

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

**( YÜKSEK LİSANS TEZİ )**

**MEME KANSERİNDE YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ  
UYGULAMALARINDA BOLUS MATERYALİ ETKİSİNİN  
DOZİMETRİK OLARAK İNCELENMESİ**

**NAZAN DEDE**

**DANIŞMAN  
YRD. DOÇ. DR. MURAT OKUTAN**

**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI  
SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI**






**İSTANBUL-2015**

## TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programında Nazan DEDE tarafından hazırlanan Meme Kanserinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Uygulamalarında Bolüs Materyali Etkisinin Dozimetrik Olarak İncelenmesi" başlıklı Yüksek Lisans tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

22 / 05 / 2015

### Tez Sınav Jürisi

<u>Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)</u>	<u>İmzası</u>
1.Prof.Dr.Hatice BİLGE /İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı	
2. Prof.Dr.Rasim MERAL/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Klinik Onkoloji Anabilim Dalı	
3.Prof.Dr.Cem UZAL/ Trakya Üniversitesi Radyasyon Onkoloji Anabilim Dalı	
4.Doç.Dr.Seden KÜÇÜCÜK/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Klinik Onkoloji Anabilim Dalı	
5.Y.Doç.Dr.Murat OKUTAN/İ.Ü.Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Radyoterapi Programı / DANIŞMAN	

**BEYAN**

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

Nazan Dede



## İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

## TEŞEKKÜR

Çalışmam boyunca benden bilgi, destek ve sabrını esirgemeyen tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Murat Okutan'a,

Yüksek lisans öğrenimim boyunca kendilerinden çok şey öğrendim değerli hocalarım Prof. Dr. Hatice Bilge, Prof. Dr. Gönül Kemikler, Doç. Dr. İsmail Özbay, Yrd. Doç. Dr. Aydın Çakır'a,

Yardım ve bilgileri ile beni ilerleten sayın hocalarım Doç. Dr. Seden Küçüçük ve Uzm. Dr. Şule Karaman'a,

Tez çalışmam boyunca bana yardımcı olan başta Arş. Gör. Canan Köksal olmak üzere, Arş. Gör. Uğur Akbaş'a ve tüm enstitü çalışanlarına,

Okul bilgilerimi kullanmayı öğreten ve yenilerini öğrenmemi sağlayan, destek ve anlayışları ile her zaman yanımda olan Med. Fiz. Uzm. Derya Yücel, Med. Fiz. Uzm. Ezgi Acar, Med. Fiz. Uzm. Mehmet Ertuğrul Ertürk, Med. Fiz. Uzm. Dr. Salih Gürdallı'ya,

Maddi, manevi destekleri ile kendimi iyi hissettiren sevgili arkadaşlarım Necla Kurt, Akın Öğretici, Mustafa Çağlar, Başak Saraçoğlu, Deniz Kısınma, Yunus Saralı, H. Kübra Kölemen'e,

Her zaman yanımda olan aileme

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI .....	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER .....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....	X
ÖZET .....	Xİİ
ABSTRACT.....	Xİİİ
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	2
2.1. MEME KANSERİ .....	2
2.2. MEME KANSERİ TEDAVİSİNDE RADYOTERAPİ .....	3
2.2.1. Konvansiyonel Radyoterapi.....	4
2.2.2. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi .....	4
2.2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi .....	4
2.2.3.1. Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi.....	4
2.2.3.2. Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi .....	5
2.2.4. Brakiterapi.....	6
2.2.5. İntraoperatif Radyoterapi .....	7
2.3. HACİM TANIMLAMALARI VE DOZLAR .....	7
2.4. TEDAVİ PLANLAMA ALGORİTMALARI .....	8
2.4.1. Düzeltme Tabanlı Algoritmalar .....	8
2.4.2. Model Tabanlı Algoritmalar .....	8
2.4.3. Monte-Carlo Algoritması.....	8
2.5. CİLT VE CİLT DOZU .....	9
2.5.1. Paralel Plak İyon Odaları .....	9
2.5.2. Ekstrapolasyon İyon Odaları.....	9
2.5.3. Radyokromik Film .....	9

2.5.4. Termoluminesans Dozimetre .....	10
2.5.5. Mosfet .....	10
2.6. BOLUS MATERYALİNİN ÖZELLİKLERİ .....	10
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	13
3.1. GEREÇ .....	13
3.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı .....	13
3.1.2. Fantom .....	14
3.1.2.1. CIRS ATOM <sup>®</sup> Fantom .....	14
3.1.2.2. RW3 Katı Su Fantomu .....	14
3.1.3. Bolus Materyali .....	14
3.1.4. Co-60 Teleterapi Cihazı .....	15
3.1.5. Lineer Hızlandırıcı .....	15
3.1.6. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi .....	16
3.1.7. Termoluminesans Dozimetre .....	16
3.1.8. Radyokromik Film .....	17
3.1.9. Film Tarayıcı .....	17
3.1.10. Doz Değerlendirme Yazılımı .....	18
3.2. YÖNTEM .....	18
3.2.1. Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Alınması .....	18
3.2.2. Tedavi Planlarının Hazırlanması .....	19
3.2.3. Kalibrasyon .....	22
3.2.3.1. TLD Kalibrasyonu .....	22
3.2.3.2. Film Kalibrasyonu .....	22
3.2.4. Tedavi Planlarının Uygulanması .....	24
4. BULGULAR .....	27
5. TARTIŞMA .....	38
KAYNAKLAR .....	43
ÖZGEÇMİŞ .....	46

**TABLolar LİSTESİ**

Tablo 1 : Planlanan tedaviler ve özellikleri .....	20
Tablo 2 : Plan 1 için TPS, Film, TLD okuma değerleri.....	27
Tablo 3 : Plan 2 için TPS, Film, TLD okuma değerleri.....	28
Tablo 4 : Plan 3 için TPS, Film, TLD okuma değerleri.....	29
Tablo 5 : Plan 4 için TPS, Film, TLD okuma değerleri.....	30
Tablo 6 : Plan 5 için TPS, Film, TLD okuma değerleri.....	31
Tablo 7 : Plan 6 için TPS, Film, TLD okuma değerleri.....	32
Tablo 8 : Plan 7 için TPS, Film, TLD okuma değerleri.....	33
Tablo 9 : Plan 8 için TPS, Film, TLD okuma değerleri.....	34
Tablo 10: CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği bolussuz ve %50 boluslu planlarda cilt dozu.....	35
Tablo 11 : CTV'nin ciltten içeri 0.5 cm çekildiği bolussuz ve %50 boluslu planlarda cilt dozu.....	35
Tablo 12: CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği bolussuz ve tamamen sanal boluslu planlarda cilt dozu.....	36
Tablo 13 : CTV'nin ciltten içeri 0.5 cm çekildiği bolussuz ve tamamen sanal boluslu planlarda cilt dozu.....	36
Tablo 14 : CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği bolussuz ve tamamen gerçek boluslu planlarda cilt dozu.....	37
Tablo 15 : CTV'nin ciltten içeri 0.5 cm çekildiği bolussuz ve tamamen gerçek boluslu planlarda cilt dozu.....	37



## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1 : Kadın memesinin anatomisi .....	2
Şekil 2-2 : Dünya Sağlık Örgütü'nün meme kanseri sınıflandırması .....	3
Şekil 2-3 : Jel tabaka tipi boluslar: Superflex, Superflab, Elasto-Gel .....	11
Şekil 2-4 : Toz halinde temin edilen boluslar: Adapt-it, Super Stuff .....	12
Şekil 2-5 : Termoplastik bolus: Aquaplast RT .....	12
Şekil 3-1 : Philips Big Bore Brilliance 4D bilgisayarlı tomografi cihazı .....	13
Şekil 3-2 : Superflab marka bolus materyali .....	14
Şekil 3-3 : Soldan sağa DBX ve DHX lineer hızlandırıcıları .....	16
Şekil 3-4 : Fimel LTM marka TLD fırını .....	17
Şekil 3-5 : CIRS ATOM® erkek fantomunun BT görüntülerinin alınması .....	18
Şekil 3-6 : CIRS ATOM® erkek fantomunun bolus ile BT görüntülerinin alınması.....	19
Şekil 3-7 : Cilt yüzeyinden içeri doğru 0.3 cm (kırmızı) ve 0.5 cm (pembe) çekilen CTV .....	19
Şekil 3-8 : Tedavi planlama alanları .....	21
Şekil 3-9 : Tedavi planlama alanlarının özellikleri.....	21
Şekil 3-10 : Film kalibrasyon eğrisi oluşturmak amacıyla ışınlanan filmler .....	23
Şekil 3-11 : Film kalibrasyon eğrisi.....	23
Şekil 3-12 : CIRS ATOM® fantom üzerinde tedavi planı uygulaması .....	24
Şekil 3-13 : BT görüntüsü üzerinde belirlenen dok okuma ve ölçüm noktaları .....	24
Şekil 3-14 : TLD çiplerinin fantom üzerindeki konumları .....	25
Şekil 3-15 : Gafkromik filmlerin fantom üzerindeki konumları.....	25
Şekil 3-16 : Bolus materyalinin tedavi sırasındaki yerleşimi .....	26

**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ**

3D: Üç boyutlu

4D: Dört boyutlu

AAA: Anisotropic Analytical Algorithm

B: Bor

BT: Bilgisayarlı Tomografi

C: Sıcaklık birimi Celcius

cc: Cubic Cantimeter

cGy: Santi Gray

cm: Santimetre

Co: Cobalt

CTV: Clinical Target Volume ( Klinik hedef hacim )

Cu: Bakır

F: Flor

g: Gram

Gy: Gray

GTV: Gross Tumor Volume

HDR: High Dose Rate

IMAT: Intensity Modulated Arc Thrapy ( Yoğunluk Ayarlı Arc Terapisi )

IORT: Intra Operative Radiotherapy ( İntra-operatif radyoterapi )

LDR: Low Dose Rate ( Düşük doz hızı )

Li: Lityum

Linak: Lineer Hızlandırıcı

MeV: Milyon elektron Volt

Mg: Magnezyum

MLC: Multi-Leaf Collimator (Çok yapraklı kolimatör )

mm: Milimetre

Mn: Mangan

MU: Monitor Unit

MV: Milyon Volt

O: Oksijen

OSLD: Optically Stimulated Luminescent Dosimeter

PBC: Pencil Beam Convolution

PMRT: Post-Mastektomi Radyoterapi

PTV: Planning Target Volume ( Planlanan hedef hacim )

SAD: Source-Axis Distance ( Kaynak-Eksen mesafesi )

SSD: Skin-Source Distance ( Cilt-Kaynak Mesafesi )

Ti: Titanyum

TLD: Termolüminesans Dozimetre

TPS: Tedavi Planlama Sistemi

YART: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

## ÖZET

Dede N. Meme Kanserinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Uygulamalarında Bolus Materyali Etkisinin Dozimetrik Olarak İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul. 2015.

Bu tez çalışmasında; mastektomi yapılmış meme kanseri hastalarının YART tekniği ile tedavisinde ciltte absorblanan dozun, bolus materyalinin kullanımına bağlı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Fantoma BT'de bolus yerleştirilerek ve TPS'de sanal bolus yerleştirilerek tamamen boluslu, %50 boluslu ve bolussuz tedavi planları, 6 MV enerjili 6 alan kullanılarak, 25 fraksiyonda 50 Gy verilecek şekilde, YART tekniği ile, CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm ve 0.5 cm çekildiği hacimler için ayrı ayrı, yapılmıştır. Ölçümler ince TLD çipleri ve gafkromik EBT3 film ile gerçekleştirilmiştir.

Tedavi planlama sisteminden alınan değerler ile ölçüm verilerinin ortalaması alındığında CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm ve 0.5 cm çekildiği durumlarda ciltte absorblanan dozun; %50 boluslu planda bolussuz plana oranla sırası ile %25.9 ve %31.6 daha fazla olduğu, sanal bolus kullanılan tamamen boluslu planda bolussuz plana oranla sırası ile %40.0 ve %48.6 daha fazla olduğu, gerçek bolus kullanılan tamamen boluslu planda bolussuz plana oranla sırası ile %39.1 ve %42.7 daha fazla olduğu bulunmuştur.

