırıcı

Varian Medical Systems (Palo Alto, CA, ABD) tarafından üretilen DHX lineer hızlandırıcısı 6 ve 15 MV foton ile 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV elektron enerjilerine sahiptir. Foton ışınlarında, açık alanlarda maksimum doz derinliği 6 ve 15 MV için sırasıyla 1,5 ve 3 cm'dir. 100 cm SSD mesafesinde açılabilen en geniş alan $40 \times 40 \text{ cm}^2$ iken elektron tedavileri için kullanılan aplikatörler 6×6 , 10×10 , 15×15 , 20×20 ve $25 \times 25 \text{ cm}^2$ büyüklüğündedir.

Varian DHX (RapidArc) Lineer Hızlandırıcı dinamik ve statik IMRT yapabilmektedir (Şekil 3-1). Cihaz, merkezde $0,5 \text{ cm}$ ve $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 'den sonra 1 cm genişliğinde olmak üzere toplam 120 adet MLC yaprağına sahiptir. MLC'ler çenelerden bağımsız olarak hareket eder. Bu sayede, alan boyutlarından bağımsız olarak, MLC'ler birbirleri içerisine girerek daha başarılı dinamik IMRT planlarının hazırlanmasına olanak sağlarlar.



Şekil 3-1: Varian DHX (RapidArc) Lineer Hızlandırıcı

Cihazda 15°, 30°, 45°, 60°'lik 4 farklı, elle takılan, fiziksel kama filtre kullanılabilir. Ayrıca bilgisayar yardımı ile 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45°, 60°'lik 7 farklı sanal filtre oluşturulabilir.

DHX (RapidArc) lineer hızlandırıcı Amorf Silisyum EPID (elektronik portal dozimetri) sistemi sayesinde hasta masada yatarken görüntüleri alınabilmekte ve düşük hata payıyla hastanın yatış pozisyonunun doğruluğu teyit edilebilmektedir. Cihaz ile 3D-konformal foton ve elektron tedavilerinin yanı sıra IMRT, IGRT ve ARK gibi gelişmiş tedavi teknikleri uygulanabilmektedir.

3.1.2. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Varian Eclipse tedavi planlama sistemi (Varian Headquarters, Palo Alto, California, USA), üç boyutlu konformal radyoterapi (3D-CRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), elektron, foton ve brakiterapiyi içeren Windows tabanlı kapsamlı bir tedavi planlama sistemidir.

Eclipse tedavi planlama sistemi dinamik ve step-and-shoot IMRT planlamalarına olanak sağlar. IMRT tedavi planları hazırlanırken, kullanıcı planlama içeriğini sisteme doz volüm histogramı (DVH) şeklinde girmektedir. Optimizasyon algoritması kullanılarak doz volüm histogramındaki bilgiler doğrultusunda planlar oluşturulmaktadır. Kullanıcı optimizasyon sürecine doğrudan müdahale edebilir.

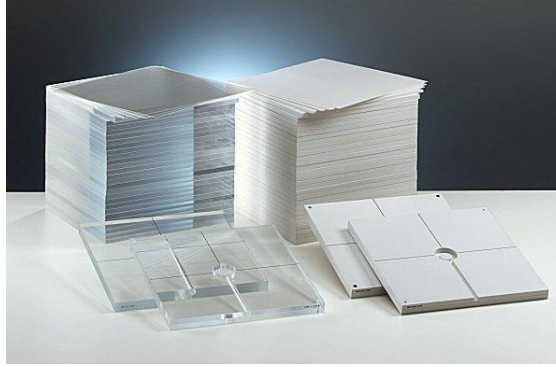
Eclipse tedavi planlama sistemi foton ışınları için PBC (Pencil Beam Convolution) ve AAA (Analytic Anisotropic Algorithm) algoritmalarını kullanarak doz dağılımlarını ve mutlak dozları hesaplamaktadır. Elektron ışınları için kullanılan algoritma ise Monte Carlo'dur.

Eclipse tedavi planlama sisteminde blok, MLC, dinamik kama filtre, motorize kama filtre ve sanal kama filtre gibi huzme şekillendiriciler kullanıcı tarafından tanımlanmış olup, gerekli görüldüğünde kullanılabilir (48).

3.1.3. PTW RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

RW-3 katı su fantomu yüksek enerjili radyasyon dozimetrisinde kullanılan, beyaz polystyrene'den yapılmış, %2 TiO (Titanyum Oksit) içeren, fiziksel yoğunluğu 1,045 g/cm³, elektron yoğunluğu 3,43 x 10²³ e⁻/cm³ olan bir fantom materyalidir. Co-60'tan 20 MV foton enerjisine, 4 MeV'den 25 MeV elektron ışını enerjisine kadar geniş bir aralıkta ölçüm yapılabilecek şekilde dizayn edilmiştir. Yüzey alanı 40 x 40 cm² olan

katı su fantomu 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında mevcuttur. Ayrıca paralel plak ve silindirik iyon odalarının, arada hava bırakmadan yerleştirilebilmeleri için delikli fantomlar da bulunmaktadır (Şekil 3-2) (49).



Şekil 3-2: PTW RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

3.1.4. ALDERSON Rando Fantom

Sentetik izosiyanat maddesinden yapılan insan benzeri rando fantom, gerçek insan boyutlarına ve organ yoğunluklarına sahiptir. Doku yoğunluğu $0,975 \text{ gr/cm}^3$ 'tür, akciğer yoğunluğu ise $0,25 - 0,3 \text{ gr/cm}^3$ arasındadır. Rando fantom gerçek insan kemiğine ve insan vücudunda bulunan boşluklara sahiptir. Fantom 2,5 cm kalınlığında 35 adet, birbirinden ayrılabilen, kesitten oluşmaktadır. Her bir kesitte absorbe dozu ölçmede kullanılan TLD rodları yerleşimine uygun delikler bulunmaktadır. Bu delikler kullanılmadığında doku eşdeğeri katı tıpa ile kapatılarak doz dağılımında meydana gelebilecek değişiklikler engellenir (Şekil 3-3).



Şekil 3-3: ALDERSON Rando Fantom

3.1.5. Aquaplast Thermoplastik Maske

Termoplastik maskeler ısıtıldıklarında şekil verilebilen, daha sonra soğumaya bırakılarak verilen şeklin sabit kaldığı polyesterden üretilen bir sabitleme aracıdır. Farklı hastalarda ısıtılarak tekrar tekrar kullanılabilir.

Aquaplast maske, 140 fahrenheit (60 °C) sıcaklıkta yumuşayarak şeffaf ve kolayca şekil verilebilecek hale gelir. Soğutulduğunda ise verilen şekli muhafaza eder. 1,6 mm, 2,4 mm, 3,2 mm ve 4,8 mm kalınlıklara sahip maskelerde alanının %20 – 40'ı deliklendirilmiştir.

3.1.6. PTW Markus Paralel Plak İyon Odası

Markus paralel plak iyon odası yüksek enerjili fotonların yüzey dozu ölçümlerinde kullanılır. Radyoterapide doz profilleri ölçümü yanında absorbe doz ölçümlerinde de kullanılabilir (Şekil 3-4).



Şekil 3-4: PTW Markus Paralel Plak İyon Odası

Paralel plak iyon odaları 2 MeV ile 45 MeV arasında elektron dozimetrisinde, cilt ve build-up dozu ölçümlerinde kullanılır. Markus tipi iyonizasyon odalarının elektrod mesafeleri sabittir. Etkili ölçü noktası ön giriş penceresinin merkezidir. Markus tipi paralel plak iyon odasının hacmi 0,055 cm³, elektrot mesafesi 2 mm'dir. Giriş (çember) penceresi ince grafit tabakalı polietilen'den yapılmıştır, kalınlığı 0,9 mm ve alan yoğunluğu 2,76 mg/cm² (0,025 mm su eşdeğeri)'dir. Kalibrasyonda, referans radyasyon kalitesi olarak, ⁶⁰Co kullanılır. İyon toplama süresi 90 µs'dir. İyon odasının tabanı silindriktir ve PMMA (perspeks = pleksiglas)'dan yapılmıştır. Elektrodu grafit

kaplama akrilik olup etkin çapı 5,3 mm'dir. Polarite etkisini ve elektrostatik yükü en aza indirmek için elektrot küçük hacimlidir. Maksimum polarizasyon voltajı $\pm 400V$ 'tur. Ölçüm için önerilen fantom materyali su ve PMMA'dır.

3.1.7. Mobile MOSFET

Çalışmada, yüzey dozu araştırmaları için, p-kanallı mobileMOSFET kullanılmıştır. Sistem; kullanıcı tarafından kontrol edilen PC program, okuyucu modülü ve 7 adet dedektörden oluşmaktadır. Okuyucu modülü kablosuz ağ yardımı ile bilgi akışını sağlayan bluetooth ve 5 adet dedektör yuvası içermektedir. Çalışmada kullanılan standart MOSFET dedektörlerin genişliği 2,5 mm, uzunluğu 2 mm, kalınlığı ise 0,3 mm'dir. Kullanılan dedektörlerin aktif alanı $0,2 \times 0,2 \text{ mm}^2$ 'dir. Ölçümler standart bias (1mV/cGy) voltajında yapılmıştır. Dedektörün yuvarlak ve düz olmak üzere iki farklı yüzeyi vardır. MOSFET dedektörünün su eşdeğeri ölçü derinlikleri yaklaşık olarak yuvarlak kısmı için 0,8 mm ve düz kısmı için 1,8 mm'dir.

MobileMOSFET yazılımı kalibrasyon modülü içerir. Bu modül ile her bir dedektör için bir kalibrasyon faktörü (CF) ve standart sapma (SD) değeri bulunabilir. Kalibrasyon işleminde, üzerinde 5 adet oyuk bulunan ve $30 \times 30 \times 1 \text{ cm}^3$ boyutunda olan akrilik (PMMA) fantom kullanılmıştır (Şekil 3-5). 1,07 kg ağırlığında olan bu fantom, 10×10 , 20×20 ve $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alan boyutları için uygundur.



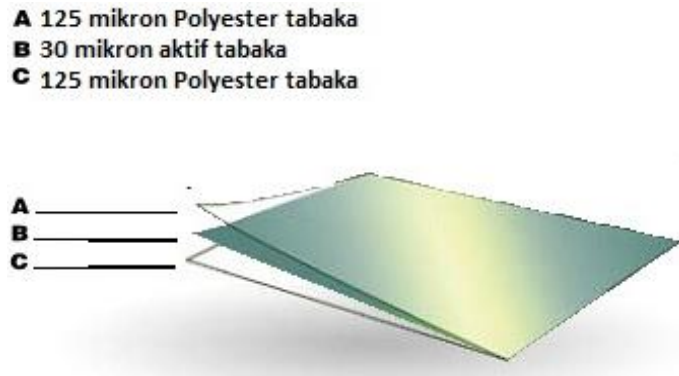
Şekil 3-5: MOSFET kalibrasyonu için kullanılan akrilik fantom

MOSFET dedektörlerin duyarlılığı 1 MeV'den büyük foton enerjilerinde $2,7 \text{ mV/cGy}$ 'dir. 1 MeV - 20 MeV enerji aralığında, açısal bağımlılığı $\pm \%2$ 'dir. Dozimetre,

üretim tarihinden itibaren 1 yıl karakteristik özelliklerini muhafaza eder. 15 dakikalık ışınlamada, 200 cGy verilen doz için başarısızlık oranı $< \%3$ 'tür. Sistem MOSFET ölçümlerini 20000 mV değerine kadar 0,01 mV çözünürlükte kaydeder.

3.1.8. Gafchromic EBT3 Film

Gafchromic® EBT3 Film, (ISP, International Specialty Products, ABD) radyasyon tedavisinde, hasta planlarının kalite kontrolünde kullanılan dozimetrik ekipmanlardan biridir. EBT3 filmin 30 mikronluk aktif tabakası, üst ve alt kısımda bulunan 125 mikronluk polyester tabakaların arasındadır (Şekil 3-6).



Şekil 3-6: Gafchromic EBT3 film

EBT3 filmin duyarlı olduğu doz aralığı kırmızı renkli kanallarda 0,01 - 10 Gy, yeşil renkli kanallarda ise 0,01 - >40 Gy'dir. Gümüş tanecikleri içermediği için radyografik filmlere göre enerji bağımlılığı daha azdır. Doz-cevap aralığının geniş ve lineer olması yoğunluk ayarlı radyoterapi planlarının dozimetrik değerlendirilmesinde kullanımına olanak sağlar. Yüksek çözünürlüğe ve 25 mikrometreye kadar ayırma gücüne sahiptir. Film, Güneş ışığından etkilenmemektedir ve istenilen boyutta kesilerek kullanılabilir. Suya dayanıklı ve su eşdeğeri olduğundan su fantomunda kullanılabilir. Film ışınlanma sonrasında herhangi bir kimyasal işleme, banyo ve karanlık odaya ihtiyaç duymamaktadır. Film ışındıktan 24 saat sonra doyunluğa ulaşır ve taranarak analiz edilebilir (50).

3.1.9. EPSON 10000XL Expression Film Tarayıcı

Epson Expression 10000 XL (Epson America, Long Beach, CA, USA), yüksek çözünürlük, yüksek tarama hızı, ve gelişmiş ağ özelliklerini sunan profesyonel bir düz yatak film tarayıcısıdır (Şekil 3-7). 2400 dpi çözünürlüğü ve 3,8 D_{Max} yüksek optik yoğunluğu ile A3+ boyutuna kadar tarama alanı sunar. Maksimum tarama çözünürlüğü, 12800 dpi x 12800 dpi; renk derinliği 48 bit'tir. Işık kaynağı Xenon gaz floresan lambadır. Çalışma sıcaklığı 5°C ile 35°C arasındadır. Saklama sıcaklığı ise -25°C ile 60°C aralığındadır. Epson tarayıcı hem otomatik hem de profesyonel çalışma modlarına sahiptir (51).



Şekil 3-7: EPSON 10000XL Expression film tarayıcı

3.1.10. PTW Unidos 10002 Elektrometre

PTW Unidos Elektrometre X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçümünde kullanılır (Şekil 3-8). Gy, Sv, R, Gy/min, Sv/min ve R/min gibi farklı radyasyon birimlerinde ölçüm yapma imkanı sağlar. Farklı polarizasyon voltajlarında ölçüm yapılabilmektedir (0-400 Volt). İyon odaları ve katı hal dedektörleri ile kullanımı uygundur ve kullanılan iyon odasının özelliklerine bağlı olarak geniş bir ölçüm aralığında, doğrulukla, okuma yapılabilir. (+) ve (-) polaritede ölçüm alınabilir.



Şekil 3-8: PTW Unidos 10002 Elektrometre

3.2. Yöntem

Bu tez çalışması, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsünde bulunan Varian DHX (RapidArc) lineer hızlandırıcı cihazında 6 MV foton ışınları ile yapılmıştır. Cihazda ölçümlere başlamadan önce, kabul testleri sırasındaki enerji düzeylerinin varlığından emin olmak amacıyla dozimetrik ve mekanik kontroller yapılmıştır. Bu kontrollerin ardından; ölçüm için seçilen 6 MV foton ışını için doz verimi, katı su eşdeğeri fantomda SSD=95 cm'de 1 cGy/MU olarak tayin edilmiştir. Doz verimi ölçümü, 0,6 cc Farmer tipi silindirik iyon odası ve PTW Unidos dozimetri sistemi ile gerçekleştirilmiştir.

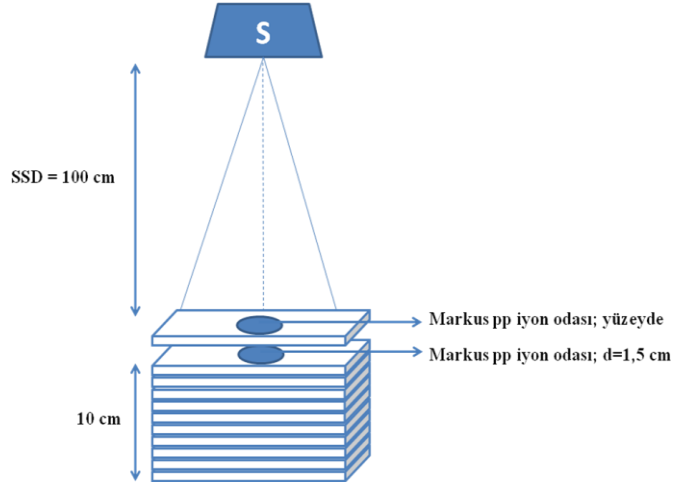
Çalışmada yüzey dozu; farklı alan boyutları ve derinliklerde, açık ve maskeli alanlarda, daha sonra da maskeli insan benzeri rando fantomda IMRT ve IMAT alanlarında boluslu ve bolussuz olarak araştırılmıştır.

