

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

**( YÜKSEK LİSANS TEZİ )**

**BAŞ-BOYUN İMRT'SİNDE YÜZEY DOZLARININ  
ARAŞTIRILMASI**

**ÖZLEM DORUK**

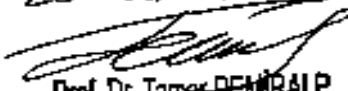
**DANIŞMAN  
PROF. DR. GÖNÜL KEMİKLER**

**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI  
TIBBİ RADYOFİZİK PROGRAMI**

**İSTANBUL-2011**

### TEZ ONAYI


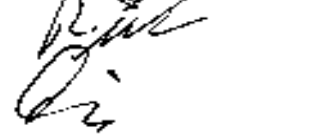
Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

26 / 04 / 2011  
  
 Prof. Dr. Tamer BEMRALP  
 Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
 Program Adı : Tıbbi Radyofizik  
 Programın seviyesi : Yüksek Lisans  Doktora   
 Anabilim Dalı : Temel Onkoloji  
 Tez Sahibi : Özlem DORUK  
 Tez Başlığı : Baş-Boyun IMRT'sinde Yüzey Dozlarının Araştırılması.  
 Sınav Yeri : İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü  
 Sınav Tarihi : 18 / 03 / 2011

#### Tez Sınav Jürisi

- Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı
- 1.Prof.Dr.Gönel KEMIKLER/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Temel Onkoloji/Danışman
  - 2.Prof.Dr.Hatice BİLGE/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Temel Onkoloji
  - 3.Prof.Dr.Esra KAYTAN SAĞLAM/İ.Ü.İstanbul Tıp Fak./Radyasyon Onkolojisi
  - 4.Prof.Dr.Rasim MERAL/İ.Ü.İstanbul Tıp Fak./Radyasyon Onkolojisi
  - 5.Dop.Dr.Ismail ÖZBAY/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü/Temel Onkoloji

**BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdaki 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 olmadığını beyan ederim.

**ÖZLEM DORUK**

## İTHAF

Çok sevdiğim aileme ithaf ediyorum.

## TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve tecrübeleriyle beni destekleyen değerli danışmanım İstanbul Üniversitesi İstanbul Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyesi Prof. Dr. Gönül Kemikler'e,

Bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan Fiz.Uzm.Dr.Aydın Çakır ve Fiz.Uzm.Dr Murat Okutan'a, katkılarından dolayı Prof. Dr. Rasim Meral'e, destekleri için Uzm. Fiz. Nazmiye Dönmez, Uzm. Fiz. Sezgi Turan ve Derya Yücel'e,

Ayrıca; İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü çalışanları Muhammet Güzel, Oğuz Akyürek, Hüseyin Sertel ve Kevser Yakar'a,

Hayatımın her anında olduğu gibi bu tez çalışmam sırasında da yanımda olan sevgili aileme en içten dileklerle teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI .....	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
BEYAN.....	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
İTHAF .....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER .....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....	Xİİ
ÖZET .....	Xİİİ
ABSTRACT.....	XİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Radyoterapi (Işın Tedavisi).....	3
2.1.1. Tanımlanabilir Tümör Volümü (GTV : Gross Target Volume) .....	4
2.1.2. Klinik Hedef Volüm (CTV: Clinical Target Volume).....	4
2.1.3. Planlanan Hedef Volüm (PTV: Planning Target Volume) .....	4
2.1.4. Tedavi Volümü (Treatment Volume) .....	5
2.1.5. Işınlanan Volüm (IV: Irradiated Volume) .....	5
2.1.6. Riskli Organ (OAR: Organ at Risk).....	5
2.1.7. Planlanan Riskli Organ Volümü (PRV:Planning Organs at Risk Volume).....	5
2.2. Yüzey Dozu .....	6
2.2.1. Cildin Anatomik Yapısı .....	6
2.2.2. Yüzey Dozu Oluşumu .....	7
2.2.3. Cilt Koruyucu Etki (Skin Sparing Effect).....	8
2.2.4. Maksimum Doz (Build-up) Bölgesi.....	9
2.3. Baş-Boyun Kanserlerinde Tedavi Yaklaşımları .....	9
2.4. IMRT(Intensity Modulated Radiation Therapy).....	10
2.4.1. Modern IMRT Teknikleri .....	11
2.4.1.1. Dinamik MLC Tekniği.....	11
2.4.1.2. Static MLC Tekniği.....	12
2.5. Medical Linear Hızlandırıcılar.....	13

2.6. Dozimetri Sistemleri .....	15
2.6.1. İyonizasyon Dozimetri Sistemleri.....	15
2.6.1.1. Silindirik İyon Odaları .....	15
2.6.1.2. Paralel Plak İyon Odası.....	16
a) Aşırı Cevap (Over-response) Düzeltmeleri.....	17
b) Polarite Etkisi.....	19
2.6.2. Film Dozimetrisi .....	19
2.6.3. Termolüminesans Dozimetre .....	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	22
3.1. Araç ve Gereçler .....	22
3.1.1. Varian Clinac 600 DBX Lineer Hızlandırıcı .....	22
3.1.2. Oncor Impression Plus Lineer Hızlandırıcı .....	24
3.1.3. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi .....	25
3.1.4. CMS XIO Tedavi Planlama Sistemi .....	25
3.1.5. PTW Verisoft Yazılım Programı .....	26
3.1.6. Gafchromic® EBT2 Film .....	26
3.1.7. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom.....	28
3.1.8. PTW 23343 Model Markus Paralel Plan İyon Odası.....	29
3.1.9. Epson Expression 10000XL Film Tarayıcı.....	29
3.1.10. ALDERSON Rando Fantom.....	30
3.1.11. PTW Unidos 10002 Elektrometre.....	31
3.1.12. Image J Yazılım Programı .....	31
3.2. Yöntem.....	32
3.2.1. Fantomun Sabitlenmesi.....	32
3.2.2. Fantomun Bilgisayarlı Tomografişinin Çekimi ve Konturlanması.....	33
3.2.3. Filmlerin Kalibrasyonu .....	33
3.2.4. Tedavi Planlaması .....	36
3.2.5. Yüzey Dozlarının Ölçülmesi.....	36
3.2.5.1. Yüzey Dozlarının Film Dozimetrisi İle Ölçülmesi .....	37
a) Açık Alan Ölçümleri .....	37
b) IMRT Alanlarının Yüzey Dozu Ölçümleri .....	38
3.2.5.2. Yüzey Dozlarının Paralel Plak İyon Odası İle Ölçülmesi.....	38
a) Açık Alan Ölçümleri .....	38
b) IMRT Alanları Ölçümleri .....	40

3.2.6. $d_{max}$ Derinliğinde Tedavi Planlama Sistemi ile Film Dozimetrisi Sonuçlarının Karşılaştırılması .....	40
3.2.7. Rando Fantomda Yüzey Dozu Ölçümleri .....	41
4. BULGULAR.....	42
4.1. 0,07 mm'deki Yüzey Dozlarının Film Dozimetrisi ile Tayini.....	42
4.2. Yüzey Dozlarının Film Dozimetrisi ile Elde Edilmesi .....	48
4.3. Yüzey Dozlarının Paralel Plak İyon Odası ile Elde Edilmesi.....	51
4.4. Film ve Paralel Plak İyon Odası İle Elde Edilen Yüzey Dozlarının Karşılaştırılması .....	52
4.5. Tedavi Planlama Sistemi ile Hesaplanan ve Film Dozimetrisi ile Ölçülen Sonuçların Karşılaştırılması.....	55
4.6. Rando Fantomda Yüzey Dozu Ölçümleri .....	56
5. TARTIŞMA .....	58
KAYNAKLAR .....	64
ÖZGEÇMİŞ .....	67

## TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Çeşitli radyasyon için maksimum doz derinlikleri .....	9
Tablo 3-1: Gafchromic EBT2 filmin aktif tabakasının şematik gösterimi .....	27
Tablo 3-2: Parotis İçin Doz Sınırlamaları.....	36
Tablo 4-1: EBT2 film ile dinamik ve statik IMRT’de yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanları için karşılaştırılması .....	48
Tablo 4-2: Paralel plak iyon odası ile dinamik ve statik IMRT’de yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanları için karşılaştırılması .....	51
Tablo 4-3: Dinamik IMRT’de açık alan ve IMRT alanlarında yüzey dozlarının paralel plak ve film ile karşılaştırılması.....	53
Tablo 4-4: Statik IMRT’de açık alan ve IMRT alanlarında yüzey dozlarının paralel plak ve film ile karşılaştırılması .....	53
Tablo 4-5: Dinamik IMRT için TPS’de hesaplanan ve film ile ölçülen izodoz dağılımlarının karşılaştırılmasında Gamma index değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi .....	56
Tablo 4-6: Statik IMRT için TPS’de hesaplanan ve film ile ölçülen izodoz dağılımlarının karşılaştırılmasında Gamma index değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi .....	56
Tablo 4-7: Dinamik IMRT için yüzey dozlarının 5 alan için maske etkisine göre karşılaştırılması.....	57
Tablo 4-8: Statik IMRT için yüzey dozlarının 5 alan için maske etkisine göre karşılaştırılması.....	57
Tablo 4-9: Merkezi ekseninde film ve TPS de izosantr nokta dozlarının karşılaştırılması	57

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Radyoterapide kullanılan volüm kavramları .....	6
Şekil 2-2: Cildin anatomik yapısı .....	7
Şekil 2-3: 3 boyutlu baş-boyun radyoterapisi tedavi sahaları.....	10
Şekil 2-4: Sliding Window tekniğinin şematik gösterimi.....	11
Şekil 2-5: Step-and-Shoot tekniğinin şematik gösterimi .....	12
Şekil 2-6: Lineer hızlandırıcının çalışma prensibinin şematik gösterimi .....	14
Şekil 2-7: Lineer hızlandırıcının iç yapısının şematik gösterimi .....	14
Şekil 2-8: Farmer tipi iyon odası .....	16
Şekil 2-9: Paralel plak iyon odasının yapısal diyagramı.....	17
Şekil 2-10: Işınlanan Filmlerin Kararmasının Şematik Gösterimi .....	19
Şekil 2-11: Tipik bir OD (Optical Density) eğrisi .....	20
Şekil 2-12: a) Normal kristal yapı görünümü, b) Işınlanmış kristal yapı görünümü, c) ısıtma işlemi sonucu termolüminesans (TL) fotonu oluşumu .....	21
Şekil 3-1: Varian lineer hızlandırıcılarının kolimatörlerinin MLC'lere göre konumları	23
Şekil 3-2: Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcı.....	23
Şekil 3-3: Siemens lineer hızlandırıcının kolimatörlerinin (jaw) MLC'lere göre konumları.....	24
Şekil 3-4: Siemens Oncor lineer hızlandırıcısının şematik yapısı; (1) elektron tabancası, (2) klistron (mikrodalga kaynağı), (3) dalga kılavuzu, (4) eğici magnet, (5) karosel, (6) multi lif kolimatör, (7) elektron ışınları için kon tutucu, (8) saçıcı filtre. ....	25
Şekil 3-5: Gafchromic EBT2 filmin iç yapısının şematik gösterimi .....	27
Şekil 3-6: Gafchromic EBT2 filmin doz-cevap eğrisi .....	28
Şekil 3-7: RW3 su eşdeğeri katı fantom .....	28
Şekil 3-8: PTW 23343 model Markus paralel plak iyon odası.....	29
Şekil 3-9: Epson Expression 10000XL film tarayıcı .....	30
Şekil 3-10: İnsan eşdeğeri rando fantom .....	30
Şekil 3-11: PTW Unidos 10002 elektrometre.....	31
Şekil 3-12: Alderson rando fantom sabitleme pozisyonu ve araçları .....	32
Şekil 3-13: BT referans noktaları ile birlikte fantomda konturlanan hedef hacimlerin ve riskli organların iki boyutlu görüntüsü .....	33
Şekil 3-14: Kalibrasyon işlemi için film ışınlama düzeneği.....	34
Şekil 3-15: Kalibrasyon filmleri .....	35

Şekil 3-16: 6 MV de elde edilen EBT2 kalibrasyon eğrisi .....	35
Şekil 3-17: Yüzey dozlarının film dozimetrisi ile ölçümünün şematik gösterimi .....	37
Şekil 3-18: Yüzey dozlarının paralel plan iyon odasıyla ölçümünün şematik gösterimi	39
Şekil 4-1: Dinamik IMRT’de açık alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu.....	42
Şekil 4-2: Dinamik IMRT’de IMRT 1. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu .....	43
Şekil 4-3: Dinamik IMRT’de IMRT 2. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu .....	43
Şekil 4-4: Dinamik IMRT’de IMRT 3. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu .....	44
Şekil 4-5: Dinamik IMRT’de IMRT 4. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu .....	44
Şekil 4-6: Dinamik IMRT’de IMRT 5. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu .....	45
Şekil 4-7: Statik IMRT’de açık alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu .....	45
Şekil 4-8: Statik IMRT’de IMRT 1. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu .....	46
Şekil 4-9: Statik IMRT’de IMRT 2. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu .....	46
Şekil 4-10: Statik IMRT’de IMRT 3. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu .....	47
Şekil 4-11: Statik IMRT’de IMRT 4. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu .....	47
Şekil 4-12: Statik IMRT’de IMRT 5. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu.....	48
Şekil 4-13: EBT2 film ile dinamik ve statik IMRT’de yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanlarına bağlı değişim eğrisi .....	49
Şekil 4-14: Dinamik IMRT için $d_{max}$ ve Yüzeyde Filmle Elde Edilen Doz Profilleri ....	50
Şekil 4-15: Statik IMRT için $d_{max}$ ve Yüzeyde Filmle Elde Edilen Doz Profilleri.....	50
Şekil 4-16: Paralel plak iyon odası ile dinamik ve statik IMRT’de yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanlarına bağlı değişim eğrisi.....	52
Şekil 4-17: Dinamik IMRT için paralel plak iyon odası ve film ile ölçülen yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanlarına bağlı değişim eğrisi .....	54
Şekil 4-18: Statik IMRT için paralel plak iyon odası ve film ile ölçülen yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanlarına bağlı değişim eğrisi .....	54
Şekil 4-19: Dinamik IMRT için film ile ölçülen ve TPS’de hesaplanan dağılımların Gamma index metodu kullanılarak karşılaştırılması (alan 1, %3-3 mm kriteri) .....	55
Şekil 4-20: Statik IMRT için film ile ölçülen ve TPS’de hesaplanan dağılımların Gamma index metodu kullanılarak karşılaştırılması (alan 1, %3-3 mm kriteri) .....	55

**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ**

- IMRT: Yoğunluk ayarlı radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy)
- TPS: Tedavi planlama sistemi
- MV: Milyon Volt
- MeV: Milyon elektron Volt
- keV: Kilo elektron Volt
- MLC: Çok yapraklı kolimatör (multileaf collimator)
- %DD: Yüzde derin doz
- $d_{max}$ : Maksimum doz derinliği
- SSD: Kaynak cilt mesafesi
- OD: Optik yoğunluk
- MU: Monitör unit
- BT: Bilgisayarlı tomografi
- DVH: Doz volüm histogramı
- TLD: Termolüminesans Dozimetri
- cGy: SantiGray (Absorbe doz birimi)
- ICRU: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçüm Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements)

## ÖZET

Doruk, Ö. (2011). Baş-Boyun IMRT'sinde Yüzey Dozlarının Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), 3D konformal radyoterapinin en gelişmiş şeklidir. Teknolojik gelişmelere rağmen tedavi planlama sistemleri (TPS) yüzeyde ve build-up bölgesindeki dozları hesaplamada yetersizdir. Bu yüzden bu dozların belirlenmesi büyük önem taşımaktadır. Bu çalışmada amaç, 6MV ile yapılan baş-boyun IMRT'sinde yüzey dozlarını araştırmaktır.

Tedavi planlarını yaratmak için rando fantom kullanıldı. Eclipse ve CMS-XiO TPS kullanılarak, 5-alanlı statik ve dinamik IMRT planları yapıldı. Planlar katı su fantomuna gantri açıları 0° olacak şekilde ayrı ayrı aktarıldı. Bu planlar, Oncor ve Clinac 600 lineer hızlandırıcılarında 6 MV ile ışınıldı. Ayrıca karşılaştırma amaçlı açık alan ölçümleri yapıldı. Ölçümlerde Markus iyon odası ve EBT film kullanıldı. Film ile elde edilen ve TPS ile hesaplanan izodoz dağılımları, gamma indeks metodu kullanılarak karşılaştırıldı. Maskenin yüzey dozuna etkisi araştırıldı. Bunun için filmler rando fantomun merkezi kesitine ve 5 alanın giriş noktalarına, maskenin altında ve üstüne yerleştirilerek ışınlama yapıldı.

0,07 mm'de iyon odası ölçümlerinde yüzey dozu, Clinac 600 lineer hızlandırıcısında açık alanda %16, dinamik IMRT alanlarında ortalama olarak %13,15 ölçülmüştür. Oncor lineer hızlandırıcısında ise açık alanda %15,34, IMRT alanlarında ise ortalama olarak %14,4'tür. Film ölçümlerinde ise yüzey dozu Clinac 600 lineer hızlandırıcısında açık alanda %12,8, IMRT alanlarında ortalama olarak %9,8 ölçülmüştür. Oncor lineer hızlandırıcısında ise açık alanda %12,6, IMRT alanlarında ise ortalama olarak %13,6'dır. Dinamik IMRT'de %3-3 mm kriterine göre TPS ile uyumlu noktaların yüzdesi 5 IMRT alanı için ortalama %89,3, %5-5 mm kriterine göre bakıldığında ise %97,68'dir. Statik IMRT'de ise bu değerler sırası ile %73 ve %90'dır. Maske kullanımı, yüzey dozlarını dinamik IMRT'de %20-96 arttırmaktadır. Statik IMRT'de ise %31-152 arttırmaktadır.

Sonuç olarak, statik IMRT tekniğinde yüzey dozları dinamik IMRT tekniğinden daha yüksek bulunmuştur. IMRT alanlarının yüzey dozları, her iki IMRT tekniği için de, genel olarak açık alan yüzey dozlarından daha düşük bulunmuştur. Maksimum doz derinliğindeki planlarda, TPS ile planlanan ve ölçülen değerler arasındaki uyum yüzdesi dinamik IMRT tekniğinde daha yüksektir. Maske kullanımı ve oblik ışınlar dinamik ve statik IMRT için yüzey dozlarını arttırmaktadır.

Anahtar Kelimeler: IMRT, yüzey dozu, Markus iyon odası, gafkromik EBT film

## ABSTRACT

Doruk, Ö. (2011). Investigation of surface doses in head and neck IMRT. Istanbul University, the Institute of Health Sciences, Department of Basic Oncology, M.Sc. Thesis. İstanbul.

Intensity modulated radiotherapy (IMRT) is the most effective way of 3D conformal radiotherapy. Despite technological advances, treatment planning systems (TPS) are unable to accurately calculate dose in the surface and build-up region. For this reason, determination of these doses is of great importance. The purpose of this study was to investigate the dose in the surface delivered by a 6MV head and neck IMRT.

Rando Phantom was used to simulate the treatment. The IMRT plans generated with Eclipse and XIO TPS consisted of five fields. Plans used the same target volume, fields, angles and dose constraints. The IMRT plans were transferred one by one to the solid-water phantom with the gantry angles of zero degree. The plans created for both dynamic and static IMRT delivery technique were irradiated at Oncor and Clinac 600 linear accelerator with 6MV. Also, open field measurements were done for comparisons. Markus chamber and EBT films were used for the point measurements. Furthermore, the isodose distributions obtained in the surface and the depth of maximum dose by TPS and film measurements were compared by using gamma index method. In addition, the effect of the immobilization mask was investigated on the surface dose.

The surface dose at 0,07 mm with ion chamber was 16% for open field and 13,15% for IMRT fields in dynamic IMRT. For static IMRT, the results were 15,34% and 15,39%, respectively. The surface dose at 0,07 mm with film was 12,8% for open field and 9,8% for dynamic IMRT fields. For static IMRT, the results were 12,6% and 13,6%, respectively. In dynamic IMRT, results of comparison of film and TPS, according to criteria of %3-3 mm and %5-5 mm, were 89,3% and 97,8%, respectively. In static IMRT, results of comparison of film and TPS, according to criteria of %3-3 mm and %5-5 mm, were 73% and 90%, respectively. Using immobilization mask in dynamic and static IMRT, surface doses increase 95-20% and 152-31%, respectively.

In conclusion, it was found that the surface doses were higher for the static IMRT compared with the dynamic IMRT technique. The surface doses for both IMRT techniques were found less than the open field doses. At the maximum dose depth plans, the percentage of the conformity between the measured data on the phantom and the calculated data on both TPS were higher in the dynamic IMRT technique when compared with the static IMRT. Using head and neck masks and oblique incidence increased surface doses.

Key Words: IMRT, surface dose, Markus chamber, Gafchromic EBT film

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi, iyonizan ışın ya da partiküllerin kanser ve nadiren kanser dışı hastalıkların tedavisinde kullanıldığı bir yöntemdir. Radyoterapide temel amaç, tümöre maksimum tedavi dozunu verirken, sağlıklı dokuları ve kritik organları mümkün olan en üst düzeyde korumaktır.

X ışınlarının 1895’de fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından keşfinden sonra Becquerel 1896 yılında uranyum üzerindeki araştırmaları ile radyoaktiviteyi tanımladı. 1898’de Marie ve Pierre Curie polonyumu ve ardından radyumu buldular. Aynı yıl Villard radyumdan çıkan foton ışınlarını buldu ve X ışınıyla aynı karakterde olduğunu belirledi. Bu ışınların deri üzerinde eriteme sebep olduğunun fark edilmesiyle birlikte biyolojik etkilerinin araştırılmasına başlandı. Derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde radyoaktif kaynak kullanımı ilk 1951 yılında radyoaktif kobalt 60 (Co-60) tedavi ünitesinin geliştirilmesiyle gerçekleşti. Böylece cilt toleransını kısıtlamadan derin yerleşimli tümörler tedavi edilmeye başlanmıştır.

Radyasyon Onkolojisinde gelişen teknolojiye paralel olarak planlama teknikleri de planlanan tedavi dozlarının üç boyutlu dağılımını değerlendirmeye olanak tanımıştır. Özellikle düzensiz alanlarda konvansiyonel RT ile normal dokuları koruyarak sadece tümör ve tümörlü dokulara maksimum dozu vermek çok zordur. Son yıllarda üç boyutlu planlama sistemlerinin ve çok yapraklı kolimatör sistemli (MLC) lineer hızlandırıcıların geliştirilmesi ile ışın demet yoğunluğu değiştirilerek, tümöral dokuya maksimum doz verilirken, radyasyona duyarlı normal dokuları korumak mümkün olmaktadır. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), tedavi alanı içinde dinamik doz değişiklikleri yapabilen ve hedef dokular dışındaki dokulara fazla doz vermeden tümör dozunu arttırabilmeye olanak veren bir yöntemdir. IMRT tekniği, özellikle baş ve boyun tümörlerinin tedavisinde giderek artan oranda kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda IMRT tekniği kullanılarak, konvansiyonel ve üç boyutlu konformal radyoterapiye oranla hem tümör hedef haciminde daha iyi doz dağılımı, hem de normal dokularda daha düşük doz sağlanabilir. IMRT’deki bu dozimetrik avantaj tümör kontrolü üzerine olumsuz etkisi olmaksızın normal dokuları anlamlı şekilde koruyarak geç yan etkiyi azaltmaktadır.

IMRT hastaya özgü nitelik güvenilirliği gerektiren karmaşık uygulamalardan biridir. IMRT’deki karmaşık yapı ve uygulama şekli hesaplanan ve verilen doz arasındaki uyumun kontrolünü gerektirir. Tipik bir IMRT planlamasında, konturlanan hedef hacimlerin ve riskli

organların doz veya doz hacim sınırlamaları (constraint) belirtilmelidir. Optimum yoğunluk dağılımlarının saptanması tedavi planlama bilgisayarına dayalı optimizasyon teknikleri kullanılarak yapılır. İstenilen hedeflere ulaşılmasını sağlayan plan optimizasyon işlemi sonucu ortaya çıkan yoğunluk dağılımı sonuçlarına göre IMRT planını uygulamadan önce mutlaka her hastaya özgü tedavi planının doğrulanması işlemi yapılmalıdır.