Mastektomi yapılmış meme kanseri hastalarının yoğunluk ayarlı radyoterapi ile tedavisinde, bolus materyali kullanılan fraksiyonların sayısı arttıkça ciltte absorblanan dozun artmakta olduğu ortaya konulmuştur.

Anahtar Kelimeler : Bolus, Cilt, Meme, PMRT, YART

## ABSTRACT

Dede N. The Dosimetric Examination of Effect of Bolus Material in Intensity Modulated Radiotherapy for Breast Cancer. Istanbul University, Institute of Health Science, Departments of Basic Oncology. Master of Science. Istanbul. 2015.

The aim of this study is to examine the effect of the use of bolus material on absorbed skin dose at the IMRT treatments of the post-mastectomy breast patients.

CT scans were completed with and without bolus. Using 6 MV photon beams, 6 field-IMRT plans, non-bolused-%50 bolused-full bolused, were done by prescribing 50 Gy/25 fraction to the CTV that is counted on CT images at 2 different types: 0.3 cm inside of the skin surface and 0.5 cm. The measurements were done with thin TLD chips and gafchromic EBT3 films.

The obtained data of average TPS and measurements datas, it was found out that; for CTVs 0.3 cm inside of the skin surface and those 0.5 cm inside, in the %50 bolused plan the absorbed skin dose is respectively %25.9 and %31.6 higher than non-bolused plan, as for the virtual full-bolused plan the absorbed skin dose is respectively %40.0 and %48.6 higher than non-bolused plan, in the actual full-bolused plan the absorbed skin dose is respectively %39.1 and %42.7 higher than non-bolused plan.

It is understood that during the IMRT treatments of post-mastectomy breast patients, the increase in number of bolused fractions results in an increase in the absorbed skin dose.

Key Words: Bolus, Breast, IMRT, PMRT, Skin

## 1.GİRİŞ VE AMAÇ

Kadınlarda en sık görülen kanser türü olan meme kanserinin tedavisi; cerrahi, kemoterapi, hormon tedavisi ve radyoterapi ile sağlanabilmektedir(1). Meme kanserinde radyoterapi; tüm memeye, lokal eksizyon sonrası kalan memeye, boost olarak tümör yatağına, lenf nodlarına ya da total mastektomi sonrası göğüs duvarı ve lenf nodlarına (Postmastektomi radyoterapi) uygulanabilmektedir(2,3). Postmastektomi radyoterapi (PMRT), genellikle 6 MV civarı yüksek enerjili foton enerjileri ile, 3 boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT) ya da yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) teknikleri ile yapılmaktadır(2,4).

Yüksek enerjili fotonlar, skin sparring effect ( cilt koruyucu etki ) özelliklerinden ötürü maksimum enerjilerini cilt yüzeyinden daha derindeki bölgelere aktarırlar. Bu durum, yüzeye yakın lezyonların tedavisinde maksimum dozu istenilen bölgeye çekmek için ek bir materyal kullanımını gerektirir(5,6). Özellikle meme kanseri tedavisinde; dinamik yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği kullanıldığında, statik yoğunluk ayarlı radyoterapi ve 3 boyutlu konformal radyoterapi teknikleri kullanımına oranla ciltte absorblanan dozun daha az olması, dinamik YART tekniği ile birlikte cilt için ek bir materyal kullanılması gerekliliğini desteklemektedir(7).

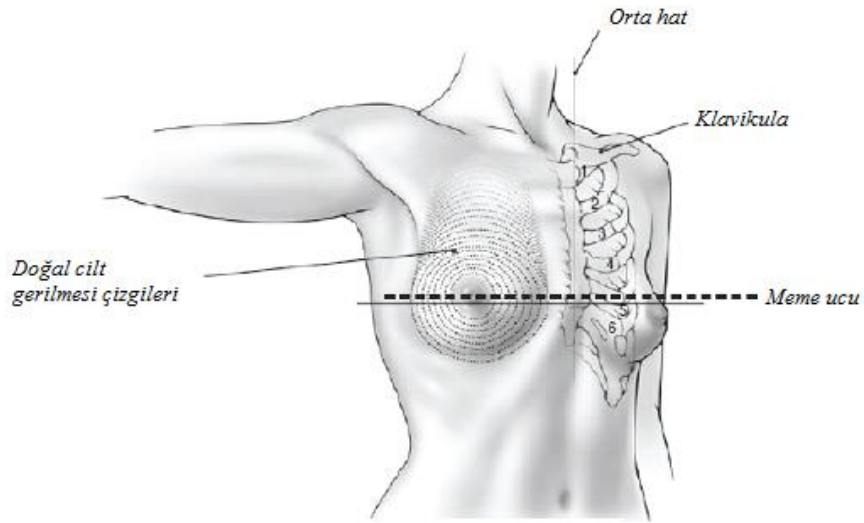
Bu materyal, yüksek enerjili fotonların maksimum doz noktasını cilt yüzeyine çekmeyi ve hastalardaki çeşitli doku eksikliklerini doldurarak cilt yüzeyini düzgün hale getirmeyi sağlayan yaklaşık doku eşdeğeri olan “bolus” materyalidir(3,5).

Bu tez çalışmasının amacı; mastektomi yapılmış meme kanseri hastalarının YART tekniği ile tedavisinde ciltte absorblanan dozun, bolus materyalinin kullanımına bağlı olarak incelenmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. MEME KANSERİ

Bir kadın memesi; 2. – 6. kostalar arası ile sternum-orta aksiller hat arası hizasında, her biri kendi içinde süt bezlerine ulaşan lobüllerden oluşan, etrafı yağ dokusu ve fibröz doku ile kaplı, 15-20 loptan meydana gelir (Şekil 1-1)(1,8).



Şekil 2-1 : Kadın memesinin anatomisi

Meme kanseri, kadınlarda en sık görülen kanser türüdür. Meme dokusu içinde yer alan süt bezleri ve epitel hücrelerinden gelişir. Genetik faktörler, yaş, östrojen hormonu kullanımı, obezite, endometriyum ve kolon kanseri öyküsü, hiç doğurmamış ve emzirmemiş olmanın meme kanserinin görülme sıklığıyla ilişkili olduğu bulunmuştur (3,8).

Uygulanacak tedavi biçimini; hastalığın evresi, histopatolojik özellikleri ve hastanın klinik durumu belirler. Evrelendirme, hastalığın vücutta yayılım derecesine göre yapılır(8). Meme kanseri histopatolojik olarak iki ana grupta incelenir: İnvaziv meme kanseri ve non-invaziv meme kanseri( in situ karsinom). İnvaziv meme kanserinin duktal, lobüler,medüller, tubüler, müsinöz tipleri bulunur. Non-invaziv meme kanseri ise bazal membranı geçemez, metastaz yapma riski yoktur. Duktal ve lobüler tipleri bulunur(1,8).

In situ carcinoma	Invasive carcinoma
Ductal carcinoma in situ (DCIS)	Invasive ductal carcinoma
Lobular carcinoma in situ (LCIS)	Invasive lobular carcinoma
	Tubular carcinoma
	Invasive cribriform carcinoma
	Medullary carcinoma
	Mucinous carcinoma
	Invasive papillary carcinoma
	Invasive micropapillary carcinoma
	Apocrine carcinoma
	Secretory (juvenile) carcinoma
	Adenoid cystic carcinoma
	Metaplastic carcinoma
	Neuroendocrine carcinoma
	Inflammatory carcinoma

**Şekil 2-2 : Dünya Sağlık Örgütü'nün meme kanseri sınıflandırması**

Meme kanserinin tedavisinde ilk tercih edilen yöntem genellikle cerrahi olmaktadır. Cerrahi, mastektomi ya da meme koruyucu cerrahi şeklinde uygulanabilir. Radyoterapi, kemoterapi ve hormonoterapi cerrahiye adjuvan olarak kullanılmaktadır. Radyoterapi, hastalığı tamamen iyileştirmek amacıyla küratif olarak, bu mümkün değil ise palyatif olarak kullanılır(1,8).

## **2.2. MEME KANSERİ TEDAVİSİNDE RADYOTERAPİ**

Cerrahi sonrası adjuvan olarak kullanılan radyoterapinin, takip eden 20 yılda bölgesel nüksü %30'dan %10,5'e düşürdüğü ve meme kanserinden ölüm oranını ise %5,4 azalttığı görülmüştür(2).

Meme kanserinde radyoterapi; brakiterapi, konvansiyonel radyoterapi, üç boyutlu konformal radyoterapi (3B-KRT), statik yoğunluk ayarlı radyoterapi (field in field), dinamik yoğunluk ayarlı radyoterapi, intraoperatif radyoterapi teknikleri (IORT) ile yüksek enerjili elektronlar veya yüksek ya da düşük enerjili fotonlar kullanılarak yapılır(2,8,9,10). Radyoterapi; tüm memeye, tümör yatağına, hasta mastektomili ise göğüs duvarı ve gerekli ise lenf nodlarına (PMRT), aksiller lenf nodlarına, iç meme lenf nodlarına, supraklaviküler lenf nodlarına uygulanabilmektedir(2,8).



### **2.2.1. Konvansiyonel Radyoterapi**

İki boyutlu radyoterapi de denilen konvansiyonel radyoterapide, konvansiyonel simülasyon cihazı yardımı ile alan merkezi tespit edilerek, alan merkezinden geçen tranvers düzlemde hastadan vücut kontürü alınır. Bu kontür üzerine iç ve dış alan kenarları, tek kesitte akciğer ve varsa diğer kritik organlar işaretlenir. Tek kesit üzerine yapılan planlamadan sonra hasta tedavi için yönlendirilir(11).

### **2.2.2. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi**

BT görüntüsü üzerine tanımlanan ışınlanacak olan meme volümü ve kritik organlar kesitler halinde bilgisayara tanımlanır. Meme volümünü hedefleyen lateral tanjansiyel alanların oluşturulması ve doku eksikliğini kompanse edecek şekilde kama filtrelerin eklenmesi ile ışınlanacak memede 3 boyutlu olarak tedavi planı hazırlanır. Çoğu hasta için 4 -8 MV aralığında yüksek enerjili fotonlar tercih edilmektedir(2).

Göğüs duvarı ışınlamalarında ve tümör yatağı boost ışınlamalarında 4-15 MeV arası elektronlar ile 3B-KRT yapılmaktadır. Burada dikkat edilmesi gereken nokta, kalp ve akciğer dozlarıdır. Tümör yatağı ışınlamalarında eğer hedef hacim çok büyük ise brakiterapi düşünülebilir(2).

### **2.2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi**

Yoğunluk ayarlı radyoterapi, statik yoğunluk ayarlı radyoterapi ve dinamik yoğunluk ayarlı radyoterapi olmak üzere ikiye ayrılır.

#### **2.2.3.1. Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi**

Üç boyutlu konformal radyoterapi tekniğine benzer olarak statik YART tekniğinde de meme volümünü hedefleyen lateral tanjansiyel alanlar oluşturulur. Kama filtreler yerine, çok yapraklı kolimatörler (Multi leaf collimator, MLC) ile alan içi alanlar (field in field) oluşturulur. Amaç sıcak nokta dozlarını düşürmek ve soğuk nokta dozlarını yükseltmektir. 3B-KRT'ye göre daha homojen bir doz dağılımı sağlar(8).

### 2.2.3.2. Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Genel olarak eksternal foton radyoterapisinde foton demetleri; sabit, düzgün bir yoğunluk elde edilecek şekilde oluşturulur. Dış kontür düzensizliklerini gidermek, daha homojen doz dağılımları sağlamak için ise kamalar ve kompensatörler kullanılır. Bu kompensatör ve kamalara, yoğunluk ayarlayıcılar denilebilir. Bilgisayar programları ile kontrol edilebilen daha karmaşık yoğunluk ayarlayıcılar ise çok yapraklı kolimatörlerdir (MLC).

Yoğunluk ayarlı radyoterapinin prensibi; hedef volüme yüksek doz verirken kritik organ dozlarını mümkün olan en düşük düzeyde tutacak şekilde, çeşitli doğrultulardan tek düze olmayan akılar ile ışın vererek hastayı tedavi etmektir. YART'ın klinik uygulamalarında iki sisteme ihtiyaç duyulur: Tedaviyi planlayacak bilgisayar sistemi ve planlanan tedaviyi uygulayacak cihazlar sistemi(6).

