



T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ  
ENSTİTÜSÜ  
RADYOSYON ONKOLOJİSİ  
ANABİLİM DALI



**RADYOTERAPİDE SOL MEME IŞINLAMALARINDA ALAN  
İÇİNDE ALAN (FIELD İN FIELD) TEDAVİ TEKNİĞİNDE  
ALAN MERKEZİNDEKİ SAPMALARIN ÇEVRE ORGAN  
DOZLARINA ETKİSİNİN RETROSPEKTİF OLARAK  
İNCELENMESİ**

**İsmail Hakkı KALYONCU**

**(Yüksek Lisans)**

**BURSA-2017**

İsmail Hakkı  
KALYONCU

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI YÜKSEK LİSANS TEZİ

2017



T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
RADYOSYON ONKOLOJİSİ  
ANABİLİM DALI



**RADYOTERAPİDE SOL MEME IŞINLAMALARINDA ALAN  
İÇİNDE ALAN (FIELD IN FIELD) TEDAVİ TEKNİĞİNDE  
ALAN MERKEZİNDEKİ SAPMALARIN ÇEVRE ORGAN  
DOZLARINA ETKİSİNİN RETROSPEKTİF OLARAK  
İNCELENMESİ**

**İSMAİL HAKKI KALYONCU**

**(YÜKSEK LİSANS)**

**DANIŞMAN:**

**Doç. Dr. Sibel Kahraman ÇETİNTAŞ**

**BURSA-2017**

# T.C. ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

## ETİK BEYANI

Yüksek Lisans/Doktora tezi olarak sunduğum “Radyoterapide Sol Meme Işınlamalarında Alan İçinde Alan (Field İn Field) Tedavi Tekniğinde Alan Merkezindeki Sapmaların Çevre Organ Dozlarına Etkisinin Retrospektif Olarak İncelenmesi” adlı çalışmanın, proje safhasından sonuçlanmasına kadar geçen bütün süreçlerde bilimsel etik kurallarına uygun bir şekilde hazırlandığını ve yararlandığım eserlerin kaynaklar bölümünde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir ve beyan ederim.

**Adı Soyadı:** İsmail Hakkı KALYONCU

**Tarih ve İmza:** 10/08/2017



## SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Yüksek Lisans öğrencisi İsmail Hakkı KALYONCU tarafından hazırlanan Radyoterapide Sol Meme İşinlamalarında Alan İçinde Alan (Field İn Field) Tedavi Tekniğinde Alan Merkezindeki Sapmaların Çevre Organ Dozlarına Etkisinin Retrospektif Olarak İncelenmesi konulu Yüksek Lisans tezi 10/08/2017 günü,13:00-14:00 saatleri arasında yapılan tez savunma sınavında jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile kabul edilmiştir

Adı-Soyadı

**Tez Danışmanı:** Doç. Dr. Sibel Kahraman ÇETİNTAŞ

**Üye:** Prof. Dr. Z. Gökay KAYNAK

**Üye:** Prof. Dr. Durmuş ETİZ

**Üye**

**Üye**

İmza



Bu tez Enstitü Yönetim Kurulu'nun ..... tarih ve ..... sayılı toplantısında alınan ..... numaralı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Gülşah ÇEÇENER

Enstitü Müdürü

## TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU

...../...../.....

**Adı Soyadı:** İsmail Hakkı KALYONCU

**Anabilim Dalı:** Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

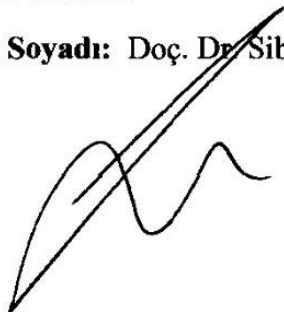
**Tez Konusu:** Radyoterapide Sol Meme Işınlamalarında Alan İçinde Alan (Field İn Field) Tedavi Tekniğinde Alan Merkezindeki Sapmaların Çevre Organ Dozlarına Etkisinin Retrospektif Olarak İncelenmesi

ÖZELLİKLER	UYGUNDUR	UYGUN DEĞİLDİR	AÇIKLAMA
Tezin Boyutları	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Dış Kapak Sayfası	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
İç Kapak Sayfası	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Kabul Onay Sayfası	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Sayfa Düzeni	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
İçindekiler Sayfası	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yazı Karakteri	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Satır Aralıkları	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Başlıklar	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Sayfa Numaraları	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Eklerin Yerleştirilmesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Tabloların Yerleştirilmesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Kaynaklar	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