Megavoltaj foton ışınları cilt koruyucu etkiye sahiptir. Uygulanan foton enerjisine bağlı olarak cilt yüzeyinde minimum olan doz değeri yüzeyden itibaren ilk birkaç milimetrede hızlı bir şekilde artarak belli bir derinlikte maksimum değerini alır. Bu maksimum doz noktası düşük enerjili ışınlarda yüzeydeyken, enerji arttıkça daha derinlerde oluşmaktadır(10).

Uygun tedaviye karar vermek için hastanın cilt dozunun bilgisi gereklidir. Yüksek cilt dozu eritem, fibrozis, nekroz ve estetik açıdan birçok önemli komplikasyona neden olur. Cilt daha fazla doza maruz kalacağı için toleransın aşılmaması gereklidir. Birçok gelişmeye rağmen baş-boyun IMRT'sinde, tedavi planlama sistemi (TPS) ile hesaplanan doz dağılımları yüzeyde ve build-up bölgesinde dozimetrik belirsizlikler göstermektedir (3). Baş-boyun IMRT'sinde cilt dozu sınırlayıcı bir parametredir ve tedavide ciddi cilt toksisitesi bildirilmiştir (31,34). Bu yüzden uygun dozimetrik sistemlerle bu dozların belirlenmesi yüzey dozu açısından öneme sahiptir.

Bu çalışmada baş boyun IMRT'sinde yüzey dozları statik ve dinamik IMRT teknikleri kullanılarak incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar statik ve dinamik IMRT için kendi aralarında ve tedavi planlama sistemlerine göre karşılaştırılmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Radyoterapi (Işın Tedavisi)

Radyoterapi, iyonizan ışın ya da partiküllerin kanser ve nadiren kanser dışı hastalıkların tedavisinde kullanıldığı bir yöntemdir. Radyoterapide temel amaç, tümöre maksimum tedavi dozunu verirken, sağlıklı dokuları ve kritik organları mümkün olan en üst düzeyde korumaktır. Bu amaç için elektromanyetik dalga (X-ışınları, gamma ışınları) veya partikül şeklindeki (beta tanecikleri, elektronlar, protonlar, nötronlar, negatif pi-mezonlar, yüksek enerjili ağır iyonlar) iyonlayıcı radyasyon kullanılır. Radyoterapi, kanser tedavisinde primer tedavi (ana tedavi), kombine tedavi modalitesi, adjuvan tedavi (yardımcı tedavi) ve palyatif tedavi yöntemleri şeklinde tek başına ya da cerrahi ve kemoterapi gibi diğer tedavi yöntemleriyle beraber kullanılır (23).

Radyasyon, 1895'te Wilhelm Conrad Röntgen'in X-ışınlarını, 1898'de Curie'lerin Radium'u, Antoine Henri Becquerel'in doğal radyoaktivite ve Uranyum'u ve 1919 yılında Ernest Rutherford'ın yapay radyoaktiviteyi keşfinden bu yana, tıpta teşhis (radyoloji) ve tedavi (radyoterapi) amaçlı kullanılmaktadır. Radyoaktif kobalt (Co-60) tedavi ünitesinin 1951'de Kanada'da geliştirilmesiyle, megavoltaj ışınlarla teleterapi (uzaktan tedavi) dönemi başlamış ve 1953'de diğer megavoltaj ışın üreten lineer hızlandırıcılar geliştirilmiş, tedavi amaçlı lineer hızlandırıcı ilk defa İngiltere'de kullanılmıştır (1).

Üretilen X-ışınları veya radyoaktif kaynaktan çıkan radyasyonlar tedavi amacıyla iki şekilde uygulanır. Bunlar eksternal (dışarıdan ve uzaktan) radyoterapi ve internal (vücut içinden veya çok yakından) radyoterapi şeklindeki aplikasyonlardır. Tedavilerin şekli hastanın yaşı, genel sağlık durumu, teşhis edilen kanserin türü, evresi, yerleşimi gibi birçok önemli faktöre bağlıdır.

Konformal RT ve IMRT planmasında malign (kötü huylu) hastalığa sahip bir hastanın tedavisi için ilgili organın, sağlıklı doku ve organ hacimlerinin sınırlarının üç boyutlu olarak belirlenmesi gerekir. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU Report 62) tarafından aşağıdaki gibi tanımlanmıştır (6).

Bu hacimler:

- 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)

### 2.1.1. Tanımlanabilir Tümör Volümü (GTV : Gross Target Volume)

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 (1).

### 2.1.2. Klinik Hedef Volüm (CTV: Clinical Target Volume)

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 belirtilir fakat bazı vakalarda GTV'nin kendisidir (1).

$$\diamond \text{CTV} = \text{GTV} + 1 \text{ cm marj}$$

### 2.1.3. Planlanan Hedef Volüm (PTV: Planning Target Volume)

PTV, önceden belirlenen ve klinik hedef hacime verilmek istenen doz için uygun demet alanı ve uygun demet yerleşiminin belirlendiği volümdür (6).

#### ✘ SM (Set-up margin)

Tedavi süresince hasta set-up'ında değişiklikler (hasta pozisyon değişikliği, aygıtların mekanik farklılığı, dozimetrik farklılıklar, set-up hataları, BT/simülasyon/tedavi aygıtı-koordinat hataları, insan faktörü) hedef volümde değişikliğe yol açar. Bu yüzden planlanan hedef hacmin belirlenmesinde hasta ve ışın pozisyonuna bağlı günlük değişiklikler (SM) göz önüne alınmalıdır.

### ✖ **IM (Internal Margin)**

Planlanan hedef hacim CTV içindeki organların şekil, boyut ve pozisyon değişikliklerini içermelidir (solunum, bağırsak hareketleri, mesane doluluğu veya boşluğu).

Sonuç olarak PTV, klinik hedef volümü, organ hareketlerinden kaynaklı marjları, set-up marjlarını içeren, tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır.

◇  $PTV = CTV + IM + SM$  ya da  $PTV = CTV + 1\text{cm}$  marj olarak tanımlanır.

#### **2.1.4. Tedavi Volümü (Treatment Volume)**

Tedavi volümü, planlanan izodoz eğrisiyle çevrilmiş volümdür. Tedavi tekniklerinin sınırlı olması nedeniyle belirlenen absorbe dozu sadece target veya planlanan volüme vermek imkansızdır. Bu nedenle tedavi hacmi planlanan hedef volümden daha büyüktür (6).

#### **2.1.5. Işınlanan Volüm (IV: Irradiated Volume)**

Işınlanan volüm normal doku toleransına göre önemli sayılan bir absorbe dozu alan, tedavi volümünden daha büyük bir volümdür. Işınlanan hacmin absorbe doz seviyesi, tanımlanan absorbe dozun yüzdesi (%50) olarak ifade edilir. Işınlanan volüm kullanılan tekniğe bağlıdır (6).

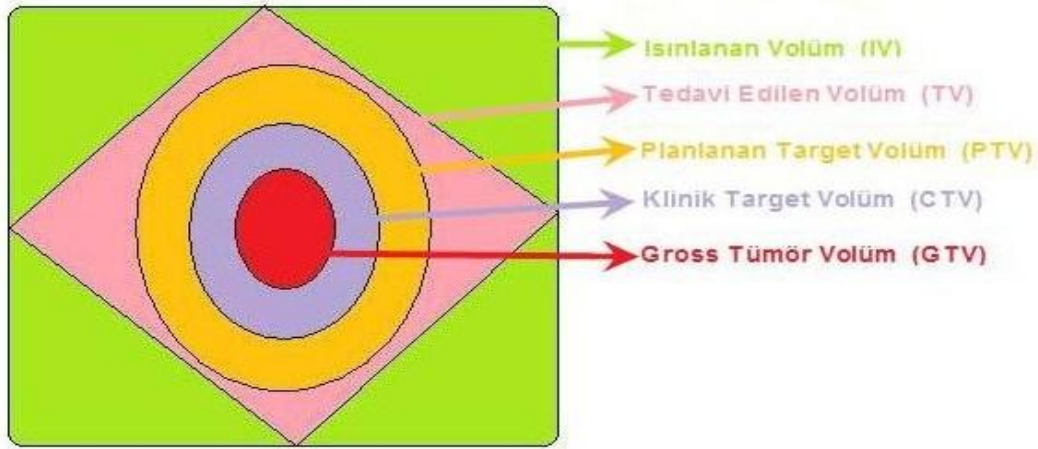
#### **2.1.6. Riskli Organ (OAR: Organ at Risk)**

Riskli organ (kritik normal yapı), radyasyon hassasiyeti olan, tedavi planlamasını ve/veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokular (omurilik, göz lensi vs..) 'dır (6).

#### **2.1.7. Planlanan Riskli Organ Volümü (PRV: Planning Organs at Risk Volume)**

Hasta hareketiyle riskli organ da hareket eder ve fizyolojik değişikliklere maruz kalır. Bu nedenle riskli organ hacmine de ilave marjlarla planlanan riskli organ hacmi belirlenir. Risk altındaki organlarda beklenmedik yüksek dozları önlemek için PTV içindeki hacmini belirlemek ve  $PTV \setminus PRV$  ilişkisine göre doz düzenlemesi yapmak gerekir.

Tüm bu volüm kavramları şekil 2-1' de şematik olarak gösterilmiştir.



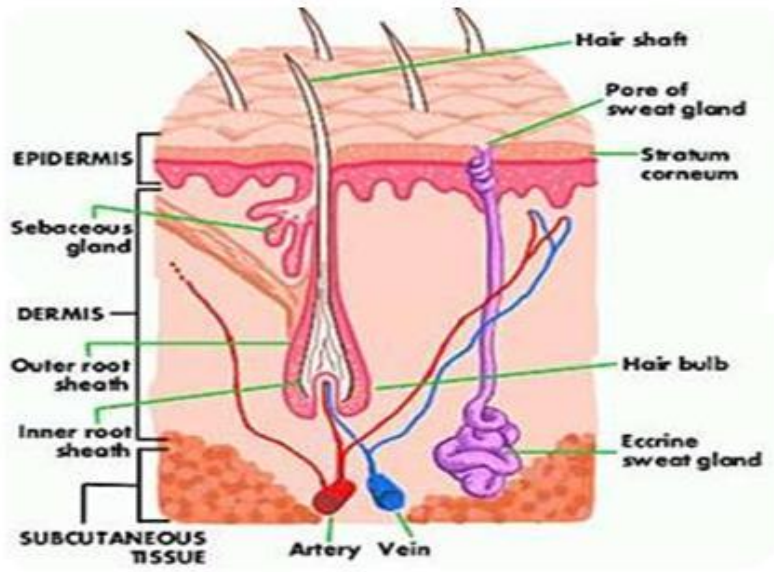
**Şekil 2-1: Radyoterapide kullanılan volüm kavramları**

## 2.2. Yüzey Dozu

### 2.2.1. Cildin Anatomik Yapısı

Cilt insan vücudunu kaplayan en geniş organ olup, organizmanın çevreye karşı dış duvarıdır; dolayısıyla bazı fonksiyonları yerine getirmekle yükümlüdür. Cilt, her biri farklı bir doku yapısına sahip üç tabakadan oluşur. Bir araya gelerek cildi oluşturan üç tabaka dıştan içe doğru epidermis, dermis (corium) ve sub kutistir.

Epidermiste mevcut diğer hücreler arasında melanositler (pigment üreten hücreler), Mechel hücreleri, Langerhans hücreleri, lenfositler bulunur. Dermisten farklı olarak epidermiste damar bulunmaz. Dermis, cilde elastikliğini veren lifli ve iyice damarlaşmış bir dokudur. Kan damarları, sinir uçları, yağ bezleri, ter bezleri bu kısımda bulunur. İki dokudan oluşmuştur, stratum papillare ve stratum reticulare. Subcutis dermisin altında bulunur ve iki tabakayı ayıran belli bir sınır yoktur. Subcutis fasyanın başladığı yerde biter. Subcutis, içinden kan damarları, sinirler ve lenf damarlarının geçtiği bağ doku perdelerinin birbirine bağlandığı yağ doku lobüllerinden oluşur. Cildin anatomik yapısı (30), şekil 2-2'de gösterilmiştir.



Şekil 2-2: Cildin anatomik yapısı

Cilt reaksiyonları cildin ilk birkaç milimetresinde sıklıkla elektron kontaminasyonundan kaynaklanan doz nedeniyle ortaya çıkar. Cilt eritemi bazal hücre seviyesiyle ilgili iken, daha yüksek dozlarda hasar cildin daha derin tabakalarıyla alakalıdır. ICRU Rapor 39'a göre pratik doz değerlendirmelerinde tavsiye edilen cilt derinliği 0,07 mm.'dir ve bu derinlik genellikle cildin dermis ve epidermis tabakaları arasındaki kesite uyar (7,24).

### 2.2.2. Yüzey Dozu Oluşumu

Megavoltaj foton ışınlarında yüzey dozu genel olarak  $d_{max}$  maksimum doz derinliğinde oluşan dozdan daha azdır. Radyasyon absorpsiyonu çoğunlukla compton etkileşimi ile olmaktadır. Bu etkileşme sonucunda, yüksek enerjili foton demeti kinetik enerjisinin bir kısmını ortamdaki elektrona vererek o elektrona harekete geçirir ve doku içinde ileri doğru hareketli olan elektronlar yine doku tarafından absorblanırlar. Böylece birinci derecede fotonlarla dokuya gelen enerji ikincil elektronlarla dokuda dağıtılmış olur. Yüzeyde oluşan ikincil elektronlar yüzey dozunu belirler (8,9).

Yüzey dozu, gelen ışının ortamdaki geri saçılan radyasyonunun yanı sıra elektron kontaminasyonunun da bir sonucudur. Radyoterapide kullanılan X-ışınları ve gama ışınlarının ikincil elektronlarla kontamine olduğu bilinir. İkincil elektronlar, havadaki,

kolimatördeki veya ışının herhangi bir saçıcı materyalle etkileşiminden kaynaklanan foton etkileşimlerinden meydana gelir (10).

Cilt yüzeyinde oluşan dozun elektronla ilişkili iki bileşeni bulunmaktadır. Bunlar;

- Tedavi cihazının kafasındaki kontamine olan elektronlar
- Işınlanan hastada meydana gelen ikincil elektronlar

Tedavi cihazının kafasındaki kontamine olan elektronlar, tedavi cihazının kafasını oluşturan pimer kolimatör, düzleştirici filtre, monitör iyon odaları, target gibi parçalardan ve alan boyutu, kama filtre, blok taşıyıcı tepsi, hasta sabitleyici araçlar ve kaynak-cilt mesafesi (SSD) gibi tedavi set-up parametrelerinden kaynaklı olabilir (3,8).

Elektron kontaminasyonunun önemli bir sebebi de kolimatörden çıkan ikincil elektronlardır. Absorbanın kalınlığı ikincil elektronların mesafesinden daha fazla olduğunda elektronlar neredeyse tamamen absorblanır fakat absorbanın kendisi elektron kontaminasyonunun başlıca kaynağı haline gelir. Yüzey ve tepsi arasındaki mesafenin artmasıyla ciltteki elektron akısı, havadaki elektron saçılması ve absorpsiyon nedeniyle azalır. Bu yüzden tepsi cilt mesafesi önemlidir. Yüksek yoğunluk ve atom numaralı materyalden yapılanlarda saçılma daha azdır.

Megavoltaj foton ışınlarında ışının enerjisi arttıkça yüzeyde oluşan doz azalır. Tipik olarak  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik bir alanda cobalt-60 için yüzeyde oluşan doz maksimum dozun %30'u kadar, bu oran 6 MV X-ışını için %15, 18 MV X-ışını için %10'dur. Alan boyutu ve oblik ışın etkisiyle yüzey dozunda artış gözükür (1,9).

### **2.2.3. Cilt Koruyucu Etki (Skin Sparing Effect)**

Düşük yüzey dozu maksimum doz ile karşılaştırıldığında cilt koruyucu etki (skin sparing effect) olarak adlandırılır ve bu derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde megavoltaj foton ışınlarının önemli bir avantajıdır. Bununla birlikte bu etki ikincil elektronların kontaminasyonu sonucu azalabilir veya tamamen kaybolabilir (2).

Cilt koruyucu etki birçok koşula bağlı olmasına rağmen daha belirgin olarak foton enerjisiyle artar. Enerji arttıkça maksimum doz bölgesinin genişliği artar ve buna bağlı olarak cilt koruyucu etki de artar. Düşük enerjili X-ışınları cilt koruyucu etki göstermezler. Yüksek enerjili ışınlarda koruyucu etki sadece cilt yüzeyinde değil aynı zamanda deri altı dokularda da etkilidir. Alan boyutunun artması ve kaynak-cilt mesafesinin azalması cilt koruyucu etkiyi azaltır (8).

#### 2.2.4. Maksimum Doz (Build-up) Bölgesi

Maksimum dozun oluştuğu noktaya maksimum doz noktası, maksimum doz ile yüzey dozu arasında kalan bölgeye ise maksimum doz bölgesi denir (8). Çalışmalar build-up bölgesindeki doz dağılımının primer radyasyonun enerjisi, kaynak-cilt mesafesi (SSD), alan boyutu ve blok faktörleri gibi çeşitli değişkenlere bağlı olduğunu gösterir (9).

Düşük ve orta voltaj X-ışınlarının giricilik kabiliyetinin olmaması veya az olması sebebiyle yüzeyin altında fotonlar hızlı bir şekilde azalır. İkincil elektronlar hemen yüzeyde oluşur ve her yönde dağılır. Enerji hemen absorblanır. Bundan dolayı maksimum doz hemen ciltte veya cilde yakın bir derinlikte meydana gelir (8).

Yüksek enerjilerde, fotonların giricilik kabiliyeti daha fazladır. Yüksek enerjili fotonlar dokuya girdiklerinde yüzeyden ve daha sonraki derinliklerden elektron koparırlar ve bu elektronlar orijinlerinden uzak bir mesafede enerjilerini bırakırlar. Bu sebeple yüksek enerjili fotonlarda maksimum doz derinliği daha fazladır. Cildin korunduğu bu duruma klinik olarak cilt koruyucu etki (skin sparing effect) denir (8).

Tüm enerjiler için doz ilk birkaç milimetrede kademeli olarak artar ve bir noktada maksimum doz (peak dose) değerine ulaşır. Örneğin; 4 MV foton ışınları için ilk 2 mm’de yüzde derin doz (%DD) %14’ten %74’e çıkar, 5 mm.’de bu değer %94’e ulaşır ve 10 mm’de maksimum olur (8).

Radyoterapide kullanılan çeşitli radyasyon enerjilerine göre maksimum doz derinlikleri Tablo 2-1’de verilmiştir.

**Tablo 2-1: Çeşitli radyasyon için maksimum doz derinlikleri**

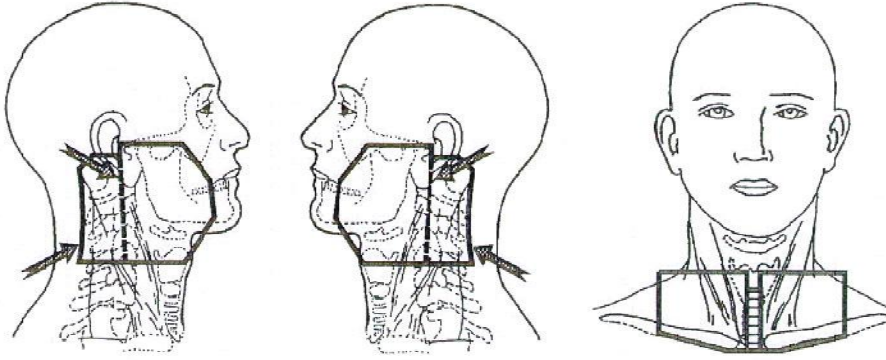
	Yüzeysel	Orta Voltaj	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV	25 MV
$d_{max}$ (cm)	0	0	0.5	1	1.5	2.5	3.5	5

#### 2.3. Baş-Boyun Kanserlerinde Tedavi Yaklaşımları

Baş boyun bölgesi oldukça karmaşık bölge olup, anatomik olarak birbirine çok yakın ve birbirinden farklı natürde radyasyon yanıtı olan birçok yapıdan oluşmaktadır. Radyoterapiye bağlı geç (kronik) yan etkiler bu dokuların hepsinde meydana gelebilir. Baş boyun tümörlerinde radyasyon tedavisine bağlı geç toksisite, daha etkili olduğu gösterilmiş olan tedavi metotlarıyla daha az, ancak daha geniş alanlara yayılmış olarak görülmeye

başlanmıştır. Bu yöntemler farklı fraksiyonasyon teknikleri, tedaviye kemoterapi eklenmesi (özellikle eş zamanlı uygulamalar) ve yoğunluk ayarlı radyoterapidir (23).

Radyoterapi sahaları tümör yerleşimi, yayılımı, lenf nodlarının durumu, çevre kritik dokulara komşuluğu gibi kriterlere bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir. Çoğu baş-boyun kanserlerinin radyoterapisinde standart olarak üç alan tekniği kullanılmaktadır. Bu teknikte 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. Üç boyutlu bir radyoterapi sahaları şekil 2-3'te gösterilmiştir.



**Şekil 2-3: 3 boyutlu baş-boyun radyoterapi tedavi sahaları**

#### **2.4. IMRT(Intensity Modulated Radiation Therapy)**

IMRT, üç boyutlu konformal radyoterapinin (3-D CFRT) en gelişmiş şeklidir. Farklı yoğunlukta demetler kullanılarak, konkav biçimli tümörde istenilen doz dağılımı elde edilirken, tümör çevresindeki kritik organların dozları tanımlanan tolerans değerlerinde tutulur. IMRT yönteminin temelinde doz bölünmesini sağlayan çok yapraklı kolimasyon (MLC) sistemi yatmaktadır. Çok yapraklı kolimasyon sistemi, sadece tümör bölgesinin ışınlanmasını ve gerekli bölgelerin korunmasına olanak sağlar.

Her bir gantri açısındaki demetler ile elde edilen izodoz dağılımı yoğunluk haritaları adı verilen dağılım biçimindedir. Hedeflenen hacime istenilen dozu vermek için uygulanan ışın doğrultusunda bu yoğunluk haritaları, çok yapraklı kolimatör ile birçok küçük alancıkla yani segmentlerle oluşturulur. Her bir gantri açısındaki alanlar doz dağılımını belirleyen seçilmiş yoğunluk düzeyine göre farklı “monitor unit” (MU) içeren birden fazla segment içerir.

Radyasyon yoğunluğu segmentler boyunca değiştirilmekte ve ‘inverse’ tedavi planlama algoritmalarından yararlanılmaktadır. ‘Inverse’ tedavi planlama işleminde, hedef hacim, kritik organlar ve istenilen doz dağılımı tedavi planlama bilgisayarına tanıtılmakta ve çeşitli demet kombinasyonları ile istenen ‘optimal’ doz dağılımı elde edilmeye çalışılmaktadır. ‘Optimal’ çözüm, istenilen doz dağılımına en yakın sonuçtur. Demet sayısının çok fazla olduğu IMRT tekniğinde, ‘inverse’ tedavi planlama sistemi sayesinde, planlama yaparken deneme yanılma işlemine gerek kalmaz ve mümkün olan en ‘optimal çözüm’ bulunur.

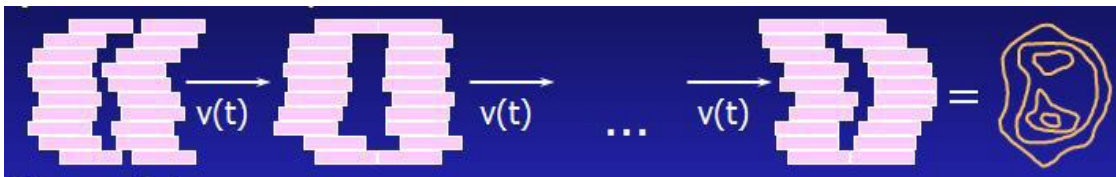
#### 2.4.1. Modern IMRT Teknikleri

Planlama sisteminde elde edilen yoğunlukları ayarlanmış demetler normal tedavi lineer hızlandırıcılarda iki farklı teknikte uygulanır.