Tedavi planlama programı, her bir ışını çok sayıda küçük ışınlar olarak algılar ve her biri için en uygun akı ve ağırlığı hesaplar. Önceden tanımlanmış doz dağılım kriterleri doğrultusunda ışın akısı ve ağırlığı hesaplanan bu planlama sistemi, tersine planlama olarak tanımlanır.

YART planlaması, hastanın üç boyutlu bilgisayarlı tomografisinden (BT) yararlanılarak yapılır. Her planlanan hedef volümü (PTV) için beklenen minimum ve maksimum doz, kullanıcı tarafından sisteme girilir. Kritik organlar için sınır değerler tanımlanır. YART yazılımına bağlı olarak kullanıcı; fotonun enerjisi, geliş açıları, alan sayısı, kolimatör açıları gibi parametreleri de sisteme girebilir(6).

Diğer eksternal radyoterapi tekniklerinden farklı olarak ışının akısını tedavi süresince değişken kılan YART, bunu farklı yöntemlerle sağlar(6).

#### A. Çok Yapraklı Kolimatörler

Bilgisayar kontrolündeki MLC'ler oldukça kullanışlı bloklama araçları oldukları gibi yoğunluk ayarlı radyoterapiyi sağlamak için de programlanabilmektedirler(6).

### **A.1 Çok Kademeli Statik Alanlar**

Hasta, her biri tek düze ışın yoğunluğuna sahip alt alanlardan oluşan birçok alan ile tedavi edilir. Lineer hızlandırıcı (Linak) bir alt alanı ışınlar, durur, MLC'ler sıradaki alt alanın şeklini alır, linak bu alanı ışınlar. Sistem bu şekilde planlanan tüm alanlar ışınlanana kadar devam eder. Bu tekniğin diğer bir adı da "Step and Shoot" tekniğidir(6).

### **A.2 Dinamik Alanlar**

Bu teknikte her bir alan için karşılıklı yapraklar birbirini beklemeksizin, her yönde, farklı hızlarda hareket edererek yoğunluk ayarlı radyoterapi yapılmasına olanak sağlarlar. Bu tekniğin diğer bir adı da "Sliding Window" tekniğidir(6).

### **A.3 Yoğunluk Ayarlı Ark Tedavisi**

Yoğunluk ayarlı ark terapisi (IMAT), step and shoot tekniğine benzer olarak tek düze ışın yoğunluğuna sahip alt alanlar oluşturur. Farklı olarak gantri rotasyonu sırasında ışın verir ve her bir yeni alt alana geçişi sabit bir kaç derecelik (örneğin 5°) rotasyona denk gelir. Yoğunluk ayarlı arc tedavisi bir ya da birden fazla arc sayısı seçilerek planlanabilir(6).

## **B. Tomoterapi**

Tomoterapi hastayı, BT görüntüleme sistemine benzer olarak, yoğunluk ayarlı ışınlar ile kesit kesit tedavi eden bir YART tekniğidir. Helikal tomoterapide gantri masa etrafında dönerken masa da yavaşça tek yönlü olarak hareket halindedir. Ayrıca bu sırada MLC'ler hareket etmektedir(6).

### **2.2.4. Brakiterapi**

Erken evre meme kanserinin meme koruyucu teknik ile tedavisinde brakiterapinin tarihsel bir rolü vardır. Yoğunlukla lumpektomi sonrası tümör yatağına boost olarak uygulanan brakiterapi, elektronların boost tekniği olarak kullanımının

artmasıyla birlikte daha az tercih edilen bir yöntem olarak kalmıştır(12). İnterstisyel brakiterapi ve balon aplikatör (Mammosite) olmak üzere iki yöntemi vardır. İnterstisyel brakiterapi, yüksek doz hızlı (HDR) ya da düşük doz hızlı (LDR) olarak planlanabilir. Balon aplikatörde ise HDR tercih edilir(9).

### **2.2.5. İnteroperatif Radyoterapi**

İnteroperatif radyoterapi, tümör yatağına tek bir yüksek dozu doğrudan vermeyi sağlayan bir radyoterapi tekniğidir. Düşük enerjili fotonlar ya da elektronlar kullanılır. Hastanın toplam tedavisinin cerrahi işlem sırasında tamamlanarak zaman açısından ekonomi sağlanması IORT'nin avantajıdır(9,10).

## **2.3. HACİM TANIMLAMALARI VE DOZLAR**

Memenin eksternal radyoterapisinde doz; meme hacmine, tümör yatağına, göğüs duvarına, supra klaviküler fossa'ya, aksiller lenf nodlarına, mamaria interna'ya tanımlanabilir(13).

Meme hacmine; 45-50 Gy arası doz, fraksiyon başına 1.8-2 Gy olarak tanımlanır. Eğer hipofraksiyon tercih edilecekse, 42.5 Gy'lik toplam doz 2.66 Gy'lik fraksiyonlar halinde ya da 40 Gy/15 fraksiyon şeklinde uygulanır(2,13).

Tümör yatağına uygulanacak boost dozu, klinik duruma göre 60 Gy ile 66 Gy arasında değişir. Fraksiyon başına doz 1.8-2 Gy'dir(2,13).

PMRT'de göğüs duvarı ve gerekli ise lenf nodları hedef hacmi oluşturur. Boost uygulanmaz. Göğüs duvarına 45-50 Gy doz, fraksiyon başına 1.8-2 Gy verilecek şekilde tanımlanır(13).

Lenf nodları; supra klaviküler fossa, mamaria interna, aksilla'ya ; 45-50 Gy arası doz, fraksiyon başına 1.8-2 Gy olarak tanımlanır(13).

Intra operatif radyoterapide tek seferde genellikle; elektron huzmeleri ile 21 Gy, foton huzmeleri ile 20 Gy doz memeye tanımlanmaktadır(9).

Meme kanserinin interstisyel brakiterapisinde; HDR veya LDR ile 4-10 fraksiyonda 30-50 Gy doz verilebilmektedir. İntrakaviter brakiterapisinde ise HDR ile günde iki kez olacak şekilde 10 fraksiyonda 34 Gy doz verilebilmektedir(9).

## **2.4. TEDAVİ PLANLAMA ALGORİTMALARI**

### **2.4.1. Düzeltme Tabanlı Algoritmalar**

Düzeltme tabanlı algoritma, suda alınan %DD, TPR gibi temel ölçümlerden beslenen deneysel bir algoritmadır. Clarkson Tekniği ve IRREG, bu algoritmaya örnek gösterilebilir(14).

### **2.4.2. Model Tabanlı Algoritmalar**

Bu algoritma, fizik kanunlarını temel alır. Işının dokuya ulaşması ile başlayan süreçte; ışının doku tarafından soğurulması ya da saçılması, ikincil elektronların-fotonların oluşması gibi tüm ihtimaller model tabanlı algoritmada hesaplanır.

İnhomojenite etkisinin hesaba katılması amacı ile çeşitli markalarca alt algoritmalar geliştirilmiştir: Pencil Beam Convolution, Analytical Anisotropic Algorithm (Varian Medical Systems, Inc. Palo Alto, CA, ABD) ve Collapse Cone Convolution (Pinnacle, CMS XiO, etc)(14).

### **2.4.3. Monte-Carlo Algoritması**

Monte-Carlo algoritması en temel fizik kanunlarından başlayarak, elektron ya da fotonun linak içindeki ilerleyişi, saçıcı filtreye çarpışı, kolimatörden çıkışı, dokuya girişi ve ilerleyişine kadar tüm seçenekleri ayrıntılı olarak hesaplar. Bu sebeple oldukça doğru sonuçlar ortaya çıkar. Ancak bu ayrıntılı hesapların sonucu olarak Monte-Carlo algoritması oldukça yavaş çalışan bir sistemdir(14).

## 2.5. CİLT VE CİLT DOZU

Cilt, dıştan içe doğru birbirini takip eden 3 katmandan oluşur. Bunlar epidermis, dermis ve subkutis'tir(3). Cilt kanserlerinin %90'ı epidermis tabakasının en iç katmanı olan bazal tabakadan kaynaklanır. Bazal tabaka hücreleri mitoz bölünmeyi en çok yapan cilt hücreleridir(2,3). Meme koruyucu cerrahi sonrası radyoterapi ya da PMRT uygulamalarında cilt dokusu da mutlaka hedef hacme dahil edilir. Bunun sebebi, cilt dokusunda kanser hücresi kalmış olma ihtimalini göz ardı etmemektir(2).

Ancak yüksek enerjili fotonların cilt koruyucu etkisinin olması, cilt dokusuna doz verilmesini güçleştirmektedir. "Skin sparring" denilen bu etki şu şekilde gerçekleşir: Cilde gelen fotonlar doku içinde ilerlerken ikincil elektronların oluşmasına ve kinetik enerji kazanmasına yol açarlar. Fotonlar ve oluşan ikincil elektronlar ciltte derine doğru ilerledikçe enerjilerini kaybetseleler dahi maksimum enerji cilt yüzeyinden daha içeride bir noktada aktarılmış olunur(6).

Ciltte absorblanan doz, yüzeyde doz ölçmeye uygun çeşitli dozimetreler ile saptanabilir.

### 2.5.1. Paralel Plak İyon Odaları

Paralel plak iyon odaları, biri polarize edici diğeri toplayıcı olan iki elektrottan meydana gelir. Yüksek enerjili fotonlarda yüzey dozu ölçümlerinde kullanılmaları tavsiye edilmektedir(15).

### 2.5.2. Ekstrapolasyon İyon Odaları

Ekstrapolasyon iyon odaları, paralel plak iyon odalarının bir türüdür. Farkları, elektrotları arası mesafenin sabit olmayıp ayarlanabilir olmasıdır. Elektrotlar arası mesafe 0'a ekstrapole edilerek yüzey dozu bulunur(15).

### 2.5.3. Radyokromik Film

Radyokromik filmler, radyasyona maruz kalınca polimerleşen özel bir katmana sahiptirler. Polimerleşen katmanın renginde değişim gözlenir ve bu renk değişiminden yararlanılarak filmin maruz kaldığı doz belirlenir.

Radyokromik filmler yaklaşık doku eşdeğeri olmaları, ışığa duyarlılıklarının az olması yönünden yüzey dozu ölçümleri için oldukça uygun dozimetrelendir(15).

#### **2.5.4. Termoluminesans Dozimetre**

Radyoterapi birimlerince en çok tercih edilen TLD'ler, doku eşdeğeri özelliklerinden ötürü LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P ve Li<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>7</sub>:Mn bileşikleridir. TLD'ler; toz, çip, şerit veya çubuk formlarında kullanılabilir(15).

TLD'ler kullanılmadan önce, kalan sinyalleri temizlemek için ısı ile sönmelidir. Bu işlemden sonra ölçüm alınabilir. Alınan ölçümlerin okuma mekanizması basitçe şu şekildedir: Özel bir fırının içerisinde TLD'ye, belirli bir sıcaklığa kadar ısı verilir. Bunun sonucunda ortaya çıkan termoluminesans ışık, bir fotoçoklayıcı tüp (Photomultiplier Tube) ile yükseltilir, elektrometrenin okuyabileceği düzeyde bir akım ya da yük cinsinden elektrik sinyaline dönüştürülür(15).

#### **2.5.5. Mosfet**

Mosfet (metal-oxide semiconductor field effect transistor) dozimetrelere; in-vivo ölçümlere, küçük alan doz ölçümlerine, cilt dozu ölçümlerine, brakiterapide doz ölçümlerine çok uygun dozimetrelendir. Çalışma prensipleri, absorbe edilen dozun lineer bir fonksiyonu olan eşik voltajın ölçümüne dayanır(15).