### DANIŞMAN ONAYI

**Unvanı Adı Soyadı:** Doç. Dr. Sibel Kahraman ÇETİNTAŞ

**İmza:**



## İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK	
DIŞ KAPAK	
ETİK BEYANI .....	II
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE .....	III
TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU .....	IV
İÇİNDEKİLER .....	V
TÜRKÇE ÖZET .....	VII
İNGİLİZCE ÖZET .....	VIII
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Meme Anatomisi .....	3
2.2. Meme Kanserinde Radyoterapi .....	4
2.3. Meme Radyoterapisinde Güncel İlerlemeler .....	5
2.4. Meme Radyoterapisi ve Yan Etkileri .....	7
2.4.1. Cilt Toksisitesi .....	7
2.4.2. Kalp Toksisitesi .....	8
2.4.3. Akciğer Toksisitesi .....	9
2.5. Medikal Lineer Hızlandırıcılar .....	10
2.5.1. Çalışma Prensibi .....	10
2.5.2. Lineer Hızlandırıcı Bileşenleri .....	10
2.5.3. Elektronik Portal Görüntüleme (EPG) .....	13
2.5.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT) .....	13
2.5.5. Tedavi Kafası .....	15
2.6. Meme Radyoterapi Tedavi Teknikleri .....	18
2.6.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) .....	18
2.6.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) .....	20
2.6.3. Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (IMAT) .....	20
2.7. Hacim Tanımları .....	21
2.7.1. Gross Tümör Hacim (GTV) .....	21
2.7.2. Klinik Hedef Hacim (CTV) .....	21
2.7.3. Internal Hedef Hacim (ITV) .....	22
2.7.4. Planlanan Hedef Hacim (PTV) .....	22
2.7.5. Riskli Organlar (OAR) .....	22
2.7.6. Planlanan Riskli Organ Hacmi (PRV: Planning Organ at Risk Volume) .....	23
2.8. Hastanın İmmobilizasyonu .....	24
2.9. Hasta Set-up' ı .....	25
2.10. Set-up Sapmaları ve Düzeltme Stratejileri .....	25
2.10.1. Sistematik ve Random Hatalar .....	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	28
3.1. Gereçler .....	28
3.1.1. Siemens Somatom Emotion Duo BT-Simülatör Ünitesi .....	28
3.1.2. CMS XIO 5.00 3 Boyutlu Tedavi Planlama Sistemi .....	29
3.2. Yöntem .....	29
3.2.1. Alan içinde Alan Forward Radyoterapi Tekniği (FiF – FRT) .....	31
4. BULGULAR .....	35
4.1 Hedef Volüm (PTV) .....	35
4.1.1 PTV'e ait D <sub>maks</sub> , D <sub>ort</sub> ve D <sub>%98</sub> Verilerinin Sonuçları .....	35

4.2 Kritik Organ Sol Akciğerde Oluşan Dozların Bulguları.....	38
4.2.1 Sol Akciğerde Oluşan $D_{maks}$ , $D_{ort}$ , $V_5$ ve $V_{20}$ Verilerinin Sonuçları .....	38
4.3. Kritik Organ Kalpte Oluşan Dozların Bulguları .....	41
4.3.1. Kalpte Oluşan $D_{maks}$ , $D_{ort}$ , $V_5$ , $V_{10}$ , $V_{30}$ , $V_{20}$ Verilerinin Sonuçları .....	41
4.4. Kritik Organ LAD' de Oluşan Dozların Bulguları.....	45
4.4.1. LAD'de Oluşan $D_{maks}$ ve $D_{ort}$ Verilerinin Sonuçları .....	45
4.5. Kritik Organ Sağ Meme' de Oluşan Dozların Bulguları .....	47
4.5.1. Sağ Meme'de Oluşan $D_{maks}$ , $D_{ort}$ ve $V_5$ Verilerinin Sonuçları.....	47
4.6. Kritik Organ Sağ Akciğer' de Oluşan Dozların Bulguları.....	49
4.6.1. Sağ Akciğer'de Oluşan $D_{maks}$ , $D_{ort}$ ve $V_2(\%)$ Verilerinin Sonuçları .....	49
4.7. Kritik Organ Tiroid' de Oluşan Dozların Bulguları .....	52
4.7.1. Tiroid'de Oluşan $D_{maks}$ ve $D_{ort}$ Verilerinin Sonuçları .....	52
4.8. Kritik Organ Humerus' da Oluşan Dozların Bulguları .....	54
4.8.1. Humerus'da Oluşan $D_{maks}$ ve $D_{ort}$ Verilerinin Sonuçları.....	54
4.9. Cilt' de Oluşan Dozların Bulguları.....	56
4.9.1. Cilt'de Oluşan $D_{maks}$ ve $D_{ort}$ Verilerinin Sonuçları.....	56
5. TARTIŞMA ve SONUÇ .....	59
6. KAYNAKLAR .....	64
7. SİMGELER VE KISALTMALAR .....	71
8. EKLER.....	72
8.1. Ek 1.....	73
8.2. Ek 2.....	74
8.3 Ek 3.....	75
9. TEŞEKKÜR .....	76
10. ÖZGEÇMİŞ.....	77