3.2.1. Açık ve Maskeli Alan Ölçümleri

3.2.1.1. Yüzey Dozlarının Paralel Plak İyon Odası İle Ölçülmesi

TPS ile çalışmada kullanılacak olan ölçüm cihazlarının arasındaki ilişkiyi görmek için Markus paralel plak iyon odası ile yüzey dozu, build-up bölgesindeki dozlar ve d_{maks} dozu açık ve maskeli alanlarda araştırıldı.

Ölçümlerde RW3 katı su fantomu, PTW Markus paralel plak iyon odası ve bu iyon odası için dizayn edilmiş 1 cm'lik delikli katı su fantomu, PTW Unidos 10002 Elektrometre kullanıldı. Paralel plak iyon odası, merkezi ekseninde özel 1 cm'lik delikli katı su fantomu içerisine, duyarlı penceresi ışın demetine bakacak şekilde yerleştirildi. Geri saçılma dengesinin sağlanması amacıyla iyon odasının yerleştirildiği fantomun altına 10 adet, her biri 1 cm'lik, RW3 fantom eklendi. İyon odası elektrometreye bağlanarak düzenek ölçüme hazır hale getirildi (Şekil 3-9).



Şekil 3-9: Markus paralel plak iyon odası ile hazırlanan ölçüm düzeneği

Ölçümler, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ lik alanlarda 6 MV enerjili foton ışınları ile yüzeyde ve 1, 2, 3, 4, 5, 7, 10, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 20 mm fiziksel derinliklerde, gantry açısı 0° olacak şekilde 100 MU ışınlanarak yapıldı. Hata payını azaltmak amacıyla ölçümler sabit masa pozisyonunda yapıldı. Ölçüm sonuçları mesafe düzeltmesi yapılarak SSD=100 cm'deki değerler hesaplandı. Ölçümler 3 kez tekrarlandı ve ortalamaları alındı. Okuma değerleri her bir derinlik için, ölçüm aletinin efektif ölçüm derinliği hesaba katılarak, mesafe düzeltme faktörleri ile düzeltildi ve her alan boyutu için maksimum doz değerine normalize edilerek %DD değerleri elde edildi.

Markus paralel plak iyon odası yüksek doz cevabı vermektedir. Bu nedenle, Velkley ve ark.nın ekstrapolasyon iyon odası ile yaptıkları çalışma sonunda geliştirdiği ve Gerbi ve Khan (52) tarafından son şekli verilen düzeltme faktörleri hesaplandı. Hesaplanan faktörler elde edilen yüzde derin doz değerlerinden çıkarılarak gerçek yüzde derin doz değerleri bulundu. 6 MV için bulunan düzeltme faktörleri yüzde cinsinden Tablo 3-1'de gösterilmiştir.

Tablo 3-1: SSD=100 cm'de 6 MV için over-response düzeltme faktörleri

Fiziksel derinlik (mm)	Ölçüm derinliği (mm)	Düzeltilme faktörü (%)
0	0,023	10,14
1	1,068	7,03
2	2,113	4,87
3	3,158	3,38
4	4,203	2,34
5	5,248	1,62
7	7,338	0,78
10	10,473	0,26
12	12,563	0,12
13	13,608	0,09
14	14,653	0,06
15	15,698	~0

Bu işlemler, mevcut düzenek ile, Markus paralel plak iyon odası üzerine her derinlikte maske yerleştirilerek tekrarlandı. Bunun sonucunda, maske altındaki %DD ve yüzey dozu değerleri elde edildi.

SSD=100 cm'de, 6 MV enerjili foton ışını için d=5 mm derinlikteki 10 x 10 cm²'lik açık alanda yüzey dozunun hesaplanması;

Paralel plak iyon odası ile elde edilen okuma değeri: 82,16 cGy

Mesafe düzeltme faktörü= $(SSD / SSD+d)^2$

d=5 mm için 0,9896

Düzeltilmiş okuma değeri= Mesafe düzeltme faktörü x Okuma değeri

Düzeltilmiş okuma değeri= 0,9896 x 82,16 = 81,31 cGy

10 x 10 cm² alan için D_{maks}= 92,84

%DD= $(D_d / D_{maks}) \times 100$

%DD= $(81,31 / 92,84) \times 100 = 87,57$

Velkley Over-response düzeltmesi;

$P'(d,E) = P(d,E) - \xi'(0,E) \times 1 \times e^{-\alpha(d/d_{maks})}$

$\xi'(0,E) = [-1,666 + (1,982IR)] \times (C - 15,8) \quad (\% / \text{mm})$

$P'(d,E)$: Düzeltilmiş yüzde derin doz

$P(d,E)$: İyon odasıyla elde edilen düzeltilmemiş yüzde derin doz

$\xi(0,E)$: E enerjisinde yüzeyde fazla ölçülmüş dozun yüzdesi

IR: İyonizasyon oranı (0,672)

α : Fazla ölçülmüş doz değişimine eşit orantı sabiti ($\alpha=5,5$)

l: Plaka aralığı (2 mm)

C: Toplayıcının kenara olan uzaklığı (0,35 mm)

$$P'(d,E) = 87,57 - 1,62 = 85,95$$

Bu çalışmada, ayrıca, Markus paralel plak iyon odasının açık ve maskeli alanlardaki açı bağımlılığı da incelendi. Açı bağımlılığını araştırmak için; iyon odası yüzeyde ve $d=1,5$ cm'de, SSD= 100 cm'de 10×10 cm²'lik alanda, gantry açısı sırası ile 0^0 , 30^0 , 60^0 , 80^0 , 90^0 olacak şekilde 100 MU ile ışınıldı. 1,5 cm derinlikte yapılan ışınlama için SSD düzeltme işlemi yapıldı. Her bir ışınlama üç kez tekrarlandı ve ortalama değerler elde edildi. Daha sonra bu değerler, 6 MV foton huzmelerinin maksimum doz derinliği olan 1,5 cm'ye gantry 0^0 açısı için normalize edildi. İşlem sonucunda yüzey dozu ve %DD değerleri bulundu. Aynı işlemler maske ile tekrarlandı.

Markus paralel plak iyon odasının efektif ölçüm derinliği 0,023 mm'dir. Bu çalışmada araştırılan yüzey dozu değeri 0,07 mm derinliktedir. Bu nedenle, Markus paralel plak iyon odası ölçümlerinde efektif ölçüm noktası tüm derinlikler için hesaba katıldı. 0,07 mm derinlikteki yüzey dozu değerini bulmak için ölçüm verilerinden yararlanarak interpolasyon işlemi yapıldı.

3.2.1.2. Yüzey Dozlarının Film Dozimetrisi İle Ölçülmesi

a) Film Kalibrasyonu

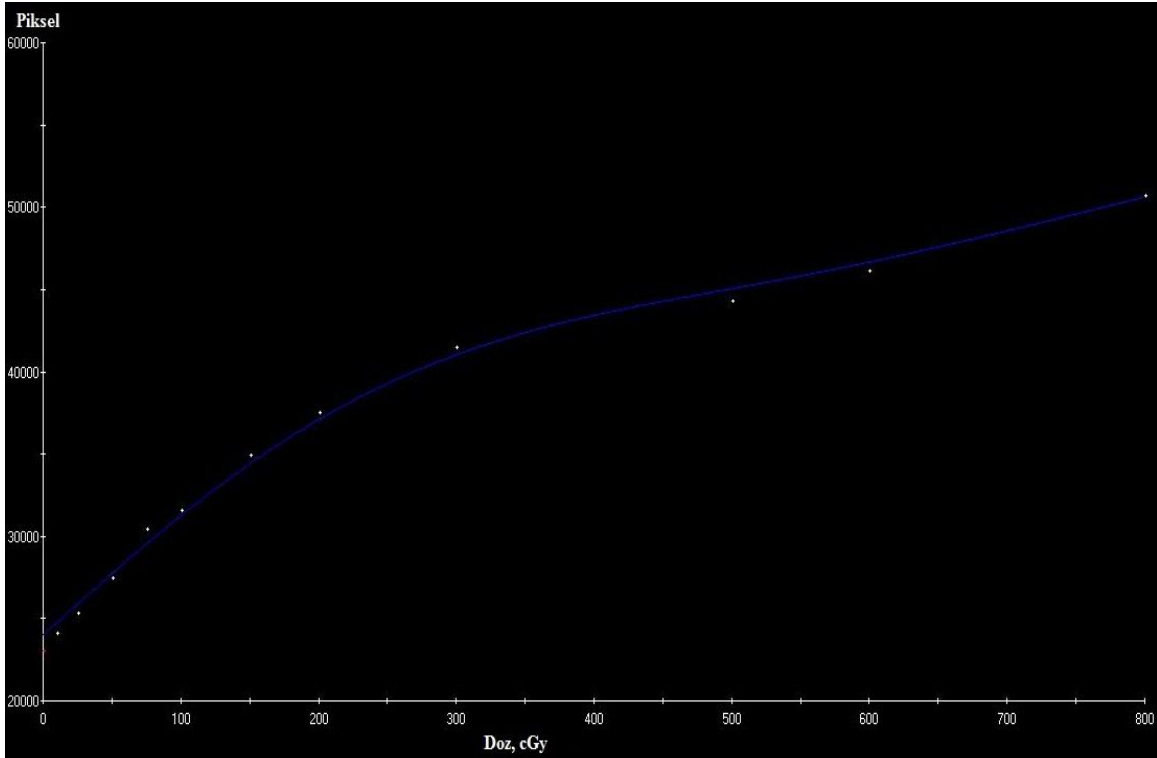
Film dozimetrisinde Gafchromic EBT3 film kullanıldı. Işınlanan filmleri doğru olarak değerlendirebilmek için kalibrasyon eğrisi oluşturuldu ve ışınlanan filmler bu eğriye göre kalibre edildi. Kalibrasyon işleminden önce cihazın verim kontrolü yapılarak, referans derinlikte ($d=5$ cm), 1 cGy=1 MU olduğu görüldü. Kalibrasyon işlemi için $2,5 \times 2,5$ cm² boyutunda kesilen filmler 5 cm derinliğe, RW3 katı su fantom plakları arasına, ışın eksenine dik, merkezde, SSD=95 cm olacak şekilde yerleştirildi. Tarama esnasında pozisyon doğruluğunda bir hata olmaması amacıyla filmlerin sol üst köşeleri işaretlendi. Filmler 10×10 cm²'lik açık alan altında, gantry açısı sıfır derecede

sırasıyla 10, 25, 50, 75, 100, 150, 200, 300, 400, 500, 800 MU değerlerinde 6 MV foton ışınları ile ışınlandı.

b) Filmlerin Taranması

Işınlanan filmler maksimum doyuma ulaşmaları için bir gün bekletildi. Filmlerin yön bağımlılığı nedeniyle, tarayıcıya ışınlanma yönleri ile aynı yönde yerleştirildi. Tarayıcı programında 48 bit renkli ve 75 dpi özellikleri seçilerek tarandı.

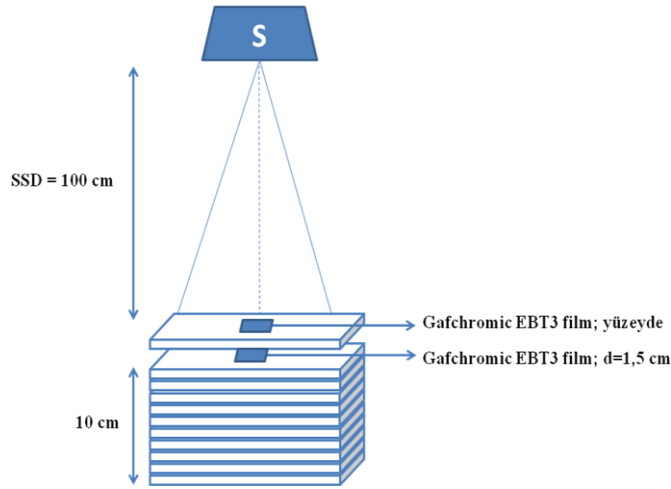
Işınlanan her bir film, ImageJ film programında, kırmızı, mavi ve yeşil renklere ayrıldı. Gafchromic filmlerde en büyük kontrast farkı kırmızı renkte görülmektedir. Bu nedenle film dozimetrisi için bu görüntüler kullanıldı. Hiç ışınlanmamış film de aynı şekilde tarandı ve kalibrasyon eğrisi oluşturulurken background etkisi dikkate alındı. Kalibrasyon eğrisi PTW Mephysto mc² programında oluşturuldu. Bu program yardımı ile taranmış filmlerin merkezlerindeki optik geçirgenlik okundu. Doz değerlerine karşılık gelen geçirgenlik değerlerine göre kalibrasyon eğrisi oluşturuldu (Şekil 3-10). Bu eğriler, okunan geçirgenlik değerlerinden ışınlama dozunu elde etmek için kullanıldı.



Şekil 3-10: 6 MV ile elde edilen EBT3 film kalibrasyon eğrisi

c) Açık ve Maskeli Alan Yüzey Dozlarının Film Dozimetrisi İle Ölçülmesi

Derin doz ölçümleri, 6 MV enerji için yüzeyde, 1, 2, 5, 10, 15 mm fiziksel derinliklerde, 5 x 5, 10 x 10, 20 x 20 cm² alan boyutlarında, gantry açısı sıfır derecede 100 MU verilerek yapıldı (Şekil 3-11). Hata payını azaltmak amacıyla ölçümler sabit masa pozisyonunda yapıldı. Ölçüm sonuçları mesafe düzeltmesi yapılarak SSD=100 cm'deki değerler hesaplandı.



Şekil 3-11: Gafchromic EBT3 film ile hazırlanan ölçüm düzeneği

Işınlanan filmler bir gün bekletildikten sonra, kalibrasyon için taranan filmler ile aynı yönde olacak şekilde tarandı. Image J programıyla kırmızı renk olan filmler kaydedildi ve Mephysto mc² FilmAnalyze programında açıldı. Daha önce hazırlanan kalibrasyon eğrisi ile film üzerinde merkezde ve merkeze yakın üç farklı noktadaki piksel değerleri okunarak doza çevrildi ve ortalaması alındı.

Bu işlemler, mevcut düzenek ile, Gafchromic EBT3 film üzerine her derinlikte maske yerleştirilerek tekrarlandı. Bunun sonucunda, maske altındaki %DD ve yüzey dozu değerleri elde edildi.

Bu çalışmada, ayrıca, Gafchromic EBT3 film'in açık ve maskeli alanlardaki açı bağımlılığı da incelendi. Açı bağımlılığını araştırmak için; EBT3 film yüzeyde ve d= 1,5 cm'de, SSD= 100 cm'de 10 x 10 cm²'lik alanda, gantry açısı sırası ile 0⁰, 30⁰, 60⁰, 80⁰, 90⁰ olacak şekilde 100 MU ile ışınlandı. 1,5 cm derinlikte yapılan ışınlama için SSD düzeltme işlemi yapıldı. Elde edilen değerler, 6 MV foton huzmelerinin

maksimum doz derinliği olan 1,5 cm'ye gantry 0° açısı için normalize edildi. İşlem sonucunda yüzey dozu ve %DD değerleri bulundu. Aynı işlemler maske ile tekrarlandı.

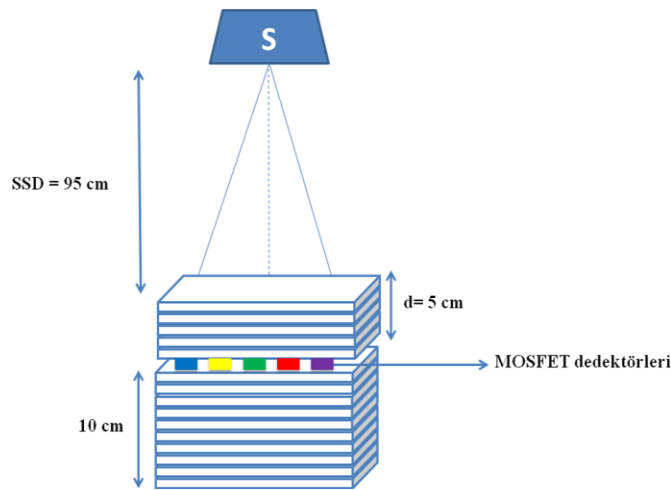
Gafchromic EBT3 filmin efektif ölçüm derinliği 0,153 mm'dir. Bu çalışmada araştırılan yüzey dozu değeri 0,07 mm derinliktedir. Bu nedenle, Gafchromic EBT3 film ölçümlerinde efektif ölçüm noktası tüm derinlikler için hesaba katıldı. 0,07 mm derinlikteki yüzey dozu değerini bulmak için ölçüm verilerinden yararlanarak ekstrapolasyon işlemi yapıldı.