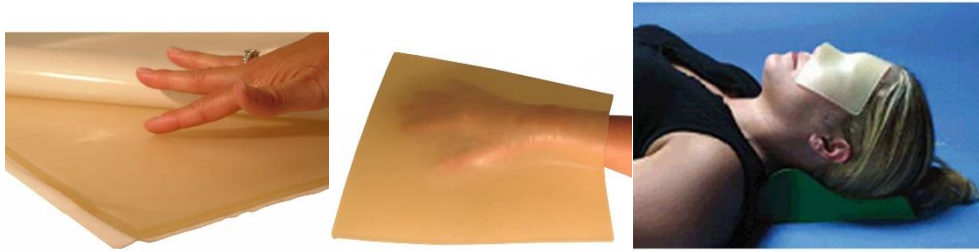
### **2.6. BOLUS MATERYALİNİN ÖZELLİKLERİ**

Meme radyoterapisinde cilt dozunu arttırmak amacı ile elektronlar ya da 6 MV'den daha düşük enerjili fotonlar kullanılabilir(5). Diğer bir seçenek ise bolus materyalidir.

Yüksek enerjili fotonlardaki skin-sparing özelliğinden dolayı, yüzeysel lezyonların tedavisinde doku eşdeğeri özellik gösteren bolusların kullanılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca bolus, hastalardaki doku eksikliklerinin gidererek daha homojen doz dağılımları elde etmeyi de kolaylaştırabilmektedir(5,6,16).

Piyasada satışı olan; jel tabaka tipi boluslar, termoplastik boluslar, toz halinde temin edilip klinikte şekillendirilen boluslar ya da çeşitli formülasyonlar ile döküm odalarında üretilen boluslar kliniklerce tercih edilebilmektedir.

Ham maddesi Vinil(Bir çeşit sentetik yağ) olan Superflab,  $1.02\text{g/cm}^3$  özkütleyle; ham maddesi Akton(Bir çeşit visko-elastik polimer) olan Superflex,  $1.03\text{ g/cm}^3$  özkütleyle sahiptir. Elasto-Gel pedler; su, gliserin ve akrilik polimerden imal edilirler. Özkütleleri  $1.20\text{g/cm}^3$ 'tür. Ancak sabit kalınlıklarını koruyabilme açısından başarısız malzemelerdir(16).

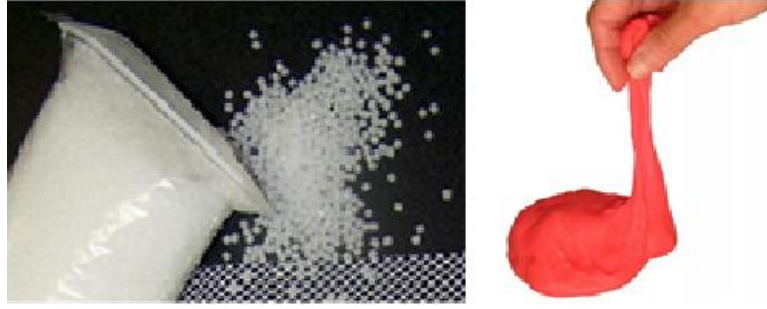


**Şekil 2-3 : Jel tabaka tipi boluslar: Superflex, Superflab, Elasto-Gel**

Toz halinde iken temin edilip su ile karıştırılarak şekil verilen boluslar, hastalardaki doku eksikliklerini gidermek amacıyla kullanılmaktadırlar. Bu amaçla ayrıca; su, ıslak gazlı bez, pirinç torbaları, Play-Doh® oyun hamuru, balmumu ve ev yapımı formülasyonlar da tercih edilebilmektedir.

Ev yapımı formülasyonlara örnek olarak; vazelin-balmumu-cam boncuk karışımı, su-gliserin-jelatin-klorbütol karışımı, un-su-tuz-borik asit-madeni yağ karışımı gösterilebilir(16).





**Şekil 2-4 : Toz halinde temin edilen boluslar: Adapt-it, Super Stuff**

Sıcak su ile temas ettiğinde yumuşayan, sudan çıkarıldığında şekil aldığı gibi kuruyan ve aldığı şekli koruyan termoplastik Aquaplast RT, bolus ile cilt arasında hava boşluğu kalması sorununu en aza indiriyor olması sebebi ile tercih edilebilir bir materyaldir(16).



**Şekil 2-5 : Termoplastik bolus: Aquaplast RT**

Sabit kalınlıklarını koruyabilme ve esneklik özellikleri ile jel tabaka tipi boluslar (Superflab , Superflex), yüksek enerjili fotonlar ile yüzeysel lezyonların tedavisinde kullanıma uygun materyallerdir(16).

Klinik tercihe göre değişmekle birlikte, yüzeysel lezyonların tedavisinde bolus materyalinin kalınlığı kullanılacak enerjinin build-up mesafesine göre seçilebilir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde bulunan aşağıdaki gereçler kullanılmıştır.

#### 3.1. GEREÇ

##### 3.1.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Bilgisayarlı tomografi (BT), x-ışınları kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik bir radyolojik teşhis yöntemidir. Cihaz, gantrisi içinde, hasta etrafında dönebilen x-ışını tüpünü, masa uygun kesit pozisyonuna geldiği anda aktifleştirir ve gantride tam karşısında bulunan dedektörler ile 2 boyutlu görüntü elde eder. Bu işlem çeşitli açılardan gerektiği kadar tekrarlanır. Dedektörlerden gelen veriler, bir analog dijital çevirici kullanılarak sayısal verilere dönüştürülür, işlenir ve ortaya 3 boyutlu bilgisayarlı tomografi görüntüleri çıkar(17).

Bu tez çalışmasında; BT cihazı olarak enstitüde bulunan Philips Big Bore Brilliance 4D bilgisayarlı tomografi cihazı, CIRS ATOM® marka insan biçimindeki fantomun görüntülerini almak amacı ile kullanılmıştır. Cihaz; 85 cm açıklığa, 60 cm gerçek tarama alanına ve 4D sistemine sahiptir.



Şekil 3-1 : Philips Big Bore Brilliance 4D bilgisayarlı tomografi cihazı

### 3.1.2. Fantom

#### 3.1.2.1. CIRS ATOM<sup>®</sup> Fantom

CIRS ATOM<sup>®</sup> insan biçiminde fantom, 2.5 cm aralıklı enine kesitlerden oluşmaktadır. 22 iç organa ait özel TLD boşlukları bulunan fantomun, kesit yüzeyleri oldukça pürüssüzdür. Bu özelliği, kesitler arası boşluğu en aza indirmeyi sağlar(18).

Bu çalışmada, mastektomi yapılmış hastayı simüle etmek amacı ile CIRS ATOM<sup>®</sup> marka erkek fantom tercih edilmiştir.

#### 3.1.2.2. RW3 Katı Su Fantomu

Katı su fantomu; radyoterapi, radyoloji, nükleer tıp ve radyasyon güvenliği alanlarında foton ve elektron doz ölçümlerinde kullanılan su eşdeğeri dozimetrik bir ekipmandır. Bir malzemenin su eşdeğeri kabul edilmesi için özkütlesinin, elektron yoğunluğunun, efektif atom numarasının, radyasyonu absorblama ve ışını saçma davranışının suyunkine benzer özellikte olması beklenir(19).

Bu tez çalışmasında termoluminesans dozimetre (TLD) gruplaması sırasında RW3 katı su fantomu (PTW, Freiburg, Almanya) kullanılmıştır.

### 3.1.3. Bolus Materyali

Bu tez çalışmasında 30x30x1 cm boyutlarında Superflab (Radiation Products Design, Inc., Albertville, MN) bolus kullanılmıştır.



Şekil 3-2 : Superflab marka bolus materyali

### 3.1.4. Co-60 Teleterapi Cihazı

Cirus Co-60 teleterapi cihazı (Cis Bio International, France), TLD'leri kalibre etmek amacıyla kullanılmıştır. Co-60 kaynağından çıkan foton huzmelerinin hastaya yönlendirilmesini sağlayan cihazın enerjisi 1.25 MeV'dir.

### 3.1.5. Lineer Hızlandırıcı

Enstitüde bulunan Varian marka Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcısı (Varian Medical Systems, Palo Alto, California, ABD), gafkromik film kalibrasyonu sırasında kullanılmıştır.

Cihaz, 6MV enerjili fotonlar ile tedavi etmektedir.  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda  $d_{max} = 1.5 \text{ cm}$ 'dir. Bu lineer hızlandırıcının (Linak) maksimum alan boyutu SSD=100 cm iken  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 'dir. Cihaz 120 yapraktan oluşan bir kolimatör sistemine sahiptir (MLC). Merkezdeki karşılıklı 80 yaprak 0.5 cm, yanlardaki yapraklar 1 cm genişliğindedir. Cihaz  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$ 'lik fiziksel kama filtrele ve  $10^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $25^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$ 'lik sanal kama filtrelelere sahiptir.

Tedavi planlarının uygulanması sırasında ise Varian marka Clinac DHX lineer hızlandırıcısı (Varian Medical Systems, Palo Alto, California, ABD) kullanılmıştır.

Fiziksel özellik olarak Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcının sahip olduklarını içinde bulunduran bu linak, ek olarak 15 MV enerjili fotonlar ve 6, 8, 10, 12, 15, 18 MeV enerjili elektronlar ile de tedavi edebilmektedir.

Ayrıca bu linak, entegre MV portal dedektörü ve KV kolları ile görüntü eşliğinde radyoterapi yapmaya olanak sağlamaktadır.



**Şekil 3-3 : Soldan sağa DBX ve DHX lineer hızlandırıcıları**

### **3.1.6. Eclipse Tedavi Planlama Sistemi**

Eclipse <sup>TM</sup>; Windows tabanlı bir yazılımdır. Foton, elektron, proton kullanılan eksternal tedavi planlamalarında, brakiterapi planlamalarında bu tedavi planlama sistemi kullanılabilir. Yazılım; fotonlarda Pencil Beam Convolution (PBC), Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) algoritmaları, elektronlarda ise Electron Monte Carlo algoritması ile doz hesabı yapmaktadır.

Bu tez çalışmasında Eclipse <sup>TM</sup> Versiyon 8.9.17 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, ABD) tedavi planlama sistemi kullanılmıştır.

### **3.1.7. Termoluminesans Dozimetre**

Bu çalışmada; yarıçapı 4.5 mm, kalınlığı 0.4 mm olan GR-200A TLD çipleri (LiF: Mg, Cu, P) kullanılmıştır. TLD'leri sıfırlamak için FIMEL LTM marka bir fırın ve dozları okumak için FIMEL LTM marka bir TLD okuyucu kullanılmıştır.



**Şekil 3-4 : Fimel LTM marka TLD fırını**

### **3.1.8. Radyokromik Film**

Radyokromik filmlerden en sık tercih edileni GafKromik filmlerdir. Bu filmler yaklaşık doku eşdeğeridir. Özel polimer yapıları sayesinde, radyasyona maruz kalma miktarına bağlı olarak renklerinde değişim gözlenir. Bu özelliklerinden yararlanılarak absorbe doz saptanır(15).

Bu tez çalışmasında radyokromik film olarak, Gafchromic® EBT3 Film (ISP, International Speciality Products) kullanılmıştır (Lot No: A03051204).

EBT3 Film, 1 cGy'den 40 Gy'e kadar olan absorbe dozu okuma için uygundur. Işığa duyarlı olmama, su içinde de kullanılabilme, doz hızına bağımlı olmama gibi avantajları mevcuttur.

### **3.1.9. Film Tarayıcı**

Işınlanan Gafchromic® EBT3 filmlerdeki absorbe dozu okumak için, Epson Expression 10000 XL tarayıcı (Epson America, Long Beach, CA, ABD) kullanılmıştır. Üretici firma tarafından bu tarayıcı kullanılırken; 8 Gy'e kadar olan absorbe doz okumalarında kırmızı renk kanalı, 8-40 Gy arası absorbe doz okumalarında yeşil renk kanalı tercih edilmesi önerilmektedir.

### 3.1.10. Doz Değerlendirme Yazılımı

Image J programı, taranan filmleri renk kanallarına ayırmak için kullanılmıştır.

Mephysto  $mc^2$  1.3 programı (PTW, Freiburg, Almanya), dozimetrik veri toplama ve analiz için geliştirilen, mutlak ve rölatif doz hesaplamaları yapabilen bir yazılımdır.

Bu tez çalışmasında Mephysto  $mc^2$  1.3 programı, film kalibrasyonu yapmak ve filmde absorblanan dozu okumak amacı ile kullanılmıştır.