## TÜRKÇE ÖZET

Erken evre sol meme kanserli hastaların meme koruyucu cerrahi (MKC) sonrası radyoterapi (RT) uygulamalarında Alan içinde Alan Forward Radyoterapi (FiF-FRT) tekniği ile sanal planlar üzerinde medial-lateral (X-ekseni), superior-inferior (Y-ekseni) ve anterior-posterior (Z-ekseni) yönlerinde  $\pm 10$  mm kaydırmalar yapılarak set-up hataları oluşturuldu. Tanjansiyel alanların Monitor Unit değerleri sabit tutularak hedef hacminde ve riskli organlarda oluşan dozimetrik etkinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmada yirmi erken evre sol meme kanserli hastaya ait bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri alınıp hedef hacim ve kritik yapılar çizilmiştir. Bu hastaların BT görüntüleri üzerine FiF-FRT tekniğini kullanarak referans plan ve X-Y-Z yönlerinde  $\pm 10$  mm kaydırmalar yapılarak 7 ayrı plan oluşturulmuştur. Yapılan simülasyon planlarda PTV (Planlanan Hedef Hacim), sol akciğer, sağ akciğer, kalp, sol inen atardamar (LAD), karşı meme, tiroid, humerus ve hasta cilt dozu değerleri incelenmiştir.

Sonuç olarak; Her üç koordinatta da oluşturulan set-up hatalarının, hedef hacme reçete edilen dozu önemli derecede değiştirdiği gözlemlenmiştir. Fakat riskli organlardaki en önemli doz değişiminin Z-ekseni üzerindeki kaydırmalar sonucu meydana geldiği belirlenmiştir. Yaptığımız çalışmanın verilerine göre, hasta set-up'ında kaynak cilt arasındaki mesafe (SSD)'nin önemli bir parametre olduğu görülmektedir. MKC uygulanmış meme kanserli hastaların tanjansiyel alan RT tedavisinin X-Y-Z koordinat düzleminde SDD'i en çok etkileyen X ve Z koordinatlarıdır. Bu yüzden hasta set-up'ında X ve Z eksenleri önemli bir parametre oluşturmaktadır. Hem hedef hacminde hem de riskli organlar açısından önemli doz değişimlerine sebep olmaktadır. Hasta set-up'ında hata toleransı en az seviyede tutulması oldukça önemlidir.

**Anahtar Kelimeler:** Radyoterapi, Meme Kanseri, FiF-FRT, Set-up Hataları, SSD



## İNGİLİZCE ÖZET

### **A Retrospectively Investigation of The Effects Of Center Change to Environmental Doses of Field in Field Treatment Plans in Left Breast Irradiation in Radiation Therapy**

Radiotherapy treatments for patients with early stage left breast cancer after breast-conserving surgery (MKC) are medial-lateral (X-axis), superior-inferior (Y-axis) and anterior-posterior (Z-axis) in the direction of 10 mm by making the set-up errors were made. It is aimed to examine the dosimetric effect of target areas and risky organs by keeping the Monitor Unit values of tangential fields constant.

In this study, computed tomography (CT) images of twenty early stage left breast cancer patients were taken and the target volume and critical structures were contoured. Seven different plans were created on these patients' CT images using the FiF-FRT technique, with reference plan and  $\pm 10$  mm scrolling in X-Y-Z directions. In the simulated plans, PTV (Planned Target Volume), left lung, right lung, heart, left descending artery (LAD), contralateral breast, thyroid, humerus and patient skin volume were examined.

As a result; It was observed that the setup mistakes that were created in all three coordinates changed the target volume to the degree of the prescribed dose. But the most important dose change in the risky organs has been found to be the resultant shifts on the Z-axis. According to the study we performed, the distance between the source skin and the skin in the patient set-up appears to be an important parameter. It is the X and Z coordinates that most affect SSD in the X-Y-Z coordinate plane of RT treatment of breast cancer patients. Therefore, the X and Z axes form an important parameter in patient set-up. It causes significant dose changes both in terms of target volume and risk organs. It is very important to keep the fault tolerance at the lowest level in the patient set-up.

**Key Words:** Radiotherapy, Breast cancer, FiF-FRT, Set-up errors, SSD

## 1. GİRİŞ

Meme kanseri dünya çapında 20-59 yaş kadınlarda görülen malign tümörlerin % 23 (1.38 milyon)'ünün ve kanserle ilişkili ölümlerin % 14 (458.400)'ünün ana nedenidir (Jemal ve ark., 2011; Siegel ve ark., 2016).

1970'lerden sonra modern RT teknikleri kullanılarak erken evre meme kanserinde MKC sonrası RT ile mastektomiye lokal kontrol ve sağkalım açısından karşılatıran birçok randomize çalışma ve meta-analizler yapılmıştır. (Gradishar ve ark., 2016; Lee ve ark., 2016). Bu çalışmalar sonucu meme kanserli erken evre olgularda MKC daha sık uygulanmaktadır.

Radyoterapi tedavisinde kalite kontrol en az tedavi kadar önemlidir. Tedavide oluşabilecek küçük hatalar önemli yan etkilere sebep olabilir. Meydana gelebilecek hatalar zamanında tespit edilmeli ve önlem alınmalıdır. Kalite kontrolü tedavinin her basamağında yapılan bir işlem olmalıdır.