##### 2.4.1.1. Dinamik MLC Tekniği

“Sliding Window” olarak da adlandırılan Dinamik MLC tekniği, çok yapraklı kolimatör yapraklarının segmentleri arasında hareketi boyunca ışınlamanın devam ettiği bir tekniktir. Belli bir tedavi alanı ayarlandığında bu tedavi alanında ışınlama durmadan yapraklar hareket ederek segmentleri değiştirir ve farklı yoğunlukta doz dağılımı meydana gelir. Bu teknikte lifler ışınlama süresince farklı hızlarda ardışık olarak hareket ederler. Her bir lif çifti bir boyutta ayarlamayı tanımlamakta olup, bu bir boyutlu ayarlama lif çiftleri arasında farklılık gösterebilir. Bununla birlikte kavram olarak tüm lif çiftleri birlikte hareket ederek iki boyutlu şiddet ayarlaması yaratırlar ve bu şekilde şiddeti değiştirilmiş ışın demeti oluşur.

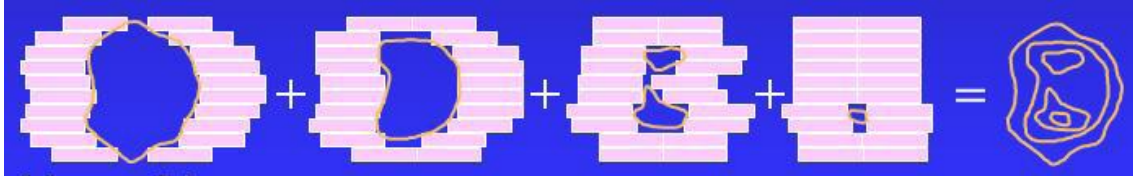
Bu teknikte lifler arası açıklık süresi alanda farklı akı şiddetleri oluşturacak şekilde kullanılan algoritma tarafından ayarlanır. Lifler motorla hareket etmekte ve saniyede 2 cm.’den fazla hareket edebilecek bir hıza sahiptir. Lif hareketi bilgisayar kontrollü olup pozisyonları doğrulanmaktadır. Dinamik MLC tekniğinin temel prensibi şekil 2-4’te gösterilmektedir.



Şekil 2-4: Sliding Window tekniğinin şematik gösterimi

### 2.4.1.2. Static MLC Tekniği

Segmentleri oluşturmak için çok yapraklı kolimatörler hareket ederken ışınlamanın durduğu “Step and Shoot” olarak adlandırılan Statik MLC tekniğinde, her IMRT alanı bir dizi sabit alan segmentine ayrılır ve ayarlanmış her bir segment için doz verilir. Doz tamamlanınca ışınlama durur. Çok yapraklı kolimatörler hareket ederek aynı alandaki farklı segmenti oluşturur, sonrasında tekrar ışınlama yapılır. Bu işlem bütün tedavi alanlarındaki segmentler sona erene kadar devam eder. Yoğunluk haritasına göre oluşturulan segmentlerin her biri farklı biçimlidir ve doz ağırlıkları farklıdır. Temel prensip olarak Statik MLC tekniği Şekil 2-5’de gösterilmiştir.



**Şekil 2-5: Step-and-Shoot tekniğinin Şematik gösterimi**

Alt alanlar veya diğer adıyla segmentler MLC ile Őekillendirilir ve herhangi bir operatör yardımı olmadan üst üste gelerek uniform olmayan bir Őiddete sahip modüle edilmiş demet oluştururlar. Bu demetlerin oluşturulmasında close-in ve lif sweep adı verilen başlıca iki yöntem kullanılır. Close-in tekniğinde lifler birbirine zıt yönde hareket ederek ilk segmenti oluşturur. Diğer segmentlerde yine aynı Şekilde lif topluluklarının zıt hareketleri sonucunda oluŐurlar. Lif sweep tekniği daha karmaşık bir tekniktir. Bu teknikte lif toplulukları önce birbirine zıt olarak hareket ederken daha sonra aynı yönde hareket etmeye baŐırlar. Lifler aynı yönde hareket ettiğinden tedavi süresi daha kısadır.

Statik MLC ve Dinamik MLC teknikleri arasında bir karşılaştırma yapılırsa, Dinamik MLC tekniği daha karmaşık olmasına rağmen Statik MLC tekniğinde lif hareketi yönündeki alt alanların birleŐim yerlerindeki düşük dozdan kaynaklanan artefaktlara sahip değildir ve tedavi süresi daha kısadır. Bunun yanı sıra lifler sürekli hareket ettiğinden lif pozisyonları, hızı ve doz hızının çok doğru bir Şekilde kontrol edilmesi gerekir (11).

IMRT geometrik parametrelerden çok, belirlenen tümör ve riskli organ volümlerine ve doz sınırlamalarına bağlıdır. Tüm yapılar için doz sınırlamalarının belirlenmesi gerekir. Uygun olmayan doz sınırlamaları kötü planlarla sonuçlanır.

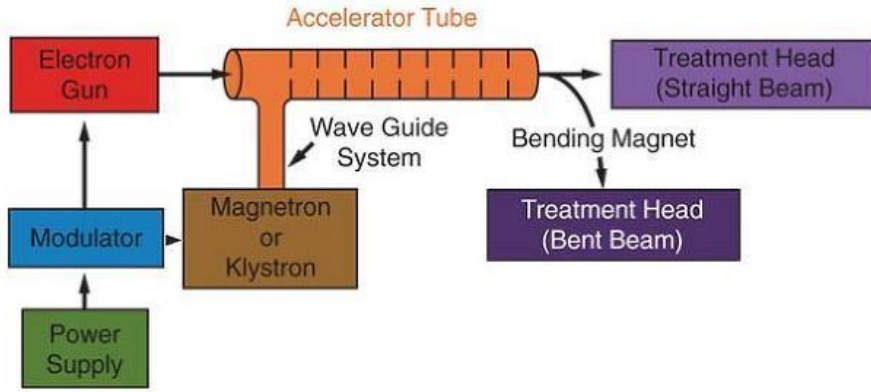
IMRT ile hedef hacimde konformal radyoterapiye göre daha homojen doz dağılımı elde edilirken, normal dokuların aldığı radyasyon dozundaki azalmaya bağlı olarak daha az toksisite görülmektedir. Ayrıca IMRT, tümör içinde yüksek dozlara çıkabilme, daha önce ışınlanmış olgularda komşu sağlıklı dokuları minimum dozda tutabilme, yüksek, orta ve düşük dozları gerektiren hedeflerin aynı anda tedavisini sağlayabilme gibi avantajlara sahiptir (8,12).

## 2.5. Medical Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcılar lineer bir tüp içinde yüklü parçacıkları yüksek enerjilere hızlandırmak için yüksek frekansta elektromagnetik dalgaları kullanan bir cihazdır.

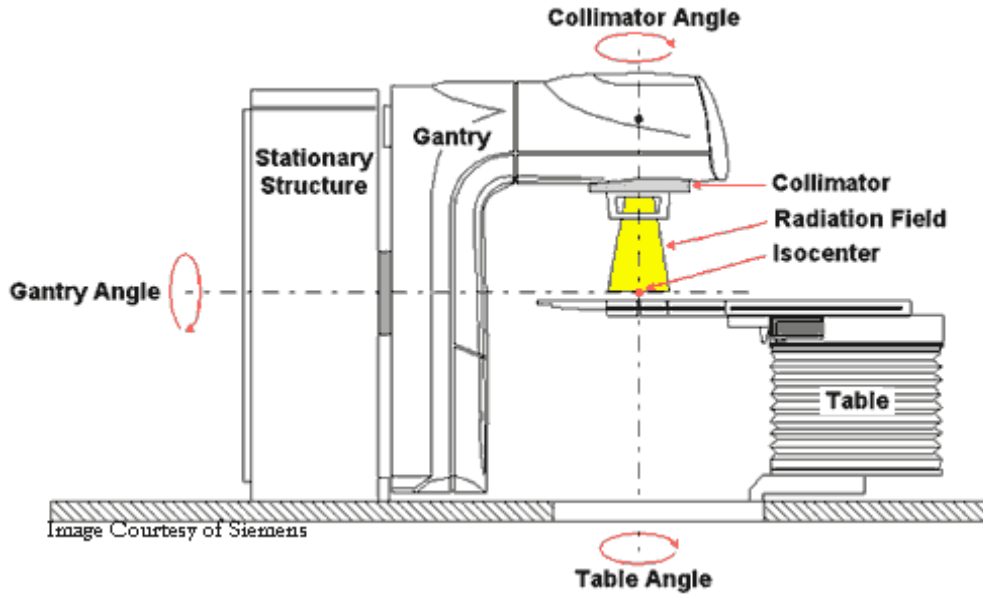
1925 yılında doğru voltaj yerine, değişken voltaj yani değişken elektrik alanın kullanılması fikri ortaya atıldı. 3 yıl sonra İsveçli fizikçi Wilderöe, bu prensibi kullanarak o ana kadar olumlu sonuçlanan ilk lineer hızlandırıcı testini gerçekleştirdi.

Lineer hızlandırıcı, demetin hareket doğrultusu boyunca sıralanmış bir dizi sürüklenme (drift) tüpünden meydana gelmektedir. Bu hızlandırıcı tüpler genellikle bakırdan yapılmış olup, bir RF (radyofrekans) kaynağına bağlıdır. RF kaynağı yüksek frekansta alternatif voltaj sağlamaktadır. Bu sisteme göre güç kaynağı modülatöre elektriksel güç sağlar. Modülatör ise puls şeklindeki ağ ve hidrojen thyatron olarak bilinen bir switch tüp içerir. Thyatron'dan oluşup giden pulslar klystron veya magnetrona ve aynı anda elektron tabancasına gider. Magnetron veya klystronda oluşan puls halindeki mikrodalga akseleratör tüpüne dalga kılavuz sistemiyle iletilir. Elektronların tabancadan çıkış enerjileri yaklaşık 50 keV olup, akseleratör tüpünden yaklaşık 3 mm çapında çıkarlar. Düşük foton enerjilerini üretmek için elektronlar düz olarak çıkıp yüksek atom numaralı tungstenden yapılmış hedefe çarptırılırlar. Daha yüksek enerjiler için elektronlar genelde  $270^\circ$  döndürülerek targete çarptırılır ve X-ışınları oluşur. Elektronlar 4 MeV'den 25 MeV'lik kinetik enerjilere kadar hızlandırılabilirler (Şekil 2-6) (1, 8).



Şekil 2-6: Lineer hızlandırıcının çalışma prensibinin şematik gösterimi

Cihazın kafasının içinde primer kolimatörler, monitor iyon odaları, ışık huzme sistemi ve ayna sistemi bulunur. Ayarlanabilir kolimatörler standart asimetrik veya multilif kolimatörler olabilir. Standart wedge ve koruma blok tepsisi için özel yerler vardır. Şekil 2-7, lineer hızlandırıcının iç yapısını şematik olarak göstermektedir.



Şekil 2-7: Lineer hızlandırıcının iç yapısının şematik gösterimi

Tedavi cihazları arasında önemli bir yere sahip olan lineer hızlandırıcılar radyoterapide yaygın olarak kullanılmaktadır. İlk medikal lineer hızlandırıcı 1952'de Londra'da Hammersmith hastanesinde kuruldu. Bu cihazla ilk tedavi 1953'de 8 MV'lık X-ışınlarıyla yapılmıştır. Işınlara hastaya verilmeden önce düzleştirici filtreden geçirilir. Bu filtreler Wolfram veya alüminyumdan yapılmıştır (1, 8).

## 2.6. Dozimetri Sistemleri

### 2.6.1. İyonizasyon Dozimetri Sistemleri

İyon odaları, radyasyon dozunu belirlemek amacıyla radyoterapide ve radyolojide kullanılan doz ölçüm araçlarıdır. İyon odaları özelliklerine göre farklı şekil ve ölçüdedir, fakat genel olarak aşağıdaki özelliklere sahiptirler.

✘ Bir iyon odası temelde toplayıcı bir merkezi elektrot ve iletken bir dış elektrodu olan içi gaz dolu bir kavitedir. Bu iki elektrot arasına uygulanan potansiyel farkı ile aralarında bir elektrik alan meydana gelir. Bu elektrik alan yardımıyla dedektörde meydana gelen negatif iyonlar merkezdeki elektrotta, pozitif iyonlar ise dış elektrotta toplanırlar. Sonuçta iki elektrot arasında bir elektrik akımı meydana gelir. Ölçüm sistemine bağlı olarak bu akım ya doğrudan ya da elektrik pulsları şeklinde algılanır.

✘ Kutuplaşma gerilimi iyon odasına uygulandığı zaman, akım sızıntısını engellemek için duvar ve toplama elektrodu (dış ve merkezi elektrot) iyi bir izolatör ile ayrılmıştır.

✘ Dıştaki koruyucu elektrot sızıntı akımını yakalar ve yere akmasını (topraklama) sağlayarak iyon odasının sızıntısını engeller.

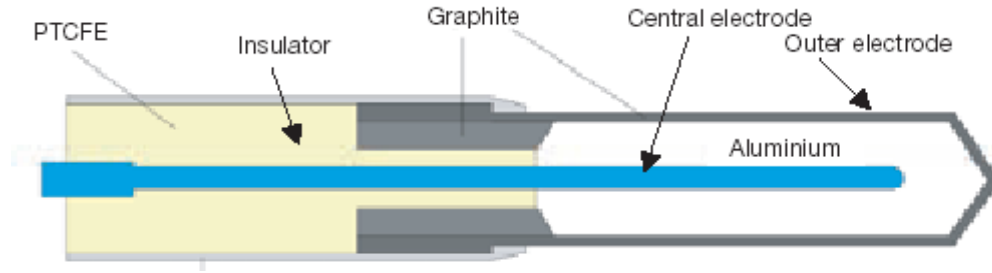
✘ Ölçümlerde, iyon odası kütledeki değişimi hesaplamak için basınç ve sıcaklık düzeltmeleri yapılmalıdır (1, 13).

#### 2.6.1.1. Silindirik İyon Odaları

En sık kullanılan silindirik iyon odası Farmer'ın tasarladığı, hacmi yüksüğü andırdığı için thimble iyon odası olarak da adlandırılan, şimdilerde bir çok üretici firma tarafından radyoterapi dozimetrisi için üretilen Farmer tip iyon odasıdır.

Silindirik iyon odaları aktif hacimleri 0.1-1 cm<sup>3</sup> olacak şekilde üretilirler. Tipik olarak iç uzunlukları 25 mm.'den ve iç yarıçapları 7 mm.'den yüksek değildir. Duvar malzemeleri atom numarası düşük malzemelerdir ve kalınlığı 0.1 gr/cm<sup>2</sup>'den azdır. Silindirik iyon odası,

havada kalibrasyon yapmak için kalınlığı yaklaşık  $0.5 \text{ gr/cm}^2$  olan bir build-up kepi ile çevrilidir. Flat enerji bağımlılığını sağlamak için yaklaşık 1 mm çapında bir merkezi elektrot kullanılmasına rağmen, iyon odasının yapısı mümkün olduğunca homojen olmalıdır. Farmer iyon odası aşağıdaki şekilde gösterildiği gibidir.

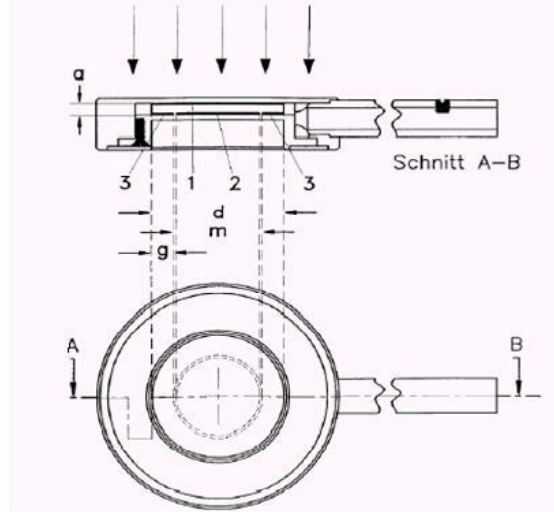


**Şekil 2-8: Farmer tipi iyon odası**

### 2.6.1.2. Paralel Plak İyon Odası

Paralel plak iyon odası, biri giriş penceresi ve polarizasyon elektrodu diğeri ise arka duvar ve toplayıcı elektrot olarak görev yapan, hava ortamı ile yalıtılmış ve birkaç milimetre ile birbirinden ayrılmış plaka şeklindeki iki elektrottan meydana gelir. Aynı şekilde iyonlanma sonucunda oluşan negatif iyonlar toplayıcı elektrotta (uygulanan gerilim ile pozitif gerilim mevcuttur), pozitif iyonlar ise taban elektrotta toplanırlar. Arka duvar genellikle iletken plastik veya iletken olmayan malzeme (genellikle akrilik veya polistiren) ile ince iletken bir grafitle kaplı toplayıcı elektrot ve korucu halka sistemi bloğudur (Şekil 2-9) (7, 26).

Paralel plak iyon odası, 10 MeV'den düşük enerjili elektron demetlerinin dozimetriteri için ve aynı zamanda megavoltaj foton ışınlarının build-up (maksimum doz) bölgesindeki derin doz ve yüzey dozu ölçümlerinde kullanılır. Bazı paralel plak iyon odalarında yeterli koruma genişliği sağlanamadığından akı pertürbasyon düzeltmeleri gereklidir (1).



**Şekil 2-9: Paralel plak iyon odasının yapısal diyagramı**

polarizasyon elektrodu, (2) ölçüm elektrodu, (3) koruyucu halka, (a) elektrot mesafesi (hava kavitesi yüksekliği), (d) polarizasyon elektrodu çapı, (m) toplayıcı elektrot çapı ve (g) koruyucu halka genişliği

#### **a) Aşırı Cevap (Over-response) Düzeltmeleri**

Yüzey dozu ölçümlerinde ekstrapolasyon iyon odaları yüksek doğruluğundan dolayı tercih sebebidir. Bu iyon odasında elektrotlar arasındaki mesafe mikrometre vida yardımıyla değiştirilebilir. Birim hacim başına iyonizasyon, elektrot mesafesinin fonksiyonu olarak ölçülerek iyonizasyon eğrileri elektrot mesafesinin sıfır olduğu değere ekstrapole edilir ve yüzey dozu tahmin edilebilir. Fakat maksimum doz bölgesi ölçümlerinin zaman alması ve ekstrapolasyon iyon odasının çok fazla merkezde bulunmaması nedeniyle yüzey ve maksimum doz bölgesi ölçümlerinde paralel plak iyon odasının kullanımı daha yaygındır. Ancak çeşitli yayınlarda paralel plak iyon odaları kullanıldığı zaman, sabit elektrot mesafesinden kaynaklı, maksimum doz bölgesinde doz ölçümlerinde belirsizliklerden bahsedilmiştir (14).

Bu belirsizliklerin primer nedeni yan duvarlardan saçılan sekonder elektronlardır. Belirsizlikler, elektrot mesafesinin duvar çapına ve duvar materyalinin yoğunluğuna bağlı olan fazla doz okuma hatalarıdır (7). 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 formülasyon kullanılarak düzeltilmektedir (7, 14)

Velkley metodu, kollektör kenarı yan duvar mesafesi etkisini içerecek şekilde genişletildiğinde iyon odası cevabı farklı maksimum doz bölgesi derinlikleri için ve farklı ışın enerjileri için daha kullanışlı bir düzeltme haline geldi (14).

Derin doz aşağıdaki bağıntı kullanılarak düzeltildi;

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

$P'(d, E)$ : maksimum doz bölgesindeki düzeltilmiş derin doz,

$P(d, E)$ : iyon odası ölçümüne göre elde edilen, düzeltilmemiş derin doz,

$\xi(d, E)$ : (IR) iyonizasyon oranı teriminde tanımlanmış E ışın enerjisi için maksimum doz bölgesinde d derinliğinde fazla ölçülmüş doz (% olarak).

$\xi(d, E)$  aşağıdaki eşitlikten kolayca hesaplanabilir:

$$\xi(d, E) = \xi(0, E) x e^{-\alpha(d/d_{max})}$$

$\xi(0, E)$ : fantom yüzeyinde elektrot mesafesinin 1 mm' si başına % aşırı cevap,

$\alpha$ :  $d/d_{max}$  ' ın birim değişimi başına iyon odasının yüzde aşırı cevabındaki fraksiyonel değişime eşit orantı sabiti ( $\alpha=5,5$ ),

$l$ : elektrot mesafesi,

$d$ : ölçü derinliği.

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

$IR$ : iyonizasyon oranı,

$C$ : toplayıcının kenara olan uzaklığı.

Sonuç olarak, yüksek enerjili foton ışınları için maksimum doz bölgesinde düzeltilmiş yüzde derin dozu (%DD):

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

denklemden hesaplanır.

### b) Polarite Etkisi

İyon odası içerisinde toplanan yükün büyüklüğü, 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 etkisinin büyüklüğü, aynı koşullarda pozitif ve negatif polaritelerde yapılan ölçümlerin mutlak değerlerinin farkları ile toplamalarının oranı olarak ifade edilir (7, 25)

$$P_{pol} = (|Q_+| - |Q_-|) / (|Q_+| + |Q_-|)$$

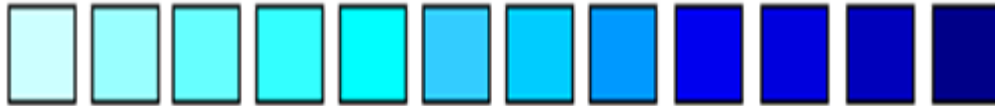
Q<sub>+</sub>: (+) voltaj ile okunan değer

Q<sub>-</sub>: (-) voltaj ile okunan değer

Klinik olarak polarite etkisinin %0,5' ten küçük olması istenir (26).

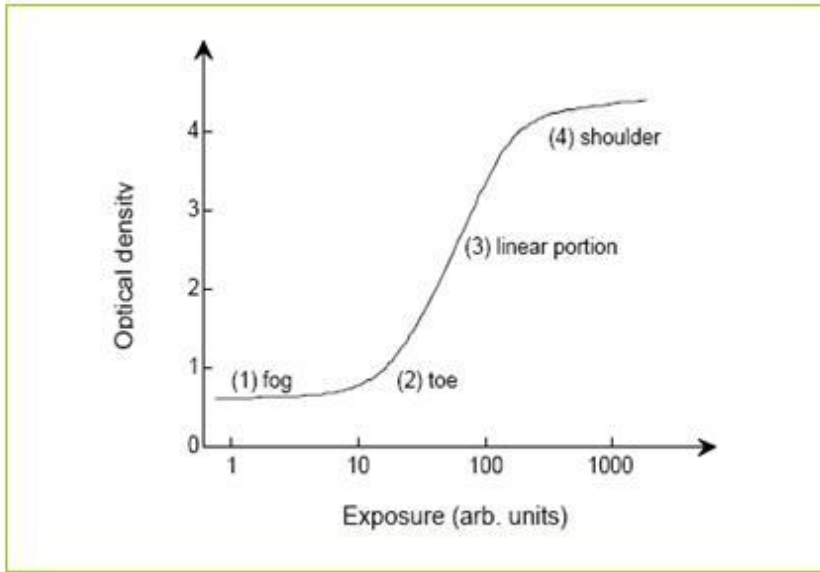
### 2.6.2. Film Dozimetrisi

İyonlaştırıcı radyasyonların fotografik emülsiyon üzerindeki etkisi görünür ışığına benzer. Burada da kararım derecesi ışınım dozunun bir ölçüsüdür. Film üzerinde radyasyonun etkisiyle meydana gelen optik yoğunluğun (OD) ölçülmesi ve sonucunun değerlendirilmesi esasına dayanır. Optik yoğunluk filmin kararım derecesinin bir ölçüsüdür.



**Şekil 2-10: Işınlanan Filmlerin Kararımının Şematik Gösterimi**

Referans şartlar altında elde edilen bir kalibrasyon eğrisi kullanılarak kararım derecesinin doz karşılığı ve iki boyutlu doz dağılımı elde edilir (Şekil 2-11). Filmin ışınlanması sonrası, foton enerjisi ve tipi, ışınım şartları (alan boyutu ve derinlik), filmin üzerindeki emülsiyonun yaplanması, film tarayıcısının özellikleri, filmin konumu ve filmin işlenmesi (banyo sıcaklığı ve karanlık oda koşulları) gibi birçok parametre optik yoğunluk değerinin belirlenmesinde sonucu etkiler.