## 3.2. YÖNTEM

### 3.2.1. Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Alınması

CIRS ATOM<sup>®</sup> erkek fantom baş gantri, supine pozisyonda olacak şekilde bilgisayarlı tomografi (BT) masasına yerleştirildi. Tedavi planı uygulamalarında izomerkezi ayarlama kolaylık sağlaması açısından lazerlerin izdüşümleri işaretlendi ve kurşun markerlar yerleştirildi. 4 mm'lik kesitler ile bilgisayarlı tomografisi çekildi.



Şekil 3-5 : CIRS ATOM<sup>®</sup> erkek fantomunun BT görüntülerinin alınması

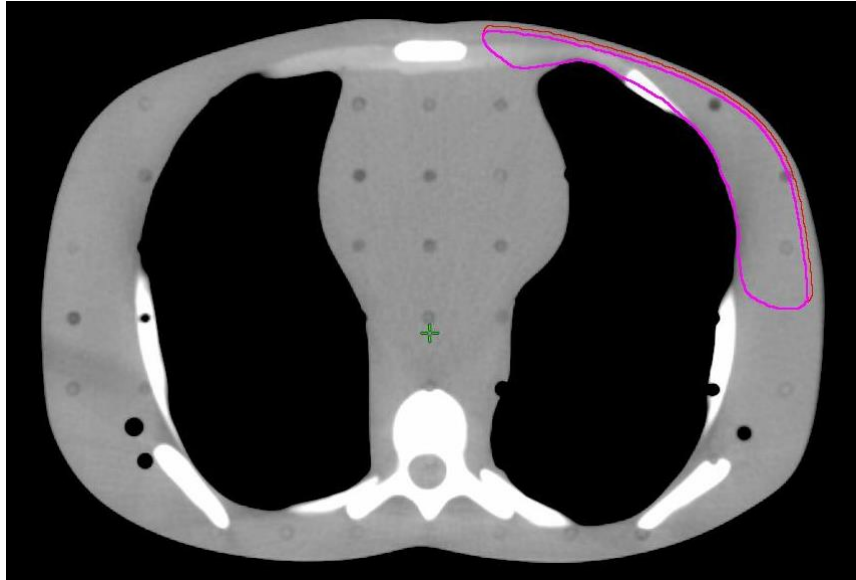
Sol memenin anatomik yeri göz önünde bulundurularak 10 mm kalınlığında bolus, fantomun üzerine hava boşluğu olabildiğince az kalacak şekilde yerleştirildi. Aynı şartlarda bir BT daha çekildi.



Şekil 3-6 : CIRS ATOM® erkek fantomunun bolus ile BT görüntülerinin alınması

### 3.2.2. Tedavi Planlarının Hazırlanması

Her iki BT görüntüsüne, bir radyasyon onkoloğu tarafından CTV ( Clinical Target Volume, Klinik Hedef Hacim), kalp, sağ ve sol akciğer, medulla spinalis çizildi. CTV, ciltten 0.5 cm ve 0.3 cm içeride olacak şekilde ayrı ayrı çizildi.



Şekil 3-7 : Cilt yüzeyinden içeri doğru 0.3 cm (kırmızı) ve 0.5 cm (pembe) çekilen CTV

Planlamalarda CTV'ye, 25 fraksiyonda 50 Gy absorbe doz tanımlandı.



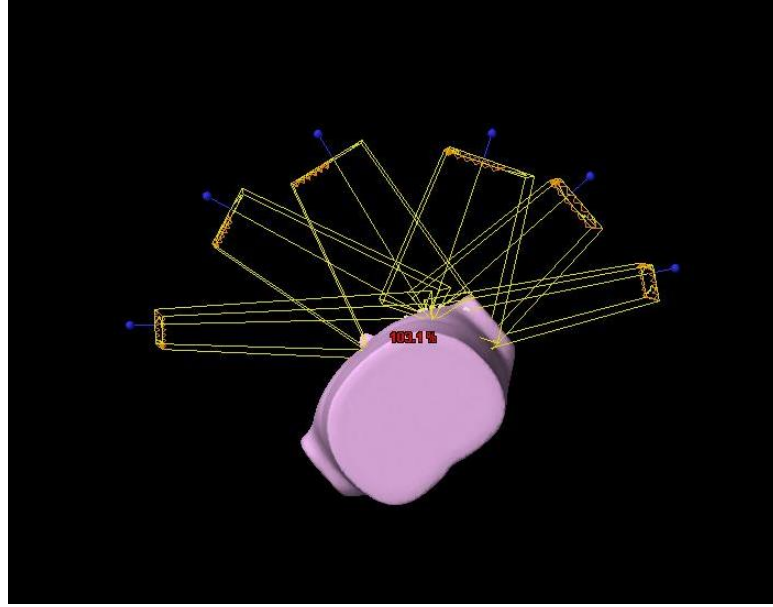
Yapılacak ölçümlerin gerçeğe yakın şartlarda olması istendiği için; 25 fraksiyonluk tedaviler, PMRT klinik uygulamalarında genellikle tercih edilen %50 boluslu, bolussuz ve tamamen boluslu olarak 3 ayrı şekilde planlandı. BT'si bolus ile birlikte çekilen fantom için yalnızca tamamen boluslu tedavi planı yapıldı.

**Tablo 1 : Planlanan tedaviler ve özellikleri**

<b>Plan İsimleri</b>	<b>Plan Özellikleri</b>
<b>Plan 1</b>	Ciltten içeri <b>0.3</b> cm çekilmiş CTV - <b>Bolussuz Plan</b> (Bolussuz çekilen BT)
<b>Plan 2</b>	Ciltten içeri <b>0.3</b> cm çekilmiş CTV - <b>%50 Boluslu Plan</b> (Bolussuz çekilen BT)
<b>Plan 3</b>	Ciltten içeri <b>0.3</b> cm çekilmiş CTV – <b>Tamamen Boluslu Plan</b> (Bolussuz çekilen BT)
<b>Plan 4</b>	Ciltten içeri <b>0.3</b> cm çekilmiş CTV – <b>Tamamen Boluslu Plan</b> ( <u>Bolus ile çekilen BT</u> )
<b>Plan 5</b>	Ciltten içeri <b>0.5</b> cm çekilmiş CTV - <b>Bolussuz Plan</b> (Bolussuz çekilen BT)
<b>Plan 6</b>	Ciltten içeri <b>0.5</b> cm çekilmiş CTV - <b>%50 Boluslu Plan</b> (Bolussuz çekilen BT)
<b>Plan 7</b>	Ciltten içeri <b>0.5</b> cm çekilmiş CTV – <b>Tamamen Boluslu Plan</b> (Bolussuz çekilen BT)
<b>Plan 8</b>	Ciltten içeri <b>0.5</b> cm çekilmiş CTV – <b>Tamamen Boluslu Plan</b> ( <u>Bolus ile çekilen BT</u> )

Şekil 3-8 ve Şekil 3-9’de görüldüğü gibi; 6 MV enerjili 6 alan, CTV’yi hedef alacak şekilde yerleştirildi.

6 MV enerjili fotonların  $d_{max}$ ’ı 1.5 cm’de oluşuyor olmasına rağmen, bu tez çalışmasında bolus kalınlığı 1 cm olarak tercih edilmiştir. Bunun sebebi, klinik uygulamalarda 1,5 cm kalınlığında bolus materyalinin özellikle dokuyu düzgün şekilde sarabilme bakımından yetersiz kalması ve kliniklerde 6 MV kullanılarak yapılan tedavi planlarında genellikle 1 cm kalınlığında bolus materyali kullanılmasıdır.



Şekil 3-8 : Tedavi planlama alanları

Alanlar, en dış ve en içteki alan tanjansiyel olacak şekilde 30’ar derecelik aralıklar ile yerleştirildi. Kolimatör açıları, kalbi ve akciğeri korumaya en uygun şekilde ayarlandı.

Group	Field ID	Technique	Machine/Energy	MLC	Field Weight	Scale	Gantry Rtn [deg]	Coll Rtn [deg]	Couch Rtn [deg]	Wedge
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 1	STATIC-I	TRILOGY1 - 6X	Dose Dynamic	1.000	Varian IEC	310.0	10.0	0.0	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 2	STATIC-I	TRILOGY1 - 6X	Dose Dynamic	1.000	Varian IEC	340.0	5.0	0.0	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 3	STATIC-I	TRILOGY1 - 6X	Dose Dynamic	1.000	Varian IEC	10.0	0.0	0.0	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 4	STATIC-I	TRILOGY1 - 6X	Dose Dynamic	1.000	Varian IEC	60.0	0.0	0.0	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 5	STATIC-I	TRILOGY1 - 6X	Dose Dynamic	1.000	Varian IEC	90.0	0.0	0.0	None
<input checked="" type="checkbox"/>	Field 6	STATIC-I	TRILOGY1 - 6X	Dose Dynamic	1.000	Varian IEC	120.0	0.0	0.0	None

Şekil 3-9 : Tedavi planlama alanlarının özellikleri

Tüm planlar için; sol akciğerin V20'si 20 Gy almayacak şekilde, kalbin mean dozu 5 Gy'i geçmeyecek şekilde ve CTV'nin %100'ü en az 45 Gy alacak şekilde optimizasyon yapıldı.

### **3.2.3. Kalibrasyon**

#### **3.2.3.1. TLD Kalibrasyonu**

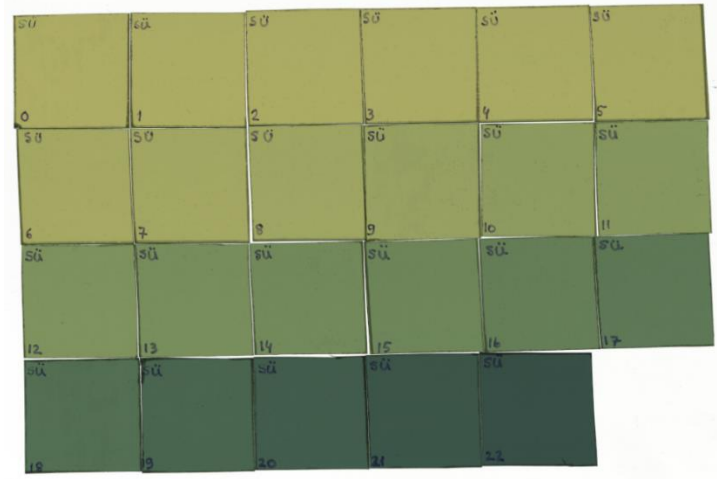
12 adet TLD çipi, özel fırınında 240°C'de , 15 dakika tutularak sönmüldürildi. Co-60 teleterapi cihazında SSD = 80 cm, d = 5 cm olacak şekilde katı su fantomu-TLD düzeneği kuruldu. Ayrıca geri saçılma etkisinin oluşması için TLD çiplerinin altına 1cm kalınlığında 10 adet katı su fantomu plakası yerleştirildi.

TLD çipleri 100 cGy doz absorbe edecekleri şekilde ışınlandı. Bu işlem 5 defa tekrar edildi. Doza verdikleri cevap dikkate alınarak TLD çipleri gruplandı. Her bir ışınlamada, birbirine en yakın okumayı veren 3 TLD kullanıldı. Her bir TLD için “ 100 cGy için okuma değeri” düzeltme faktörü olarak kullanıldı.