Hedef alanını her gün planlanan şekilde tedavi edebilmek için, çeşitli immobilizasyon yöntemleri geliştirilmektedir. Meme kanserli hastaların tedavisinde kullanılan meme boardı; tedavi sırasında hareketsiz durabilmeleri ve set-up hatalarını en aza indirebilmek için kullanılmaktadır. Meme kanserli hastalarda set-up hataları, sadece yetersiz immobilizasyona bağlı değildir. Hasta pozisyonlanması, memenin şekil değişikliği ve solunum hareketi gibi hastaya ait pek çok etken tedaviyi etkilemektedir.

Truong ve ark.nın yaptıkları çalışmada, elektronik portal görüntüleme doğrulama protokolünü kullanarak 46 meme kanserli hastanın portal görüntüleri analiz edilmiştir. Tüm yönlerde hastaların % 83,5'inde  $\leq 5$  mm, % 15,2'sinde  $> 5$  mm ve  $\leq 10$  mm arasında, % 1,2'inde  $> 10$  mm'den büyük set-up hataları gözlemlenmiştir (Truong ve ark., 2005).

Prabhakar ve ark. tarafından yapılan çalışmada her üç yönde de 3-10 mm sanal kaydırmalar ile tanjansiyel alanlarda set-up hataları değerlendirilmiştir. Anterior-Posterior yönündeki merkez kaymalarının akciğer ve kalp dozları üzerinde önemli bir etkisi olduğunu saptamışlardır (Prabhakar ve ark., 2008).

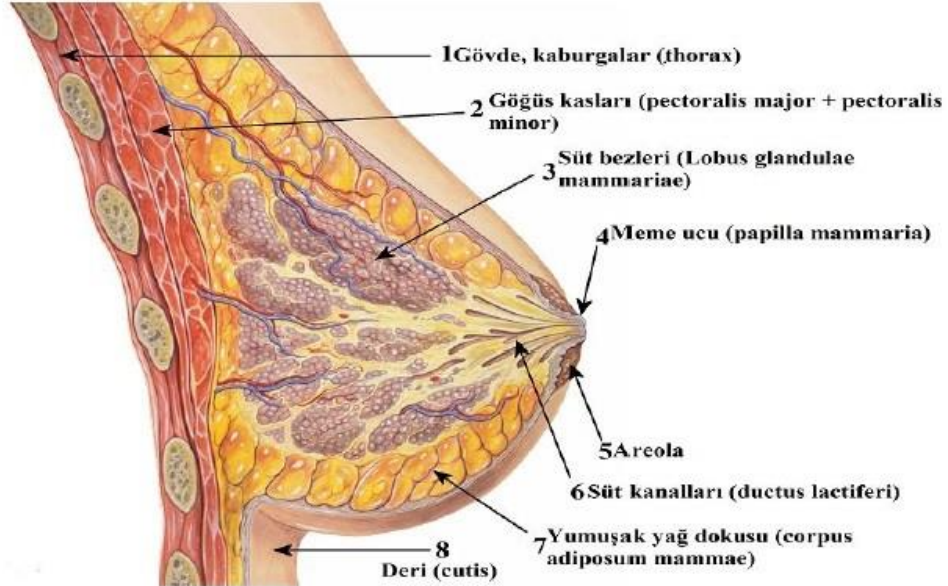
Bu çalışmanın amacı, sol meme kanserli hastalarda kullanılan alan içinde alan (Field in Field Forward Radyoterapi FiF-FRT) tekniğinde merkez kaymalarının hedef hacim, sağlıklı doku ve çevre organ dozları üzerindeki etkilerini, doz volüm histogramları üzerindeki değişimleri değerlendirmektir. Sanal planlar üzerinde merkez kaymaları yani set-up hataları medial-lateral (X-ekseni), superior-inferior (Y-ekseni) ve anterior-posterior (Z-ekseni) yönlerinde  $\pm 10$  mm kaydırmalar yapılarak ve tanjansiyel alanların Monitor Unit (MU) değerleri sabit tutularak tümördeki dozun değişimi ve çevre organ dozlarına olan etkisi incelenmesi amaçlanmıştır.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Meme Anatomisi

Meme, doğurganlık çağında ve süt üretebilen kadınlarda lobüler halinde düzenlenmiş yağ ve glandular dokudan meydana gelir. Ağırlıkları ve boyutları farklı kişilerde farklı yaşam dönemlerinde değişiklik gösterir. Her birinin yüzey derinliği neredeyse dairesel, düzleştirilmiş veya hafif iç bükeydir, uzun çapı yukarı ve yanal olarak axillaya doğru yönelmiştir. Pektoralis majör, serratus anterior ve eksternal oblik kaslarını kaplayan fasya, gevşek bağ dokusu ile birbirinden ayırır. Memenin loblar olarak adlandırılan 15-20 bölümü vardır ve bunlar sütlerin üretildiği lobüler adında daha küçük kısımlara sahiptir. Loblar ve lobüler kanallar olarak küçük tüplere bağlanır. Meme başı ve areola, bu kanalların sonunda meme yüzeyi üzerinde yer almaktadır. Meme başını çevreleyen pigmentli kısma areola adı verilir (Halperin ve ark., 2008). Şekil 1 memenin anatomisini göstermektedir.



Şekil 1: Meme Anatomisi (Halperin ve ark., 2008).