**Şekil 2-11: Tipik bir OD (Optical Density) eğrisi**

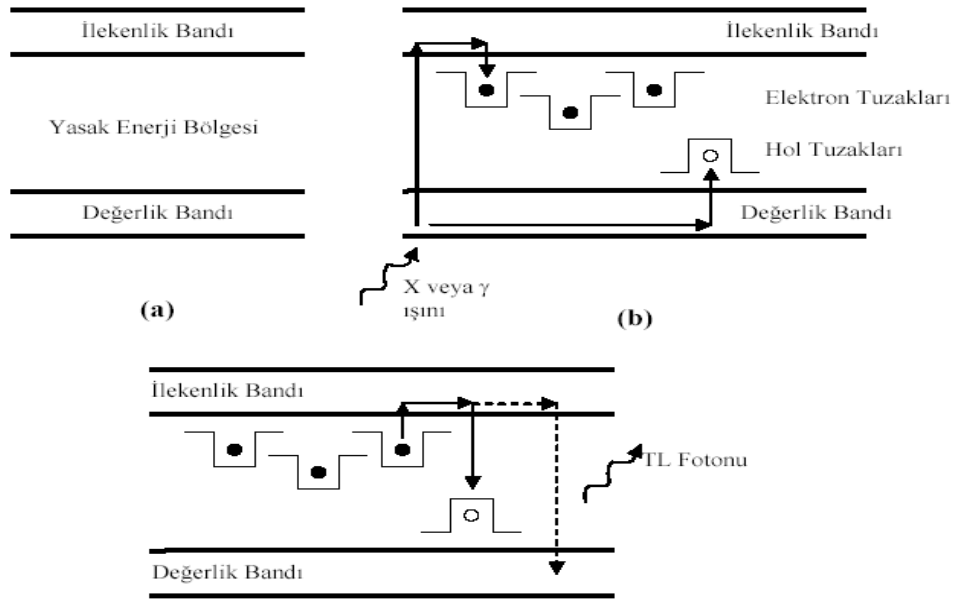
Şekil 2-12’de görüldüğü gibi eğri dört bölgeye sahiptir. (1) sis (fog), çok düşük veya sıfır ışınlamada; (2) uç; (3) lineer bölge orta ışınlamalarda ; (4) omuz bölgesi ise yüksek ışınlamalardaki saturasyonu gösterir. Lineer bölge en ideal ölçüm şartlarını gösterir (1, 8).

Kullanılan emülsiyonlar çok çeşitlidir, ancak temel olarak bir film veya cam üzerine sürülmüş bir gümüş halojenli jelatin tabakası içerirler. Tabaka kalınlığı birkaç mikronla birkaç yüz mikron arasında değişir. Film bileşenleri veya emülsiyon cinsi radyasyonun cinsine veya ölçülecek radyasyon seviyelerine göre değiştirilebilir.

Yoğunluk ayarlı radyoterapide doz dağılım sonuçlarının kontrolleri için film dozimetrisi sık kullanılan yöntemlerden biridir. Çok büyük alanlarda kullanıldığı gibi çok küçük alanlarda da kullanılabilir.

### **2.6.3. Termoluminesans Dozimetre**

Bazı kristaller radyasyona maruz kaldıklarında, kristali oluşturan kimi atomların elektronları atomu terkederek kristal örgüsündeki bozukluklar içerisinde hapsolürlür. Maddenin ısıtılması, hapsolmuş bu elektronların kurtulmalarına ve örgü içerisindeki iyonlarla birleşerek ışık formunda enerji yaymalarına neden olur. Bu fiziksel olaya ısıtma ile ışımaya anlamına gelen termoluminesans denir. Termoluminesans (TL) olayının temel prensibi şekil 2-12’ te gösterildiği gibidir.



**Şekil 2-12: a) Normal kristal yapı görünümü, b) Işınlanmış kristal yapı görünümü, c) ısıtma işlemi sonucu termolüminesans (TL) fotonu oluşumu**

Kristal yapıdaki bir katının valans bandı ile iletkenlik bandı arasında yasak enerji bandı bulunur, bu bölgede kristal içinde elektron bulunmaz. Değerlik bandındaki elektronlar yeterli enerji alarak iletkenlik bandına geçebilirler. Bu durumda iletkenlik bandında elektron oluşurken değerlik bandında da boşluk oluşur. İyonlaştırıcı radyasyon ile uyarılan elektronun tuzağa yakalanması sonucu kristale aktarılan enerjinin bir kısmı kristalde depolanmış olur, sanki pozitif boşluk da lüminesans merkezine hareket etmektedir. Tuzaktaki bu elektronlar dışarıdan ısı olarak tuzaktan kurtulur ve lüminesans merkezinde boşluklar ile birleşir, ışık yayımlanır. Uygulanan sıcaklık ile meydana gelen ışımada çizilen eğri o termolüminesans dozimetrenin parlama eğrisini verir. Bu parlama eğrisi her kristal için karakteristiktir. Çıkan ışık miktarı maddenin maruz kaldığı radyasyon miktarına bağlıdır ve doz hızından bağımsızdır. TLD, dokunun atom numarasına çok yakın olmaları, tekrar kullanılabilirlik, radyasyona karşı çok duyarlı olduğundan dedektör boyutlarını küçük olması ve geniş bir doz aralığında cevapların lineerliliği gibi özelliklere sahiptir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde yapılmıştır ve kullanılan tüm araç ve gereçler Enstitüye aittir.

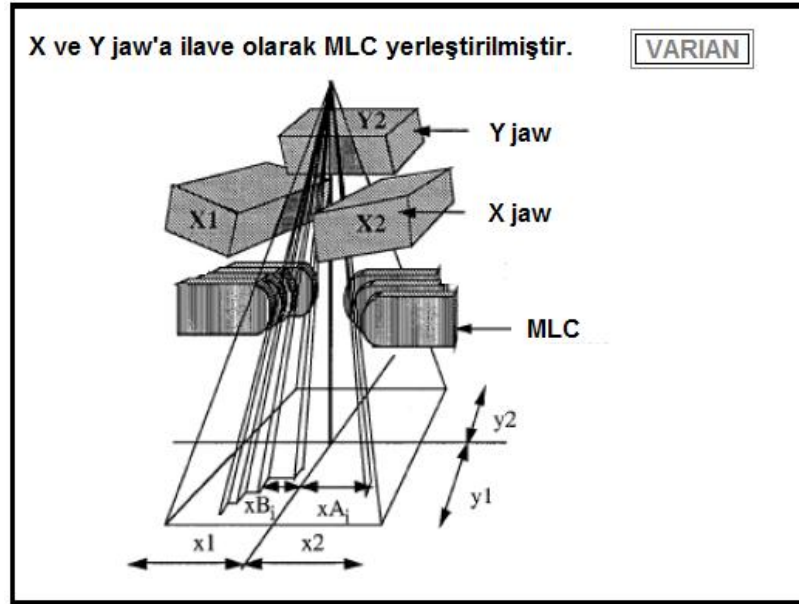
#### 3.1. Araç ve Gereçler

Kullanılan araç ve gereçler aşağıda verilmiştir.

- Varian Clinac 600 DBX Lineer Hızlandırıcı
- Oncor Impression Plus Lineer Hızlandırıcı
- Eclipse Tedavi Planlama Sistemi
- CMS XIO Tedavi Planlama Sistemi
- PTW Verisoft Yazılım Programı
- Gafchromic<sup>®</sup> EBT2 Film
- RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom
- PTW Markus Paralel Plak İyon Odası
- Epson Expression 10000XL Film Tarayıcı
- ALDERSON Rando Fantom
- PTW Unidos 10002 Elektrometre
- Image J Yazılım Programı

##### 3.1.1. Varian Clinac 600 DBX Lineer Hızlandırıcı

6 MV foton enerjisine sahip tek enerjili bir lineer hızlandırıcıdır (Varian Medical Systems, Palo Alto, California, USA). Maksimum alan boyutu 40x40 cm<sup>2</sup> ve kaynak cilt mesafesi (SSD) 100 cm.'dir. Cihaz 120 liften oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir ve lifler X-Y çenelerinin altında, çenelerden bağımsız hareket edebilecek şekilde yerleştirilmiştir. Şekil 3-1. Liflerin genişliği izomerkezde 0.5 cm'dir. 6 MV için maksimum doz derinliği 1.5 cm.'dir. Cihaz 15°, 30°, 45°, 60°'lik fiziksel kama filtrelerle ve 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45°, 60°'lik sanal kama filtrelerle sahiptir.



**Şekil 3-1: Varian lineer hızlandırıcılarının kolimatörlerinin MLC'lere göre konumları**

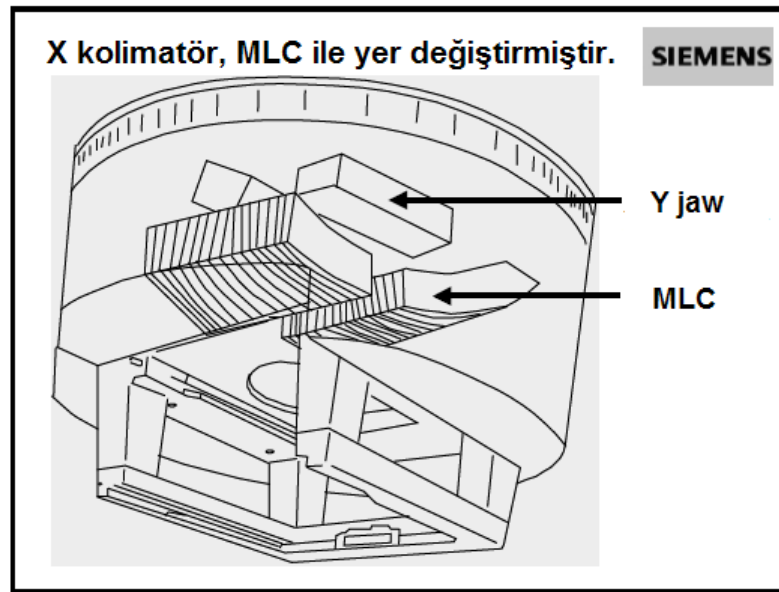
Doz hızı 400 MU/min olan Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcısı yüksek çözünürlüklü portal görüntüleme sistemine sahiptir. Şekil 3-2. Cihazda üç boyutlu konformal radyoterapinin yanı sıra dinamik IMRT tedavisi de yapılabilmektedir.



**Şekil 3-2: Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcı**

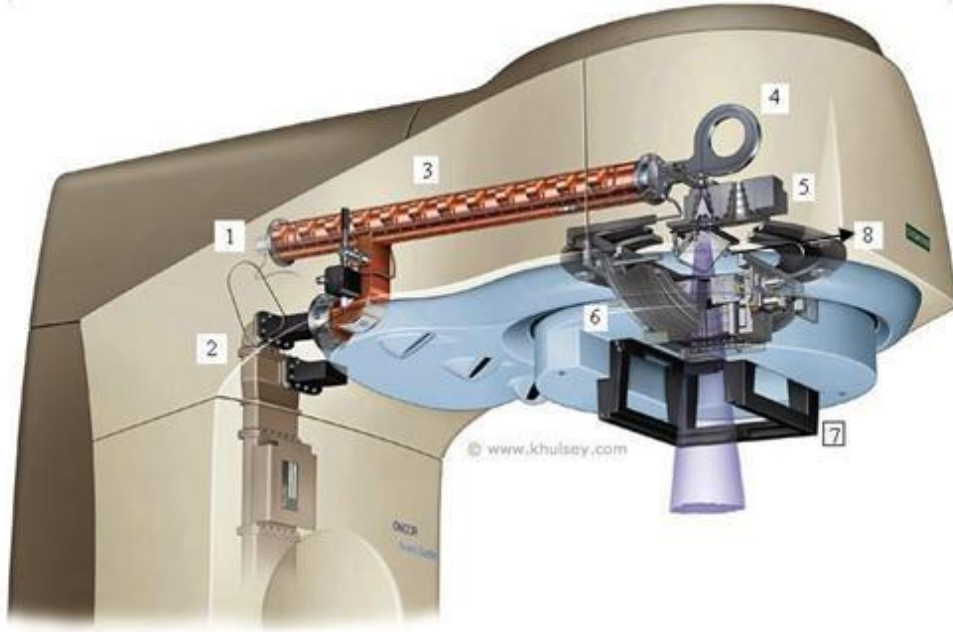
### 3.1.2. Oncor Impression Plus Lineer Hızlandırıcı

6 ve 18 MV'lik foton ile 6, 7.5, 9, 12, 15 ve 18 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır ( Siemens Medical Solutions, Concord, CA, USA). Cihaz 82 liften oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir. Çoklu lifler alt kolimatöre X kolimatörün yerine yerleştirilmiştir. Şekil 3-3. Lif genişliği izomerkezde 1 cm'dir. Üst kolimatör sistemi bağımsız hareket edebilen Y kolimatöründen ( Y jaw) oluşmuştur.



Şekil 3-3: Siemens lineer hızlandırıcısının kolimatörlerinin (jaw) MLC'lere göre konumları

Durağan dalga hızlandırıcı,  $270^{\circ}$ 'lik eğici magnet ve çift saçıcı filtre kullanır. Sanal kama filtreye sahiptir; Y kolimatörün kapalı durumdan açık duruma her 2 mm. de doz verimini değiştirerek hareket etmesiyle oluşturulmaktadır. Elektron ışını uygulamalarında,  $\text{Ø}=5\text{ cm}$ ,  $10 \times 10\text{cm}^2$ ,  $15 \times 15\text{cm}^2$ ,  $20 \times 20\text{cm}^2$  ve  $25 \times 25\text{cm}^2$ 'lik standart alanlı konüsler kullanılır. Statik (step and shoot) IMRT yapabilme özelliğine sahip olup cihazda, elektronik portal görüntüleme sistemi mevcuttur. Şekil 3-4, Siemens Oncor lineer hızlandırıcısının şematik yapısını göstermektedir.



**Şekil 3-4: Siemens Oncor lineer hızlandırıcısının şematik yapısı; (1) elektron tabancası, (2) klistron (mikrodalga kaynağı), (3) dalga kılavuzu, (4) eğici magnet, (5) karosel, (6) multi lif kolimatör, (7) elektron ışınları için kon tutucu, (8) saçıcı filtre.**

### 3.1.3. 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. Foton ışınları için Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) ve Pencil Beam Convolution (PBC), elektron ışınları için Monte Carlo kullanılan algoritmalarıdır. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz volüm histogramlarını (DVH) çıkarmaktadır (15,20).

### 3.1.4. CMS XIO Tedavi Planlama Sistemi

XiO CMS planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) iki boyutlu, üç boyutlu, IMRT ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir tedavi planlama sistemidir. Faktör tabanlı ve kernel tabanlı algoritmaları içermektedir. Faktör tabanlı olan Clarkson ve kernel tabanlı olan hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform, FFT), superposition, FFT convolution algoritmalarını foton doz hesaplamalarında, 3-D pencil beam

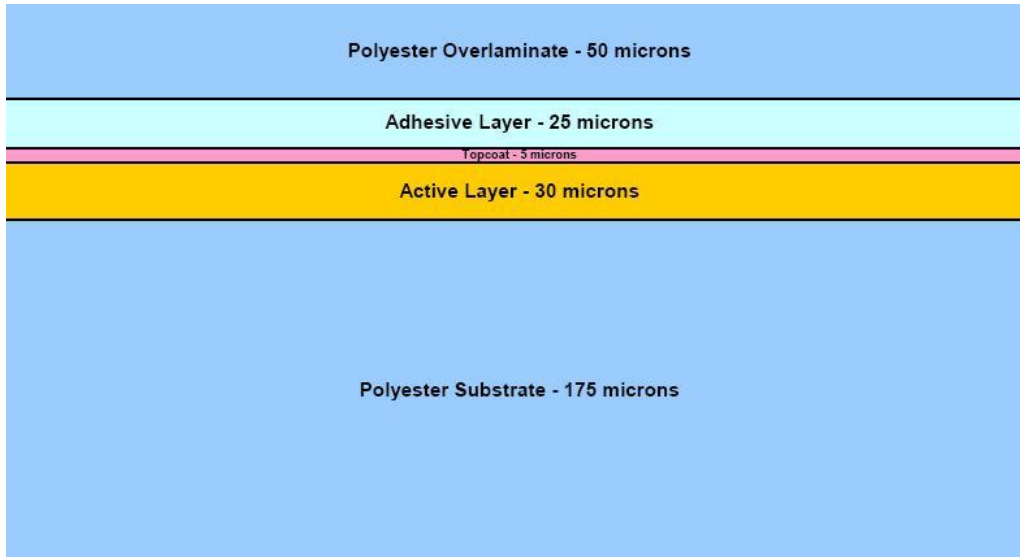
algoritmasını ise elektron demetlerinin doz hesaplamasında kullanmaktadır. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır. IMRT tedavi planlamasında ters planlama (inverse planning) kullanmakta olup 2mmx2mm'lik hesaplama gridinden başlayarak planların optimizasyonu yapılabilmektedir.

### **3.1.5. PTW Verisoft Yazılım Programı**

Verisoft yazılım programı ( PTW, Freiburg, Germany) tedavi planlama sistemiyle hesaplanan IMRT doz dağılımlarının aynı koşullarda ölçülen doz dağılımları ile karşılaştırılmasını sağlayan bir yazılım programıdır. Verisoft ile IMRT ışınlarının ölçülen ve hesaplanan matriksleri okunarak ve görüntülenerek, izodozlar, profiller ve sayısal değerler karşılaştırılabilir. Tedavi planlama sisteminin hesapladığı dağılımlar, linakta 2D-array(seven) veya film ile gamma indeks analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırılır. Gamma indeks analizi için farklı referans noktaları noktalar önerir, çeşitli veri analizleri ve ekran seçenekleri mevcuttur. Bu yazılım programı RapiArc, VMAT veya TomoTherapy gibi ileri tedavi teknikleri için de uygundur (16).

### **3.1.6. Gafchromic® EBT2 Film**

GAFCHROMIC® EBT2 film (ISP, International Specialty Products) katmanlara ayrılmış, alttan 175 ve üstten 50 mikronluk polyesterlerle korunan ve üzerinde sırasıyla 5 mikron kalınlığında koruyucu tabaka ve 25 mikron kalınlığında yapışkan tabaka olan 30 mikronluk aktif tabakaya sahiptir. EBT2 film yapısı şekil 3-5'te gösterilmektedir.



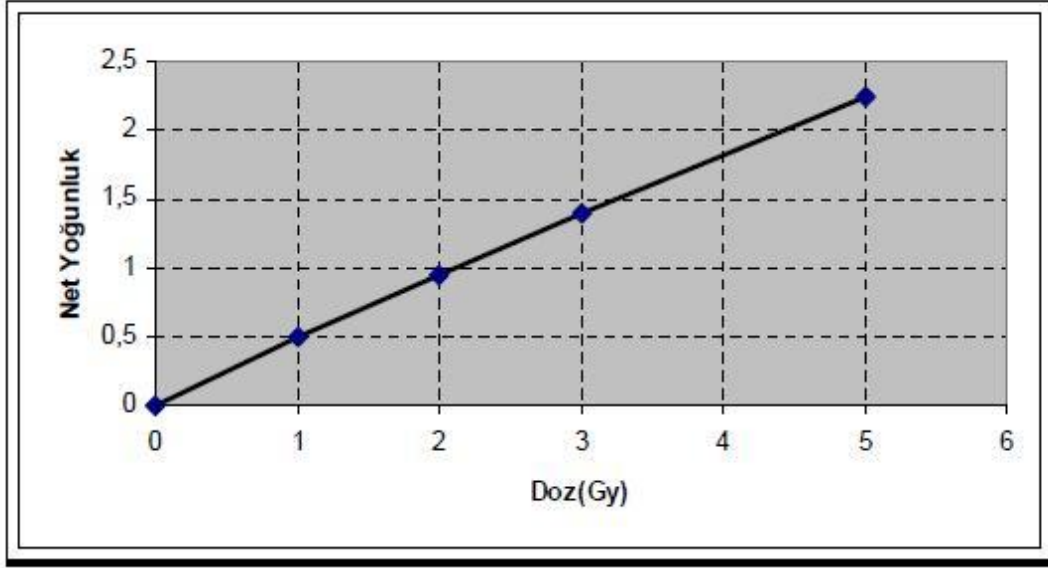
**Şekil 3-5: Gafchromic EBT2 filmin iç yapısının şematik gösterimi**

Işınlanmadan önce sarı renkte olan filmin monomer bileşenleri ışındandıktan sonra polimerleşerek, filmin ışındandıktan sonraki renk değişimine neden olur. Oluşan polimer yapı koyu mavi renkte olup absorbe doz miktarıyla orantılıdır. EBT filmin maksimum duyarlılık gösterdiği spektrum 635 nm'dir. Bu yüzden maksimum hassasiyete kırmızı ışıkla ölçümlerde ulaşılır. Filmin efektif atom numarası 6.84'dir. Aktif tabakanın anatomik bileşenleri Tablo 3-1'de verilmiştir.

**Tablo 3-1: Gafchromic EBT2 filmin aktif tabakasının şematik gösterimi**

H	Li	C	N	O	Cl	K	Br
%58.3	%0.8	%29.6	%0.1	%10.7	%0.3	%0.1	%0.1

Gafkromik EBT filmin kullanımı oldukça rahattır. Film ışındandıktan sonra ekstra bir işlem gerektirmediği gibi, gün ışığından etkilenmez ve istenilen boyutlarda kesilebilir. 1cGy-10Gy arasındaki dozlara hassastır. Üniform olup, kilovoltaj ışınlardan megavoltaj ışınlar enerji bağımsızlığı vardır. Doku eşdeğeri olan film eksternal radyoterapide, brakiterapi uygulamalarında ve doz-cevap aralığının (Şekil 3-6) geniş ve lineer olması nedeniyle özellikle yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) planlarının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (17,18).



Şekil 3-6: Gafchromic EBT2 filmin doz-cevap eğrisi

### 3.1.7. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

RW-3 katı su fantomu (PTW, Freiburg, Germany), yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polistirenden yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu  $1.045 \text{ g/cm}^3$ , elektron yoğunluğu  $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$  ( su:  $3.343 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ ) olan bir fantom materyalidir. Co-60'dan 20 MV foton ile 4 MeV' den 25 MeV elektron ışın enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde tasarlanmıştır. Boyutları  $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$ ' dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhalardan ibarettir. Şekil 3-7. Enstitü'de mevcut olan tüm iyon odalarının içine yerleştirilebileceği delikli plakalar bulunmaktadır.



Şekil 3-7: RW3 su eşdeğeri katı fantom

### 3.1.8. PTW 23343 Model Markus Paralel Plan İyon Odası

Markus paralel-plan iyon odası yüksek enerjili fotonların yüzey dozu ölçümlerinde kullanılır. Radyoterapide doz profilleri ölçümü yanında absorbe doz ölçümlerinde de kullanılabilir. Paralel-plan iyon odaları 2 MeV ile 45 MeV arasında elektron dozimetrisinde, cilt ve build-up dozu ölçümlerinde kullanılır. Markus tipi iyonizasyon odalarının elektrot mesafeleri sabittir. Etkili ölçü noktası ön giriş penceresinin merkezidir. Markus tipi paralel-plan iyon odasının hacmi  $0,055 \text{ cm}^3$ , elektrot mesafesi 2 mm'dir. Giriş (çember) penceresi ince grafit tabakalı polietilen'den yapılmıştır, kalınlığı 0,9 mm ve alan yoğunluğu  $2,76 \text{ mg/cm}^2$  (0,025 mm su eşdeğeri) dir. Kalibrasyonda, referans radyasyon kalitesi olarak,  $^{60}\text{Co}$  kullanılır. İyon toplama süresi 90  $\mu\text{s}$ 'dir. İyon odasının tabanı silindiriktir 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  $\pm 400\text{V}$ 'tur. Ölçüm için önerilen fantom materyali su ve PMMA dir. Şekil 3-8, Markus paralel plak iyon odasını göstermektedir.