3.2.1.3. Yüzey Dozlarının MOSFET Dedektörleri İle Ölçülmesi

a) MOSFET Kalibrasyonu

Bu çalışmada, Thomson ve Nielsen Elektronik, Ltd. Şirketi tarafından piyasaya sürülen MobileMOSFET (standart model) dozimetrisi kullanıldı. Yüzey ve çeşitli derinliklerde ölçümlere başlamadan önce, MOSFET dedektörleri 6 MV foton enerjisinde kalibre edildi.

MobileMOSFET okuyucusuna bağlanan 5 adet dedektör, cihazın referans derinliğinde, yani 1 cGy = 1 MU derinliğinde, bulunan MOSFET kalibrasyon fantomu üzerindeki yuvalarına yerleştirildi (Şekil 3-12).



Şekil 3-12: MOSFET dedektörleri için hazırlanan kalibrasyon düzeneği

SSD= 95 cm, kaynak – dedektör mesafesi 100 cm ve gantry açısı sıfır derece olacak şekilde düzeneğe hazırlandı. Geri saçılma etkisi için düzeneğin altına 10 cm'lik RW3 katı su fantomu yerleştirildi. Lineer hızlandırıcıda yapılan doz verim kontrolü ile

dedektörlerin bulunduğu derinlikte $1 \text{ cGy} = 1 \text{ MU}$ olduğu doğrulandı. Kalibrasyon işlemi için $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik açık alanda, dedektörler üzerine 100 MU verildi. Bu işlem 5 kez tekrarlandı ve MobileMOSFET yazılımı ile ışınlama sonrasında her bir dedektörün kalibrasyon faktörleri elde edildi. Kalibrasyon faktörleri Tablo 3-2'de verilmiştir.

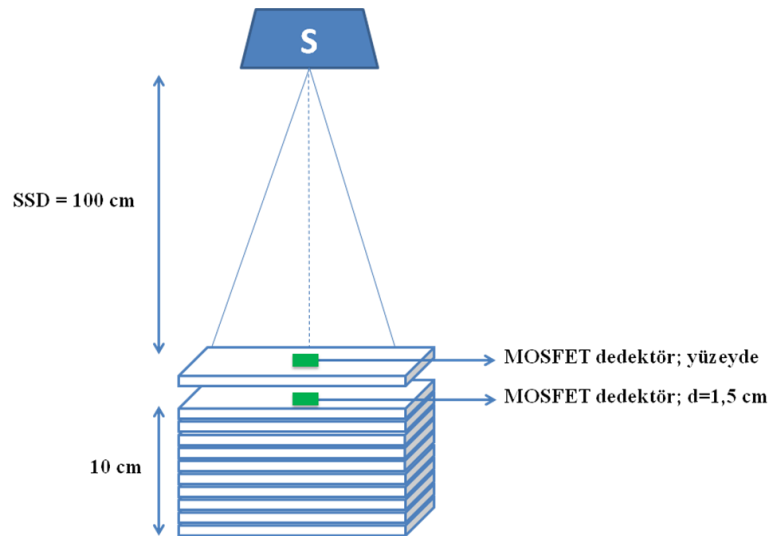
Tablo 3-2: MOSFET dedektörleri için kalibrasyon faktörleri

Dedekör No:	6 MV; SSD= 95 cm; SAD= 100 cm
1	$2,94 \pm 5,39$ (% SD)
2	$2,90 \pm 5,78$ (% SD)
3	$1,16 \pm 3,71$ (% SD)
4	$1,17 \pm 3,13$ (% SD)
5	$1,18 \pm 4,08$ (% SD)

Kalibrasyon işleminden sonra, uygun kalibrasyon faktörü ve standart sapma değerine sahip 3 adet dedektör seçilerek, ölçümlerde kullanılmak üzere diğer dedektörlerden ayrıldı.

b) MOSFET Dedektörleri İle Ölçüm Yapılması

Kalibre edilen MOSFET dedektörlerden bir tanesi seçilerek alan merkezine, düz kısmı ışınının geliş yönüne karşılık gelecek şekilde yerleştirildi (Şekil 3-13).



Şekil 3-13: MOSFET dedektörleri için hazırlanan ölçüm düzeneği

Derin doz ölçümleri, 6 MV enerji için yüzeyde, 1, 2, 5, 10, 15 mm fiziksel derinliklerde, $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutlarında, gantry açısı sıfır derecede 100 MU verilerek yapıldı. Hata payını azaltmak amacıyla ölçümler sabit masa pozisyonunda yapıldı. Ölçüm sonuçları mesafe düzeltmesi yapılarak SSD=100 cm'deki değerler hesaplandı.

MobileMOSFET programı ile ölçüm öncesi elde edilen kalibrasyon faktörleri hesaba katılarak kullanılan MOSFET dedektörün ölçtüğü doz değeri bulundu. Bu ölçümler 3 kez tekrarlandı ve ortalamaları alındı. Elde edilen dozlar mesafe düzeltme işleminden sonra $d= 1,5 \text{ cm}$ 'deki maksimum doz değerine normalize edilerek yüzey dozu ve %DD değerleri bulundu. Aynı işlemler maske varlığında tekrarlandı.

Bu çalışmada, ayrıca, MobileMOSFET dozimetrisinin açık ve maskeli alanlardaki açı bağımlılığı da incelendi. Açı bağımlılığını araştırmak için; MOSFET dedektör yüzeyde ve $d= 1,5 \text{ cm}$ 'de, SSD= 100 cm'de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alanda, gantry açısı sırası ile 0° , 30° , 60° , 80° , 90° olacak şekilde 100 MU ile ışınıldı.

MOSFET dedektörlerin, bu çalışmada kullanılan, düz kısımlarının efektif ölçüm derinliği 0,8 mm'dir. Bu çalışmada araştırılan yüzey dozu değeri 0,07 mm derinliktedir. Bu nedenle, MOSFET dedektörleri ile yapılan ölçümlerde efektif ölçüm noktası tüm derinlikler için hesaba katıldı. 0,07 mm derinlikteki yüzey dozu değerini bulmak için ölçüm verilerinden yararlanarak ekstrapolasyon işlemi yapıldı.

3.2.1.4. Yüzey Dozlarının TPS'de İncelenmesi

Açık ve maskeli alanlarda yüzey dozlarını incelemek için öncelikle, 10 adet $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 'lik alan boyutuna sahip RW3 katı su fantomu üst üste yerleştirilerek $40 \times 40 \times 10 \text{ cm}^3$ hacminde bir fantom oluşturuldu. Oluşturulan bu fantom BT masasına yerleştirildi ve alan merkezi lazerler yardımı ile bulundu. 5 mm kesit kalınlığı ile BT görüntüsü çekildi. Maskeli alanları araştırmak için ise, hazırlanan fantom düzeneği üzerine maske materyali arada boşluk kalmayacak şekilde gerdirildi ve yine 5 mm kesit kalınlığı ile BT görüntüleri çekildi. Çekilen BT görüntüleri tedavi planlama bilgisayarlarına aktarıldı.

Tedavi planlama bilgisayarında açılan maskeli ve maskesiz BT görüntüleri üzerine $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve $20 \times 20 \text{ cm}^2$ boyutlarında, 6 MV enerji ile, alanlar yerleştirildi. Derin doz okumaları 0.07, 1, 2, 3, 4, 5, 7, 10, 12, 15 mm derinliklerde merkezi ekseninde ve gantry açısı sıfır derecede 100 MU değeri ile yapıldı.

3.2.2. IMRT ve IMAT Planlarının Yüzey Dozu Ölçümleri

3.2.2.1. Fantomun Sabitlenmesi Ve Bilgisayarlı Tomografisinin Çekilmesi

IMRT ve IMAT planlarında kullanılan alanlarda yapılacak yüzey dozu ölçümleri için insan eşdeğeri Alderson rando fantom kullanıldı. Bilgisayarlı tomografisi çekilecek fantomun kesitleri, doz dağılımına etki edebilecek hava boşlukları ve set up hataları gibi faktörleri engellemek için bantlandı. Pozisyon doğruluğu, ışınlama alanlarının set-up'ının doğru ve tekrarlanabilir olması için, klinikte kullandığımız, termoplastik maske kullanıldı. Boyun bölgesini sabitlemek ve kesitler arasında boşluk kalmaması için fantomun baş kısmının altına baş-boyun simidi yerleştirildi.

Sabitlenen fantom, hazırlanan tedavi planlarındaki gibi sırtüstü tomografi cihazının masasına yatırıldı ve maskesi takıldı. Fantom üzerine referans noktaları işaretlendi ve bu noktalara BT görüntülerinde görülebilen kurşun bilyeler yerleştirildi. 3 mm kesit kalınlığı ile BT görüntüleri alındı. Bu işlemler, maske dahil olmak üzere, aynı set-up şartları altında boyun bölgesine bolus yerleştirilerek tekrarlandı. Maskeli bolussuz ve maskeli boluslu olarak elde edilen BT görüntüleri Eclipse tedavi planlama bilgisayarlarına gönderildi.

3.2.2.2. Hasta Tedavi Planlarının Hazırlanması Ve Fantom Üzerine Aktarılması

Bu çalışmada, T1-2N0 glottik larenks kanserli 5 hasta için çekilen boluslu ve bolussuz BT görüntüleri üzerinden Varian Eclipse 8.9 tedavi planlama sistemi, AAA algoritması, kullanılarak IMRT ve IMAT teknikleriyle tedavi planları oluşturuldu.

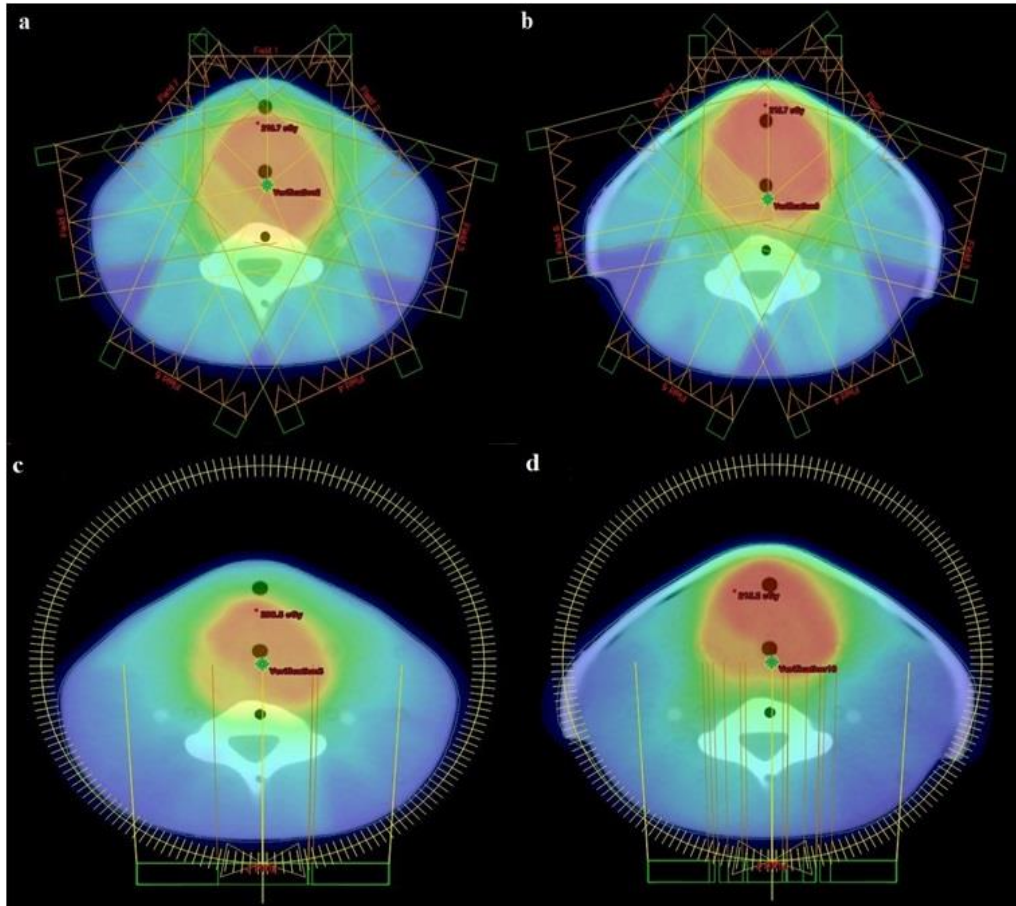
“GTV+ 1 cm (ciltten 3 mm içeride)” ile oluşturulan PTV70 volümü ve “GTV dışı larenks+ 0,5 mm (PTV70 volümüne bitişik)” ile oluşturulan PTV63 volümü tüm hastalarda tanımlandı.

IMRT planları için PTV70 volümünün merkezi izomerkez olarak belirlendi ve gantry açıları sırasıyla 0° , 52° , 104° , 156° , 208° , 260° , 312° olan 7 ışın alanı, 6 MV foton enerjisi ile, oluşturuldu. Tüm IMRT alanları için ışınlama tekniği olarak SW (Sliding Window) seçilmiştir. PTV olarak tanımlanan volümlerin istenilen dozları alacak ve riskli organ dozlarının tolerans değerleri aşılmayacak şekilde optimizasyon verileri tedavi planlama sistemine girildi.

IMAT planları için de, IMRT planlarında olduğu gibi, PTV70 volümünün merkezi izomerkez olarak belirlendi. Planlar, $179,9^{\circ}$ 'den $180,1^{\circ}$ 'ye saat yönünün tersine ve $180,1^{\circ}$ 'den $179,9^{\circ}$ 'ye saat yönünde gantry rotasyonu içeren çift ark tekniği ile

hazırlandı. IMRT planlarında olduğu gibi 6 MV foton enerjisi kullanıldı ve PTV volümleri istenilen dozu alırken, riskli organ dozlarının tolerans değerleri aşılmayacak şekilde optimizasyon verileri girildi.

Her bir hastanın boluslu ve bolussuz BT görüntüleri üzerine 7 alan IMRT ve çift ark IMAT planları oluşturuldu (Şekil 3-14). Daha önce boluslu ve bolussuz BT görüntüleri tedavi planlama sistemine gönderilmiş olan insan eşdeğeri rando fantom üzerine, hazırlanan planlar Eclipse tedavi planlama bilgisayarları ile hiçbir parametresi değiştirilmeden (hasta tedavi planı ile aynı gantry açıları, aynı kolimatör açıları ve aynı masa açılarında) QA planı olarak aktarıldı. Alderson rando fantom üzerinde larenks lokalizasyonu belirlendi ve rando fantom referans noktalarından y-ekseninde kaydırılarak, oluşturulan QA planları için izomerkezin fantom üzerinde belirlenen larenks merkezine gelmesi sağlandı. Belirlenen bu nokta için QA planları hesaplatıldı.



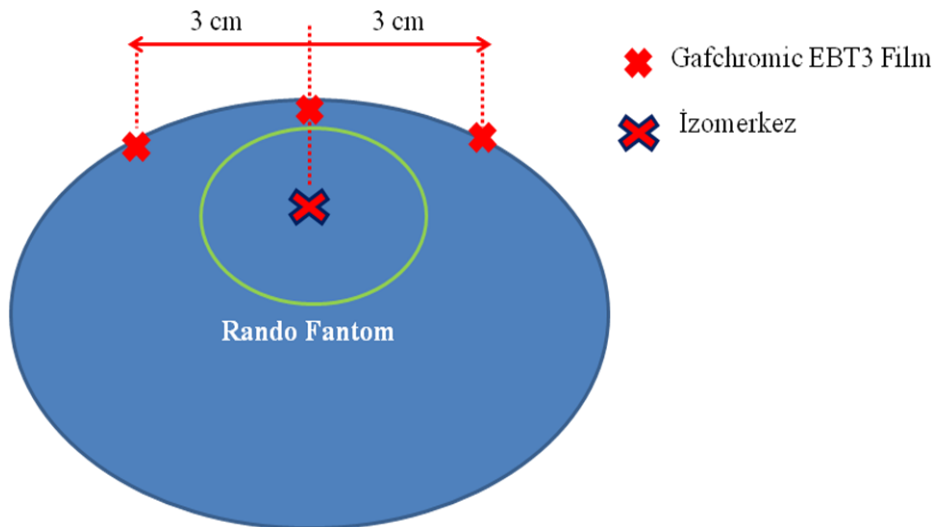
Şekil 3-14: Fantoma aktarılan tedavi planları; a) Bolussuz IMRT, b) Boluslu IMRT, c) Bolussuz IMAT, d) Boluslu IMAT

Her bir hastanın boluslu 7 alan IMRT, bolussuz 7 alan IMRT, boluslu çift ark IMAT ve bolussuz çift ark IMAT olmak üzere 4 farklı tedavi planı elde edildi ve bu tedavi planları kullanılarak aynı şartlar altında rando fantom üzerinde her bir hasta için 4 farklı tedavi planının QA planları oluşturuldu.