Meme kitleleri iyi huylu olabilir ya da çevresindeki sağlıklı dokulara zarar verme potansiyeline sahip olabilir. Kanallardaki anormal hücre bölünmesiyle başlayan meme kanserleri invaziv duktal karsinom olarak adlandırılır. İnvaziv lobüler karsinom, lobüllerde başlayan invaziv meme kanserinin diğer bir türüdür. Daha az yaygın olan meme kanser türleri, iflamatuvar, medüller karsinom ve Paget hastalığıdır. Meme kanserleri Evre I, Evre II (A veya B), Evre III (A, B veya C) ve Evre IV olarak sınıflandırılır. Evre, tümörün büyüklüğüne ve kanserin yayılıp yayılmadığına göre değerlendirilir. Evre I, IIA, IIB ve IIIA, "erken evre" meme kanseri olarak kabul edilir ve vücudun çok uzak olmayan bölümlerinde yakın lenf nodlarına yayılmış kanserler olarak adlandırılırlar (Halperin ve ark., 2008).

Meme kanseri için tedavi seçenekleri, tümörün büyüklüğü, konumu, tümörün türü, yayılma riski ve hastanın genel sağlık durumunu da içeren çeşitli faktörlere bağlıdır. Erken evre meme kanseri tedavisinde cerrahi, kemoterapi, radyoterapi, hormonal terapi ve spesifik ilaç tedavisi tercih edilebilir. Çoğu tedavi birleşiminde hastalığın türüne ve evresine bağlı olarak karar verilir. Ameliyatla tümörün çıkarılması (lumpektomi) ve Sentinel Lenf Nodülü Biyopsisi (SLNB), erken evre meme kanserleri için başlıca tedavi yöntemidir ve genellikle sonrasında radyoterapi uygulanır. Bölgesel veya sistematik yayılım riski yüksek olan hastalar için tedavi sırası cerrahi, kemoterapi (ya da kemoterapi-cerrahi) ve daha sonrasında radyoterapi uygulanır (Halperin ve ark., 2008).

## **2.2. Meme Kanserinde Radyoterapi**

Erken evre meme kanserleri için kemoterapi, memenin dışındaki diğer anatomik bölgelere yayılmasını önlemek için uygulanır. Eksternal radyoterapi ile ameliyattan sonra memede ve çevrede kalabilecek kanser hücrelerini yok etmek amaçlanmaktadır. Meme ışınlanması küçük tümörlü hastalarda lumpektomiden sonra uygulanan meme koruyucu terapi (MKT) tedavisi ile birlikte, mastektomi tedavisine yakın sonuçlar elde edildi. Erken Meme Kanseri Araştırma Grubu tarafından yapılan bir meta-analizde, hem mastektomi hem de lumpektomi ile birlikte radyoterapinin 5 yıllık lokal nüks oranını % 26'dan % 7'ye düşürdüğü doğrulandı (Clarke ve ark., 1996). Tüm meme ışınlanması (TMI) genellikle, basit iki alanlı tanjansiyel alan düzenlemesinden ve ardından birinci tümör bölgesine verilen boost gibi bir elektron

alanından oluşur. Randomize olan 17 çalışmanın meta-analizi, meme koruyucu cerrahiden sonra verilen radyasyonun lokal yenilemeyi, negatif nodu olan hastalarda % 3,3, pozitif nodu olan hastalarda ise % 8,5 azaltıldığı gösterildi (Buchholz., 2011). Veronesi ve ark. (2002)'de radikal mastektomi (n=349) ile meme koruyucu cerrahi ve ardından radyoterapi (n=352) etkinliğini karşılaştıran 20 yıllık randomize bir çalışmanın sonuçlarını yayınladılar. Nispeten küçük meme kanserlerine sahip hastalar için radikal mastektomi uygulananların aynı uzun dönem sonuçları vardı.

Nüks riskinin en yüksek olduğu alan primer tümör bölgesine en yakın bölgedir (Clark ve ark., 1996; Fisher ve ark., 2002; Veronesi ve ark., 2001). Romestaing ve ark. (1997), tüm memeye 50 Gy'lik doz verdikten sonra primer tümör alanına 10 Gy'lik boost uygulanan ve boost olmadan uygulanan tedavi sonuçlarını kıyasladıklarında kozmetik olarak fark olmasa da nüks oranlarının azaldığını bildirdiler. Bartelink ve ark., (2007), 5318 hastayı içeren 10 yıllık bir çalışmada, tüm memeye 50 Gy doz verildikten sonra primer tümör alanına 16 Gy boost yapılmış ya da boost tedavisi hiç uygulanmamış hastalarda her iki tedavi tekniklerinin sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Ortalama 10,8 yıllık hastaların verilerine göre, 16 Gy'lik artışın tüm yaş gruplarında bölgesel kontrolü arttırdığını bildirmişlerdir. Poortmans ve ark. (2008), 5000'den fazla hastadan alınan 10 yıllık randomize veriler kullanarak, MKT'yi primer tümör bölgesine 16 Gy boost dozunun eklenmesinin etkilerini göstermiştir ve iyileşen lokal kontrol bildirilmiştir. Bu nedenle, iyi bir ışın tedavisi ve özellikle tümör yatağı boost ışınlanması, lokal tümör nüksünü önlemektedir.