Şekil 3-8: PTW 23343 model Markus paralel plak iyon odası

### 3.1.9. Epson Expression 10000XL Film Tarayıcı

Profesyonel bir düz yatak film tarayıcısıdır. En zorlu grafik uygulamalarının gereksinimlerini karşılamak üzere tasarlanmış Epson Expression 10000XL (Epson America, Long Beach, CA, USA), yüksek çözünürlük, yüksek tarama hızı, mükemmel işlevler ve gelişmiş ağ özelliklerin sunan olağanüstü bir A3+ grafik tarayıcısıdır. Şekil 3-9. 2400 dpi çözünürlüğü ve 3,8 DMax yüksek optik yoğunluğu ile Epson Expression 10000XL, tam

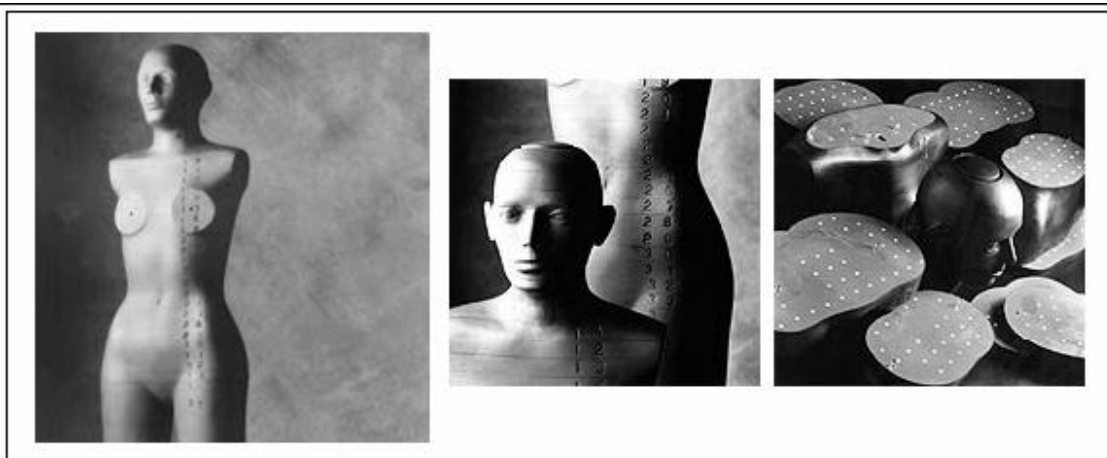
A3+boyutuna kadar mükemmel kalite sunar. Kolay kullanımlı Epson Tarama sürücüsünde hem otomatik hem profesyonel çalışma modları bulunmaktadır. Maksimum tarama çözünürlüğü, 12800dpi x 12800dpi; renk derinliği, 48 bit'tir (19).



Şekil 3-9: Epson Expression 10000XL film tarayıcı

### 3.1.10. ALDERSON Rando Fantom

Gerçek insan boyutlarına ve organ yoğunluklarına sahip olan bu fantom, sentetik izosiyanat maddesinden yapılmıştır (Şekil 3-10). Doku yoğunluğu  $0,975 \text{ gr/cm}^3$  ve akciğerlerin yoğunluğu  $0,25-0,3 \text{ gr/cm}^3$ 'tür. Rando fantomun kemikleri gerçek insan kemiğidir ve insan vücudunda bulunan boşluklara sahiptir. Fantom 2,5 cm kalınlığında 35 adet kesitten oluşmaktadır. Her bir kesit absorbe dozu ölçmede kullanılan TLD rodları yerleşimine uygun deliklere sahiptir. Bu delikler kullanılmadığında doku eşdeğeri katı tıpa ile kapatılmaktadır.



Şekil 3-10: İnsan eşdeğeri rando fantom

### 3.1.11. PTW Unidos 10002 Elektrometre

X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçümünde kullanılır. Gy, Sv, R, Gy/min, Sv/min ve R/min gibi farklı radyasyon birimlerinde ölçüm yapar. Farklı polarizasyon voltajlarında ölçüm yapma imkanı verir (0-400 Volt). İyon odaları ve katı hal dedektörleri ile kullanımı uygundur. Kullanılan iyon odasının özelliklerine bağlı olarak geniş bir ölçüm aralığında doğrulukla okuma yapma imkanı verir. (+) ve (-) polaritede ölçüm alınabilir. Şekil 3-11, Unidos elektrometrenin resmini göstermektedir.



Şekil 3-11: PTW Unidos 10002 elektrometre

### 3.1.12. Image J Yazılım Programı

Image J çok hızlı çalışan Java görüntü işleme programıdır. 0,1 saniyede 2048x2048 ebatında bir görüntüyü filtreleyebilir ve bu saniyede 40 milyon piksele eşdeğerdir. Java 1.1 veya sonraki sürüm bir sanal makine ile herhangi bir bilgisayardan, çevrimiçi bir uygulama olarak ya da indirilebilir bir uygulama olarak çalıştırılabilir. Image J yazılım programı ile alan ve kullanıcı tanımlı piksel değerli istatistik hesaplamaların yanı sıra mesafeler ve açılar ölçülebilir. Tek bir pencere içinde bir dizi görüntüyü destekler. Yoğunluk histogramları ve hat profili oluşturulabilir. Ayrıca yoğunluk ve gray scale kalibrasyon özelliği de mevcuttur (27).

### 3.2. Yöntem

Bu tez çalışması Siemens Oncor lineer hızlandırıcı ve Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcı cihazlarında 6 MV foton ışınlarında yapılmıştır. Her iki planlama sistemi için de (Eclipse ve CMS-XiO) parotiste konumlandırılan hedef hacim, 5 alan IMRT tekniği ile aynı gantri açılarıyla planlanmıştır. Baş-boyun IMRT'sinde yüzey dozlarının EBT2 film ve Markus paralel plak iyon odası kullanılarak araştırıldığı bu çalışmada sırasıyla aşağıdaki yöntemler uygulanmıştır.

#### 3.2.1. Fantomun Sabitlemesi

Ölçümlerde kullanılan insan eşdeğeri Alderson rando fantomun ilk 14 kesiti (baş kısmından göğüs kısmına kadar) bu çalışma için kullanıldı. Kesitlerin her birinin kalınlığı 2,5 cm olup fantomun kullanılan kısmının kalınlığı 35 cm idi. Fantomun sabit kalabilmesi ve doz dağılımını etkileyecek hava boşlukları, yanlış yerleşim, kayma gibi durumları engellemek için kesit aralıkları bantla yapıştırıldı. Fantom pozisyonu ve ışınlama alanlarının set-up'ının doğru ve tekrarlanabilir olması için termoplastikten yapılmış maske kullanıldı. Simülatör masasına yatırılan fantomun sırt bölgesine destekleyici bir sünger ve boyun bölgesine A köpük konuldu. Ense bölgesinde oluşan hava boşluğunu gidermek için de baş-boyun simidi kullanıldı (Şekil 3-12).

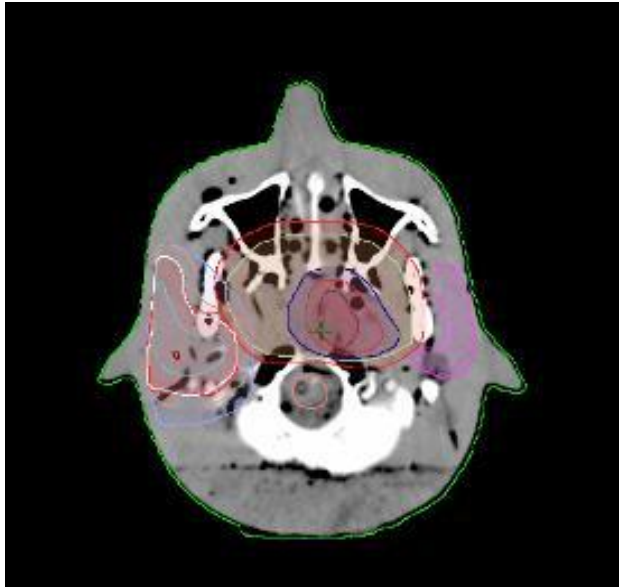


Şekil 3-12: Alderson rando fantom sabitleme pozisyonu ve araçları

### 3.2.2. Fantomun Bilgisayarlı Tomografisinin Çekimi ve Konturlanması

Fantom aynı yatış pozisyonunda (baş altı köpüğü, destekleyici sünger ve baş-boyun simidi kullanılarak, sırtüstü) tomografisi çekilmek üzere cihazın masasına yatırılıp maskesi takıldı ve BT referans noktaları işaretlendi. 3 mm kesit kalınlığıyla alınan BT görüntüleri Focal Sim konturlama bilgisayarına gönderildi.

Fantom üzerindeki BT referans noktaları tedavi planlama sistemine aktarıldı. İ. Ü. Onkoloji Enstitüsünde baş-boyun kanseri için uygulanan protokollere göre belirlenen hedef hacim ve riskli organlar, bu fantomdan elde edilen tüm BT kesitlerinde radyasyon onkoloğu (Prof. Dr. R.M.) tarafından konturlanarak üç boyutlu görüntüler oluşturuldu. Bu konturlama işlemi ICRU-50 ve ICRU-62’de tanımlanan görülebilir tümör hacmini (Gross Tumor Volume-GTV), klinik hedef hacmini (Clinical Target Volume-CTV), planlanan hedef hacmini (Planning Target Volume-PTV) ve normal dokuları (medulla spinalis, mandibula, gözler, lensler, optik sinir, kiazma, larenks, koklea, parotis, bilateral submandibular bezler, beyin sapı, dil, tiroid) kapsamaktadır (Şekil 3-13).



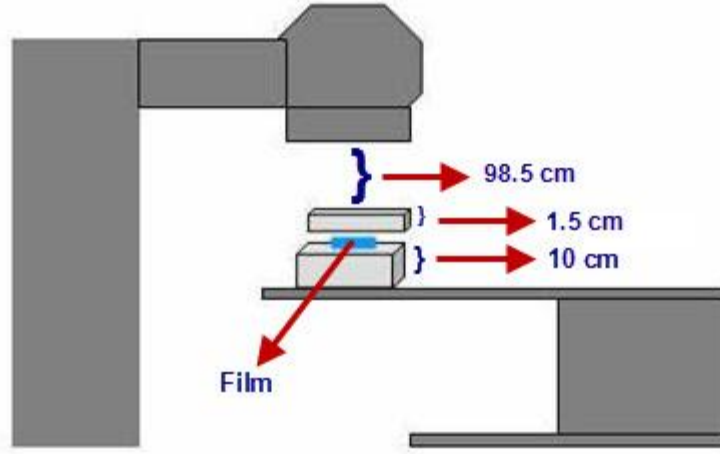
**Şekil 3-13: BT referans noktaları ile birlikte fantomda konturlanan hedef hacimlerin ve riskli organların iki boyutlu görüntüsü**

### 3.2.3. Filmlerin Kalibrasyonu

Kalibrasyon işlemi için Gafchromic EBT2 Film, 2x2 cm<sup>2</sup>'lik alan boyutlarında kesilerek filmler, yön bağımlılığından dolayı, tarayıcıya yerleştirirken aynı yönde olmalarını sağlamak amacıyla işaretlendi ve bir film background için ayrıldı. Gafchromic filmler RW3

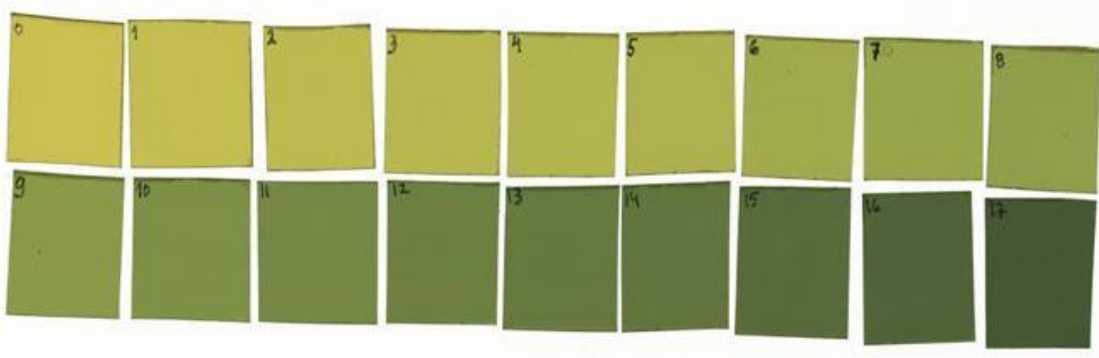
katı su fantomunda 6 MV foton ışınları kullanılarak,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  açılan alanların merkezine  $d=1,5 \text{ cm}$ ,  $SSD=98,5 \text{ cm}$  olacak şekilde yerleştirildi. Filmler sırasıyla 10, 20, 30, 40, 50, 75, 100, 125, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 500, 600, 800 MU'larla,  $G=0^\circ$  konumunda ışınlandı. Cihazın,  $1\text{cGy/MU}$  doğruluğunun tespiti amacıyla, her ölçü öncesi günlük kalibrasyonu PTW Markus 23343 iyon odası ve PTW Unidos elektrometre kullanılarak TRS-398 protokolüne göre yapıldı (34).

Bu kalibrasyon işlemi sonucunda bulunan günlük verim değeri yukarıda bildirilen MU değerleriyle çarpılarak, verilen doz cGy cinsinden hesaplandı. Kalibrasyon eğrisi için film ışınlama düzeneği şekil 3-14'de gösterilmiştir.



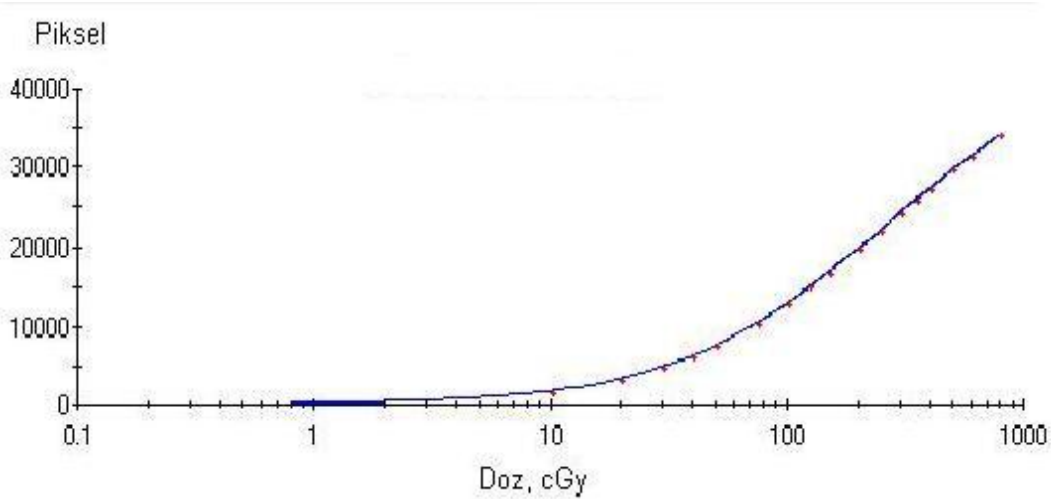
**Şekil 3-14: Kalibrasyon işlemi için film ışınlama düzeneği**

İşinlenen filmler kararmanın doyuma ulaşması için ışınlama işleminden sonra 1 gün bekletildi. Bekletilen filmler Epson 10000XL flatbed film tarayıcında ışınlanma yönleriyle aynı olacak şekilde yerleştirilip, 48 bit renkli ve 150 dpi tarayıcı özellikleri seçilerek tarandı (Şekil 3-15).



**Şekil 3-15: Kalibrasyon filmleri**

Gafchromic filmde en büyük kontrast farkı kırmızı renkte görüldüğü için filmler tarandıktan sonra ImageJ film programında kırmızı, mavi ve yeşil renklere ayrıldı (17). Kırmızı renkteki filmler tiff formatında kaydedildi. Kalibrasyon eğrisi oluşturmak için filmin optik geçirgenliği PTW Mephysto mc<sup>2</sup> Film Cal programında elde edildi. Okunan film geçirgenliği background etkisi için ayrılmış filmin geçirgenliğinden çıkarılarak net geçirgenlikler piksel cinsinden bulundu. Piksel değerleri ile verilen dozlar arasında bir kalibrasyon eğrisi çizildi (Şekil 3-16). Bu eğri, okunan piksel değerlerini doza çevirmek için kullanıldı.



**Şekil 3-16: 6 MV de elde edilen EBT2 kalibrasyon eğrisi**

### 3.2.4. Tedavi Planlaması

Kliniğimizde mevcut olan Bilgisayarlı Tomografi cihazında BT kesitleri alınan fantomun hedef hacim ile riskli organların konturları radyasyon onkoloğu tarafından belirlendikten sonra BT görüntüsü CMS-XiO ve Eclipse Tedavi Planlama Bilgisayarı'na aktarıldı. IMRT planları için hedef bölgenin (parotis) yine radyasyon onkoloğu tarafından tanımlanan doz sınırlamaları (constraint) Tablo 3-2'de verilmiştir.

**Tablo 3-2: Parotis İçin Doz Sınırlamaları**

<input checked="" type="checkbox"/>	LEYE	Volume [cc]:	6	Points:	2000	Resolution [mm]:	1.40
	Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [cGy]:	500.0	Priority:	50
<input checked="" type="checkbox"/>	parotispvt1	Volume [cc]:	96	Points:	3186	Resolution [mm]:	3.00
	Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [cGy]:	7600.0	Priority:	100
	Lower	Volume [%]:	100.0	Dose [cGy]:	6591.0	Priority:	50
<input checked="" type="checkbox"/>	parotispvt2	Volume [cc]:	197	Points:	6570	Resolution [mm]:	3.00
	Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [cGy]:	7000.0	Priority:	100
	Lower	Volume [%]:	100.0	Dose [cGy]:	6441.0	Priority:	50
<input checked="" type="checkbox"/>	patient	Volume [cc]:	9094	Points:	89819	Resolution [mm]:	4.50
<input checked="" type="checkbox"/>	REYE	Volume [cc]:	7	Points:	2000	Resolution [mm]:	1.45
	Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [cGy]:	500.0	Priority:	50

Hedef hacim ve bu hedef hacmin sağlıklı organlarla komşuluğuna bağlı olarak CMS-XiO (statik) ve Eclipse tedavi planlama bilgisayarlarında (dinamik) ters planlama tekniği kullanılarak statik ve dinamik IMRT planları oluşturuldu. Işın enerjisi ve gantri açıları bizim tarafımızdan optimize edilirken dozla ilgili diğer tüm optimizasyonlar tedavi planlama bilgisayarlarının ters planlama algoritmaları tarafından yapıldı.

İki farklı tedavi planlama sisteminde hedef hacim için 6 MV X-ışını kullanılarak gantri açıları aynı ve 0°, 54°, 162°, 216°, 286° olacak şekilde 5-alan IMRT planları oluşturuldu. Oluşturulan 2 farklı IMRT planlarının fraksiyon sayısı 30 olarak belirlendi. Uygun doz-volüm histogramı (DVH) sağlanana kadar rank, power ve weight parametrelerinde küçük değişiklikler yapılarak optimizasyon işlemi tekrarlandı. Planlama sistemi sonucu oluşan DVH radyasyon onkoloğu tarafından değerlendirildi ve ICRU-50 ve ICRU-62'ye uygun olarak hedef hacimlerin ve riskli organların dozları yeterli kabul edildi.

### 3.2.5. Yüzey Dozlarının Ölçülmesi

Ölçümler Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcı ve Siemens Oncor lineer hızlandırıcı cihazlarında 6 MV foton ışınları ile, açık alan ve 5 IMRT alanı için yapıldı. Açık



İşinlanan filmler 1 gün bekletildikten sonra ışınlama konumuyla aynı olacak şekilde ve aynı şartlarda tarandı. Image J programında kırmızı renk olan filmler kaydedilip Mephysto mc<sup>2</sup> FilmAnalyze programında açıldı ve daha önce elde edilen kalibrasyon eğrisine göre piksel değerleri doza çevrildi. Filmlerde farklı 10 koordinat noktası belirlenerek, her film için aynı olan 10 noktanın dozu okunarak ortalama doz hesaplandı ve tablo oluşturuldu. Yüzeydeki 5 film için efektif noktalara göre okunan dozlar  $d_{max}$  derinliğinde okunan doza normalize edilerek yüzde yüzey dozu (%YD) hesaplandı. 5 film için hesaplanan yüzey dozları kullanılarak elde edilen 3. dereceden polinom eğrisi aracılığı ile 0,07 mm'deki yüzey dozları tayin edildi. Alanlara göre elde edilen yüzey dozları, dinamik ve statik IMRT için grafikler ile gösterilmiştir.

### **b) IMRT Alanlarının Yüzey Dozu Ölçümleri**

İki tedavi planlama sisteminde de oluşturulan 5 alan IMRT planı ayrı ayrı katı su fantomuna aktarıldıktan sonra alan boyutlarına uygun olarak kesilen filmler yine aynı şekilde  $d_{max}$ 'ta 1, yüzeyde 5 film olacak şekilde fantoma yerleştirildi. SSD yüzeyde 98,5 cm  $d_{max}$  noktasında 100 cm olacak şekilde ayarlandıktan sonra filmler her bir alan için 0° gantry açısında, tedavi planlama sistemindeki MU'larla ışınlandı. İşinlanan filmler 1 gün bekletildikten sonra açık alan ışınlamasında yapılan işlemler gerçekleştirilerek tarandı ve okundu. Her bir alanın yüzeyindeki 5 film için yine efektif derinlik noktalarında okunan dozlar  $d_{max}$  dozuna normalize edilerek % yüzey dozu hesaplandı. 5 film için hesaplanan yüzey dozları kullanılarak elde edilen 3. dereceden polinom eğrisi aracılığı ile 0,07 mm'deki yüzey dozları tayin edildi.

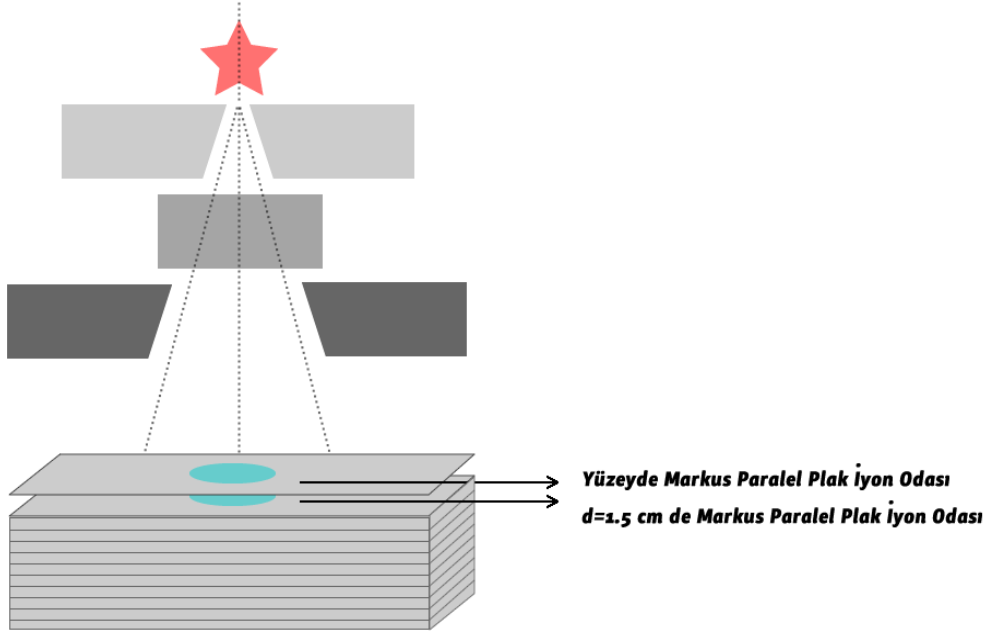
Hem statik hem de dinamik IMRT için 5 alanın yüzeydeki ve  $d_{max}$ taki profilleri elde edilerek karşılaştırıldı

### **3.2.5.2. Yüzey Dozlarının Paralel Plak İyon Odası İle Ölçülmesi**

#### **a) Açık Alan Ölçümleri**

Film ışınlamalarında kullanılan set-up ile paralel plak iyon odasıyla da karşılaştırma amaçlı ölçümler yapıldı. Ölçümlerde RW3 katı su fantomu, PTW Markus paralel plak iyon odası, PTW Unidos 10002 Elektrometre kullanıldı. Merkezi ekseninde, paralel plak iyon odası özel 1 cm'lik RW3 katı su fantomu içerisine, duyarlı penceresi ışın demetine bakacak şekilde, geri saçılma dengesinin sağlanması amacıyla 10 cm'lik fantom üzerine yerleştirildi. İyon odası elektrometreye bağlanarak düzenek kuruldu. Gantri açısı 0° olarak, 10x10 cm<sup>2</sup> açılan alan boyutunda, SSD= 98,5 cm, kaynak iyon odası mesafesi SCD= 100 cm olarak ayarlandı.