3.2.2.3. IMRT ve IMAT Alanlarında YüzeY Dozlarının Film Dozimetrisi İle Ölçülmesi

Tedavi planlama bilgisayarlarında hazırlanan, IMRT ve IMAT planları kullanılarak rando fantom üzerinde oluşturulan, 20 QA planı Varian DHX (RapidArc) tedavi cihazına gönderildi. Ölçümlerde Gafchromic EBT3 film kullanıldı.

Tedavi cihazı masasına BT cihazı ile aynı set-up şartları altında yatırılan rando fantomun referans noktaları lazerler ile üst üste gelecek şekilde yerleştirildi. Fantom, planlama bilgisayarında olduğu gibi, tayin ettiğimiz larenks lokalizasyonuna kadar, y-ekseninde 42,9 cm hızlandırıcının “gun” yönünde kaydırıldı. İzosentrin yeri işaretlendi. Bu aşamadan sonra, 2,5 x 2,5 cm² boyutunda kesilen filmler, izdüşümleri izomerkeze gelecek şekilde bir adet ve izomerkezin üçer santim lateralinde birer adet olmak üzere rando fantom üzerine yerleştirildi (Şekil 3-15). Filmler yerleştirildikten sonra fantom üzerine BT çekimi esnasında kullanılan maske takıldı. IMRT ve IMAT alanları ile ışınlamalar gerçekleştirildi ve her bir QA planı için 3 adet ışınlanmış film elde edildi.



Şekil 3-15: Rando fantomun aksiyel kesiti üzerinde doz ölçüm noktalarının şematik olarak gösterilmesi

Aynı işlemler bolus materyalinin, BT çekimi esnasındaki gibi, fantom üzerine yerleştirilmesi ve boluslu QA planlarının kullanılması ile tekrarlandı. İzdüşümleri izomerkez ve izomerkezin üçer santim yanlarına gelecek şekilde yerleştirilen filmlerin üzerine bolus materyali kondu ve fantomun maskesi takıldı. IMRT ve IMAT alanları bu set-up düzeneğine de uygulandı ve her QA planı için 3 adet bolus altında ışınlanmış film elde edildi.

Tüm ölçümlerde yerleştirilen filmlerin pozisyonlarının, daha önce film kalibrasyon eğrisi için ışınladığımız filmlerle aynı yönde olmasına dikkat edildi. Ölçümler üçer kez tekrarlandı.

Işınlanan filmler bir gün bekletildikten sonra, yönlerine dikkat edilerek tarandı ve Image J programında kırmızı renge ayrılanlar .tif formatında kaydedildi. Mephysto mc² FilmAnalyze programında açılan filmlerin merkezindeki piksel cinsinden optik yoğunlukları daha önce elde edilen kalibrasyon eğrisine göre doza çevrildi.

3.2.2.4. IMRT ve IMAT Alanlarında Yüzey Dozlarının MOSFET Dedektörleri ile Ölçülmesi

Tedavi planlama bilgisayarlarında hazırlanan, IMRT ve IMAT planları kullanılarak rando fantom üzerinde oluşturulan, 20 QA planı Varian DHX (RapidArc) tedavi cihazına gönderildi. Ölçümlerde MobileMOSFET dozimetri sistemi kullanıldı.

MOSFET ölçümlerinde, daha önce kullanmak üzere ayırdığımız üç dedektör kullanıldı. Bu üç dedektör için kalibrasyon faktörleri daha önce yaptığımız işlemlerin aynısı uygulanarak elde edildi ve ışınlamaya hazır hale getirildi.

Tedavi masasına yatırılan rando fantomun üzerinde işaretli olan izomerkez noktası ile lazerler gerekli kaydırmalar yapılarak üst üste getirildi. Film ile yaptığımız ölçüm noktaları üzerine bu kez MOSFET dedektörler, her birinin epoxy kısmı ışın doğrultusunu karşılayacak şekilde yerleştirildi. Daha sonra fantomun maskesi takılarak IMRT ve IMAT alanları için ışınlamalar gerçekleştirildi. Bu işlemler sonunda izdüşümleri izomerkezde, izomerkezin sağında ve solunda 3 cm mesafede MOSFET dedektörlerinden okunan doz değerleri kaydedildi.

Aynı işlemler bolus materyalinin, BT çekimi esnasındaki gibi, fantom üzerine yerleştirilmesi ve boluslu QA planlarının kullanılması ile tekrarlandı. İzdüşümleri izomerkez ve izomerkezin üçer santim yanlarına gelecek şekilde yerleştirilen MOSFET dedektörleri üzerine bolus materyali kondu ve fantomun maskesi takıldı. IMRT ve

IMAT alanları bu set-up düzeneğine de uygulandı ve her QA planı için bolus altındaki 3 noktada MOSFET dedektör ile yüzey dozları ölçüldü.

3.2.2.5. IMRT ve IMAT Alanlarında Yüzey Dozlarının TPS'de İncelenmesi

Tedavi planlama bilgisayarlarında hazırlanan, IMRT ve IMAT planları kullanılarak rando fantom üzerinde oluşturulan, 20 QA planı açıldı ve her birinde film ve MOSFET ölçümlerinin alındığı 3 noktadan dozlar okundu. Okunan doz değerleri daha sonra film ve MOSFET ölçümleri ile karşılaştırılmak üzere kaydedildi. Karşılaştırmalarda ölçüm araçlarının efektif ölçüm derinliği dikkate alındı.

4. BULGULAR

4.1. Açık Alanlar İçin Ölçüm Sonuçları ve Okuma Değerleri

Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film kullanılarak; SSD= 100 cm'de, gantry açısı sıfır derecede, 6 MV ile 100 MU verilerek 5 x 5, 10 x 10 ve 20 x 20 cm²'lik açık alanlarda; 0, 1, 2, 5, 10 ve 15 mm fiziksel derinliklerde alınan okuma değerlerinin mesafe ve over-response (over-response düzeltilmesi sadece Markus pp iyon odası için yapılmıştır) düzeltmeleri yapıldıktan sonra su eşdeğeri ölçüm derinliklerinde (SED) elde edilen %DD değerleri sırasıyla Tablo 4-1, Tablo 4-2 ve Tablo 4-3'de gösterilmiştir. Eclipse tedavi planlama sisteminde, aynı şartlar altında, okunan %DD değerleri ise Tablo 4-4'de gösterilmiştir.

Tablo 4-1: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan açık alan ışınlamaları sonucu Markus paralel plak iyon odası ile elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri (0,07 mm değerleri interpolasyon işlemi ile bulunmuştur)

MARKUS PP İ.O.; AÇIK ALAN				
Fantom Derinliği (mm)	SED (mm)	%DD		
		5 x 5 cm ²	10 x 10 cm ²	20 x 20 cm ²
0	0,023	10,81	16,61	28,06
0,067	0,07	14,64	20,33	31,45
1	1,068	38,74	43,44	52,48
2	2,113	57,12	60,98	68,19
5	5,248	83,65	85,95	90,00
10	10,473	97,77	98,37	99,24
15	15,698	100,00	100,00	100,00

Tablo 4-2: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan açık alan ışınlamaları sonucu MOSFET dedektörleri ile elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri (0,07 mm değerleri ekstrapolasyon işlemi ile bulunmuştur)

MOSFET DEDEKTÖR; AÇIK ALAN				
Fantom Derinliği (mm)	SED (mm)	%DD		
		5 x 5 cm²	10 x 10 cm²	20 x 20 cm²
***	0,070	34,82	41,56	48,71
0	0,800	40,10	46,42	51,27
1	1,845	56,89	60,65	69,33
2	2,890	66,58	70,25	77,30
5	6,025	87,85	89,06	97,53
10	11,250	106,38	105,23	105,61
15	16,475	100,00	100,00	100,00

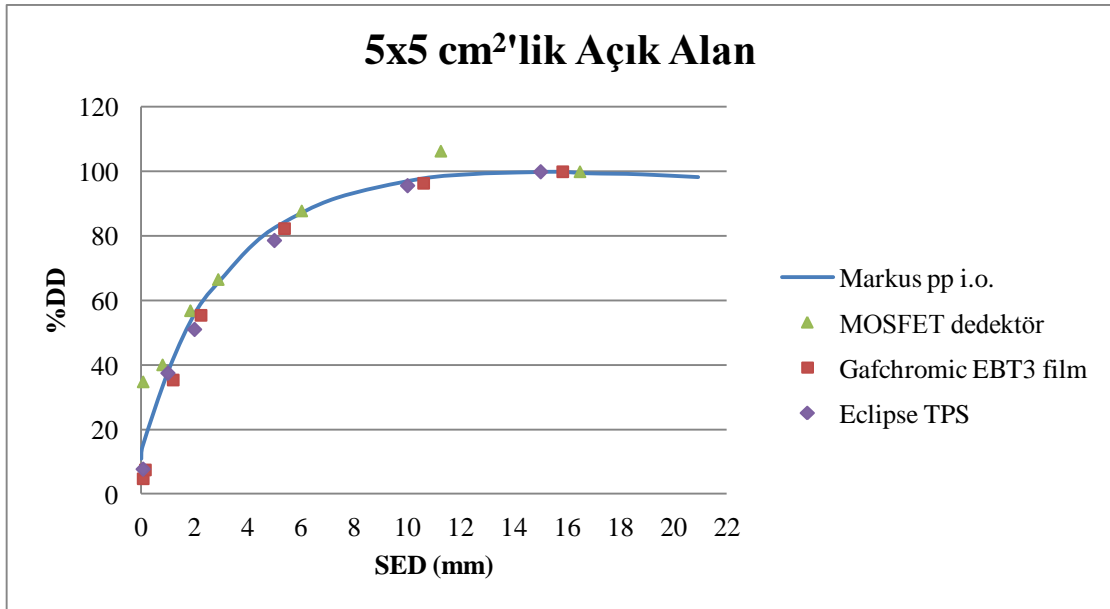
Tablo 4-3: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan açık alan ışınlamaları sonucu Gafchromic EBT3 film ile elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri (0,07 mm değerleri ekstrapolasyon işlemi ile bulunmuştur)

GAFCHROMIC EBT3 FİLM; AÇIK ALAN				
Fantom Derinliği (mm)	SED (mm)	%DD		
		5 x 5 cm²	10 x 10 cm²	20 x 20 cm²
***	0,07	4,77	18,80	27,07
0	0,153	7,50	20,40	30,50
1	1,198	35,40	48,00	55,30
2	2,243	55,50	61,30	75,20
5	5,378	82,40	87,60	85,20
10	10,603	96,40	99,20	97,40
15	15,828	100,00	100,00	100,00

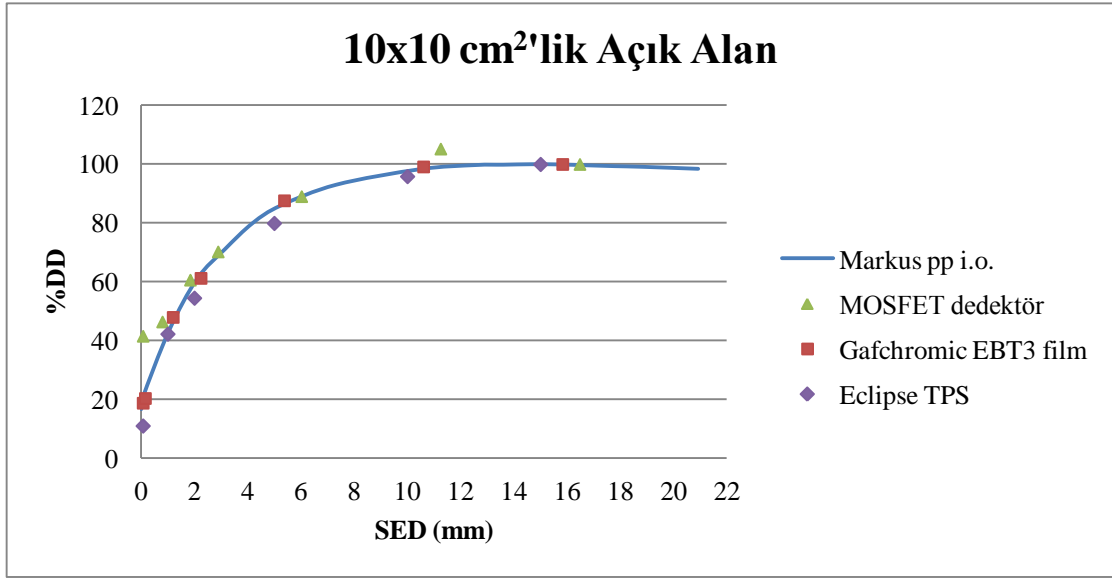
Tablo 4-4: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan açık alan ışınlamaları sonucu Eclipse tedavi planlama sisteminden okunan build-up bölgesi %DD değerleri

ECLIPSE TPS; AÇIK ALAN			
Derinlik (mm)	%DD		
	5x5 cm ²	10x10 cm ²	20x20 cm ²
0,07	7,74	11,04	13,61
1	37,53	42,29	54,90
2	51,09	54,51	63,74
5	78,68	79,94	83,61
10	95,69	95,88	96,97
15	100,00	100,00	100,00

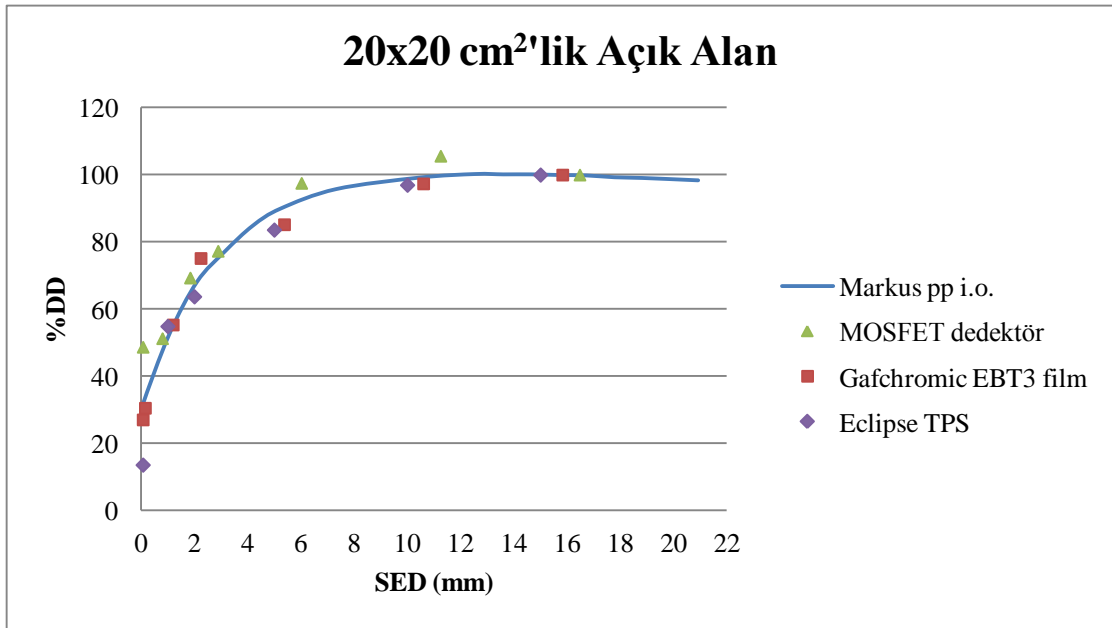
Tablo 4-1, Tablo 4-2, Tablo 4-3, Tablo 4-4 verilerinden yararlanarak 5 x 5, 10 x 10 ve 20 x 20 cm²'lik açık alan ölçümlerinde elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri; Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse tedavi planlama sistemi için sırasıyla Şekil 4-1, Şekil 4-2 ve Şekil 4-3'te karşılaştırılmıştır.