### **2.3. Meme Radyoterapisinde Güncel İlerlemeler**

Basit tüm meme tanjansiyel ışın tekniği, karşı meme tümörlerine, kardiyak ve akciğer toksisitesine sebep olabilir (Borger ve ark., 2007; Harris ve ark., 2006). Bu toksisiteyi azaltmayı amaçlayan erken evre meme radyoterapisinin geliştirilmiş uygulaması için yeni teknolojiler ve teknikler üretilmekte ve dünya çapında araştırılan faz III çalışmaları hala daha devam etmektedir (Danish Breast Cancer Cooperative Group, 2013; Wolmark & Curran 2007; Yarnold & Coles, 2009). Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve tedavi sırasında görüntüleme, tüm meme ve tümör yatağında kullanılan tekniklerde hem tedavi fraksiyonunu hem de ışınlanan hacmi azaltmak için eksternal radyoterapiye bir fırsat sunar (Hurkmans ark., 2012; Offersen ve ark., 2009).

YART'nin meme radyoterapisi için doz homojenliğini ve hacim uygunluğunu iyileştirdiği gösterilmiştir (Hurkmans ve ark., 2006). Genellikle boost ışınlaması, tüm meme ışınlamasından sonra tamamlayıcı olarak uygulamakla birlikte, tüm meme hacmini ve boost hacmini aynı anda tedavi etmek mümkündür. Bazı klinikler ardışık elektron boost tedavi tekniğini kullansalar da Simultaneous Integrated Boost (SIB) tekniği, boost ile eşzamanlı tedavi seçeneğini sunmaktadır. YART SIB sadece dozun homojenliğini arttırmakla kalmaz, aynı zamanda tedavi fraksiyonlarının sayısını da azaltır (Hurkmans ve ark., 2006; Mayo ve ark., 2005; McDonald ve ark., 2010). YART SIB, geleneksel ardışık boost planlamalarından daha konformal planlar sağlamıştır (Hurkmans ve ark., 2006). Ancak bu uygunluk, hedef hacminde değişiklikler olması veya set-up hatası gibi durumlarda hastanın tedavisini olumsuz yönde etkiler. Nüksün en sık tümör yatağının yakınında meydana geldiğini düşünürsek, bazı yazarlar tarafından tedavi boyunca tüm memenin ışınlanması gerekli görülmemektedir (Boyages ve ark., 1990; Swanson & Vicini, 2008). Bu görüşe göre tüm meme dokusunu ışınlamak yerine, cerrahi sonrası oluşan boşluğa bir miktar marj vererek ışınlamak yeterlidir. Bu kısmi meme ışınlama (PBI) tekniği ya eksternal radyoterapi olarak uygulanır ya da interstisyel brakiterapi olarak uygulanır. Hızlandırılmış kısmi meme ışınlaması (APBI), memenin küçük bir hacmine daha kısa zaman aralığında, sınırlı sağlıklı doku ile beraber tümör yatağının ışınlanmasını ifade etmektedir. APBI ve geliştirilmekte olan çeşitli yaklaşımlara artan ilgiyle birlikte faz I-III klinik çalışmaları sürdürülmektedir (Mannino & Yarnold, 2009). Polgár ve ark. (2004)'de hızlandırılmış kısmi meme ışınlamasını, interstisyel yüksek doz oranı (HDR) brakiterapi tedavi tekniğini kullanarak 7 yıllık prospektif bir çalışma yayınladılar. Sonuçlar, tüm meme radyoterapisinde elde edilenlerle karşılaştırıldı ve boost ile beraberinde eşdeğer nüks oranları bildirildi. APBI etkinliği konusunda tartışmalar sürmekte ve birçok kliniğin araştırma sonuçları beklenmektedir. Amerikan Radyasyon Onkolojisi Derneği (ASTRO), uygulanmasına yardımcı olmak için fikir birliği ilkeleri yayınladı. Bu tekniğin uygulanmasına ilişkin bazı konular, histopatoloji, tümör marjları ve nüks riski açısından hasta seçimi olmaktadır. APBI'nin önemli bir tarafı da doğru CTV tanımlamasını sağlamaktır. Kirby ve ark. (2010), APBI gibi kompleks tedavi tekniklerinde CTV tanımlaması için yayınlanmış literatür araştırma sonucu, APBI'nin doğru tanımının önemini vurguladılar. APBI küçük ve hareketli meme

CTV'sinin ışınlanmasını içerir, dolayısıyla radyoterapi tedavisi boyunca küçük bir CTV değişmesi büyük hedef lokalizasyon hatalarını meydana getirebilir. Meme radyoterapisini ilerletmek, kalp ve akciğer toksisitesini azaltmak için yapılan bir diğer tedavi tekniği de derin nefes alma nefes tutma yöntemidir (Korreman ve ark., 2005; Remouchamps ve ark., 2003; Stranzl & Zurl, 2008; Wang, ark., 2012). Tedavi, akciğerlerin şişmesiyle kalbin alan içinden uzaklaşmasına neden olan nefes tutma pozisyonunda verilir ve böylece ışınlanmış kalp ve akciğer miktarı azaltılır.