#### **3.2.3.2. Film Kalibrasyonu**

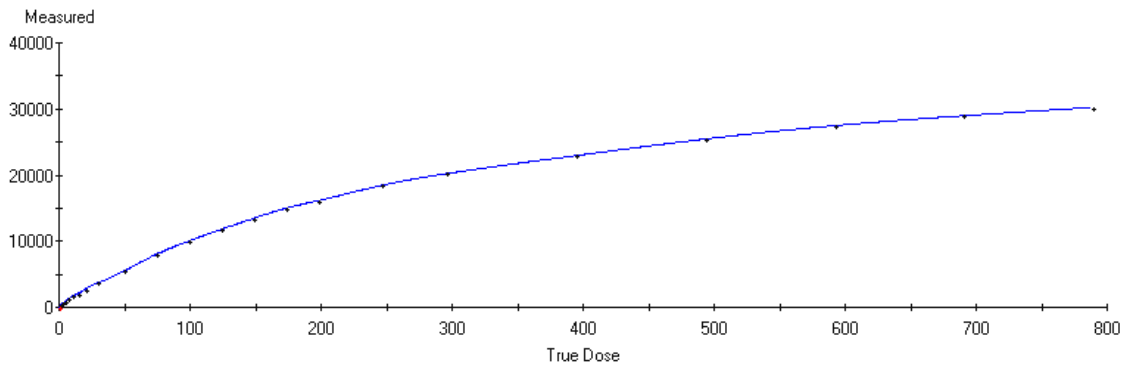
Varian Clinac 600 DBX lineer hızlandırıcısının verimi TRS 398 protokolü baz alınarak, ölçülüp hesaplandı. Film kalibrasyonundan önce RW3 katı su fantomunda 0.6 cc iyon odası ile 5 cm derinlikte, SSD 95 cm'de 1 MU değerinin 1 cGy doz kontrolü yapıldı. 1 MU= 0,986 cGy olarak bulundu.

Gafchromic® EBT3 filmlerden 2.5 cm x 2.5 cm boyutlarında 23 adet parça kesildi.



**Şekil 3-10 : Film kalibrasyon eğrisi oluşturmak amacıyla ışınlanan filmler**

Filmler RW3 katı su fantomunda merkezi ekseninde 5 cm derinliğe, kaynak-cilt mesafesi (SSD) 95 cm olacak şekilde yerleştirildi. 10cm x10cm alanda; 1, 2, 5, 7, 10, 15, 20, 30, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 250, 300, 400, 500, 600, 700, 800 MU ile ışınlamalar yapıldı. Bir film ise arka plan dozunu saptamak amacı ile ışınlanmadan ayrıldı. Polimerleşme sürecinin tamamlanması için 24 saat beklendi ve filmler tarayıcı ile tarandı. Image J programı ile kırmızı renkli hatta tiff formatında kaydedildi. Mephysto  $mc^2$  programında, her bir filmin kararına piksel değerinden, arka plan kararması çıkarıldı. Filmler, ışınlanma miktarlarına karşılık gelen absorbe doz değerleri ile birlikte kaydedildi. Kalibrasyon eğrisi oluşturuldu.



**Şekil 3-11 : Film kalibrasyon eğrisi**

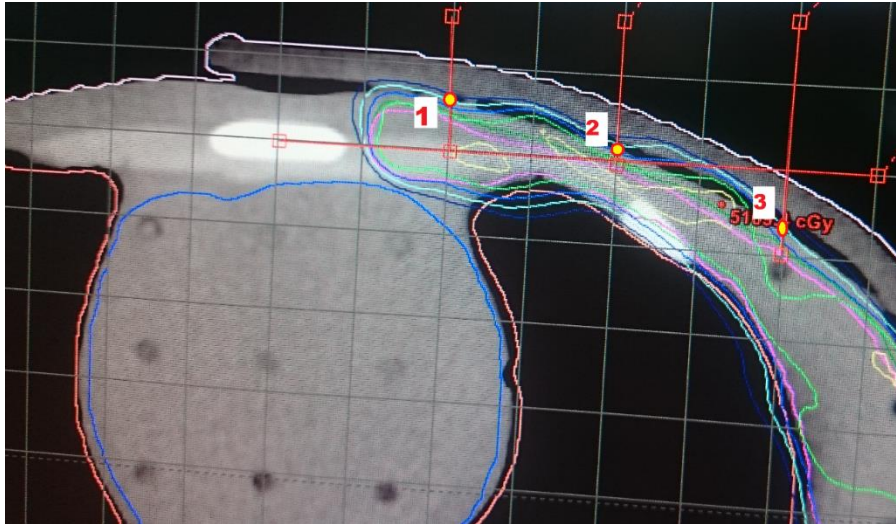
### 3.2.4. Tedavi Planlarının Uygulanması

CIRS ATOM<sup>®</sup> marka insan biçiminde fantom, BT’de işaretlenen kontrol çizgilerine dikkat edilerek cihazın masasına yerleştirildi. TPS’den alınan masa kaydırma verileri yardımı ile fantom tedavi pozisyonuna getirildi. Pozisyonu doğrulamak amacı ile MV port görüntüsü çekildi.



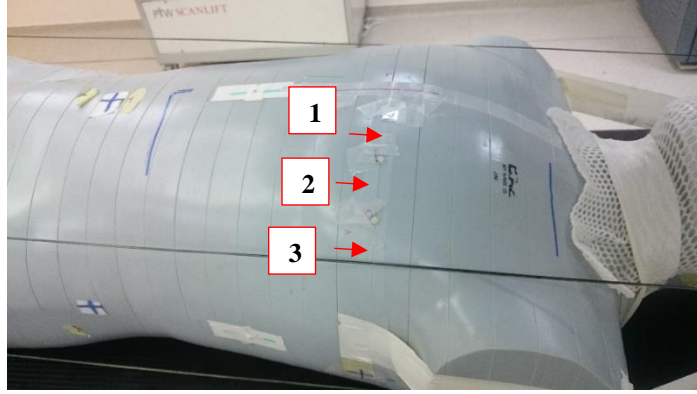
Şekil 3-12 : CIRS ATOM<sup>®</sup> fantom üzerinde tedavi planı uygulaması

BT görüntüsü üzerinde ölçüm noktaları belirlendi.



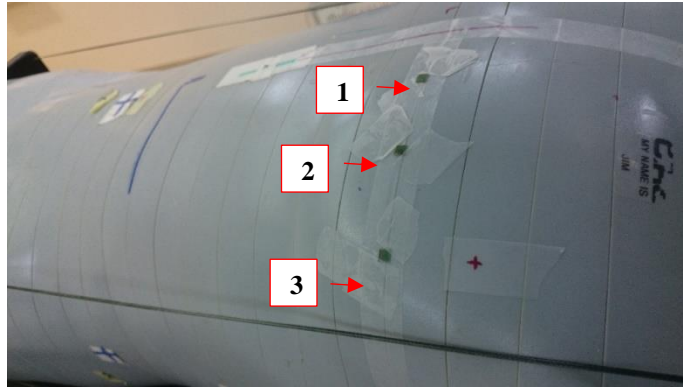
Şekil 3-13 : BT görüntüsü üzerinde belirlenen dok okuma ve ölçüm noktaları

BT görüntüsü üzerinde önceden belirlenen noktalar, fantomun üzerine işaretlendi. İşaretlenen noktalara TLD çipleri yerleştirildi.



**Şekil 3-14 : TLD çiplerinin fantom üzerindeki konumları**

TPS üzerinden belirlenen noktalara  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  büyüklüğünde kesilen Gafchromic® EBT3 filmler yerleştirildi.



**Şekil 3-15 : Gafkromik filmlerin fantom üzerindeki konumları**

Boluslu planlarda, TPS'deki yerleşimine uygun olarak fantom üzerine bolus materyali yerleştirildi.



**Şekil 3-16 : Bolus materyalinin tedavi sırasındaki yerleşimi**

TLD ölçümlerinde; okuma değerleri, 100 cGy ışınlamalarındaki okuma değerleri ile doğru orantı kurularak absorbe doz cinsinden kaydedildi. Her bir TLD için bu yöntem uygulandı.

**Örnek:** 1. noktadaki TLD için;

100 cGy'e karşılık gelen okuma değeri =  $4.260 \times 10^6$

Tedavi planı uygulaması sonucu okuma değeri =  $7.887 \times 10^6$

Tedavi planı uygulaması sonucu absorbe doz değeri = 185.14 cGy

Film okumaları, plan ışınlamalarından 24 saat sonra gerçekleştirildi. Her bir plan ışınlamasında kullanılan 3 film birlikte taratıldı. Kırmızı kanalda tiff formatında kayıt edildi ve Mephysto  $mc^2$  programında kalibrasyon eğrisinden yararlanılarak absorbe doz değerleri kayıt edildi.

#### 4. BULGULAR

Tablo 1’de gösterildiği üzere yapılan 8 ayı tedavi planının belirlenen 3 noktadaki; tedavi planlama sistemi doz okumaları, gafkromik film ölçüm değerleri ve TLD ölçüm değerleri her plan için ayrı tablo oluşturularak sunulmuştur.

CTV’nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği durum için planlanan tamamen bolussuz tedavi planının 2 fraksiyonluk doz okuma değerleri Tablo 2’de gösterilmiştir.

**Tablo 2 : Plan 1 için TPS, Film, TLD okuma değerleri**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TPS ile Film Arası %FARK</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>TPS ile TLD Arası %FARK</b>
<b>1. Nokta</b>	246.80	158.67	35.7	185.14	25.0
<b>2. Nokta</b>	236.10	195.89	17.0	255.21	7.5
<b>3. Nokta</b>	251.70	124.28	50.6	144.80	42.5
<b>Ortalama</b>	244.87	159.61	34.8	195.05	20.3

Tedavi planlama sisteminden alınan değerler ile ölçüm verileri arasındaki ortalama fark %27.6 olarak bulunmuştur.



CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği durum için planlanan %50 boluslu tedavi planının 2 fraksiyonluk doz okuma değerleri Tablo 3'te gösterilmiştir. %50 boluslu planı simüle edecek planlama; 1 fraksiyon boluslu, 1 fraksiyon bolussuz plan birleştirilerek elde edilmiştir.

**Tablo 3 : Plan 2 için TPS, Film, TLD okuma değerleri**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TPS ile Film Arası %FARK</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>TPS ile TLD Arası %FARK</b>
<b>1. Nokta</b>	306.40	287.50	6.2	261.50	14.7
<b>2. Nokta</b>	297.15	262.16	11.8	280.78	5.5
<b>3. Nokta</b>	312.25	212.15	32.1	209.06	33.0
<b>Ortalama</b>	305.27	253.94	16.8	250.45	18.0

Tedavi planlama sisteminden alınan değerler ile ölçüm verileri arasındaki ortalama fark %17.4 olarak bulunmuştur.

CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği durum için planlanan tamamen sanal boluslu tedavi planının 2 fraksiyonluk doz okuma değerleri Tablo 4'te gösterilmiştir.

**Tablo 4 : Plan 3 için TPS, Film, TLD okuma değerleri**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TPS ile Film Arası %FARK</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>TPS ile TLD Arası %FARK</b>
<b>1. Nokta</b>	366.00	341.99	6.6	355.98	2.7
<b>2. Nokta</b>	362.25	319.46	11.8	318.83	12.0
<b>3. Nokta</b>	370.45	283.03	23.6	285.71	22.9
<b>Ortalama</b>	366.23	314.83	14.0	320.17	12.6

Tedavi planlama sisteminden alınan değerler ile ölçüm verileri arasındaki ortalama fark %13.3 olarak bulunmuştur.

CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği durum için planlanan tamamen gerçek boluslu tedavi planının 2 fraksiyonluk doz okuma değerleri Tablo 5'te gösterilmiştir.

**Tablo 5 : Plan 4 için TPS, Film, TLD okuma değerleri**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TPS ile Film Arası %FARK</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>TPS ile TLD Arası %FARK</b>
<b>1. Nokta</b>	354.10	337.07	4.8	333.33	5.9
<b>2. Nokta</b>	361.65	346.53	4.2	324.78	10.2
<b>3. Nokta</b>	359.30	262.64	26.9	273.28	23.9
<b>Ortalama</b>	358.35	315.41	12.0	310.46	13.4

Tedavi planlama sisteminden alınan değerler ile ölçüm verileri arasındaki ortalama fark %12.7 olarak bulunmuştur.

CTV'nin ciltten içeri 0.5 cm çekildiği durum için planlanan tamamen bolussuz tedavi planının 2 fraksiyonluk doz okuma değerleri Tablo 6'da gösterilmiştir.

**Tablo 6 : Plan 5 için TPS, Film, TLD okuma değerleri**

<b>Okuma Noktaları</b>	<b>Kaynak cGy</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TPS ile Film Arası %FARK</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>TPS ile TLD Arası %FARK</b>
<b>1. Nokta</b>		200.20	154.00	23.1	208.55	4.0
<b>2. Nokta</b>		216.60	142.09	34.4	184.37	14.9
<b>3. Nokta</b>		166.65	168.86	1.3	223.68	25.5
<b>Ortalama</b>		194.48	154.98	20.3	205.53	5.4

Tedavi planlama sisteminden alınan değerler ile ölçüm verileri arasındaki ortalama fark %12.9 olarak bulunmuştur.