Şekil 4-1: 5 x 5 cm²'lik açık alan için Markus pp i.o., MOSFET dedektörleri, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse TPS sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 4-2: 10 x 10 cm²'lik açık alan için Markus pp i.o., MOSFET dedektörleri, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse TPS sonuçlarının karşılaştırılması



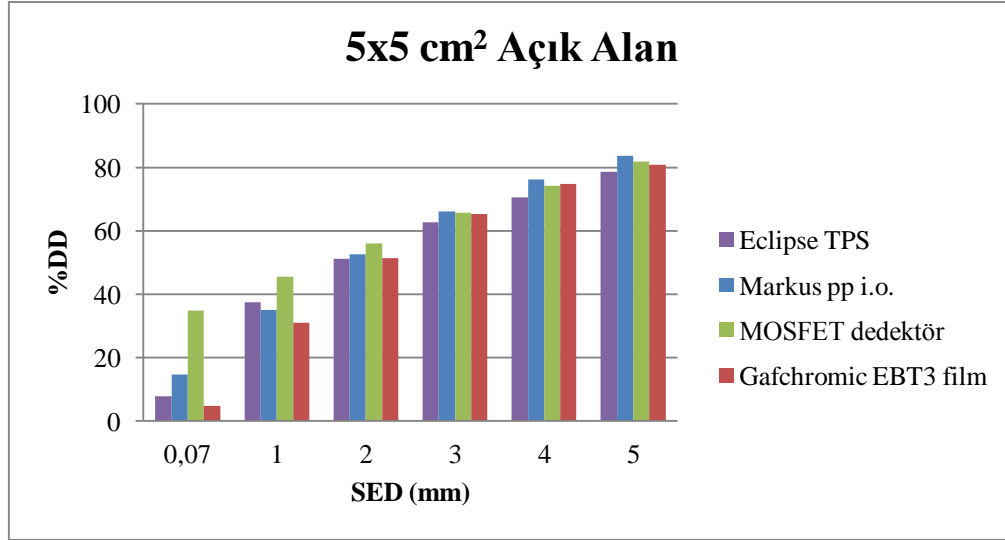
Şekil 4-3: 20 x 20 cm²'lik açık alan için Markus pp i.o., MOSFET dedektörleri, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse TPS sonuçlarının karşılaştırılması

Çalışmada, Tablo 4-1, Tablo 4-2, Tablo 4-3 ve Tablo 4-4 verileri kullanılarak Eclipse tedavi planlama sistemi, Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film için 5 x 5, 10 x 10 ve 20 x 20 cm²'lik açık alanlarda 0,07, 1, 2, 3, 4 ve 5 mm su eşdeğeri ölçüm derinliklerindeki %DD değerleri, ekstrapolasyon ve interpolasyon işlemleri uygulanarak, bulunmuş ve sırasıyla Tablo 4-5, Tablo 4-6 ve

Tablo 4-7’de gösterilmiştir. Ayrıca, Eclipse tedavi planlama sisteminde hesaplanan %DD değerleri ile Markus pp i.o., MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film yardımıyla ölçülen %DD değerleri arasındaki farkların grafikleri Şekil 4-4, Şekil 4-5 ve Şekil 4-6’da gösterilmiştir.

Tablo 4-5: Su eşdeğeri ölçüm derinliklerinde, 5 x 5 cm²’lik açık alanda Eclipse tedavi planlama sistemi, Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film için %DD değerleri

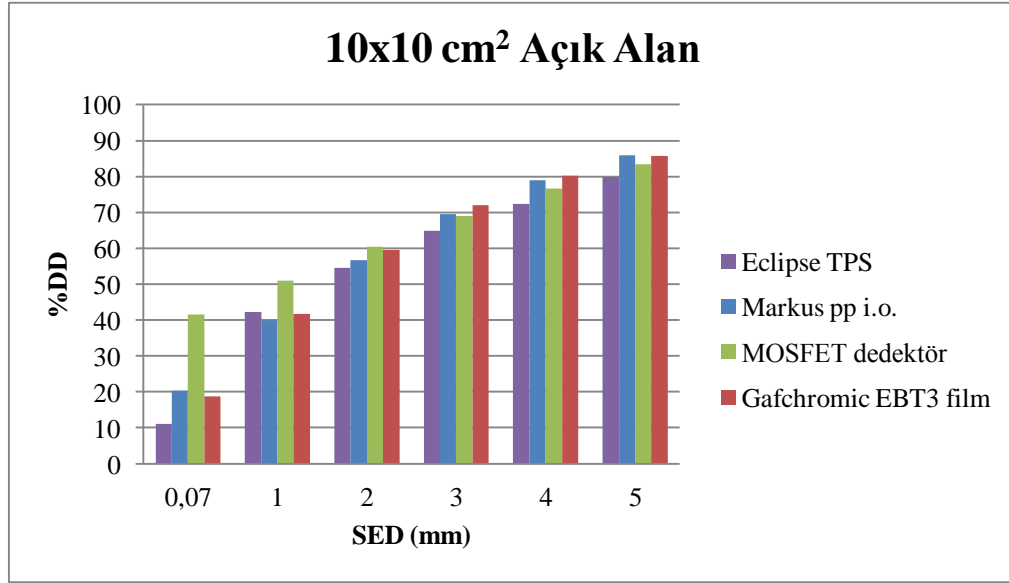
SED (mm)	5 x 5 cm ² ’lik Açık alan; %DD			
	Eclipse TPS	Markus pp i.o.	MOSFET dedektör	Gafchromic EBT3 film
0,07	7,74	14,64	34,82	4,77
1	37,53	35,11	45,49	31,01
2	51,09	52,57	56,03	51,36
3	62,59	66,09	65,59	65,37
4	70,63	76,25	74,18	74,69
5	78,68	83,69	81,8	80,74



Şekil 4-4: 5x5 cm²’lik açık alanda, farklı ölçüm derinlikleri için %DD farkları

Tablo 4-6: Su eşdeğeri ölçüm derinliklerinde, 10 x 10 cm²'lik açık alanda Eclipse tedavi planlama sistemi, Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film için %DD değerleri

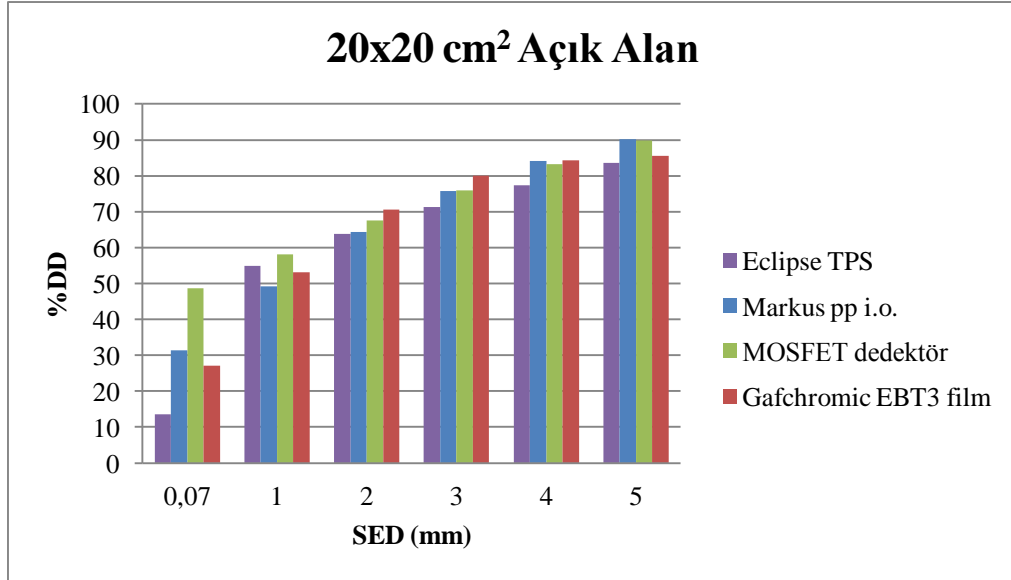
SED (mm)	10 x 10 cm ² 'lik Açık alan; %DD			
	Eclipse TPS	Markus pp i.o.	MOSFET dedektör	Gafchromic EBT3 film
0,07	11,04	20,33	41,56	18,8
1	42,29	39,94	51,07	41,73
2	54,51	56,62	60,47	59,58
3	64,91	69,44	68,99	71,98
4	72,43	79,02	76,66	80,3
5	79,94	85,99	83,45	85,76



Şekil 4-5: 10x10 cm²'lik açık alanda, farklı ölçüm derinlikleri için %DD farkları

Tablo 4-7: Su eşdeğeri ölçüm derinliklerinde, 20 x 20 cm²'lik açık alanda Eclipse tedavi planlama sistemi, Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film için %DD değerleri

SED (mm)	20 x 20 cm ² 'lik Açık alan; %DD			
	Eclipse TPS	Markus pp i.o.	MOSFET dedektör	Gafchromic EBT3 film
0,07	13,61	31,45	48,71	27,07
1	54,9	49,27	58,19	53,16
2	63,74	64,29	67,49	70,58
3	71,28	75,71	75,87	80,05
4	77,45	84,13	83,32	84,27
5	83,61	90,11	89,85	85,5



Şekil 4-6: 20x20 cm²'lik açık alanda, farklı ölçüm derinlikleri için %DD farkları

Bu çalışmada, ayrıca, Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektör, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse TPS için açı bağımlılığı; 0 mm'de (fiziksel derinlik), 10 x 10 cm² açık alanda 0⁰, 30⁰, 60⁰, 80⁰ ve 90⁰ açılarda, %DD'daki değişim olarak incelenmiş ve Tablo 4-8'de gösterilmiştir.

Tablo 4-8: SSD= 100 cm'de, 10 x 10 cm²'lik açık alanda, 6 MV ile 100 MU verilerek çeşitli açılarda, Markus pp i.o., MOSFET dedektör ve Gafchromic EBT3 film ile alınan %DD değerleri (Mesafe ve over response düzeltmesi yapılmış, değerler 15 mm'ye normalize edilmiştir)

0 mm Fiziksel Derinlik	10x10 cm ² ; Açık Alan; %DD				
	0 ⁰	30 ⁰	60 ⁰	80 ⁰	90 ⁰
Markus pp i.o.	16,98	21,56	38,52	54,62	22,74
MOSFET dedektör	45,49	46,59	61,75	76,62	41,80
Gafchromic EBT3 film	15,84	17,95	35,02	54,41	23,67
Eclipse TPS	9,62	10,68	10,81	13,63	28,98

4.2. Maskeli Alanlar İçin Ölçüm Sonuçları ve Okuma Değerleri

Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film kullanılarak; SSD= 100 cm'de, gantry açısı sıfır derecede, 6 MV ile 100 MU verilerek 10 x 10 cm²'lik maskeli alanda; 0, 1, 2, 5, 10 ve 15 mm fiziksel derinliklerde, maske materyali altında, alınan okuma değerlerinin mesafe ve over-response (over-response düzeltmesi sadece Markus pp iyon odası için yapılmıştır) düzeltmeleri yapıldıktan sonra su eşdeğeri ölçüm derinliklerinde (SED) elde edilen %DD değerleri sırasıyla Tablo 4-9, Tablo 4-10 ve Tablo 4-11'de gösterilmiştir. Eclipse tedavi planlama sisteminde, aynı şartlar altında, okunan %DD değerleri ise Tablo 4-12'de gösterilmiştir.

Tablo 4-9: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan maskeli alan işinlamaları sonucu Markus paralel plak iyon odası ile elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri (0,07 mm değerleri interpolasyon işlemi ile bulunmuştur)

MARKUS PP İ.O.; MASKELİ ALAN		
Fantom Derinliği (mm)	SED (mm)	%DD
		10 x 10 cm²
0	0,023	36,35
0,067	0,07	38,43
1	1,068	56,18
2	2,113	70,30
5	5,248	90,75
10	10,473	100,10
15	15,698	100,00

Tablo 4-10: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan maskeli alan ışınlamaları sonucu MOSFET dedektörleri ile elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri (0,07 mm değerleri ekstrapolasyon işlemi ile bulunmuştur)

MOSFET DEDEKTÖR; MASKELİ ALAN		
Fantom Derinliği (mm)	SED (mm)	%DD
		10 x 10 cm²
***	0,07	50,28
0	0,800	58,32
1	1,845	70,41
2	2,890	76,34
5	6,025	93,44
10	11,250	100,57
15	16,475	100,00

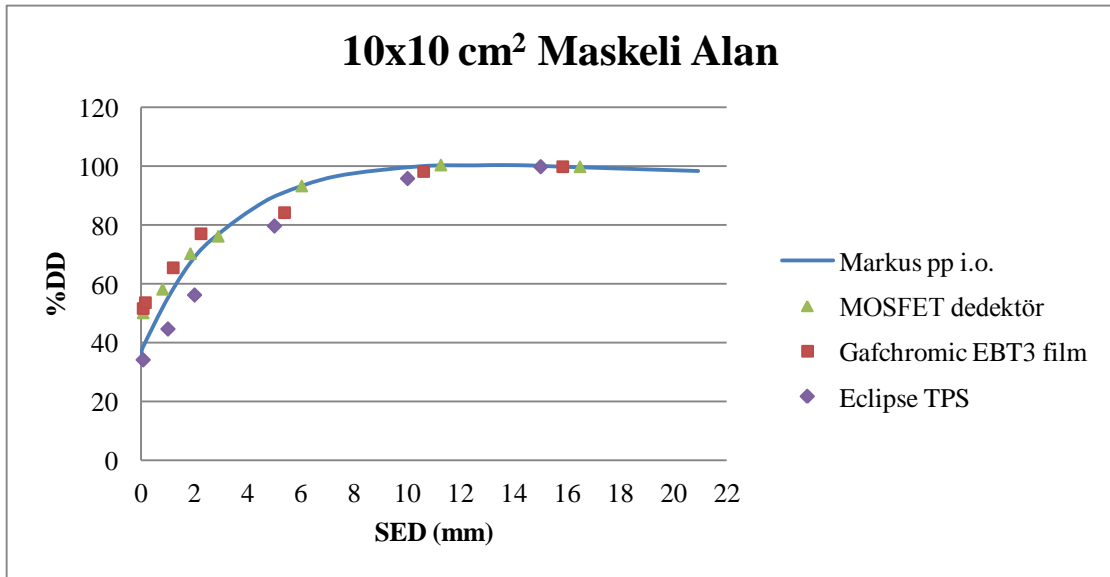
Tablo 4-11: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan maskeli alan ışınlamaları sonucu Gafchromic EBT3 film ile elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri (0,07 mm değerleri ekstrapolasyon işlemi ile bulunmuştur)

GAFCHROMIC EBT3 FİLM; MASKELİ ALAN		
Fantom Derinliği (mm)	SED (mm)	%DD
		10x10 cm²
***	0,07	51,77
0	0,153	53,75
1	1,198	65,62
2	2,243	77,19
5	5,378	84,37
10	10,603	98,38
15	15,828	100,00

Tablo 4-12: SSD= 100 cm'de 6 MV ile 100 MU verilerek yapılan maskeli alan ışınlamaları sonucu Eclipse tedavi planlama sisteminden okunan build-up bölgesi %DD değerleri

ECLIPSE TPS; MASKELİ ALAN	
Derinlik (mm)	%DD
	10x10 cm ²
0,07	34,31
1	44,81
2	56,36
5	79,84
10	95,98
15	100,00

Tablo 4-9, Tablo 4-10, Tablo 4-11 ve Tablo 4-12 verilerinden yararlanarak 10 x 10 cm²'lik maskeli alan ölçümlerinde elde edilen build-up bölgesi %DD değerleri; Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse tedavi planlama sistemi için Şekil 4-7'de karşılaştırılmıştır.