## **2.4. Meme Radyoterapisi ve Yan Etkileri**

Radyoterapi'nin başladığı günden beri normal doku reaksiyonundaki değişiklikler gözlemlenmiştir. Toksikite olasılığı ve şiddeti; radyasyon türü, toplam doz, fraksiyon dozu, ışınlanmış alan ve doz homojenliği ile ilgili faktörlere bağlıdır. Meme kanseri tedavisinde cilt, kalp ve akciğerler riskli organlar arasında yer alırlar.

### **2.4.1. Cilt Toksisitesi**

Meme kanseri radyoterapi tedavisinde, akut ve uzun süreli ciltte oluşan yan etkiler, hem göğüs kozmetik sonucunu hem de uzun ömürlü hastaların yaşam kalitesini etkiler. Çeşitli çalışmalarda, radyoterapinin kozmetik sonucuna etkisi kısa ve uzun dönem yaşam kalitesi bozukluğu istatistiksel olarak gösterilmiştir (Waljee ve ark., 2008). Avrupa Kanser Tedavi Araştırma Organizasyonu (European Organisation for Research and Treatment of Cancer EORTC) ve Radyasyon Tedavisi Onkoloji Grubu (Radiation Therapy Oncology Group RTOG), 1995 yılında geç toksisite üzerinde tekrarlanabilir ölçümü ve standardizasyonu sağlamak için subjektif/objektif yönetim ölçeklerini önerdi (Rubin ve ark., 1995; Pavy ve ark., 1995). Akut ve geç toksisitenin değerlendirilmesi için yaygın olarak kullanılan diğer bir ölçek de Sık Olaylar için Ortak Terminoloji Kriterleri (CTCAE)'dir. Radyoterapi kaynaklı cilt hasarının olasılığı birkaç nedene bağlıdır; bireysel faktörler (yapı, alışkanlıklar, eşlik eden hastalık), öncesinde veya eş zamanlı kullanılan tedaviler (cerrahi, kemoterapi, hedef terapi ve endokrin tedavisi) ve radyoterapiye bağlı olan faktörler (ışınlanmış hacim, boost kullanımı, genel tedavi süresi) olarak sıralanabilir. Hipofraksiyon ile ilgili üç temel çalışmada 5 yıldan daha uzun süren bir gözlem sonucu, tüm memeye uygulanan 40-42 Gy'lik toplam dozun lokal kontrol ve akut/geç toksisite açısından güvenli



olduğunu, kozmetik sonuç üzerinde olumsuz etkisi olmadığını göstermiştir(Collette ve ark., 2008).

Boost'un kozmetik sonucu üzerindeki rolü hala tartışma konusudur. Fakat daha geç toksisite ile daha yüksek bir korelasyon göstermektedir. Radyoterapide boost, glanduler dokunun sertleşme derecesinde büyük bir etkiye sahip olmasa da telenjiektazi oranını arttırdığı söylenebilir (Collette ve ark., 2008).

#### **2.4.2. Kalp Toksisitesi**

Özellikle sol meme kanserli hastalarda radyoterapi kalp hastalığı olasılığını artırabilir. Darby ve ark. kalbe verilen olası dozun, perikardit, perikardiyal fibroz, yaygın miyokardiyal fibroz, koroner arter hastalığı (KAH) ve nadiren kapak hastalığı gibi önemli koroner olayların oranını arttırdığını gösterdi. Sol meme kanserli hastalarda, hem post-mastektomide hem de BCS' de en sık etkilenen damar sol ön inen koroner arterdir (LAD). KAH oranının, belirgin bir eşik değeri olmamasına rağmen kalbin ortalama dozu ile doğrusal olarak arttığı gözlemlenmiştir. Kritik dozlar ve hacim ilişkileri, yapısal sınırlamalarda geniş çeşitlilik göstermesinden dolayı iyi tanımlanamamıştır (Feng ve ark., 2011). Bazı araştırmacılar, eski radyoterapi teknikleriyle tedavi edilen sol meme kanserli hastalarda miyokard enfarktüsünden dolayı mortalitenin belirgin şekilde yüksek olduğunu bildirmektedirler (Darby ve ark., 2005; Hooning ve ark., 2006). Günümüzde 2 boyutlu tedavi planlama teknikleri yetersiz kabul edilmiş ve büyük oranda değiştirilmiştir. Kalp ve koroner damarların doğru tanımlanması çok önemlidir, ancak kalbin klinik açıdan ilgili alt bölgelerin tanımı hala sorun teşkil etmektedir. Bu yüzden mevcut atlasların tekrarlanabilir ilkelerinin takip edilmesi şiddetle önerilir (Gagliardi ve ark., 2010).

Şuan önerilen ortalama kalp dozu, sol meme kanserli hastalar için 2-7 Gy, sağ meme kanserli hastalarda 1,5 Gy'dir (Taylor ve ark., 2009). Son on yılda ortalama kalp dozunda belirgin bir azalmaya rağmen, düşük doz radyoterapi uygulanan hastaları analiz eden çalışmalar, sınırlı dozlarda da kardiyak toksisite riski göstermiştir (Azizova ve ark., 2012).