CTV'nin ciltten içeri 0.5 cm çekildiği durum için planlanan %50 boluslu tedavi planının 2 fraksiyonluk doz okuma değerleri Tablo 7'de gösterilmiştir. %50 boluslu planı simüle edecek planlama; 1 fraksiyon boluslu, 1 fraksiyon bolusuz plan birleştirilerek elde edilmiştir.

**Tablo 7 : Plan 6 için TPS, Film, TLD okuma değerleri**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TPS ile Film Arası %FARK</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>TPS ile TLD Arası %FARK</b>
<b>1. Nokta</b>	289.00	282.55	2.2	283.83	1.8
<b>2. Nokta</b>	280.25	226.84	19.1	244.29	12.8
<b>3. Nokta</b>	266.20	276.45	3.7	285.36	6.7
<b>Ortalama</b>	278.48	261.95	5.9	271.16	2.6

Tedavi planlama sisteminden alınan değerler ile ölçüm verileri arasındaki ortalama fark %4.3 olarak bulunmuştur.

CTV'nin ciltten içeri 0.5 cm çekildiği durum için planlanan tamamen sanal boluslu tedavi planının 2 fraksiyonluk doz okuma değerleri Tablo 8'de gösterilmiştir.

**Tablo 8 : Plan 7 için TPS, Film, TLD okuma değerleri**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TPS ile Film Arası %FARK</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>TPS ile TLD Arası %FARK</b>
<b>1. Nokta</b>	343.65	389.09	11.7	391.83	12.3
<b>2. Nokta</b>	343.90	313.95	8.7	333.89	2.9
<b>3. Nokta</b>	333.90	398.59	16.2	388.16	14.0
<b>Ortalama</b>	340.48	367.21	7.3	371.29	8.3

Tedavi planlama sisteminden alınan değerler ile ölçüm verileri arasındaki ortalama fark %7.8 olarak bulunmuştur.

CTV'nin ciltten içeri 0.5 cm çekildiği durum için planlanan tamamen gerçek boluslu tedavi planının 2 fraksiyonluk doz okuma değerleri Tablo 9'da gösterilmiştir.

**Tablo 9 : Plan 8 için TPS, Film, TLD okuma değerleri**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TPS ile Film Arası %FARK</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>TPS ile TLD Arası %FARK</b>
<b>1. Nokta</b>	338.75	327.16	3.4	319.33	5.7
<b>2. Nokta</b>	358.60	364.55	1.6	373.12	3.9
<b>3. Nokta</b>	336.35	238.21	29.2	250.23	25.6
<b>Ortalama</b>	361.23	309.97	14.2	314.24	13.0

Tedavi planlama sisteminden alınan değerler ile ölçüm verileri arasındaki ortalama fark %13.6 olarak bulunmuştur.

Elde edilen veriler, bolus materyali kullanılan fraksiyonların sayısının cilt dozuna etkisini daha rahat gösterecek şekilde aşağıdaki tablolar yardımı ile düzenlenmiştir.

**Tablo 10: CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği bolussuz ve %50 boluslu planlarda cilt dozu**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>Ortalama</b>
<b>Bolussuz Plan</b>	244.87	159.61	195.05	199.84
<b>%50 Boluslu Plan</b>	305.27	253.94	250.45	269.89
<b>% Fark</b>	19.8	37.1	22.1	25.9

**Tablo 11 : CTV'nin ciltten içeri 0.5 cm çekildiği bolussuz ve %50 boluslu planlarda cilt dozu**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>Ortalama</b>
<b>Bolussuz Plan</b>	194.48	154.98	205.53	185.00
<b>%50 Boluslu Plan</b>	278.48	261.95	271.16	270.53
<b>% Fark</b>	30.2	40.8	24.2	31.6



**Tablo 12: CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği bolussuz ve tamamen sanal boluslu planlarda cilt dozu**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>Ortalama</b>
<b>Bolussuz Plan</b>	244.87	159.61	195.05	199.84
<b>Tamamen Boluslu Plan</b>	366.23	314.83	320.17	333.74
<b>% Fark</b>	33.1	49.3	39.1	40.0

**Tablo 13 : CTV'nin ciltten içeri 0.5 cm çekildiği bolussuz ve tamamen sanal boluslu planlarda cilt dozu**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>Ortalama</b>
<b>Bolussuz Plan</b>	194.48	154.98	205.53	185.00
<b>Tamamen Boluslu Plan</b>	340.48	367.21	371.29	359.66
<b>% Fark</b>	42.9	57.8	44.6	48.6

**Tablo 14 : CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği bolussuz ve tamamen gerçek boluslu planlarda cilt dozu**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>Ortalama</b>
<b>Bolussuz Plan</b>	244.87	159.61	195.05	199.84
<b>Tamamen Boluslu Plan</b>	358.35	315.41	310.46	328.07
<b>% Fark</b>	31.7	49.4	37.2	39.1

**Tablo 15 : CTV'nin ciltten içeri 0.5 cm çekildiği bolussuz ve tamamen gerçek boluslu planlarda cilt dozu**

<b>Kaynak cGy Okuma Noktaları</b>	<b>TPS okuma değerleri</b>	<b>Film okuma değerleri</b>	<b>TLD okuma değerleri</b>	<b>Ortalama</b>
<b>Bolussuz Plan</b>	194.48	154.98	205.53	185.00
<b>Tamamen Boluslu Plan</b>	344.57	309.97	314.23	322.92
<b>% Fark</b>	43.6	50.0	34.6	42.7

## 5. TARTIŞMA

Yüksek enerjili fotonlardaki skin sparring etkisinin cilde doz vermeyi güçleştiriyor olması ve meme radyoterapisinde dinamik yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği kullanıldığında, statik yoğunluk ayarlı radyoterapi ve 3 boyutlu konformal radyoterapi teknikleri kullanımına oranla ciltte absorblanan dozun daha az olması nedeni ile hedefin cildi de kapsadığı vakalarda bolus materyali kullanılmayı gerekli olmaktadır (5,6,7).

Bu tez çalışmasında; mastektomi yapılmış meme kanseri hastalarının YART tekniği ile tedavisinde ciltte absorblanan dozun, bolus materyalinin kullanımına bağlı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Bu amaçla, insan biçimindeki fantomun 1 cm boluslu ve bolussuz çekilen bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerine ciltten 0.3 cm ve 0.5 cm geride olacak şekilde iki ayrı CTV çizilmiş ve bu hedefler için 50 Gy/25 fraksiyon olacak şekilde bolussuz, %50 boluslu, tamamen sanal boluslu ve tamamen gerçek boluslu tedavi planları yapılmıştır. Cildin aldığı doz, yüzey dozu ölçümlerine uygunlukları ile bilinen ince TLD çipleri ve gafkromik filmler ile ölçülmüştür.

Ölçümler verileri incelendiğinde, tedavi planlama sisteminde okunan nokta dozlar ile ölçüm sonuçları arasında farkların olduğu gözlemlenmiştir. Birbirine yakın veriler veren TLD ve film sonuçlarımızın ortalaması alındığında TPS dozları ile ölçüm verileri arasında; CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği planlarda %13 ile %28 arasında, CTV'nin ciltten içeri 0.5 cm çekildiği planlarda %4 ile %14 arasında farklar bulunmuştur. Bu farkların ortaya çıkmasındaki en büyük pay, tedavi planlama sisteminin vücudun dış kontüründen içeri doğru ilk birkaç milimetredeki doz hesabını yeterli doğrulukla yapamıyor olmasıdır. Court ve arkadaşları mosfet dozimetre kullanarak, YART planları ile yaptıkları ölçümlerde Eclipse tedavi planlama sisteminde okunan dozlar ile ölçüm verileri arasında  $\pm\%20$  fark tespit etmişlerdir(20).Shima Ito ve arkadaşları, helikal tomoterapi PMRT bolussuz tedavi planlarında TPS doz okumaları ile toz TLD'yle yapılan ölçümler arasında %2.6 fark bulmuşlardır(21). Higgins ve arkadaşları, baş boyun bölgesinde tanımlanan orofarenks hedef hacmi için 6 MV fotonlar ile 8 alan YART tedavi planı yapmışlardır. EDR2 ve TLD ile yaptıkları yüzey dozu ölçümlerinde; sol lateral yüzey dozunu TPS okumasından %12 az, sağ lateral

yüzey dozunu TPS okumasından **%10** fazla bulmuşlardır(22). Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, literatür ile uyumludur.

Bu tez çalışmasının ölçüm verilerine bakıldığında dikkat çeken diğer bir husus; CTV'nin ciltten içeri çekilme miktarının, tedavi planlama sisteminden okunan dozların ölçüm sonuçları ile tutarlılığını etkiliyor olmasıdır. Ciltten 0.3 cm ve 0.5 cm içeri çekilerek yapılan bolussuz YART planlarının TPS doz okumaları ile film ölçüm verileri arasında %34.8 ve %20.3, TPS doz okumaları ile TLD ölçüm verileri arasında %20.3 ve %5.4 fark görülmüştür. Ciltten 0.3 cm ve 0.5 cm içeri çekilerek yapılan %50 boluslu YART planlarının TPS doz okumaları ile film ölçüm verileri arasında %16.8 ve %5.9, TPS doz okumaları ile TLD ölçüm verileri arasında %18 ve %2.6 fark görülmüştür. Ciltten 0.3 cm ve 0.5 cm içeri çekilerek yapılan tamamen sanal boluslu YART planlarının TPS doz okumaları ile film ölçüm verileri arasında %14 ve %7.3, TPS doz okumaları ile TLD ölçüm verileri arasında %12.6 ve %8.3 fark görülmüştür. Ciltten 0.3 cm ve 0.5 cm içeri çekilerek yapılan tamamen gerçek boluslu YART planlarının TPS doz okumaları ile film ölçüm verileri arasında %12 ve %14.2, TPS doz okumaları ile TLD ölçüm verileri arasında %13.4 ve %13 fark görülmüştür. Tüm planlardaki ölçüm verilerinin ortalaması alındığında CTV ciltten içeri 0.3 cm çekildiğinde elde edilen TPS-Ölçüm farkı %17.8 iken CTV ciltten içeri 0.5 cm çekildiğinde bu fark %9.7'ye düşmektedir. Çalışmamızın sonuçları CTV'yi ciltten içeri 0.5 cm çekerek tedavi planları yapmanın, tedavi planlama sisteminin çok daha gerçeğe yakın hesaplamalar yapmasını sağladığını göstermiştir. Lee ve arkadaşları rando fantom üzerinde, TLD kullanarak, 6 MV fotonlar ile genişletilmiş alanlı YART tekniği ile termoplastik maskeli ve maskesiz olarak baş-boyun tedavi planı ölçümleri almışlardır. Boyun lenf nodu olarak CTV, cilde yapışık ve ciltten 0.5 cm uzak olarak 2 farklı şekilde çizmiş, 2 CTV için de aynı kriterlere sahip 7 alanlı YART planı yapmışlardır. 6 ayrı noktada TLD çipleri ile yaptıkları ölçümler sonucunda; termoplastik maske kullanılmadan yapılan ölçümlerde cilt ile aynı hizada çizilen CTV'nin kullanıldığı planda cilt dozunu, CTV'nin ciltten 0.5 cm geride olduğu plandaki cilt dozundan %16 daha fazla bulmuşlardır. Termoplastik maske kullanılarak yapılan ölçümlerde cilt ile aynı hizada çizilen CTV'nin kullanıldığı planda cilt dozunu, CTV'nin ciltten 0.5 cm geride olduğu plandaki cilt dozundan %25 daha fazla bulmuşlardır(23). Çalışmada TPS'in gösterdiği cilt dozu ile ölçümlerin tutarlılığına değinilmemiştir. Ancak CTV'nin vücut dış kontürüne uzaklığının cilt dozu

hesabını değiştiriyor olması açısından bu çalışma ile bizim çalışmamız uyumlu sonuçlar vermiştir.