100 MU ile yapılan ışınlamalar polarizasyon etkisini de göz önüne almak için için -150 V ve +150 V polarizasyon voltajında ölçüldü. Ölçümler 3'er kez yapıldı ve ölçüm değerlerinin ortalaması alındı. Yüzeyle ve  $d_{max}$  ölçümlerinde kurulan set-up düzeneği şekildeki gibidir (Şekil 3-18).



**Şekil 3-18: Yüzeyle dozlarının paralel plan iyon odasıyla ölçümünün şematik gösterimi**

Yüzeyle okunan doz  $d_{max}$  derinliğinde okunan doza normalize edilerek yüzeyle dozu hesaplandı. Gerbi ve Khan'ın düzeltme faktörleri hesaplanarak fazla okunan değerler okuma değerlerinden çıkarıldı.

Fazla okuma değerleri aşağıdaki gibi hesaplandı.

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

$$\xi(0, E) = (-1,666 + 1,982 \text{ IR}) \times (C - 15,8)$$

Denklemlerdeki sabit değerler (İyonizasyon oranı IR: 6MV için 0,673,  $\alpha$ :5,5, elektrot mesafesi l: markus iyon odası için 2 mm, yan duvar toplayıcı mesafesi C: markus iyon odası için 0,35 mm.) yerine konulduğunda;

◇ yüzeyle ( $d=0,03$  mm) fazla ölçülen doz düzeltmesi

$$\xi(0, E) = [-1,666 + (1,982 \times 0,673)] \times (0,35 - 15,8) = 5,1618 \% / \text{mm}$$

$$\xi(d, E) = \xi(0, E) \times l \times e^{-\alpha(d/d_{max})} \text{ ise;}$$

$$\xi(d, E) = 5,0699 \times 2 \times e^{-5,5(0,03/15)} = 10,21 \text{ bulunur.}$$

◊  $d_{\max}$  derinliğinde ( $d=1,5$  cm) fazla ölçülen doz düzeltmesi

$$\xi(d, E) = 5,0699 \times 2 \times e^{-5,5(15/15)} = 0,042 \text{ bulunur.}$$

Düzeltilme faktörü ölçüm derinliği arttıkça azalır. Bu yüzden maksimum doz derinliğindeki düzeltme faktörünü ihmal ederek yalnızca yüzey dozu ölçümlerinde düzeltme yapıldı. Bu faktör ölçülerek elde edilmiş değerlerden çıkarılarak gerçek % yüzey dozu bulundu.

### b) IMRT Alanları Ölçümleri

İki tedavi planlama sisteminde de RW3 katı su fantomuna aktarılan aktarılan 5 alan IMRT planları, açık alan ölçümlerinde kullanılan aynı set-up düzeneği ile SSD= 98,5 cm, derinlik=1.5 cm olacak şekilde kendi alan boyutlarında, 0° gantri açısında tedavi planlama sistemindeki MU'larla ayrı ayrı ışınlandı. 5 farklı IMRT alanı için ayrı ayrı hesaplanan yüzey dozları  $d_{\max}$  noktasındaki doza normalize edilerek % yüzey dozu hesaplandı. Açık alanda olduğu gibi hesaplanan Gerbi ve Khan düzeltme faktörleri elde edilmiş değerlerden çıkarılarak gerçek yüzey dozu değerleri bulundu.

### 3.2.6. $d_{\max}$ Derinliğinde Tedavi Planlama Sistemi ile Film Dozimetrisi Sonuçlarının Karşılaştırılması

Bu karşılaştırma,  $d_{\max}$  derinliğinde elde edilen TPS ve film dozimetrisinin 2D doz dağılımlarının uygunluğunu araştırmak için yapıldı. Sanal izodoz dağılımı elde etmek için, daha önce Eclipse ve CMS-XiO tedavi planlama sistemlerinde oluşturulan katı su fantomlarının  $d_{\max}$  kesitlerindeki akı haritaları (fluence map) dinamik ve statik IMRT'de 5 alan için ayrı ayrı oluşturuldu. Oluşturulan bu akı haritaları PTW Verisoft programında açılarak izodoz eğrilerine dönüştürüldü. Film dozimetrisi ile  $d_{\max}$  derinliğinde elde edilen 2D izodoz dağılımları ile tedavi planlama sisteminden elde edilen doz dağılımları, PTW Verisoft programı kullanılarak karşılaştırıldı. Karşılaştırma Gamma index metodu ile yapıldı.

Gamma index metodu; ölçülen dozu referans olarak kullanıp doz farkı (dose difference) ve doz mesafe uyumuna (DTA, distance-to-agreement) dayanarak hesaplama yapan bir değerlendirme yöntemidir. DTA herhangi bir noktada ölçülen doz ile hesaplanan

dağılımda bu doz değeriyle aynı değere sahip olan doz noktası arasındaki mesafedir. Doz farkı, hesaplanan ve ölçülen dağılımların karşılaştırılmasında aynı noktada farklı doz okunan bölgeleri gösterir. Doz dağılımlarının değerlendirilmesinde doz farkı ve DTA birbirini tamamlayan iki parametredir (28, 29).

Çalışmamızda, Gamma indeks yönteminde kullanılan %doz farkı (%DD) ve DTA değerlerinin değişimine bağlı olarak TPS'de hesaplanan ve film ile ölçülen doz dağılımlarının uyumu ve değerlendirmeyi geçen nokta sayısı araştırıldı. %3-3 mm, %5-5 mm kriterleri göz önüne alınarak sonuçlardan tablolar oluşturuldu.

### **3.2.7. Rando Fantomda Yüzey Dozu Ölçümleri**

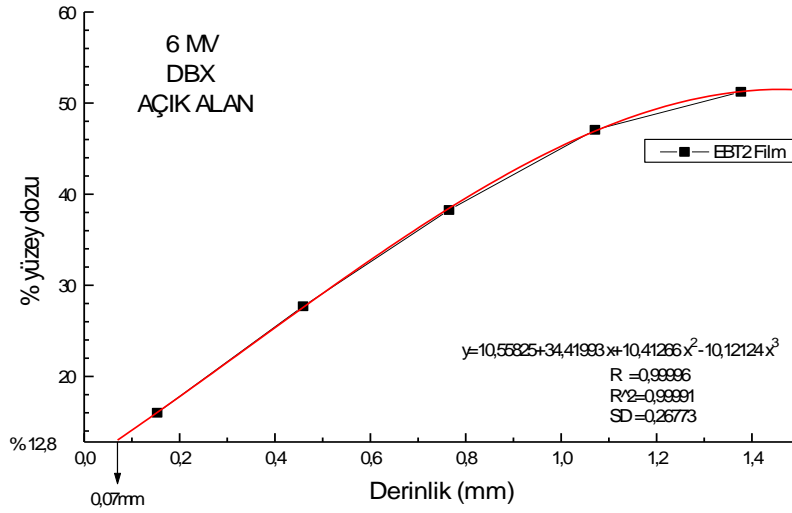
İki tedavi planlama sisteminde de baş-boyun doz sınırlamalarına göre yapılan 5-alan IMRT planları, Focal Sim ve Lantis bilgisayar ağı aracılığı ile Siemens Oncor ve Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcılarına aktarıldı. Ölçümlerde EBT2 Gafchomic Film kullanıldı. Filmler, Alderson rando fantomda izosantıra denk gelen fantom kesitleri arasına ve her gantri açısı için alan giriş noktalarına, maske altında ve maske üzerinde olacak şekilde yerleştirildi ve ışınlandı.

Işınlanan filmler daha önce olduğu gibi 1 gün bekletildikten sonra tarama yönlerine dikkat edilerek tarandı ve Image J programında kırmızı renge ayrılan filmler tiff. formatında kaydedildi. Mephysto mc<sup>2</sup> FilmAnalyze programında açılan filmlerin piksel cinsinden optik yoğunlukları daha önce elde edilen kalibrasyon eğrisine göre doza çevrildi. Her film için 10 noktanın dozu okunarak ortalama doz hesaplandı ve tablo oluşturuldu. Elde edilen sonuçlar maske etkisine göre karşılaştırıldı. Ayrıca izosantıra denk gelen kesitteki TPS ile hesaplanan dozlar, film dozimetrisi sonucunda elde edilen dozlarla karşılaştırıldı.

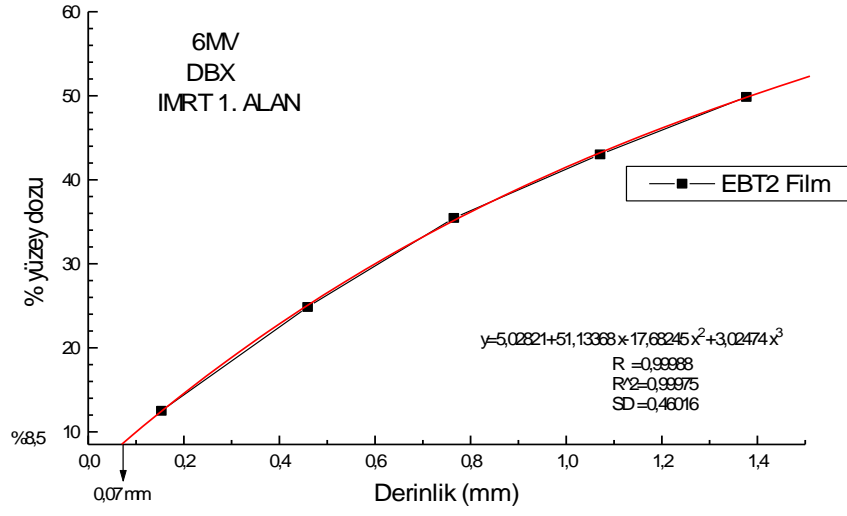
## 4. BULGULAR

### 4.1. 0,07 mm'deki Yüzey Dozlarının Film Dozimetrisi ile Tayini

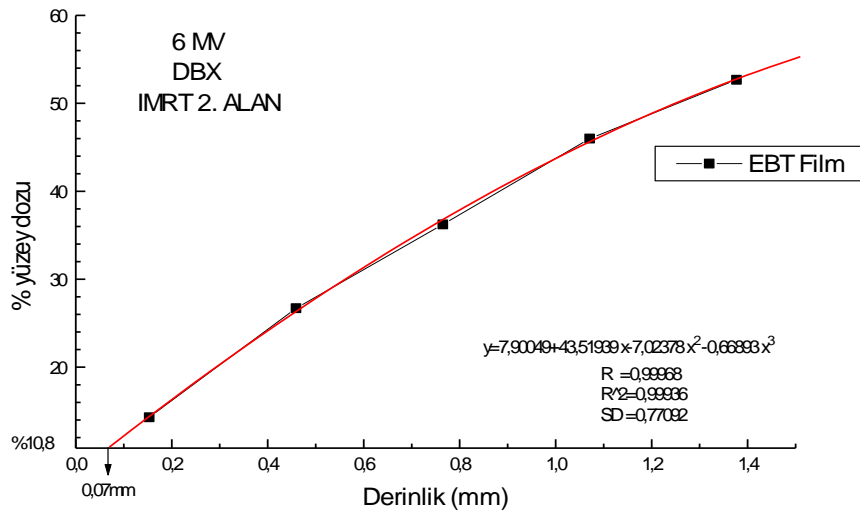
Yüzeydeki 5 film için efektif noktalara göre okunan dozlar  $d_{max}$  derinliğinde okunan doza normalize edilerek yüzde yüzey dozu (%YD) hesaplandı. 5 film için hesaplanan yüzey dozları kullanılarak elde edilen 3. dereceden polinom eğrisi aracılığı ile her bir alanda 0,07 mm'deki yüzey dozları tayin edildi. Alanlara göre elde edilen sonuçlar, dinamik IMRT için Şekil 4-1, Şekil 4-2, Şekil 4-3, Şekil 4-4, Şekil 4-5 ve Şekil 4-6'da ve statik IMRT için Şekil 4-7, Şekil 4-8, Şekil 4-9, Şekil 4-10, Şekil 4-11 ve Şekil 4-12'de gösterilmiştir.



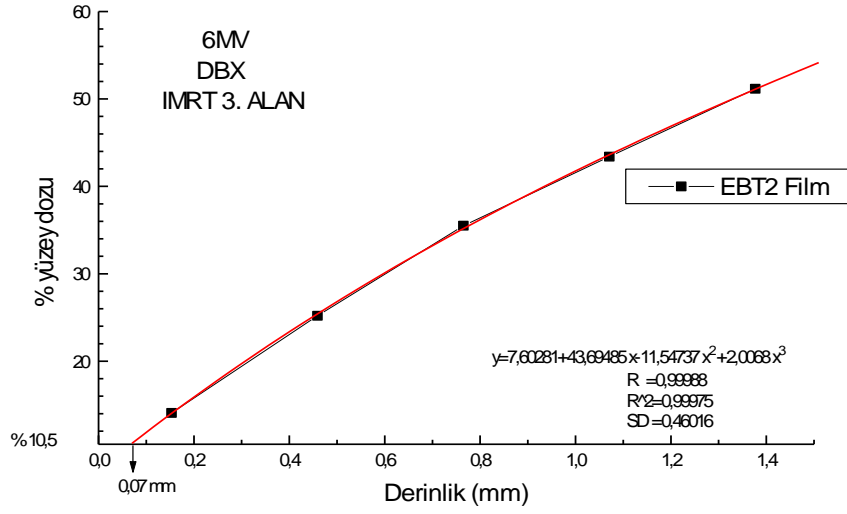
Şekil 4-1: Dinamik IMRT'de açık alan için 0,07 mm'deki yüzey dozu



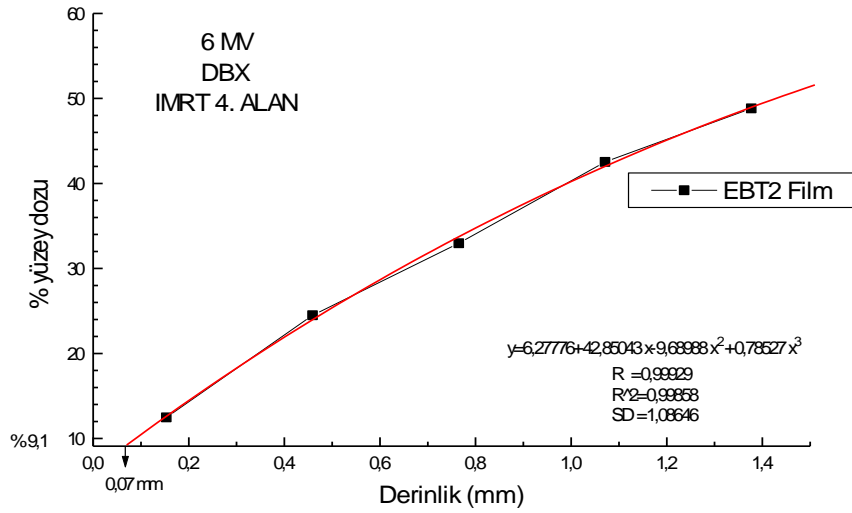
Şekil 4-2: Dinamik IMRT’de IMRT 1. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu



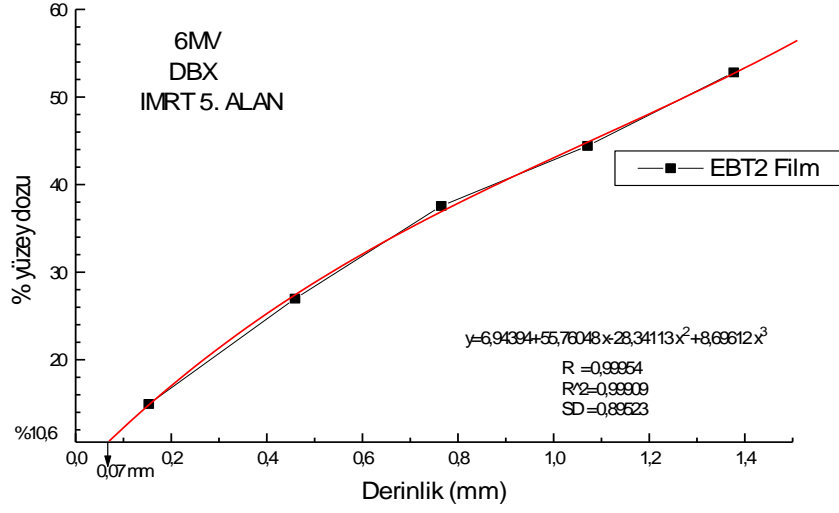
Şekil 4-3: Dinamik IMRT’de IMRT 2. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu



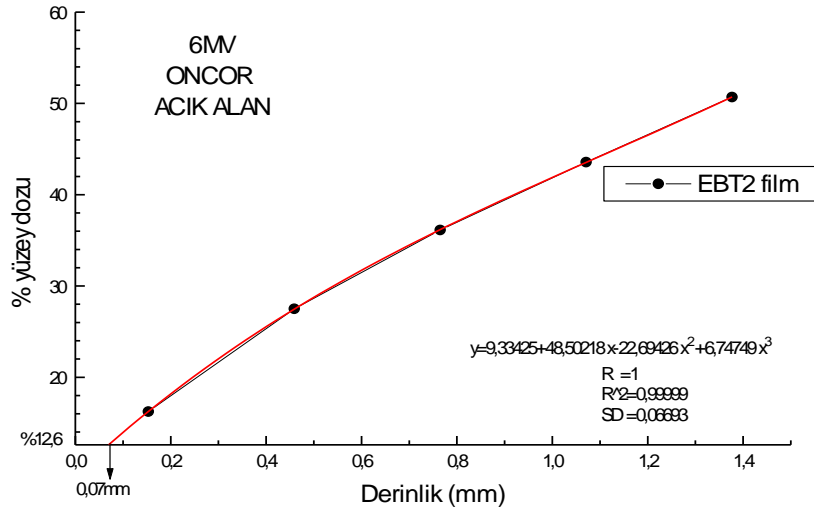
Şekil 4-4: Dinamik IMRT’de IMRT 3. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu



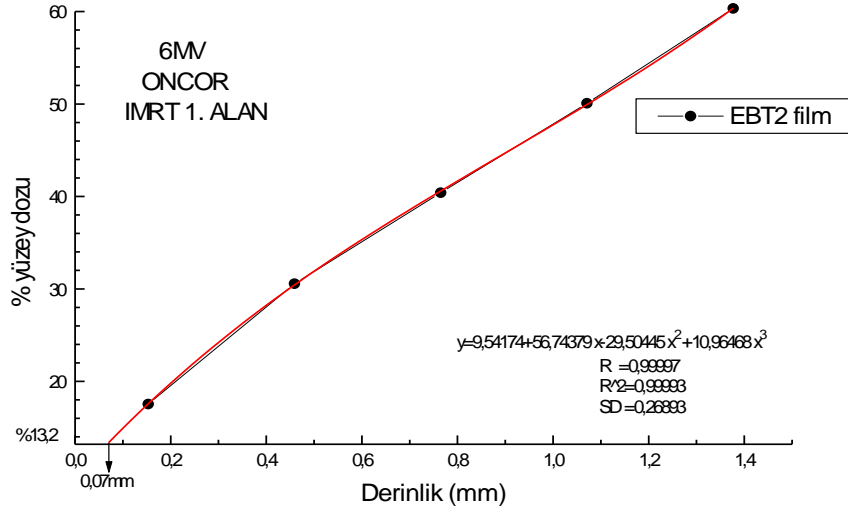
Şekil 4-5: Dinamik IMRT’de IMRT 4. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu



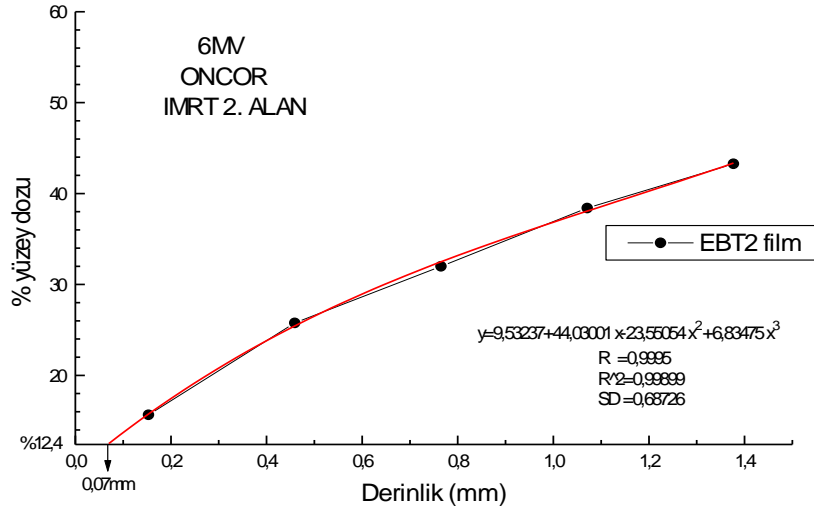
Şekil 4-6: Dinamik IMRT’de IMRT 5. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu



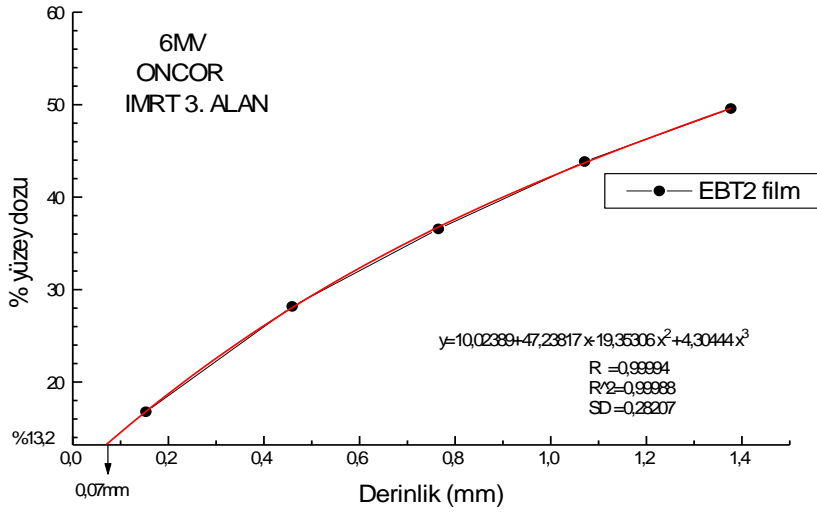
Şekil 4-7: Statik IMRT’de açık alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu



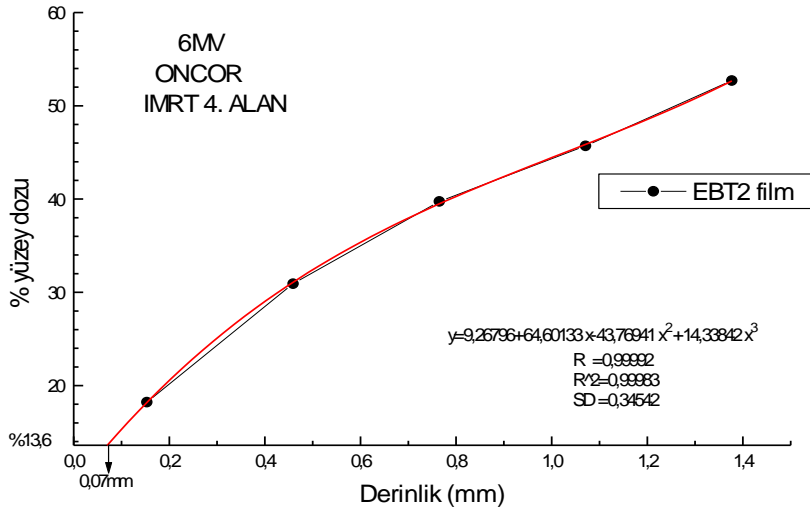
Şekil 4-8: Statik IMRT’de IMRT 1. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu



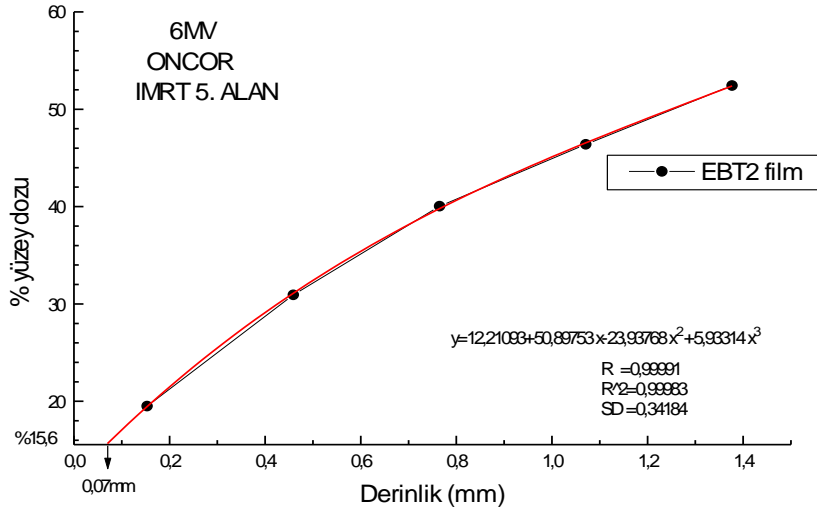
Şekil 4-9: Statik IMRT’de IMRT 2. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu



Şekil 4-10: Statik IMRT’de IMRT 3. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu



Şekil 4-11: Statik IMRT’de IMRT 4. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu



Şekil 4-12: Statik IMRT’de IMRT 5. alan için 0,07 mm’deki yüzey dozu

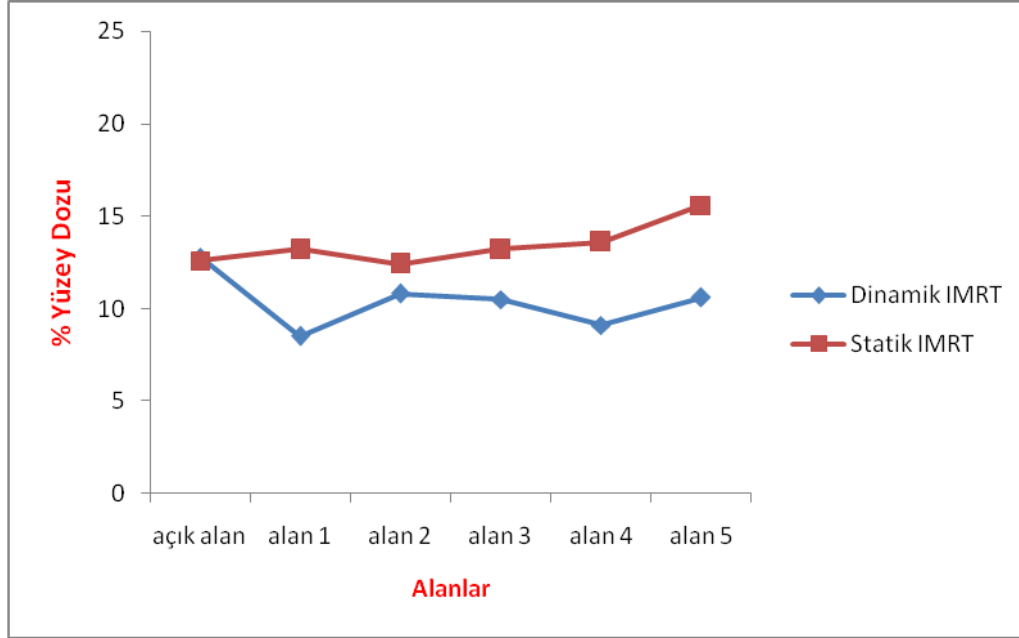
#### 4.2. Yüzey Dozlarının Film Dozimetrisi ile Elde Edilmesi

Grafiklerden elde edilen sonuçlar, açık alan ve IMRT alanları için Tablo 4-1’de verilmiştir.

Tablo 4-1: EBT2 film ile dinamik ve statik IMRT’de yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanları için karşılaştırılması

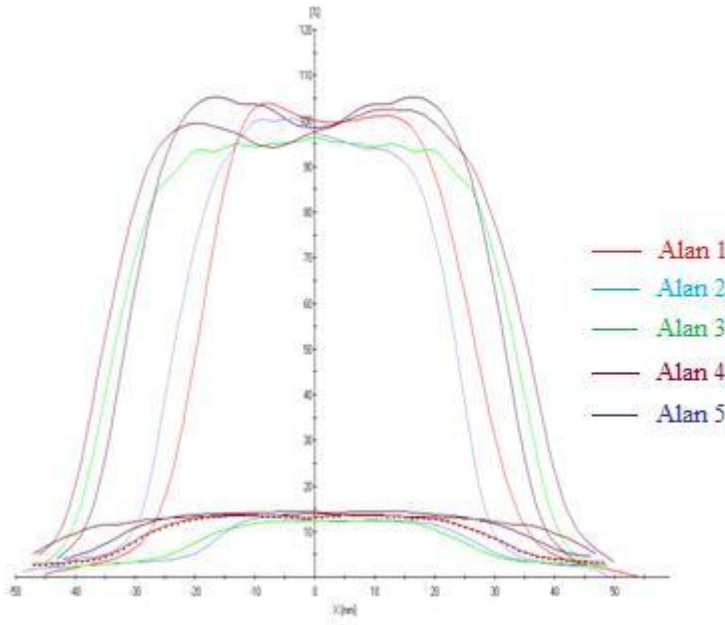
EBT2 FİLM	% Yüzey Dozu (0,07 mm)	
	Dinamik IMRT	Statik IMRT
Açık Alan	12,8	12,6
Alan 1	8,5	13,2
Alan 2	10,8	12,4
Alan 3	10,5	13,2
Alan 4	9,1	13,6
Alan 5	10,6	15,6

Yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanlarına bağlı değişimi ise Şekil 4-13 de gösterilmiştir.

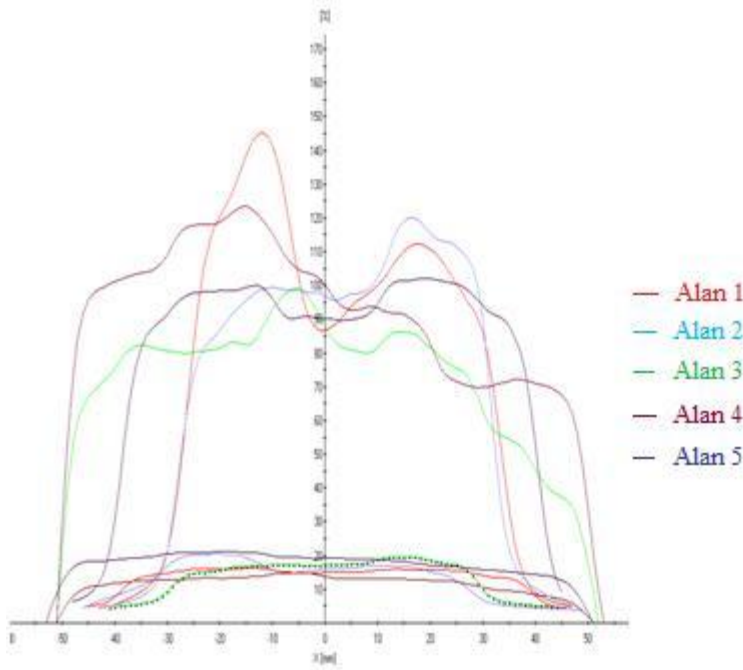


**Şekil 4-13: EBT2 film ile dinamik ve statik IMRT’de yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanlarına bağlı değişim eğrisi**

Beş IMRT alanının yüzeydeki ve  $d_{mx}$ ’taki doz profilleri, dinamik IMRT için Şekil 4-14’te, statik IMRT için Şekil 4-15’te gösterilmiştir. Simetrik olmayan doz şiddet haritalarından dolayı doz profilleri simetrik değildir. Ancak, statik IMRT ile elde edilen yüzeydeki doz profillerinin, dinamik IMRT ile elde edilen doz profillerinden çok daha düzensiz oldukları görülmüştür.



Şekil 4-14: Dinamik IMRT için  $d_{max}$  ve yüzeyde filmle elde edilen doz profilleri



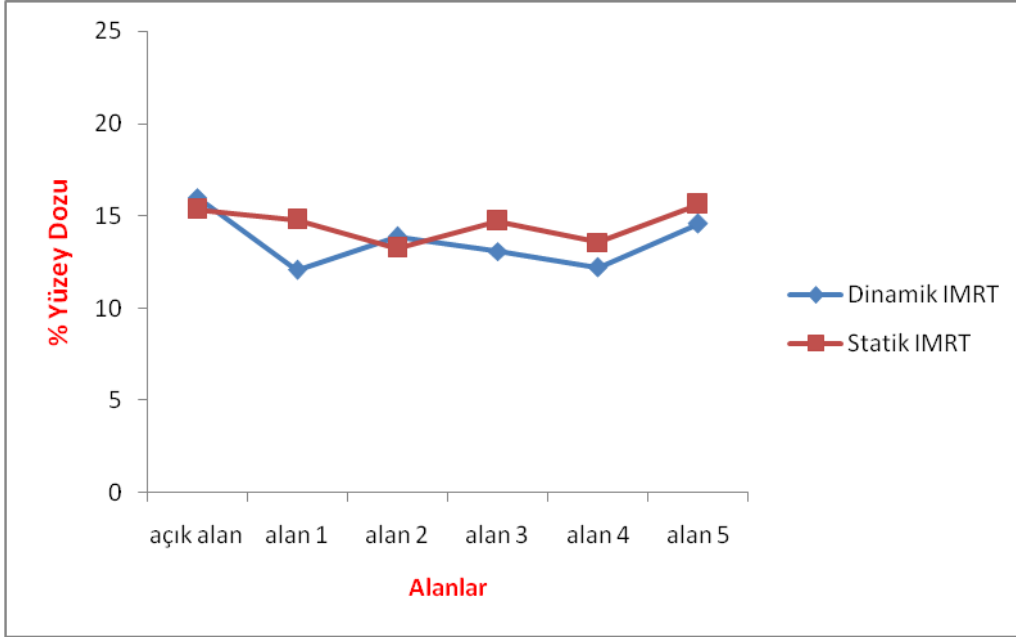
Şekil 4-15: Statik IMRT için  $d_{max}$  ve yüzeyde filmle elde edilen doz profilleri

### 4.3. Yüzey Dozlarının Paralel Plak İyon Odası ile Elde Edilmesi

Dinamik ve statik IMRT için aynı set-up düzeneğinde yapılan paralel plak iyon odası ölçümlerinden elde edilen sonuçlar, açık alan ve IMRT alanları için Tablo 4-2’ de verilmiştir. Şekil 4-16’da yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanlarına bağlı değişimi gösterilmiştir.

**Tablo 4-2: Paralel plak iyon odası ile dinamik ve statik IMRT’de yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanları için karşılaştırılması**

P.P.i.O.	% Yüzey Dozu (0,03 mm)	
	Dinamik IMRT	Statik IMRT
Açık Alan	16	15,34
Alan 1	12,06	14,79
Alan 2	13,87	13,25
Alan 3	13,07	14,73
Alan 4	12,21	13,57
Alan 5	14,56	15,61



**Şekil 4-16: Paralel plak iyon odası ile dinamik ve statik IMRT’de yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanlarına bağlı değişim eğrisi**

#### **4.4. Film ve Paralel Plak İyon Odası İle Elde Edilen Yüzey Dozlarının Karşılaştırılması**

Dinamik ve statik IMRT için açık alan ve IMRT alanlarında paralel plak iyon odası ve film ile ölçülen yüzey dozları aşağıda Tablo 4-3 ve Tablo 4-4’te karşılaştırılmıştır. Paralel plak iyon odası ve film ile ölçülen yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanlarına bağlı değişim eğrisi dinamik IMRT için Şekil 4-17 ile, statik IMRT için Şekil 4-18 ile gösterilmiştir.

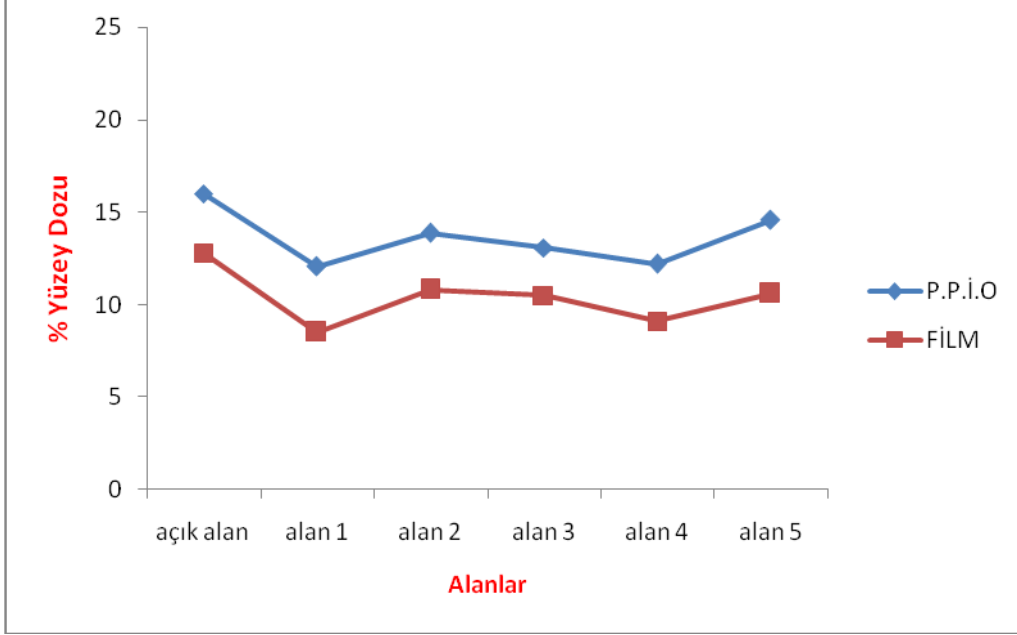
**Tablo 4-3: Dinamik IMRT’de açık alan ve IMRT alanlarında yüzey dozlarının paralel plak ve film ile karşılaştırılması**

DİNAMİK IMRT	% Yüzey Dozu	
	P.P.İ.O	FİLM
Açık Alan	16	12,8
Alan 1	12,06	8,5
Alan 2	13,87	10,8
Alan 3	13,07	10,5
Alan 4	12,21	9,1
Alan 5	14,56	10,6

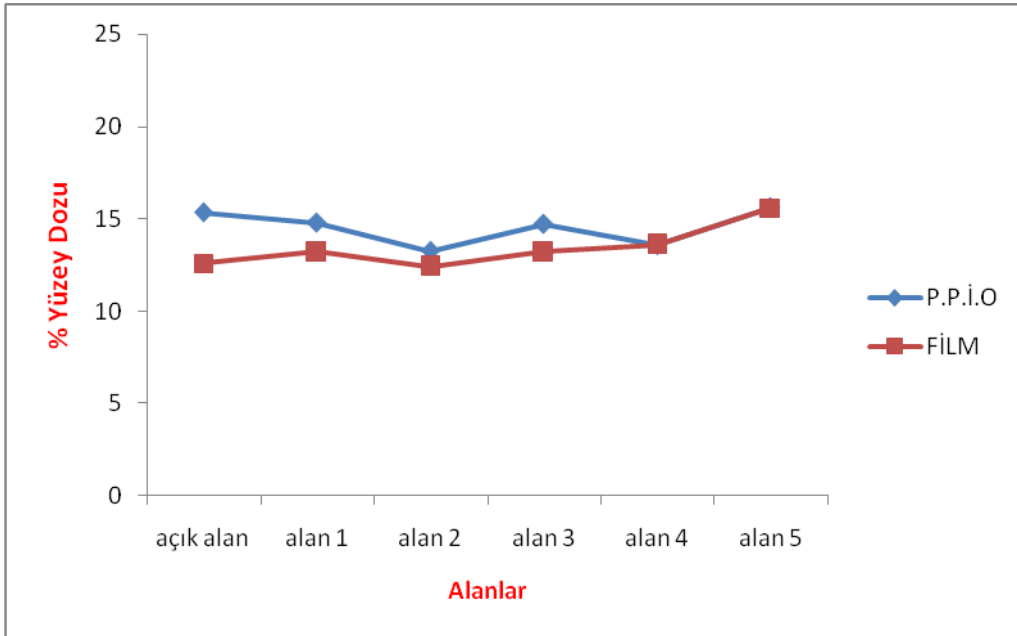
**Tablo 4-4: Statik IMRT’de açık alan ve IMRT alanlarında yüzey dozlarının paralel plak ve film ile karşılaştırılması**

STATİK IMRT	% Yüzey Dozu	
	P.P.İ.O	FİLM
Açık Alan	15,34	12,6
Alan 1	14,79	13,2
Alan 2	13,25	12,4
Alan 3	14,73	13,2
Alan 4	13,57	13,6
Alan 5	15,61	15,6

Paralel plak iyon odası ve film ile ölçülen yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanlarına bağlı değişimi dinamik ve statik IMRT için aşağıda eğriler halinde gösterilmiştir.



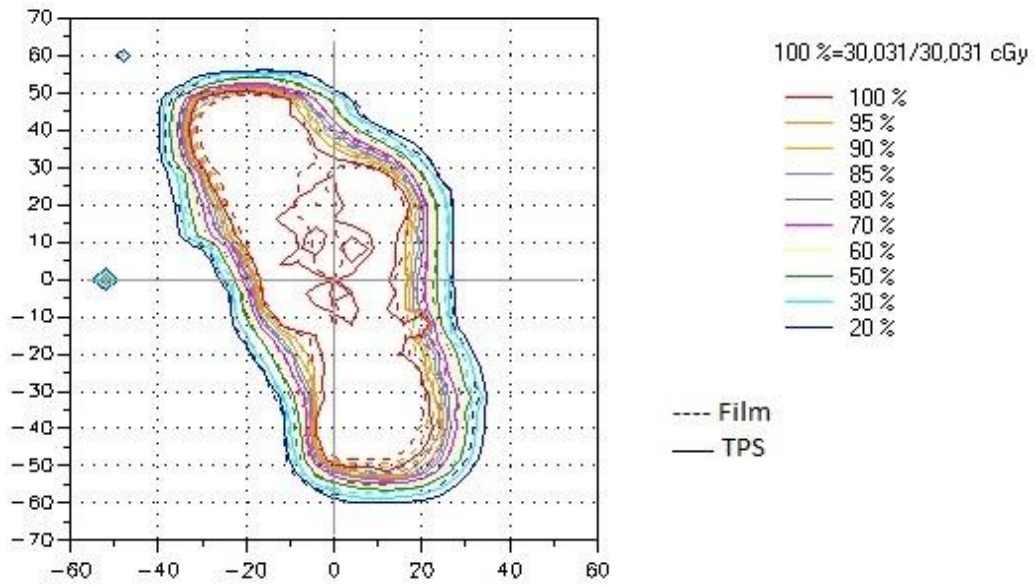
Şekil 4-17: Dinamik IMRT için paralel plak iyon odası ve film ile ölçülen yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanlarına bağlı değişim eğrisi



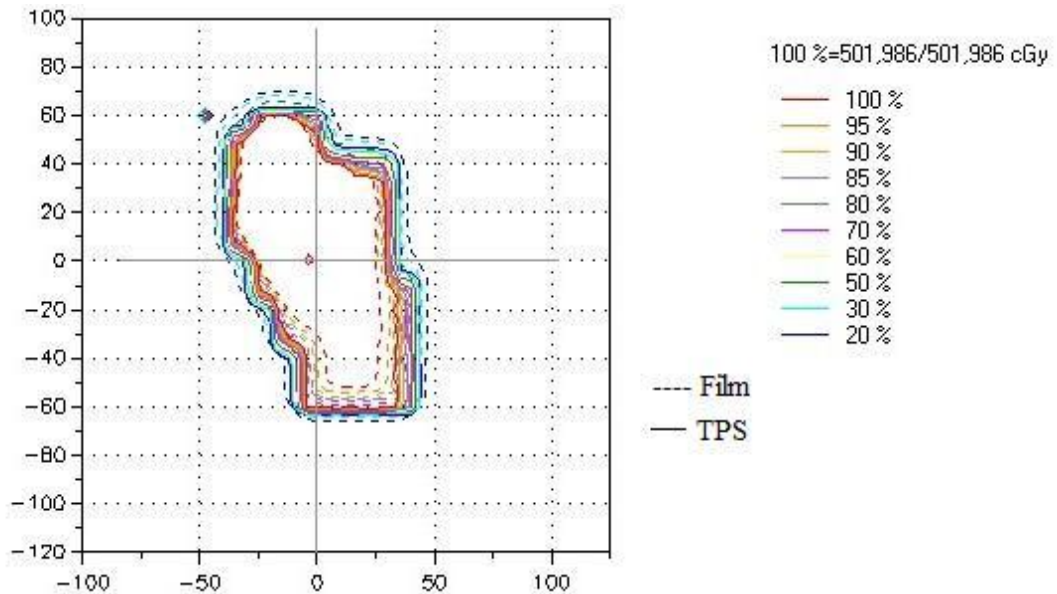
Şekil 4-18: Statik IMRT için paralel plak iyon odası ve film ile ölçülen yüzey dozlarının açık alan ve IMRT alanlarına bağlı değişim eğrisi

#### 4.5. Tedavi Planlama Sistemi ile Hesaplanan ve Film Dozimetrisi ile Ölçülen Sonuçların Karşılaştırılması

Film dozimetrisi ve TPS ile elde edilen  $d_{max}$  derinliğindeki izodoz dağılımları Gamma index metodu ile Verisoft programında karşılaştırıldı. %3-3 mm ve %5-5mm kriterleri göz önüne alındı. %3-3 mm kriteri ile karşılaştırma dinamik IMRT için Şekil 4-19, statik IMRT için Şekil 4-20’de verilmiştir.



Şekil 4-19: Dinamik IMRT için film ile ölçülen ve TPS’de hesaplanan dağılımların Gamma index metodu kullanılarak karşılaştırılması (alan 1, %3-3 mm kriteri)



Şekil 4-20: Statik IMRT için film ile ölçülen ve TPS’de hesaplanan dağılımların Gamma index metodu kullanılarak karşılaştırılması (alan 1, %3-3 mm kriteri)

Dinamik ve statik IMRT için bulunan sonuçlar Tablo 4-5 ve Tablo 4-6'da verilmiştir.

**Tablo 4-5: Dinamik IMRT için TPS'de hesaplanan ve film ile ölçülen izodoz dağılımlarının karşılaştırılmasında Gamma index değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi**

Dinamik IMRT	%3-3 mm	%5-5 mm
Alan 1	90,36	97,82
Alan 2	81,35	96,82
Alan 3	91,33	97,59
Alan 4	91,43	98,52
Alan 5	92,05	97,68

**Tablo 4-6: Statik IMRT için TPS'de hesaplanan ve film ile ölçülen izodoz dağılımlarının karşılaştırılmasında Gamma index değerlendirmesini geçen noktaların yüzdesi**

Statik IMRT	%3-3 mm	%5-5 mm
Alan 1	63,47	92,51
Alan 2	67,76	87,67
Alan 3	59,16	82,75
Alan 4	75,03	93,58
Alan 5	86	97,61

#### 4.6. Rando Fantomda Yüzey Dozu Ölçümleri

Alderson Rando fantomda yapılan ölçümlerde yüzeyde okunan dozlar maske etkisi göz önüne alınarak karşılaştırıldı. Sonuçlar dinamik IMRT için Tablo 4-7, Statik IMRT için Tablo 4-8'de verilmiştir. Ayrıca merkezi ekseninde TPS ile hesaplanan dozlar film dozimetrisi sonucunda elde edilen dozlarla Tablo 4-9'da karşılaştırıldı.