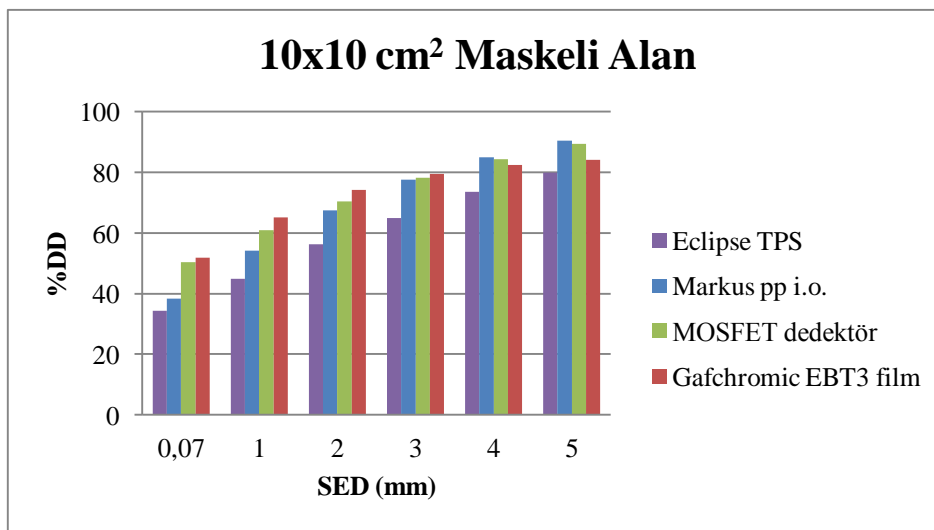


Şekil 4-7: 10 x 10 cm²'lik maskeli alan için Markus pp i.o., MOSFET dedektörleri, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse TPS sonuçlarının karşılaştırılması

Çalışmada, Tablo 4-9, Tablo 4-10, Tablo 4-11 ve Tablo 4-12 verileri kullanılarak Eclipse tedavi planlama sistemi, Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film için 10 x 10 cm²'lik maskeli alanda 0.07, 1, 2, 3, 4 ve 5 mm su eşdeğeri ölçüm derinliklerindeki %DD değerleri, ekstrapolasyon ve interpolasyon işlemleri uygulanarak, bulunmuş ve Tablo 4-13'te gösterilmiştir. Ayrıca, Eclipse tedavi planlama sisteminde hesaplanan %DD değerleri ile Markus pp i.o., MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film yardımıyla ölçülen %DD değerleri arasındaki farkların grafiği Şekil 4-8'de gösterilmiştir.

Tablo 4-13: Efektif ölçüm derinliklerinde, 10 x 10 cm²'lik maskeli alanda Eclipse tedavi planlama sistemi, Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film için %DD değerleri

SED (mm)	10 x 10 cm ² 'lik maskeli alan; %DD			
	Eclipse TPS	Markus pp i.o.	MOSFET dedektör	Gafchromic EBT3 film
0,07	34,31	38,43	50,28	51,77
1	44,81	54,16	60,9	65,11
2	56,36	67,55	70,42	74,25
3	64,94	77,59	78,2	79,59
4	73,53	85,09	84,46	82,51
5	79,84	90,47	89,39	84,15



Şekil 4-8: 10x10 cm²'lik maskeli alanda, farklı ölçüm derinlikleri için %DD farkları

Bu çalışmada, ayrıca, Markus paralel plak iyon odası, MOSFET dedektör, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse TPS için açı bağımlılığı; 0 mm'de (fiziksel derinlik), 10 x 10 cm² maskeli alanda 0⁰, 30⁰, 60⁰, 80⁰ ve 90⁰ açılarda, %DD'daki değişim olarak incelenmiş ve Tablo 4-14'de gösterilmiştir.

Tablo 4-14: SSD= 100 cm'de, 10 x 10 cm²'lik maskeli alanda, 6 MV ile 100 MU verilerek çeşitli açılarda, Markus pp i.o., MOSFET dedektör ve Gafchromic EBT3 film ile alınan %DD değerleri (Mesafe ve over response düzeltmesi yapılmış, değerler 15 mm'ye normalize edilmiştir)

0 mm Fiziksel Derinlik	10x10 cm ² ; Maskeli Alan; %DD				
	0 ⁰	30 ⁰	60 ⁰	80 ⁰	90 ⁰
Markus pp i.o.	34,95	47,90	57,57	71,05	30,74
MOSFET dedektör	58,30	54,91	80,42	90,70	51,03
Gafchromic EBT3 film	58,68	69,90	77,93	91,76	41,21
Eclipse TPS	28,71	29,03	29,95	36,29	**

4.3. Bolussuz IMRT ve IMAT Alanları İçin lüm Sonuçları ve Okuma Değerleri

Bu çalışmada, hazırlanan IMRT ve IMAT alanları için yapılan rando fantom ışınlamalarında belirlenen, izdüşümleri izomerkeze ve izomerkezin sağda-solda üçer santim lateraline gelen, üç nokta için Eclipse tedavi planlama sisteminden okunan, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film ile elde edilen ölçüm değerleri Tablo 4-15 ve Tablo 4-16'da gösterilmiştir.

Tablo 4-15: Bolussuz IMRT ve IMAT alanları için Eclipse TPS'den okunan ve MOSFET dedektörleri ile ölçülen değerler (Eclipse TPS'den alınan verilerde MOSFET dedektörlerin su eşdeğeri ölçüm derinliği kullanılmıştır)

BOLUSSUZ		IMRT (cGy)			IMAT (cGy)		
		Eclipse TPS	MOSFET	%FARK	Eclipse TPS	MOSFET	%FARK
HASTA 1	SOL	156,30	118,00	32,46%	129,6	99,20	30,65%
	MERKEZ	166,20	160,00	3,87%	161,10	149,00	8,12%
	SAĞ	148,00	138,00	7,25%	114,89	111,00	3,50%
HASTA 2	SOL	89,07	54,70	62,83%	72,37	62,10	16,54%
	MERKEZ	94,31	77,40	21,85%	68,12	49,00	39,02%
	SAĞ	102,94	68,30	50,72%	79,82	61,70	29,37%
HASTA 3	SOL	85,74	64,60	32,72%	93,57	79,90	17,11%
	MERKEZ	87,76	76,60	14,57%	98,72	83,40	18,37%
	SAĞ	81,63	78,50	3,99%	91,04	75,10	21,23%
HASTA 4	SOL	76,96	51,10	50,61%	69,23	63,30	9,37%
	MERKEZ	65,64	56,20	16,80%	36,62	30,80	18,90%
	SAĞ	70,32	56,70	24,02%	58,41	53,30	9,59%
HASTA 5	SOL	81,98	71,60	14,50%	57,68	55,20	4,49%
	MERKEZ	74,49	67,60	10,19%	59,47	56,80	4,70%
	SAĞ	77,49	76,10	1,83%	64,44	56,90	13,25%
$\bar{x} \pm SD (n)$		23.21 \pm 19.03 (15)			16.28 \pm 10.47 (15)		
Medyan (Min. – Maks.)		16.80 (1.83 – 62.83) *p < 0.001			16.54 (3.50 – 39.02) *p < 0.001		
**p = 0.49 (Mann Whitney U Test)							
*, MOSFET ve TPS verilerinin istatistiksel olarak karşılaştırması sonucu p değeri (Wilcoxon Signed-Rank Test).							
**, IMRT ve IMAT teknikleri için MOSFET ve TPS verileri arasındaki farkların istatistiksel olarak karşılaştırılması sonucu p değeri.							

Tablo 4-16: Bolussuz IMRT ve IMAT alanları için Eclipse TPS'den okunan ve Gafchromic EBT3 film ile ölçülen değerler (Eclipse TPS'den alınan verilerde Gafchromic EBT3 filmin su eşdeğeri ölçüm derinliği kullanılmıştır)

BOLUSSUZ		IMRT (cGy)			IMAT (cGy)		
		Eclipse TPS	Gafchromic EBT3	%FARK	Eclipse TPS	Gafchromic EBT3	%FARK
HASTA 1	SOL	97,22	113,28	-14,18%	95,69	101,21	-5,45%
	MERKEZ	133,05	160,76	-17,24%	127,67	140,59	-9,19%
	SAĞ	94,86	126,55	-25,04%	83,26	122,13	-31,83%
HASTA 2	SOL	60,84	54,88	10,86%	59,02	59,51	-0,82%
	MERKEZ	70,22	82,58	-14,97%	52,87	53,55	-1,27%
	SAĞ	80,88	95,52	-15,33%	67,11	75,12	-10,66%
HASTA 3	SOL	67,68	62,64	8,05%	80,49	83,34	-3,42%
	MERKEZ	70,02	81,58	-14,17%	77,43	90,34	-14,29%
	SAĞ	71,02	87,66	-18,98%	76,09	88,65	-14,17%
HASTA 4	SOL	55,43	44,35	25,00%	51,54	54,11	-4,75%
	MERKEZ	50,36	51,47	-2,16%	28,14	36,17	-22,20%
	SAĞ	59,76	64,16	-6,86%	42,08	54,38	-22,62%
HASTA 5	SOL	65,22	59,39	9,82%	42,70	44,22	-3,44%
	MERKEZ	58,56	69,59	-15,85%	41,89	49,23	-14,91%
	SAĞ	64,25	80,85	-20,53%	48,66	62,54	-22,19%
$\bar{x} \pm SD (n)$		-7.44 ± 14.50 (15)			-12.07 ± 9.37 (15)		
Medyan (Min. – Maks.)		-14.18 ((-25.04) – 24.98) *p < 0.02			-10.66 ((-31.83) – (-0.66)) *p < 0.001		
**p = 0.81 (Mann Whitney U Test)							
*, Gafchromic EBT3 film ve TPS verilerinin istatistiksel olarak karşılaştırması sonucu p değeri (Wilcoxon Signed-Rank Test).							
**, IMRT ve IMAT teknikleri için Gafchromic EBT3 film ve TPS verileri arasındaki farkların istatistiksel olarak karşılaştırılması sonucu p değeri.							

4.4. Boluslu IMRT ve IMAT Alanları İçin Ölçüm Sonuçları ve Okuma Değerleri

Bu çalışmada, hazırlanan boluslu IMRT ve IMAT alanları için yapılan rando fantom ışınlamalarında belirlenen, izdüşümleri izomerkeze ve izomerkezin sağda-solda üçer santim lateraline gelen, üç nokta için Eclipse tedavi planlama sisteminden okunan, MOSFET dedektörleri ve Gafchromic EBT3 film ile bolus materyali altından elde edilen ölçüm değerleri Tablo 4-17 ve Tablo 4-18'de gösterilmiştir.

Tablo 4-17: Boluslu IMRT ve IMAT alanları için Eclipse TPS'den okunan ve MOSFET dedektörleri ile ölçülen değerler (Eclipse TPS'den alınan verilerde MOSFET dedektörlerin su eşdeğeri ölçüm derinliği kullanılmıştır)

BOLUSLU		IMRT (cGy)			IMAT (cGy)		
		Eclipse TPS	MOSFET	%FARK	Eclipse TPS	MOSFET	%FARK
HASTA 1	SOL	72,40	68,4	5,85%	88,58	80,3	10,31%
	MERKEZ	69,60	65,8	5,78%	81,26	80,9	0,44%
	SAĞ	75,90	67,1	13,11%	82,59	76,9	7,40%
HASTA 2	SOL	157,32	126,0	24,86%	147,92	127,0	16,47%
	MERKEZ	158,00	140,0	12,86%	139,86	117,0	19,54%
	SAĞ	127,40	94,7	34,53%	124,03	105,0	18,12%
HASTA 3	SOL	160,45	134,0	19,74%	127,65	108,0	18,19%
	MERKEZ	207,39	178,0	16,51%	183,72	168,0	9,36%
	SAĞ	141,66	129,0	9,81%	136,22	123,0	10,75%
HASTA 4	SOL	93,5	93,02	0,51%	89,77	82,1	9,34%
	MERKEZ	82,92	78,9	5,10%	72,29	64,3	12,43%
	SAĞ	72,02	60,8	18,45%	90,32	71,6	26,15%
HASTA 5	SOL	156,65	134,0	16,90%	135,99	135,0	0,73%
	MERKEZ	196,51	173,0	13,59%	175,89	142,0	23,87%
	SAĞ	148,56	129,0	15,16%	131,02	110,0	19,11%
$\bar{x} \pm SD (n)$		14.18 \pm 8.55 (15)			13.48 \pm 7.61 (15)		
Medyan (Min. – Maks.)		13.59 (0.52 – 34.50) *p < 0.001			12.43 (0.45 – 26.15) *p < 0.001		
**p = 0.94 (Mann Whitney U Test)							
*, MOSFET ve TPS verilerinin istatistiksel olarak karşılaştırması sonucu p değeri (Wilcoxon Signed-Rank Test).							
**, IMRT ve IMAT teknikleri için MOSFET ve TPS verileri arasındaki farkların istatistiksel olarak karşılaştırılması sonucu p değeri.							

Tablo 4-18: Boluslu IMRT ve IMAT alanları için Eclipse TPS'den okunan ve Gafchromic EBT3 film ile ölçülen değerler (Eclipse TPS'den alınan verilerde Gafchromic EBT3 filmin su eşdeğeri ölçüm derinliği kullanılmıştır)

BOLUSLU		IMRT (cGy)			IMAT (cGy)		
		Eclipse TPS	Gafchromic EBT3	%FARK	Eclipse TPS	Gafchromic EBT3	%FARK
HASTA 1	SOL	70,72	95,32	-25,81%	80,19	117,87	-31,96%
	MERKEZ	76,02	106,32	-28,51%	74,96	108,73	-31,05%
	SAĞ	77,12	115,84	-33,42%	73,83	111,82	-33,97%
HASTA 2	SOL	148,58	182,66	-18,65%	141,19	162,31	-13,01%
	MERKEZ	159,42	221,75	-28,11%	126,19	161,96	-22,08%
	SAĞ	108,41	153,62	-29,42%	116,46	153,37	-24,06%
HASTA 3	SOL	154,44	176,04	-12,26%	118,88	149,72	-20,59%
	MERKEZ	199,31	259,04	-23,05%	169,89	241,20	-29,56%
	SAĞ	149,82	205,61	-27,13%	135,81	191,06	-28,91%
HASTA 4	SOL	91,53	130,22	-29,71%	84,12	128,07	-34,31%
	MERKEZ	85,07	115,58	-26,39%	67,02	100,42	-33,26%
	SAĞ	73,32	110,51	-33,65%	83,88	121,69	-31,07%
HASTA 5	SOL	149,98	176,38	-14,96%	132,91	178,13	-25,38%
	MERKEZ	182,74	257,46	-29,02%	150,31	214,14	-29,81%
	SAĞ	147,45	201,26	-26,73%	118,57	163,42	-27,44%
$\bar{x} \pm SD (n)$		-25.79 \pm 6.17 (15)			-27.77 \pm 5.86 (15)		
Medyan (Min. – Maks.)		-27.13 ((-33.65) – (-12.27)) *p < 0.001			-29.57 ((-34.32) – (-13.01)) *p < 0.001		
**p = 0.09 (Mann Whitney U Test)							
*, Gafchromic EBT3 film ve TPS verilerinin istatistiksel olarak karşılaştırması sonucu p değeri (Wilcoxon Signed-Rank Test).							
**, IMRT ve IMAT teknikleri için Gafchromic EBT3 film ve TPS verileri arasındaki farkların istatistiksel olarak karşılaştırılması sonucu p değeri.							

IMRT ve IMAT teknikleri ile boluslu ve bolussuz koşullarda yapılan ışınlamaların farkı için farklı ölçüm yöntemleri kullanılarak elde edilen verilere ait p değerleri Tablo 4-19'da gösterilmiştir.

Tablo 4-19: Boluslu ve bolussuz ışınlamalar arasındaki fark

Yöntemler	Boluslu - Bolussuz Farkı	Boluslu - Bolussuz Farkı
	MOSFET	Gafchromic EBT3
IMRT	p = 0.140	p < 0.001
IMAT	p = 0.233	p < 0.001
<i>Wilcoxon Signed Rank Test. $p \leq 0.05$, anlamlı; $p > 0.05$, anlamsız.</i>		

5. TARTIŞMA

IMRT ve IMAT, hedef hacimler dışındaki sağlıklı dokuların tolerans dozlarını aşmadan, tedavi alanı içinde doz yoğunluğunu ayarlayarak tümör dozunu arttırmaya olanak sağlayan tedavi yöntemleridir. IMRT tekniğinde dinamik MLC hareketleri ile ışınlama yapılırken gantry açıları sabittir; IMAT tekniği ise doz hızı, gantry pozisyonu ve MLC pozisyonu gibi parametreler eş zamanlı olarak değişirken ışınlama yapma imkanı tanır (22). Bu iki teknik farklı yerleşimlerdeki tümör tedavileri için kullanılabilirken; riskli organların fazla ve yerleşimlerinin hedef hacimlere yakın olması nedeniyle, ayrıca kozmetik açıdan konvansiyonel ışınlamalara göre üstün olmasından dolayı özellikle baş-boyun kanseri tedavisinde günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır.