Bu tez çalışmasının amacı olan ‐bolus materyalinin cilt dozuna etkisi‐ açısından eldeki veriler düzenlendiğinde şu sonuçlar ortaya çıkmaktadır:

Tedavi planlama sisteminden alınan değerler ile film ve TLD lm verileri göz önüne alındığında, ciltte absorblanan dozun %50 boluslu planda bolussuz plana oranla CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği durumlarda TPS-film-TLD sırası ile %19.8, %37.1, %22.1 ve 0.5 cm çekildiği durumlarda TPS-film-TLD sırası ile %30.2, %40.8, %24.2 daha fazla olduğu bulunmuştur.

Sanal bolus kullanılan tamamen boluslu planda bolussuz plana oranla CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği durumlarda TPS-film-TLD sırası ile %33.1, %49.3, %39.1 ve 0.5 cm çekildiği durumlarda TPS-film-TLD sırası ile %42.9, %57.8, %44.6 daha fazla olduğu bulunmuştur.

Gerçek bolus kullanılan tamamen boluslu planda bolussuz plana oranla CTV'nin ciltten içeri 0.3 cm çekildiği durumlarda TPS-film-TLD sırası ile %31.7, %49.4, %37.2 ve 0.5 cm çekildiği durumlarda TPS-film-TLD sırası ile %43.6, %50.0, %34.6 daha fazla olduğu bulunmuştur.

Yokoyama S. ve arkadaşları, 6 MV enerjili fotonlar ile açık alan ve YART alanları oluşturarak aldıkları lmlemlerde, YART alanlarında yüzey dozunun açık alana göre %10 daha düşük olduğunu gözlemlemişlerdir(24).

Chung H. ve arkadaşları, Pinnacle 3 ve Corvus planlama sistemleri üzerinde yaptıkları YART tedavi planlarının radyokromik film ile ölümlerinde yüzey dozunda planlanana oranla %7.4'den %18.8'e varan düşüşler gözlemlemişlerdir(25).

Laurence E. Court ve arkadaşları da, 6-10 MV enerjili fotonlar ile yaptıkları çeşitli YART planları ve bu planların dozimetrik ölümlerinde yüzey dozunda planlanana oranla % 20'ye varan düşüşler saptamışlardır(20).

Bu alışmalar göstermektedir ki yoğunluk ayarlı radyoterapi planlarında cildin aldığı doz, hedefe tanımlanan dozdan düşük olmaktadır. Ciltte absorblanan dozu istenilen seviyeye getirebilmek için bolus materyali kullanılması uygun bir seçenektir.

T. T. T. Vu ve arkadaşlarının 2007 yılında yaptıkları uluslararası bir araştırma sonucunda, dünya kliniklerinin PMRT tedavilerinde bolus materyali kullanım tercihleri gözler önüne sunulmuştur(26).

Araştırmaya katılan kliniklerin %87.5'i PMRT tedavilerini yüksek enerjili fotonlar ile, %9'u elektronlar ile, %1'i Co-60 kaynağı ile, kalan %2.5'i ise foton-elektron kombinasyonu ile yapmaktadır(26).

Kliniklerin %68'i PMRT tedavilerinin hepsinde bolus materyali kullandığını, %6'sı asla bolus materyali kullanmadığını, %26'sı ise vakaya göre karar verdiğini belirtmiştir(26).

Bolus materyalini kullanmayı tercih eden kliniklerin %33'ü bolusu her fraksiyonda, %48'i 2 fraksiyonda 1 (%50 boluslu) kullanmaktadır(26).

Shu-Hui Hsu ve arkadaşları, Rando fantom üzerinde 3D-KRT ve YART teknikleri ile göğüs duvarı tedavi planları yapmışlardır. Bolus materyali kullanılmadığında ciltte absorblanan dozun CTV'ye tanımlanan dozun 3D-KRT'de %45-62'sini, YART'da %44-63'ünü aldığı TLD ve Attix paralel plan iyon odası ile ölçülmüştür. 1cm kalınlığında bolus materyali kullanıldığında ciltte absorblanan doz CTV'ye tanımlanan dozun 3D-KRT'de %81-106'sını, YART'da %80-107'sini almıştır(27).

Fundagül Andiç ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, meme cildini ayrı bir organ olarak tedavi planlama sistemine tanımlamışlar ve bolus materyali kullanılan fraksiyon sayılarının değişimi ile cildin aldığı mean dozdaki değişimi gözlemlemişlerdir. Çalışmalarını, 6 MV fotonlar ile CTV'ye 25 fraksiyonda 50 Gy doz tanımlayarak 3D-KRT tekniği ile yapmışlardır. Bolus materyalini 1cm kalınlığında tercih etmişlerdir. Bolus materyalinin hiç kullanılmadığı tedavi planında cildin aldığı mean dozu, CTV'ye tanımlanan dozun %100'ü olarak bulmuşlardır. 25 fraksiyonun 10'unda bolus materyali kullanıldığında bu oran %101.3'e, 25 fraksiyonun 15'inde bolus materyali kullanıldığında bu oran 101.9'a çıkmaktadır. Tedavinin tamamı bolus materyali ile yapıldığında ise cildin aldığı mean doz, CTV'ye tanımlanan dozun %103.2'si olmaktadır(28).

Literatür ile çalışmamızın uyumlu olduğu görülmektedir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği ile yapılan post-mastektomi radyoterapide 6 MV'lik yüksek enerjili

fotonlar ile 1 cm bolus materyali kullanılarak yapılan tedavi planlarında cilt dozu, bolus materyalinin kullanımının artması ile artmaktadır. Klinik tercihe göre cildin absorblaması istenilen doz miktarı belirlenerek, tedavi fraksiyonlarının ne kadarının boluslu olacağına karar verilebilir.

## KAYNAKLAR

1. Beyzadeoğlu M, Ebruli C, Özyiğit G. Basic Radiation Oncology. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2010.
2. Barrett A, Dobbs J, Morris S, Roques T. Practical Radiotherapy Planning 4<sup>th</sup> Edition. Hodder Arnold, UK, 2009.
3. Halperin C. E, Perez A. C, Brady L. W. Principles and Practice of Radiation Oncology 5<sup>th</sup> Edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
4. Fischbach M, Halg R. A, Hartmann M. Measurement of skin and target dose in post-mastectomy radiotherapy using 4 and 6 MV photon beams. Radiation Oncology 8:270, 2013.
5. Kahn Y, Barajas J. E. V, Udowiez M, Sinha R. Clinical and dosimetric implications of air gaps between bolus and skin surface during radiation therapy. Journal of Cancer Therapy 4,1251-1255, 2013.
6. Kahn F. M. The Physics of Radiation Therapy 4<sup>th</sup> Edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
7. Rudat V, Nour A, Alaradi A. A, Mohammed A. IN vivo surface dose measurement using GafChromatic film dosimetry in breast cancer radiotherapy: comparsion of 7-field IMRT, tangential IMRT and 3D-CRT. Radiation Oncology 9:156, 2014.
8. Çetingöz R, Bilge H, Gökçe Ş. Ç, Özyiğit G, Yıldız O. G. Temel ve Klinik Radyoterapi. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği, 2013.
9. Kacprowska A, Jassem J. Partial breast irradiation techniques in early breast cancer. Reports of Practical Oncology and Radiotherapy, 16, 213-220, 2011.
10. Reitsamer R, Sedlmayer F, Kopp Michael. Concepts and techniques of intraoperative radiotherapy for breast cancer. Breast Cancer, 15:40-46, 2008.
11. Mayadağlı A, Göcen E, Aksu A, Gül Ş. K, Tepetam H. Meme koruyucu cerrahi sonrası kanvansiyonel radyoterapi ile konformal radyoterapi tekniğinin doz dağılımı açısından değerlendirilmesi. Dr. Lütfi Kırdar Kartal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, İstanbul, 2011.
12. White J. R, Wilson J. F. Brachytherapy and breast cancer. Seminars in Surgical Oncology, 13:190-195,1997.



13. Hansen E. K, Roach M. Handbook of Evidence-Based Radiation Oncology 2. Edition. Springer, ABD, 2010.
14. Lu L. Dose calculation algorithms in external beam photon radiation therapy. International Journal of Cancer Therapy and Oncology, Kasım, 2013.
15. Podgorsak E. B. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. IAEA, Austria, 2005.
16. Vyas V, Palmer L, Mudge R, Jiang R. On bolus for megavoltage photon and electron radiation therapy. Medical Dosimetry, Vol. 38, 3:268-273, Autumn, 2013.
17. Ünal D. Tıpta kullanılan görüntüleme teknikleri. Lisans Bitirme Tezi. Gazi Üniversitesi, Fizik Eğitimi ABD, Ankara, 2008.
18. Cirs® resmi internet sitesi : [www.cirsinc.com](http://www.cirsinc.com).
19. Hill R. F, Brown S, Baldock C. Evaluation of the water equivalence of solid phantoms using gamma ray transmission measurements. Radiation Measurements, 43:1258-1264, 2008.
20. Court L. E, Tishler R. B, Allen A. M. Experimental evaluation of the accuracy of skin dose calculation for a commercial treatment planning system. Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 9, No:1, Winter, 2008.
21. Ito S, Parker B. C, Levine R, Sanders M. E. Verification of calculated skin doses in postmastectomy helical tomotherapy. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 81, 2:584-591, 2011.
22. Higgins P. D, Han E. Y, Yuan J. L, Hui S, Lee C. K. Evaluation of surface and superficial dose for head and neck treatments using conventional or intensity-modulated techniques. Physics in Medicine and Biology, 52: 1135-1146, 2007.
23. Lee N, Chuang C, Quivey J. M, Phillips T. L. Skin toxicity due to intensity-modulated radiotherapy for head-and-neck carcinoma. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 53, 3:630-637, 2002.
24. Yokoyama S, Roberson P, Litzenberg D, Moran J, Fraas B. Surface build up dosedependence on photon field delivery technique for IMRT. J. Appl Clin Med Phys, 5(2):71-81, 2004.
25. Chung H, Jin H, Dempsey J, Liu C. Evaluation of surface and build-up region dose for intensity-modulated radiation therapy in head and neck cancer. Medical Physics, 32(8):2682-9, 2005.

26. Vu T. T. T, Pignol J. P, Rakovitch E. Variability in radiation oncologists' opinion on the indication of a bolus in post-mastectomy radiotherapy: an international survey. *Clinical Oncology*, 19: 115-119, 2007.
27. Hsu S. H, Roberson P. L, Chen Y. Assesment of skin dose for breast chest wall radiotherapy as a function of bolus material. *Physics in Medicine and Biology*, 53: 2593-2606, 2008.
28. Andıç F, Örs Y, Davutoğlu R, Çifçi Ş. B, İspir E. B, Ertürk M. E. Evaluation of skin dose associated with different frequencies of bolus applications in post-mastectomy three-dimensional conformal radiotherapy. *Journal of Experimental & Clinical Cancer Research*, 28:41, 2009.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Nazan	<b>Soyadı</b>	Dede
<b>Doğ.Yeri</b>	Beyoğlu	<b>Doğ.Tar.</b>	30.09.1988
<b>Uyruğu</b>	T.C.	<b>TC Kim No</b>	21101203268
<b>Email</b>	nazandede@gmail.com	<b>Tel</b>	05553578926

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
<b>Doktora</b>		
<b>Yük.Lis.</b>		
<b>Lisans</b>	Yıldız Teknik Üniversitesi	2011
<b>Lise</b>	Kadıköy Erenköy Kız Lisesi (YDA)	2006

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
<b>1.</b>	Sağlık fiziği stajyeri	MNT, Liv Hospital	2013-2015
<b>2.</b>	Halk dansları öğretmeni	Gelişim Atölyesi	2009-2012
<b>3.</b>	Asistan fizik öğretmeni	Kavram Dersaneleri	2008-2009

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
<b>İngilizce</b>	İyi	İyi	İyi	70	
<b>Almanca</b>	Zayıf	Zayıf	Zayıf		

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

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>LES Puanı</b>	91	90	75
<b>(Diğer) Puanı</b>			

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MS Office	Çok iyi
C++	Zayıf
Eclipse	İyi

### Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

**Özel İlgi Alanları (Hobileri):** Halkoyunları oynamak, bale izlemek, amatör fotoğrafçılık