**Tablo 4-7: Dinamik IMRT için yüzey dozlarının 5 alan için maske etkisine göre karşılaştırılması**

DİNAMİK IMRT	Dozlar (cGy)		FARK (%)
	Ciltte	Maske üstünde	
g0	190	97	95
g54	12	10	20
g286	424	290	46
g162	270	—	—
g216	431	—	—

**Tablo 4-8: Statik IMRT için yüzey dozlarının 5 alan için maske etkisine göre karşılaştırılması**

STATİK IMRT	Dozlar (cGy)		FARK (%)
	Ciltte	Maske üstünde	
g0	257	142	81
g54	58	23	152
g286	404	308	31
g162	237	—	—
g216	365	—	—

**Tablo 4-9: Merkezi eksen de film ve TPS de izosantr nokta dozlarının karşılaştırılması**

MERKEZİ EKSEN	Dozlar (cGy)		FARK (%)
	FİLM	TPS	
Dinamik IMRT	550 ± 5,57	574 ± 1,29	4,3
Statik IMRT	503 ± 2,64	514 ± 3,3	2,2

## 5. TARTIŞMA

IMRT, tedavi alanı içinde dinamik doz değişiklikleri yapabilen ve hedef dokular dışındaki dokulara fazla doz vermeden tümör dozunu arttırabilmeye olanak sağlayan bir tedavi yöntemidir. IMRT tekniği özellikle baş-boyun tümörlerinin tedavisinde giderek artan bir oranda kullanılmaktadır. Tipik bir IMRT planlamasında, konturlanan hedef hacimlerin ve riskli organların doz veya doz hacim sınırlamalarının belirlenmelidir.

Baş-boyun IMRT'sinde cilt dozu sınırlayıcı bir parametredir. Yüksek cilt dozu önemli komplikasyonlara neden olur, bu sebeple uygun tedaviye karar verebilmek için hastanın ciltteki dozunun bilgisi gereklidir. Uygun dozimetrik sistemlerle bu dozların belirlenmesi yüzey dozu açısından öneme sahiptir (31, 33).

Çalışmamızda; Siemens Oncor lineer hızlandırıcı ve Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcı kullanıldı. Alderson Rando fantomda Eclipse ve CMS-XiO tedavi planlama sistemlerinde dinamik ve statik IMRT tekniği ile 5-alan IMRT planları oluşturuldu. IMRT planları katı su fantomuna aktarıldı. Markus paralel plak iyon odası ve Gafchromic EBT2 film kullanılarak yüzey dozları araştırıldı. ICRU Rapor 39'a göre pratik doz değerlendirilmesinde tavsiye edilen cilt derinliği 0,07 mm'dir (24). Yüzey dozları film dozimetrisiyle 0,07 mm'de incelendi.

Dinamik ve statik IMRT için aynı set-up düzeneğinde yapılan **film ölçümlerinde**, dinamik IMRT'de yüzey dozları, açık alan için **%12,8**, 1. IMRT alanı, 2. IMRT alanı, 3. IMRT alanı, 4. IMRT alanı ve 5. IMRT alanı için sırasıyla, **%8,5**, **%10,8**, **%10,5**, **%9,1** ve **%10,6** bulunmuştur. Açık alan ve IMRT alanları karşılaştırıldığında, açık alan ve IMRT alanları arasında %2-4,3 fark hesaplanmıştır. Dinamik IMRT alanlarında yüzey dozu, açık alan yüzey dozundan daha düşük bulunmuştur. Statik IMRT için yüzey dozları, açık alanda **%12,6** ve 5 IMRT alanı için sırasıyla, **%13,2**, **%12,4**, **%13,2**, **%13,6** ve **%15,6**'dır. Açık alan yüzey dozları IMRT alanlarının yüzey dozlarıyla karşılaştırıldığında %0,2-3 fark hesaplanmıştır. Statik IMRT alanlarında yüzey dozunun, açık alan yüzey dozundan daha fazla olduğu görülmüştür.

Dinamik ve statik IMRT için **paralel plak iyon odasıyla** da yüzey dozu ölçümleri yapılmıştır. Yüzey dozu, dinamik IMRT'de açık alan için **%16**, ve 5 IMRT alanı için sırasıyla **%12,06**, **%13,87**, **%13,07**, **%12,21** ve **%14,56**'dır. Açık alanda yüzey dozları dinamik IMRT alanlarına göre %1,44-3,94 daha yüksek bulunmuştur. Statik IMRT'de ise

yüzey dozları açık alan için **%15,34** ve 5 IMRT alanı için sırasıyla, **%14,79**, **%13,25**, **%14,73**, **%13,57** ve **%15,61**'dir. Açık alan ve IMRT alanları karşılaştırıldığında statik IMRT de yüzey dozları arasındaki fark **%0,27-2,1**' dir. Açık alanlarda yüzey dozu statik IMRT alanlarından hafifçe daha yüksek çıkmıştır.

Dinamik IMRT'de her iki dozimetri sistemi için de açık alan yüzey dozu daha fazla ölçülmüştür. Statik IMRT'de ise film ölçümlerinde benzer şekilde daha az ölçülürken paralel plak iyon odası ile hafifçe daha fazla bulunmuştur.

Doğan ve ark. (4), paralel plak iyon odası ve film kullanarak yaptıkları çalışmada, step-and-shoot (statik IMRT) tekniği ile çeşitli optimizasyonlarla elde edilmiş alt alanlara sahip, farklı alan boyutlarıyla oluşturulmuş IMRT planlarının yüzey dozlarını açık alan yüzey dozlarıyla karşılaştırmışlardır. 6x6 cm<sup>2</sup> alan için 0° gantri açısında paralel plak iyon odasıyla yapılan ölçümlerde, 0 mm'de yüzey dozu açık alan için %11,1 iken, farklı optimizasyonlarla elde edilmiş iki farklı IMRT planında %10,2 ve %10,7'dir. Bu sonuçlar 12x12 cm<sup>2</sup> alan için sırasıyla %18,5, %16,7 ve %17,9'dur. Film ile yapılan ölçümlerde ise 6x6 cm<sup>2</sup> alan için, açık alan ve 2 IMRT alanı için yüzey dozları sırasıyla %15, %14,9 ve %15,8'dir. Bu sonuçlar 12x12 cm<sup>2</sup> alan için sırasıyla %29,9, %28,5 ve %28,1'dir. Bu çalışmada, IMRT'nin tek başına yüzey dozunu arttırmadığı rapor edilmiştir. Yüzey dozundaki artış başta oblik ışınlar olmak üzere baş-boyun maskelerinin bolus etkisi ve konturlama gibi parametrelere bağlanmıştır. Yüksek cilt dozunu azaltmak için cildi kritik organ olarak tanımlamak, ayrıca hedef volümü cilde kadar uzatmak ve hedef dozun hastanın cildini sarması gerekliliği önerilmiştir (4). Çalışmamızda bulduğumuz sonuçlar, sayısal olarak, kullanılan lineer hızlandırıcı dizaynından dolayı farklılıklar gösterse de literatür bulgularıyla uyumludur .

Thomas ve ark., (31) step-and-shoot tekniğiyle oluşturulan IMRT alanları ve konformal radyoterapi alanlarını yüzey dozu açısından karşılaştırmışlardır. Çalışmaya göre IMRT'nin yüzey dozunu arttırmadığını, ancak yüzeye yakın PTV durumunda tersten planlamanın (inverse planning) cildi aşırı yüklemesi nedeniyle yüzey dozunun arttığını bildirmişlerdir. Cildi kritik organ olarak tanımlamanın ve bolus kullanmanın yüzey dozunu azalttığını rapor etmişlerdir.

Yokoyama ve ark., yaptıkları çalışmada açık alan dozları ile dinamik ve statik IMRT alan dozlarını karşılaştırmışlardır. Dinamik ve statik IMRT alanları açık alan ile karşılaştırıldığında 2 mm'de, açık alan dozları dinamik ve statik IMRT'den sırasıyla %10 ve %11 daha fazla çıkmıştır. Tedavi toksisitesi için daha etkili olan şey, oblik ışınlar, maskede

bolus etkisinin artması, target volümde build-up bölgesinin dahil edilmesi gibi parametrelerin IMRT'ye eşlik etmesidir (11). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde açık alan dozları IMRT alanlarının yüzey dozundan daha fazla bulunmuştur.

Chen ve ark., (7) paralel plak iyon odası ve film kullanarak yaptıkları çalışmada 0,07 mm'de yüzey dozunu açık alan için %20,7, IMRT alanı için %20,1 olarak ölçmüşlerdir. Bu sonuç doğrultusunda IMRT'nin tek başına yüzey dozunu arttırmadığını, yüzey dozunun segment yoğunluklarına göre farklılık gösterebildiğini ve yoğunluk modellemesine bağlı olduğunu rapor etmişlerdir. Bulduğumuz sonuçlar yukarıdaki literatürlerle uyumluluk göstermektedir.

Lee ve ark., farklı IMRT teknikleri kullanarak yaptıkları çalışmada, cildin kritik organlara dahil edilmesi durumunda yüzey dozunun %19-27 oranında azaldığını bildirmişlerdir (32).

Court ve ark. yaptıkları çalışmada benzer şekilde yüzey dozlarındaki artışı minimize etmek için konturlamanın uygun yapılması gerektiğini ve cildin kritik organlara dahil edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir (22).

Paralel plak iyon odası ve film ile yapılan ölçümlerde iki dozimetrik sistem arasında farklılıklar görülmüştür. Bu farklar dinamik IMRT için %19-27, statik IMRT için %1-10 arasında değişim göstermektedir. Bu farklılık, paralel plak iyon odasının etkin ölçü noktasının 0.03 mm, filmin ise 0.07 mmde olmasından kaynaklanmaktadır.

Doğan ve ark., (4) paralel plak iyon odası ve film ile elde ettikleri yüzey dozu sonuçlarını karşılaştırdıklarında, 5 mm'nin altında uyum görülürken, 5 mm'ye kadar farklılıklar bildirmişlerdir. Bunun sebebi tarayıcı çözünürlüğünün kısıtlamaları nedeniyle film yüzeyindeki doğruluğun tam olarak belirlenememesidir Bulduğumuz sonuçlar literatürle uyumludur.

Birçok gelişmeye rağmen TPS ile hesaplanan ve dozimetrik yöntemlerle ölçülen doz dağılımları yüzeyde ve build-up bölgesinde farklılıklar göstermektedir. Film dozimetrisi ve TPS ile  $d_{max}$  kesitinden elde edilen izodoz dağılımları Gamma index metodu ile karşılaştırıldı. % doz farkı (DD) ve uyum içindeki noktalar arasındaki mesafe (DTA)'nin değişimine bağlı olarak değerlendirmeyi geçen noktaların yüzde olarak değerleri bulundu. Değerlendirmede %3-3 mm ve %5-5 mm kriterleri göz önüne alındı.

Dinamik IMRT'de **%3-3 mm** kriterine göre TPS ile uyumlu noktaların yüzdesi 5 IMRT alanı için sırasıyla **%90,36**, **%81,35**, **%91,33**, **%91,43** ve **%92,05**'tir. **%5-5 mm**

kriterine göre bakıldığında bu sonuçlar sırasıyla %97,82, %96,82, %97,59, %98,52 ve %97,68'dir. Statik IMRT'de ise %3-3 mm kriterine göre bakıldığında TPS ile uyumlu noktaların yüzdesi ve 5 IMRT alanı için sırasıyla %63,47, %67,76, %59,16, %75,03 ve %86'dır. %5-5 mm kriterine göre bakıldığında bu sonuçlar sırasıyla %92,51, %87,67, %82,75, %93,58 ve %97,61'dir.

Gamma index metodu, özellikle penumbra gibi yüksek doz değişiminin olduğu bölgelerde ve düşük doz bölgelerinde hata payı artığından, ölçülen ve hesaplanan dozu her zaman doğru tahmin edememektedir.

Doğan ve ark. (4), ölçülen ve hesaplanan yüzey dozları arasındaki farkı 2mm ve daha derin noktalarda %2,5'tan daha az bulmuşlardır. Fakat bu fark yüzeyde %25, yüzeyin 1 mm altında %5 olarak bulunmuştur. Bunun nedenini kullanılan tedavi planlama sisteminin algoritmasında, yüzeyde ve build-up bölgesinde elektron kontaminasyonunun hatalı modellenmesi olarak bildirmişlerdir. Higgins ve ark., hesaplanan ve ölçülen yüzey dozları arasında %10-12 fark bulmuşlardır. Bu farkın konturlamadan kaynaklı olduğunu, dış konturla havanın kesişiminde hesaplanan doza bağlı olduğunu tahmin etmişlerdir (5). Çalışmamızda bulunan sonuçlar literatürlerle benzerlik göstermektedir.

Chung ve ark., aynı IMRT planları için iki farklı tedavi planlama sisteminde yüzey dozlarını araştırmışlardır. İki farklı TPS arasında yüzey dozları birbirine yakinken, TPS'ler ile ölçümler arasında farklılıklar görülmüştür. En büyük doz farkının ilk 1 cm'de ortaya çıktığını bildirmişlerdir. TPS ile ölçülen doz sonuçları arasındaki farkın en büyük nedeni lineer hızlandırıcının kafasındaki elektron kontaminasyonudur. Diğer bir neden ise radyokromik film (RCF) kaynaklı uniform olmayan doz dağılımıdır. 3. faktör olarak da yüzey konturlarının yüklenmesi gösterilmiştir (3).

Roland ve ark., TPS ile ölçülen doz arasındaki farkın nedenini lif geçirgenliğinden kaynaklı elektron kontaminasyonu olarak bildirmişlerdir. Step-and-shoot tekniği ile yapılan çalışmada hesaplanan ve ölçülen dozlar arasında %20 fark bulunmuştur (33). Bulgularımız literatürle benzerlik taşımaktadır.

Dinamik ve statik IMRT karşılaştırıldığında, film ile yapılan yüzey dozu ölçümlerinde statik IMRT' de yüzey dozu daha yüksek ölçülmüştür. İki IMRT tekniği arasındaki ortalama fark %27,2'dir. Paralel plak iyon odasıyla yapılan ölçümlerde ise statik IMRT' de yüzey dozları dinamik IMRT'deki yüzey dozlarından ortalama olarak %9,4 daha fazladır. Buna sebep olarak klinikte kullanılan lineer hızlandırıcıların MLC dizaynı ve linak kafasına monte

edilmesindeki farklılıklar gösterilebilir. Dinamik IMRT’de ölçülen doz dağılımlarının statik IMRT’ye göre TPS ile daha iyi uyum sağladığı görülmüştür. Dinamik IMRT tekniği daha karmaşık olmasına rağmen step-and-shoot tekniğindeki tongue-groove etkisi ve lif hareketi yönündeki artefaktlara sahip değildir. Bu etki IMRT alanlarının yüzey profillerinde açıkça görülmektedir. Hesaplanan ve ölçülen dozlar karşılaştırıldığında statik IMRT’nin daha kötü sonuçlar vermesinin sebebi TPS’in bu artefaktları hesaba katmıyor olmasıdır.

Dinamik ve statik IMRT için Alderson Rando fantomda, 5 alan için ışınların giriş noktalarına, maske altına ve maske üzerine olacak şekilde film yerleştirilerek yüzey dozları maske etkisi ile değerlendirilmiştir. Merkezi kesitte 60 Gy olacak şekilde yapılan ışınlamalarda yüzeyde ölçülen dozlar, maske altında, Dinamik IMRT tekniğinde 0°, 54°, 286°, 162°, 216° gantri açıları için sırasıyla 2280 cGy, 144 cGy, 5088 cGy, 3240 cGy ve 5172 cGy’dir. Maske üzerinde 162° ve 216° gantri açılarında konumları nedeniyle film yerleştirilememiştir. 0°, 54°, 286° gantri açıları için maske üzerinde okunan dozlar sırasıyla 1164 cGy, 120 cGy ve 3480 cGy’dir. Maske kullanımı, açık alan dozlarını dinamik IMRT’de sırasıyla %95, %20 ve %46 arttırmaktadır. Statik IMRT tekniğinde ise bu değerler maske altında 3480 cGy, 696 cGy, 4848 cGy, 2844 cGy ve 4380 cGy, maske üzerinde 1704 cGy, 276 cGy ve 3696 cGy’dir. Maske kullanımı, açık alan dozlarını statik IMRT’de sırasıyla %85, %152 ve %31 arttırmaktadır. Alanlar arasındaki yüzey dozu farklılıklarının nedeni, ışının geliş açısı, maske deliklerinin boyutu ve lezyonun cilde yakınlığının yüzey dozunu etkilemesidir (3, 4, 22)

Alderson Rando fantomda merkezi kesite denk gelen fantom kesitleri arasına yerleştirilen filmde okunan ve TPS ile hesaplanan doz, dinamik IMRT için sırasıyla 6600 cGy ve 6888 cGy’dir. Statik IMRT için bu değerler sırasıyla 6036 cGy ve 6168 cGy’dir. TPS de hesaplanan ve film ile ölçülen dozlar arasındaki farklar dinamik ve statik IMRT için sırasıyla %4,3 ve %2,2’dir.

Sonuç olarak; aynı volümler, aynı doz, aynı doz sınırlamaları ve aynı DVH için değerlendirildiğinde dinamik IMRT tekniği, yüzey doz dağılımları ve yüzey dozu açısından statik IMRT’ye göre daha iyi sonuçlar verir. Bunun yanı sıra lifler sürekli hareket ettiğinden lif pozisyonları, hızı ve doz hızı yüzey dozlarını da etkileyebileceğinden bu parametrelerin kontrol edilmesi önemli olacaktır.

IMRT tekniği geometrik parametrelerden çok, belirlenen tümör ve riskli organ volümlerine ve doz sınırlamalarına bağlıdır. Tüm yapılar için doz sınırlamalarının en uygun

şekilde belirlenmesi gerekir. Cilt dozu tedavi için sınırlayıcı bir parametredir ve tedavide ciddi cilt toksisitesi belirtilmiştir. Cildi kritik organlara dahil etmek bu yan etkileri minimize eder. Uygun olmayan doz sınırlamaları ve tedavi planları cilt açısından olumsuz sonuçlara neden olacaktır.

## KAYNAKLAR

1. IAEA. Podgorsak E.B. technical editor. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna, 2005.
2. Kim S, Liu CR, Zhu TC, Palta JR. Photon Beam Skin Dose Analyses for Different Clinical Setups. *Med.Phys.*1998; 25(6): 860-866.
3. 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
4. Dogan N and Glasgow GP. Surface and Build-up Region Dosimetry for Obliquely Incident Intensity Modulated Radiotherapy 6 MV x-rays. *Med. Phys.* 2003; 30: 3091–3096
5. Higgins PD, Han EY, Yuan JL, Hui S, Lee CK. Evaluation of Surface and Superficial Dose for Head and Neck Treatments Using Conventional or Intensity-Modulated Techniques. *Phys Med Biol.* 2007 Feb 21; 52(4): 1135-1146.
6. Anonymous. “International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)”. (1999)
7. Chen FQ, Gupta R, Metcalfe P. Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) Surface Dose Measurements Using PTW Advanced Markus Chamber. *Australas Phys. Eng. Sci. Med.* 2010; 33: 23-34
8. Khan F.M. *The Physics of Radiation Therapy* 3rd Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA, 2003.
9. Ravikumar M, Ravichandran R. Dose Measurements in the Build-up Region for the Photon Beams from Clinac-1800 Dual Energy Medical Linear Accelerator. *Strahlenther Onkol.* 2000; 176(5): 223-238
10. Devic S, Seuntjens J, Abdel-Rahman W, Evans M, Olivares M, Podgorsak EB. Accurate Skin Dose Measurement Using Radiochromic Film in Clinical Applications. *American Association of Physicists in Medicine.* 2006; 33(4): 1116-1119
11. Yokoyama S, Roverson P L, Litzenberg D W, Moran J M and Fraass B A. Surface Build-up Dose Dependence on Photon Field Delivery Technique for IMRT. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2004; 5: 71–81

12. Schegel W, Bortfeld T, Grosu A.L. *New Technologies in Radiation Oncology*. Verlag Berlin: Springer; 2006
13. Mayles P, Nahum A, Rosenwald J.C. *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*. Taylor& Francis, New York, 2007
14. 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.
15. [www.varian.com](http://www.varian.com)
16. [www.ptw.de](http://www.ptw.de)
17. ISP International Speciality Products, Gafchromic EBT2 Self-Developing Film For Radiotherapy Dosimetry [online] : <http://online1.ispcorp.com/layouts/Gafchromic/content/products/ebt2/pdfs/EBT2productSpec.pdf> , 2009.
18. ISP International Speciality Products, Gafchromic EBT2 Self-Developing Film For Radiotherapy Dosimetry [online] : [http://online1.ispcorp.com/\\_layouts/Gafchromic/content/products/ebt2/pdfs/GAFCHROMICEBT2 TechnicalBrief-Rev1.pdf](http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/content/products/ebt2/pdfs/GAFCHROMICEBT2 TechnicalBrief-Rev1.pdf) , 2009.
19. EPSON Expression 10000 XL Broşür , 2007.
20. Varian Medical Systems. Eclipse Treatment Planning System, 2006.
21. 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
22. Court LE, Roy B, Tishler MD. Experimental Evaluation of the Impact of Different Head and Neck Intensity Modulated Radiation Therapy Planning Techniques on Doses to the Skin and Shallow Targets. *Int J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 2007; 69(2): 607-613
23. Topuz E, Aydiner A, Karadeniz AN. Radyoterapinin Temel İlkeleri. Klinik Onkoloji. İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Yayınları, İstanbul, TR 2006; 16-33
24. ICRU Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources Report No.39, International Commission on Radiation Units and Measurement. Washington DC.1985
25. Gerbi BJ, Khan FM. The Polarity Effect for Commercially Available Plane-Parallel Ionization Chambers. *Med. Phys.* 1987; 14(2): 210-215
26. IAEA Technical Reports Series No.381. The use of plane paralel ionization chambers in high energy electron and photon beams, an international code of practice for dosimetry. International Atomic Energy Agency. 1997.

27. <http://mac.softpedia.com>
28. Bhardwaj AK, Sharma SC, Rana B, Shukla A. Study of 2D Chamber Array for Angular Response and QA of Dinamic MLC and Pre-treatment IMRT plans. *Rep. Pract. Onkol. Radiothe.* 2009; 14(3): 89-94
29. Wilcox E, Daskalov G, Nedialkova L. Comparison of the Epson Expression 1680 Flatbed and the Vidar VXR-16 Dosimetry PRO Film Scanners for Use in IMRT Dosimetry Using Gafchromic and Radiographic Film. *Med. Phy.* 2007 Jun; 34(1): 41-48
30. Williams P, Warwick R, Dyson M, Bannister L. *Gray's Anatomy.*
31. Thomas SJ, Hoole CF. The effect of optimization on surface dose in intensity modulated radiotherapy (IMRT). *Phys. Med. Biol.* 2004; 49: 1919-1928
32. Lee N, Chuang C, Quivey JM, Phillips TL, Akazawa P, Verhey LJ, Xia P. Skin Toxicity Due To Intensity Modulated Radiotherapy for Head-and-Neck Carcinoma. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2002; 53: 630-637
33. Roland FT, Stathakis S, Ramer R, Papanikolaou N. Measurement and Comparison of Skin Dose for Prostate and Head-and-Neck Patient Treated on Various IMRT Delivery Systems. *Apply. Radiat. And Iso.* 2008; 66: 1844-1849
34. Technical Report Series 398.(2000) Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Austria, International Atomic Energy Agency.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Özlem	<b>Soyadı</b>	Doruk
<b>Doğ.Yeri</b>	İstanbul	<b>Doğ.Tar.</b>	27.04.1985
<b>Uyruğu</b>	T.C.	<b>TC Kim No</b>	30923148640
<b>Email</b>	ozlemdoruk@hotmail.com	<b>Tel</b>	0533 631 36 18

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
<b>Doktora</b>		
<b>Yük.Lis.</b>		
<b>Lisans</b>	İstanbul Üniversitesi	2008
<b>Lise</b>	Beşiktaş Atatürk Anadolu Lisesi	2003

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Tıbbi Radyofizikçi	İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü	2009-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi	55	

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>LES Puanı</b>			
<b>(Diğer) Puanı</b>			

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
CMS XIO Treatment Planning System	İyi
Eclipse Treatment Planning System	İyi

### Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

### Özel İlgi Alanları (Hobileri):