Hasta cildinin sınırlayıcı bir parametre olduğu IMRT ve IMAT gibi yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniklerinde, yüzey dozlarının doğru olarak bilinmesi önemlidir. Yoğunluk ayarlı teknikler normal doku hasarını azaltsa da cilde verilecek fazla dozlar akut ya da geç cilt reaksiyonlarına neden olabilir (53, 54, 55). Çalışmamızda; 5 larenks kanserli hastanın tedavi planında kullanılan IMRT ve IMAT teknikleri için yüzey dozları MOSFET dedektör, Gafchromic EBT3 film ve Eclipse tedavi planlama sistemi ile ICRU Rapor 39'a göre pratik doz değerlendirilmesinde tavsiye edilen 0,07 mm cilt derinliğinde ve build-up bölgesinde araştırılmıştır.

Çalışmamızda tüm ışınlamalar Varian RapidArc DHX cihazında, 6 MV foton enerjisinde gerçekleştirildi. Yüzey dozu ölçümlerinde referans kabul ettiğimiz Markus paralel plak iyon odası ve kullandığımız her bir dozimetrik ölçüm aygıtının su eşdeğeri ölçüm derinliği (SED) hesaba katılarak, farklı boyutlardaki açık ve maskeli alan ışınlamaları PTW RW3 katı su eşdeğeri fantomda yapıldı ve ölçülen yüzey dozu ile build-up bölgesi doz değerlerinin tedavi planlama sistemi ile uyumu incelendi. IMRT ve IMAT teknikleri için ışınlamalar, rando fantoma Eclipse tedavi planlama sisteminden aktarılan; tedavi planı ile aynı gantry, kolimatör ve masa pozisyonunda hazırlanan QA planları ile yapıldı. Her bir IMRT ve IMAT QA planı rando fantoma maskeli, bolussuz ve boluslu olarak uygulandı. IMRT ve IMAT ışınlamalarında MOSFET dedektörler ve Gafchromic EBT3 film maske altına, boluslu planlarda bolus materyali altına, yerleştirilerek kullanılmıştır. Alınan ölçüm sonuçları, kullanılan ölçüm aracının su eşdeğeri ölçüm derinliği hesaba katılarak Eclipse TPS ile karşılaştırılmıştır.

Markus paralel plak iyon odası ile yapılan yüzey dozu ölçümleri sonucunda; 0,07 mm derinlikte %DD değerleri 5x5, 10x10 ve 20x20 cm² alan boyutları için sırasıyla %14.64, %20.33 ve %31.45'dir. Gafchromic EBT3 film ile aynı derinlik ve alan büyüklüklerinde bulunan değerler sırasıyla %4.77, %18.80 ve %27.07'dir. MOSFET dedektörler kullanılarak, aynı şartlar altında, yapılan ölçüm sonuçları ise %34.82, %41.56 ve %48.71'dir. Eclipse tedavi planlama sisteminden okunan değerler ölçülen değerlerden daha düşüktür; belirtilen alan boyutlarında sırasıyla %7.74, %11.04 ve %13.61'dir.

Yüzey dozu ölçümlerinde en doğru sonucu veren ölçüm aracı ekstrapolasyon iyon odasıdır. Buna en yakın sonuçları verenler Attix ve Markus paralel plak iyon odalarıdır. Attix paralel plak iyon odası over-response düzeltilmesi yapılmadan kullanılabilir. Markus paralel plak iyon odası ile yapılan ölçümlerde ise over-response düzeltilmesinin yapılması gerekir. Markus iyon odası ölçümlerinin gerçeğe en yakın olduğu düşünülürse, film dozimetri Markus ölçümlerine, biraz düşük olmakla beraber, en yakın olanıdır. Aralarındaki en iyi uyum %8,13'lük fark ile 10x10 cm² alan büyüklüğündedir. MOSFET dedektörler ile yapılan ölçümler Markus iyon odası ölçümlerinden çok daha yüksektir.

6 MV foton ışınlarında, 0 mm fiziksel derinlikte, SSD= 100 cm'de Markus pp iyon odası ile açık alanlarda, over-response düzeltilmesi yapıldıktan sonra elde edilen yüzey dozları sırasıyla 5x5 cm² için %10.81, 10x10 cm² için %16.6 ve 20x20 cm² alan için %28.06'dır. Bilge ve ark. (56), Markus pp iyon odası ile 6 MV foton enerjisi için 5x5 ve 10x10 cm² alan büyüklüklerinde yaptıkları ölçümlerde yüzey dozunu sırasıyla %10±1 ve %15±1 bulmuştur. Yadav ve ark. (57), 6 MV foton enerjisi için, Markus pp iyon odası kullanarak yaptıkları çalışmada, 10x10 cm² için SSD= 100 cm'de cilt dozunu %14.80 olarak bulmuşlardır. Mellenberg (58) ise ekstrapolasyon iyon odası ile yaptığı çalışmada yüzey dozunu %14.9 olarak bulmuştur. Qi ve ark. (55), Attix iyon odası ile 6 MV foton enerjisinde 5x5, 10x10 ve 20x20 cm² alan boyutlarında yaptığı ölçümlerde yüzey dozunu sırasıyla %12.90, %18.95 ve %29.12 olarak bulmuşlardır. Çalışmamızın sonuçları literatürle uyum göstermektedir.

Gafchromic EBT3 film kullanılarak, 6 MV foton enerjisi ile 0 mm fiziksel derinlikte SSD= 100 cm'de yapılan ölçümler sonucunda elde edilen yüzey dozları; 5x5 cm² için %7.50, 10x10 cm² için %20.40 ve 20x20 cm² için %30.50'dir. Bilge ve ark. (56), Gafchromic EBT film ile yaptıkları çalışmada 6 MV foton enerjisi için yüzey

dozlarını 5x5, 10x10 ve 20x20 cm² açık alan büyüklüklerinde sırasıyla %15±2, %20±2 ve %28±2 bulmuşlardır. Qi ve ark. (55), ise aynı alan büyüklükleri ve foton enerjisi için yüzey dozlarını sırasıyla %13.48, %23.52 ve %33.68 olarak bulmuşlardır. Devic ve ark. (59), radyokromik film ile yaptıkları yüzey dozu araştırmasında 0,07 mm'de 10x10 ve 20x20 cm²'lik açık alanlarda cilt dozlarını sırasıyla %17.0 ve %28.4 olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda 0,07 mm'de bu alan boyutları için bulunan değerler sırasıyla %18.80 ve %27.07'dir. Bulduğumuz değerler literatürle uyumludur.

MOSFET dedektörler kullanılarak SSD= 100 cm'de yapılan açık alan yüzey dozu ölçümlerinde 6 MV foton enerjisi için bulunan değerler; 5x5 cm² için %40.10, 10x10 cm² için %46.42 ve 20x20 cm² için %51.27'dir. Bu ölçüm değerleri dedektörlerin su eşdeğeri ölçüm derinliği 0,8 mm olan düz tarafı ile elde edilmiştir. Qi ve ark. (55), MOSkin dedektör kullanarak 6 MV ile 1,045 mm su eşdeğeri derinlikte yaptığı ışınlamalarda yüzey dozunu 5x5, 10x10 ve 20x20 cm² alan büyüklüklerini %40.60±1.6, %45.99±1.5 ve %52.71±1.7 olarak bulmuşlardır. Su eşdeğeri ölçüm derinliği göz önüne alındığında, aynı alan büyüklükleri için, Qi ve arkadaşlarının çalışması ile bizim çalışmamız uyum göstermektedir. Erkan ve Kemikler (60), Co-60 ve 6 MV enerjili foton demetleri kullanarak termoplastik maskelerin yüzey dozuna ve build-up bölgesine etkisini araştırdığı çalışmalarında MOSFET ile yaptıkları ölçümlerde yüzey dozunu 6 MV için 5 x 5, 10 x 10 ve 15 x 15 cm²'lik açık alanlarda sırasıyla %32.2±2.3, %37.4±2.3 ve %43.2±2.4 olarak bulmuşlardır. Bu sonuçlar çalışmamızla uygunluk göstermektedir.

Oblik ışın demetleri yüzey dozunu arttırmaktadır. 40⁰'den küçük açılarda dozimetrik olarak büyük bir etki görülme de daha büyük açılarda bu etki çok daha fazladır; ~55⁰'de, yüzey dozu %50 daha fazla olabilir (61, 62, 63). Çalışmamızda Markus pp iyon odası, MOSFET dedektör ve Gafchromic EBT3 film ile 10x10 cm² alan büyüklüğünde 0⁰, 30⁰, 60⁰, 80⁰ ve 90⁰ için açı bağımlılığı incelenmiştir ve her üç ölçüm aracı için artan açı değeri ile yüzey dozunun arttığı gözlenmiştir. En fazla artış 80⁰'de görülmüştür. Qi ve ark. (55), MOSkin dedektör ve Attix paralel plak iyon odası ile fantom yüzeyinde yaptığı çalışmada her iki ölçüm aracı için artan açı değeri ile yüzey dozunda artış bulmuştur. Sonuçlarımız literatür ile uyum göstermektedir.

6 MV foton ışınlarında, 0 mm fiziksel derinlikte, SSD= 100 cm'de Markus pp iyon odası, MOSFET dedektör ve Gafchromic EBT3 film ile 10x10 cm²'lik maskeli alanda ölçtüğümüz yüzey dozları sırasıyla; %36.35, %58.32 ve %53.75'tir. İlk 1 mm'de

bu değerler sırasıyla %56.18, %70.41 ve %65.62'ye çıkmıştır. Halm ve ark. (63), 4 ve 6 MV X-ışınları için maske altında maksimum doza normalize edilen doz değerinin ilk 0,5 mm'de %49.5'ten %63.2'ye, 1 mm derinlikte ise %59'dan %70.1'e çıktığını bildirmiştir. Oh ve ark. (64), 6 MV için Aquaplast termoplastik maske altında 10x10 cm² lik alanda yüzey dozunun %13.6'dan %43.6'ya yükseldiğini bildirmiştir. Sonuçlarımıza göre maske materyali, yüzey ve build-up bölgesi dozlarında artışa neden olmaktadır; literatür ile benzerlik göstermesine karşın bazı farklılıklar maske materyalinin kalınlığına, delik çaplarının aynı büyüklükte olmamasına ve kullanılan ölçüm araçlarına bağlıdır. Maskeli alanda da yapılan açı bağımlılığı ölçümünde maksimum fark açık alan ölçümünde olduğu gibi 80⁰'de bulunmuştur.

Çalışmamızda yüzey dozunun hangi ölçüm aracı ile in vivo olarak saptanabileceğini bulmak için MOSFET dedektör ve Gafchromic EBT3 film ile Eclipse TPS karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma, seçilen beş larenks kanserli hastanın bolussuz ve boluslu IMRT ve IMAT tedavi planlarının insan benzeri fantom üzerine aktarılarak ışınlanması sonucunda, daha önce belirlenen üç farklı noktadaki dozlar okunarak yapılmıştır.

Hazırlanan bolussuz IMRT planları için; MOSFET dedektörleri ile elde edilen yüzey dozu değerleri tedavi planlama sistemi ile karşılaştırıldığında, aradaki fark %16.80 (%1.83 – %62.83)'tür ve bu fark anlamlıdır (p < 0.001). Karşılaştırma IMAT planları için yapıldığında ise fark %16.54 (%3.50 – %39.02)'dir ve anlamlıdır (p < 0.001). Her iki planlama tekniği için ölçüm sonuçları TPS sonuçları ile karşılaştırıldığında farkların birbirine göre farkları istatistiksel olarak anlamsızdır (p=0.49, Mann Whitney U Test).

Bolussuz IMRT planlarında, yüzey dozu için Gafchromic EBT3 film ile Eclipse TPS karşılaştırıldığında aradaki fark -%14.18 ((-%25.04) – %24.98)'dir ve bu fark anlamlıdır (p < 0.001). IMAT tekniği ile hazırlanan planlar için bu karşılaştırma yapıldığında ise aradaki fark -%10.66 ((-%31.83) – (-%0.66)) olarak bulunmuştur, bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır (p < 0.001). IMRT ve IMAT teknikleri için ölçüm ile TPS sonuçları arasındaki farkların birbirine göre farklılığı anlamsızdır (p=0.81, Mann Whitney U Test).

Boluslu IMRT ve IMAT planlarında da yüzey dozları için ölçüm sonuçları ile tedavi planlama sisteminden elde edilen veriler karşılaştırılmıştır. Boluslu IMRT planları için MOSFET dedektörler ile ölçülen yüzey dozu değerleri ve Eclipse TPS'den

okunan değerler arasındaki fark %13.59 (%0.52 – %34.50)'dir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.001$). Boluslu IMAT planları için bu karşılaştırma yapıldığında fark %12.43 (%0.45 – %26.15) olarak bulunmuştur, bu fark anlamlıdır ($p < 0.001$). Planlama teknikleri arasında ölçüm sonuçları ile TPS sonuçları arasındaki farkların birbirine göre farkları anlamlı değildir ($p=0.94$, Mann Whitney U Test).

Gafchromic EBT3 film ile Eclipse tedavi planlama sistemi boluslu IMRT planları için karşılaştırıldığında aradaki fark -%27.13 ((-%33.65) – (-%12.27))'dir ve bu fark anlamlıdır ($p < 0.001$). Boluslu IMAT planları için fark -%29.57 ((-%34.32) – (-%13.01)) olarak bulunmuştur ve bu fark da istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.001$). Planlama teknikleri arasında ölçüm sonuçları ile TPS sonuçları arasındaki farkların birbirlerine göre farkları anlamlı değildir ($p=0.09$, Mann Whitney U Test).

MOSFET dedektörler ile ölçülen IMRT ve IMAT teknikleri için boluslu ve bolusuz ışınlamalar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır; Wilcoxon Signed Rank Teste göre IMRT planları için $p=0.140$, IMAT planları için ise $p=0.233$ olarak bulunmuştur. Gafchromic EBT3 film ile ölçülen IMRT ve IMAT teknikleri için ise boluslu ve bolusuz ışınlamalar arasındaki fark anlamlıdır; her iki teknik için $p<0.001$ olarak bulunmuştur.

Qi ve ark. (55), IMRT teknik kullanarak baş-boyun hastaları için yüzey dozunu 6 MV foton ışınlarıyla in vivo olarak araştırdıkları çalışmalarında; 0,5 cm ya da daha yüzeyde insan benzeri fantom kullanarak yaptıkları ölçümlerde yüzey dozu için tedavi planlama sistemindeki hesaplama sonuçlarının MOSFET kullanılarak elde edilen ölçüm sonuçlarından %8.5'e kadar daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Chung ve ark. (65), tedavi planlama sistemlerinin yüzey dozlarını %18.5'e kadar fazla hesaplayabileceğini bildirmişlerdir. Cherpak ve ark. (66), tomoterapi ile tedavi edilen hastalarda yüzey dozları için in vivo MOSFET ölçüm sonuçlarını ve tedavi planlama sisteminden elde edilen hesaplama sonuçlarını karşılaştırdıklarında aralarındaki farkı $\%12.2 \pm 7.5$ olarak bulmuşlardır. Court ve ark. (67), Eclipse TPS ve micro-MOSFET kullanarak yaptıkları çalışmada Eclipse TPS'nin yüzey dozu ölçüm doğruluğunu araştırmışlardır; farklı teknikler ve farklı ışınlama şartları altında 6 ve 10 MV foton ışınları kullanmışlardır ve hesaplanan ile ölçülen yüzey dozu arasındaki uyumu ölçüm yaptıkları noktaların %95'i için $\% \pm 20.0$ olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda literatürde olduğu gibi yüzey dozu için Eclipse TPS'de hesaplanan değerler MOSFET ölçüm sonuçlarımızdan yüksek çıkmıştır; aralarındaki fark literatürle uyumludur.

Chow ve ark. (68), MOSFET kullanarak fantom üzerinde yüzey dozunu araştırdıkları çalışmada, prostat kanseri tedavisi için hazırlanan konvansiyonel bir tedavi planı yerine IMRT teknikle hazırlanan bir plan kullandıklarında, tedavi planının kompleksliğine bağlı olarak yüzey dozunun %15.0 - %30 oranında arttığını bildirmişlerdir.

Akino ve ark. (69), tedavi planlama sisteminde hesaplanan yüzey ve build-up bölgesi dozlarını, çeşitli planlama teknikleri için (tanjansiyel wedgeli ışınlama, field-in-field teknik, elektronik kompensatörlü ışınlama ve IMRT), Gafchromic EBT2 film ile yaptıkları ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırmışlardır. Tüm teknikler hesaba katıldığında, 3 mm derinlikte EBT2 film sonuçlarını tedavi planlama sisteminde hesaplanan değerlerden %15.0 - %30.0 daha yüksek bulmuşlardır. Diğer tekniklere kıyasla, IMRT için tedavi planlama sistemi ile EBT2 film sonuçlarındaki farkı daha yüksek, %19.1 olarak bulmuşlardır. Polendik ve ark. (70), farklı tedavi planlama sistemleri ile hesapladıkları yüzey dozlarını karşılaştırmışlar ve collapsed cone algoritması içeren hesaplamalarda yüzey dozunun yaklaşık %20.0 daha az olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızda, yüzey dozu için, EBT3 film ölçümlerinden elde edilen sonuçlar ile tedavi planlama sistemi arasındaki fark literatür ile benzerlik göstermektedir.

Devic ve ark. (59), cilt dozunu radyokromik film ile klinik uygulamalarda ölçmüştür ve build-up eğrisinin çok dik olmasından dolayı EBT filmin ince yapısının dahi yüzey dozunu arttırabileceğini rapor etmiştir.

Chow ve ark. (71), Monte Carlo hesaplaması ile oblik ışınlar için superposition/convolution algoritmasının hesaplama doğruluğunu araştırdığı çalışmasında AAA ve collapsed cone algoritmalarının 2 mm'nin altında doğru hesaplama yapamadığını rapor etmiştir.

Quach ve ark. (72), MOSFET, TLD ve film ile yaptıkları yüzey dozu araştırmalarında ölçümler arasındaki farkın %50.0 - %60.0'a kadar çıktığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızın sonunda Eclipse TPS'de hesaplanan ve MOSFET dedektörler ile ölçülen yüzey dozu değerleri incelendiğinde tedavi planlama sisteminin bolussuz ve boluslu IMRT ve IMAT planlarında daha yüksek sonuçlar verdiği görülmüştür. Aralarındaki fark boluslu planlarda daha azdır. Gafchromic EBT3 film ölçümleri ile Eclipse TPS'yi karşılaştırdığımızda ise film ölçümlerinden elde edilen yüzey dozu değerleri daha yüksektir. Aralarındaki fark boluslu planlarda daha fazladır. Bu durumun

özellikle bolus yerleşimi sırasında film ile bolus arasında kalmış olması muhtemel hava boşluklarından ve film boyutunun gelen ışın açlarına bağlı olarak bolus etkisi yaratmış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniklerinin uygulandığı bolussuz planlarda Gafchromic EBT3 film Eclipse TPS'ye daha yakın sonuçlar vermiştir; boluslu planlarda ise MOSFET ölçümleri Eclipse TPS'ye daha yakındır. Tüm sonuçlar incelendiğinde MOSFET ölçümlerinin EBT film ölçümlerine kıyasla daha kararlı sonuçlar verdiği görülmektedir.

MOSFET dedektörlerin kalibrasyonu EBT3 filme göre çok daha kolay ve pratiktir. MOSFET dedektörlerin hasta ya da rando fantom üzerine yerleştirilme süresi EBT filminden daha az zaman almaktadır, ayrıca MOSFET sistemin kullanımı çok basittir. Megavoltaj mertebesinde radyasyon tipi ve enerjisinden bağımsız olan dedektörler, sıcaklıktan etkilenmemektedir. Tedavi planlama sistemi ile arasındaki fark belirlenen MOSFET dedektörler klinik uygulamalarda in vivo kullanıma uygundur.

KAYNAKLAR

1. C.A Perez, L.W. Brady, E.C Halperin. 'Principles and practice of Radiation oncology' The fifth edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2008.
2. IAEA. Podgorsak E.B. technical editor. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna; 2005.
3. R.P. Srivastava, A. De Puysseleyr, C. De Wagter. Skin dose assessment in unmodulated and intensity-modulated radiation fields with film dosimetry. Radiation Measurements, Volume 47, Issue 7, July 2012, Pages 504–511.
4. Karzmark C.J. Advances in Linear Accelerator Design for Radiotherapy. Med.Phys. 1984; Vol.11 No.2: 105-128.
5. Thwaites D.I. Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator. Phys Med Biol. 2006; 51: 343-62.
6. Khan F.M. Physics of Radiation Therapy, The, 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
7. Ginzton L.E., Nunan C.S. *History of Microwave Electron Linear Accelerators for Radiotherapy*. Radiation Oncology Biol. Phys. 1985; Vol. 11 No.2: 205-216.
8. S. Oommen, A. Selvakumar, Linac-3: Advances In Medical Linear Accelerator Technology, Indraprastha Apollo Hospital, New Delhi, India.
9. Matjaž Jeraj, Vlado Robar. Multileaf collimator in radiotherapy. Department of Radiotherapy, Institute of Oncology, Ljubljana, Slovenia. Radiol Oncol 2004; 38(3): 235-40.
10. Boyer A, Biggs P, Galvin J, Klein E, Losasso T, Low D, Mah K, Yu C. Basic applications of multileaf collimators. Report of TG 50, American Association of Physicists in Medicine, 2001.
11. M Saiful Huq, Indra J Das, Todd Steinberg, James M Galvin. A dosimetric comparison of various multileaf collimators, Phys. Med. Biol. 47 (2002) N159–N170.

12. Schegel W, Bortfeld T, Grosu A.L. New Technologies in Radiation Oncology. Verlag Berlin: Springer; 2006, 257-266.
13. Butson M.J., Yu P.K., Cheung T. Rounded end multileaf penumbral measurement with radiochromic film. *Phys Med Biol* 2003; 48: 247-57.
14. Barrett A., Dobbs J., Morris S., Roques T. Practical Radiotherapy Planning Fourth Edition. Hodder Arnold, London; 2009.
15. M. Kara Bucci, MD; Alison Bevan, MD, PhD; Mack Roach III, MD. Advances in Radiation Therapy: Conventional to 3D, to IMRT, to 4D, and Beyond. 2009.
16. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report No.62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), 1999.
17. C. S. Hamilton, M. A. Ebert. Volumetric Uncertainty in Radiotherapy. *Clinical Oncology* (2005) 17: 456-464.
18. Webb S. Intensity Modulated Radiation Therapy. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Publishing; 2001.
19. Çakır A., Bitişik Alan IMRT Planlamasında İki Farklı Kolimatör (X ve Y) Yönünün Birleşim Bölgesindeki Doz Dağılımına Etkisinin Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul, 2010.
20. Gunderson LL., Tepper JE. Clinical Radiation Oncology Third Edition. Saunders, ELSEVIER; 2012.
21. Bortfeld T and Webb S. Single-Arc IMRT? *Phys Med Biol* 2009, 54 N9-20.
22. Otto K: Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single arc. *Med phys* 2008, 35:310-317.
23. Verbakel W F, Cuijpers J P, Hoffmans D, Bieker M, Slotman B J and Senan S 2009 Volumetric intensitymodulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 74 252-9.
24. Bzdusek K, Friberger H, Erksson K, Hardenmark B, Robinson D and Kaus M 2009 Development and evaluation of an efficient approach to volumetric arc therapy planning. *Med Phys* 36 2328-39.

25. Klein E.E., Hanley J. et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med.Phys.* 2009; 36(9): 4197-4212.
26. Khan FM. *Treatment Planning in Radiation Oncology*, 2nd Edition. Lippincott Williams & Wilkins. 2007.
27. IAEA- Technical Report Series No: 430. *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*. Vienna, 2004.
28. Wieslander E, ‘Verification of Dose Calculation Algorithms in Treatment Planning Systems for External Radiation Therapy’ Medical Radiation Physics Department of Clinical Sciences, Lund University, Sweden, 2006.
29. AAPM. REPORT NO.85. ‘‘Tissue Inhomogeneity Corrections For Megavoltage Photon Beams’’. Report of Task Group No. 65. Radiation Therapy Committee. New York, 2004.
30. Chen FQ., Gupta R., Metcalfe P. Intensity modulated radiation therapy (IMRT) surface dose measurements using a PTW advanced Markus chamber. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*. March 2010, Volume 33, Issue 1, pp 23-34.
31. Bilge H, Küçüçük H, Yöndem S, Çakır A. Yüksek enerjili fotonlarda yüzey ve maksimum doz bölgesinin doz karakteristikleri. *Türk Onkoloji Dergisi* 2006;21(4):168-173.
32. N. Dogan and G.P. Glasgow, Surface and build-up region dosimetry for obliquely incident intensity modulated radiotherapy 6 MV X rays. *Med. Phys.* 30, 3091–6 (2003).
33. Jackson W. Surface effects of high-energy X-rays at oblique incidence. *Br J Radiol.* 1971;44:109.
34. Yokoyama S., Roberson PL., Litzenberg DW., Moran JM., Fraass BA. Surface buildup dose dependence on photon field delivery technique for IMRT. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, VOL. 5, NO. 2, SPRING 2004.
35. T.R. Mackie and J.W. Scrimger, Contamination of a 15-MV photon beam by electrons and scattered photons. *Radiology* 144, 403–9 (1982).

36. IAEA. The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photon Beams. An International Code of Practice for Dosimetry. Technical Report Series No.381. Vienna; 1997.
37. Gerbi B.J, Khan F.M. Measurement of Dose in the Buildup Region Using Fixed-Separation Plane-Parallel Ionization Chambers. *Med. Phys.*1990; 17(1): 17-26.
38. Gerbi BJ, Khan FM. The polarity effect for commercially available plane-parallel ionization chambers. *Med Phys* 1987;14(2):210-5.
39. AAPM. Report No.48. The Calibration and Use of Plane-Parallel Ionization Chambers for Dosimetry of Electron Beams. Report of Task Group No. 39 Radiation Therapy Committee. New York; 1995.
40. Scalchi P, Francescon P. Calibration of a mosfet detection system for 6-MV in vivo dosimetry. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;40(4):987-93.
41. Bulinski K., Kukolowicz P., Characteristics of the Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistors for Application in Radiotherapy. *Pol. J. Med. Phys.* 2004; 10 (1): 13-24.
42. Van Dam J, Marinello G. Methods For In Vivo Dosimetry In External Radiotherapy. ESTRO 2006.
43. Power Semiconductor Devices Version 2 EE IIT, www.vidyarthiplus.in, Kharagpur.
44. Topuz E, Aydın A, Karadeniz AN. Radyoterapinin Temel İlkeleri. Klinik Onkoloji. İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Yayınları, İstanbul, TR 2006; 16-33.
45. Gupta T, Agarwal JP, Jain S, Phurailatpam R, Kannan S, Ghosh-Laskar S, Murthy V, Budrukkar A, Dinshaw K, Prabhash K, Chaturvedi P, D'Cruz A. Three-dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT) versus intensity modulated radiation therapy (IMRT) in squamous cell carcinoma of the head and neck: A randomized controlled trial. *Radiotherapy and Oncology* 104 (2012) 343–348.
46. Gupta TAJ, Bannerjee S, Ghosh-Laskar S, Murthy V, Budrukkar A. IMRT and IGRT in head and neck cancer: have we delivered what we promised. *Ind J Surg Oncol* 2010;1:166–85.

47. Eishburg A .Head and neck cancer, overview. In: Intensity modulated radiation therapy. A clinical perspective. Eds: Mundt ve Roeske, BC Decker 2005:264.
48. Varian, Oncology Radiation Oncology, Eclipse [online].....: http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/eclipse/
49. Radiation Medicine QA Solutions Catalog 2008/2009 - PTW-Freiburg - #25
50. Gafchromic®EBT3Film: <http://online1.ispcorp.com/enUS/gafchromic/Pages/ProductDetail.aspx?BU=GafChromic&prdId=41046>
51. Expression10000XLFilmTarayıcısı <http://files.support.epson.com/pdf/ex10kg/ex10kgsl.pdf>
52. Yokoyama S., Robersan P.L., Litzenberg D.W., Moran J.M., Benedick A.F., Surface Build-up Dose Dependence on Photon Field Delivery Technique for IMRT. J. Appl. Clin. Med. Phys. 2004; 5 (2): 1-12.
53. I. Turesson and H. Thames, “Repair capacity and kinetics of human skin during fractionated radiotherapy: Erythema, desquamation and telangiectasia after 3 and five years follow up,” Radiother. Oncol. 1989.
54. J. W. Denham, C. S. Hamilton, S. A. Simpson, P. M. Ostwald, M. O’Brien, T. Kron, D. J. Joseph, and K. B. G. Dear, “Factors influencing the degree of erythematous skin reaction in humans,” Radiother. Oncol. 1995.
55. Zhen-Yu QI, Deng X, In Vivo Verification of Superficial Dose for Head and Neck Treatment Using Intensity-Modulated Techniques. Med. Phys. 2009 Jan; 36(1): 59-70.
56. Bilge H, Çakır A, Okutan M, Acar H. Surface dose measurements with GafChromic EBT film for 6 and 18 MV photon beams. Physica Medica (2009) 25, 101-104.
57. Yadav G, Yadav RS, Kumar A. Skin dose estimation for various beam modifiers and source to-surface distances for 6MV photons. J Med Phys 2009;34(2):87-92.
58. Mellenberg DE. Dose behind various immobilization and beam-modifying devices. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1995;32(4):1193-7.

59. S. Devic, J. Seuntjens, W. Abdel-Rahman, M. Evans, M. Olivares, E. B. Podgorsak, Té Vuong, Christopher G. Soares, Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications. *Med. Phys.* 33, April 2006.
60. Erkan H.E., Kemikler G. Hasta sabitlemede kullanılan termoplastik maskelerin megavoltaj radyasyon için yüzey dozuna ve build-up bölgesine etkisi. *Türk Onkoloji Dergisi* 2013;28(3):112-119.
61. Lin JP, Chu TC, Lin SY, Liu MT. Skin dose measurement by using ultra-thin TLDs. *Appl Radiat Isot.* 2001;55(3):383–91.
62. Rinker G, Grussel E. Patient dose measurements in photon fields by means of silicon semiconductor detectors. *Med Phys.* 1987;14(5):870–73.
63. Halm EA, Tamri A, Bridier A, Wibault P, Eschwège F. Influence of thermoplastic masks on the absorbed skin dose for head and neck tumor radiotherapy. [Article in French] *Cancer Radiother* 2002;6(5):310-9. [Abstract]
64. Oh DH, Bae HS. The effect of Aquaplast on surface dose of photon beam. *J Korean Soc Ther Radiol* 1995;13(1):95-100.
65. 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.
66. Cherpak A, Studinski RCN, Cygler JE. MOSFET detectors in quality assurance of tomotherapy treatments. *Radiotherapy and Oncology* 86 (2008) 242–250.
67. Court LE, Tishler RB, Allen AM, Xiang H, Makrigiorgos M, Chin L. Experimental evaluation of the accuracy of skin dose calculation for a commercial treatment planning system. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 9, Number 1, Winter 2008.
68. Chow, C.L.J., Grigorov, G.N., Barnett, R.B., 2006. Study on surface dose generated in prostate intensity-modulated radiation therapy treatment. *Med. Dosimetry* 31 (4), 249–258.

69. Akino Y, Das IJ, Bartlett GK, Zhang H, Thompson E, Zook JE. Evaluation of superficial dosimetry between treatment planning system and measurement for several breast cancer treatment techniques. *Med. Phys.* 40 (1), January 2013.
70. M. Polednik, Y. Abo Madyan, F. Schneider, D. Wolff, B. Bannach, U. Lambrecht, A. Wallin, M. Cwiekala, K. Maurer, F. Reif, F. Lohr, F. Wenz, "Evaluation of calculation algorithms implemented in different commercial planning systems on an anthropomorphic breast phantom using film dosimetry," *Strahlenther. Onkol.* 183, 667–672 (2007).
71. J. C. Chow, R. Jiang, and M. K. Leung, "Dosimetry of oblique tangential photon beams calculated by superposition/convolution algorithms: A Monte Carlo evaluation," *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 12, 108–121 (2011).
72. Quach KY, Morales J, Butson MJ, Rosenfeld AB, Metcalfe PE. Measurement of radiotherapy X-ray skin dose on a chest wall phantom. *Med Phys.* 2000;27(7):1676–1680.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Uğur	Soyadı	Akbaş
Doğ.Yeri	Silifke	Doğ.Tar.	07.11.1986
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	23950210664
Email	u.akbas@yahoo.com	Tel	0546 4816067

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü	2014
Lisans	Anadolu Üniversitesi	2010
Lise	Antalya Anadolu Lisesi	2004

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Sağlık Fizikçisi	İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü	2013-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	76,250	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	78,08	79,91	71,03
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Varian Eclipse Treatment Planning System	Çok iyi
Elekta XIO Treatment Planning System	Çok iyi
Microsoft Office	Çok iyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):