Danish Breast Cancer Cooperative Group (DBCG)'nin ulusal yönergelerine göre, öncelikli olarak risk altındaki organları (OAR) radyasyondan uzak tutmaktır.

Öngörülen tedavi dozunun tümör yatağına uygulanması ve LAD, akciğer, kalbin korunması gerektiği önerilir (Nielsen ve ark., 2013). Araştırmacılar, standart fraksiyon uygulandığında LAD maksimum dozu 20 Gy, kalbin  $V_{20} < \% 10$  ve  $V_{40} < \% 5$  olmak üzere doz sınırlamalarını önermektedirler. Ayrıca olumsuz kardiyak olayların daha yüksek etkiye dair herhangi bir bulgunun olmadığı bildirilmiştir (Appelt ve ark., 2013).

### **2.4.3. Akciğer Toksisitesi**

Meme kanserlerinde adjuvan RT ile tedavi edilen hastaların neredeyse % 5-15'inde radyasyona bağlı akciğer hasarı görülmektedir (Abid ve ark., 2001). Bu hasar; akut pnömoni ve geç dönem fibrosizi olarak iki şekilde incelenir. RT sonrası akut pnömoni genellikle 6 ay içinde ortaya çıkar. Belirtileri; nefes darlığı, öksürük ve bazen hafif ateş gibi klinik olarak sessiz veya belirgin olabilir. Radyografik bulgular değişkendir ve çoğunlukla açıklayıcı değildir. Radyasyona bağlı fibroz, RT sonrası birkaç aydan birkaç yıla kadar meydana gelebilen ışınlanmış akciğer ile ilişkili kronik nefes darlığı olarak tanımlanır (Abid ve ark., 2001). Radyasyon pnömonisi olasılığı 60 yaş üzeri olgularda artmaktadır. Periferik lenfatik ışınlama yapılan hastalarda akciğer apeksinde fibrozis hemen her zaman gelişmesine rağmen, pnömoninin semptomatik hale gelmesi % 10'dan daha düşük oranlarda (sıklıkla % 1-12 arasında) bildirilmektedir (Perez ve Brady 1997).

## 2.5. Medikal Lineer Hızlandırıcılar

### 2.5.1. Çalışma Prensipleri

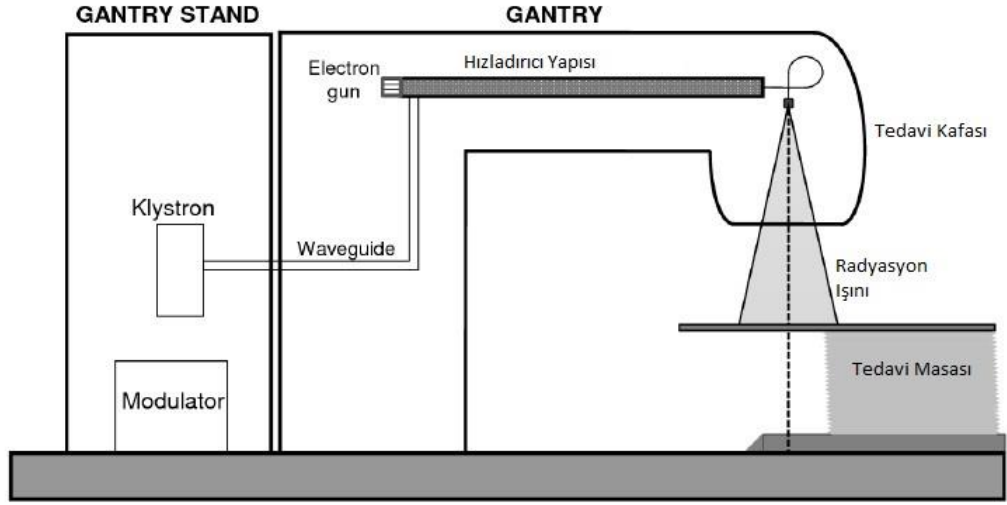
Medikal lineer hızlandırıcılar (linak) farklı tasarımlarla üretilir ancak radyoterapi bölümlerine kurulan ünitelerin çoğunun benzer bir tasarımı vardır (Podgorsak 2005). Temel olarak, yüksek gerilim sinyalleri hem elektron tabancasına hem de klystrona gönderilir. Elektron tabancası, yaklaşık 50 keV başlangıç enerjisiyle lineer hızlandırıcı yapısına enjekte edilen elektronları besler. Klystron tarafından iletilen mikrodalgalar, sabit elektromanyetik dalgalar ürettiği hızlandırıcı yapısına gönderilir. Elektronlar daha sonra bu dalgalarla hızlandırılır ve dar bir yüksek enerjili elektron demeti elde edilen çıkış penceresine yönlendirilir. Bu durum, elektron ışını uygulanması için kullanılabilir veya bir X-ışını demeti üretmek için hedefe çarptırmaya yönlendirilebilir (Podgorsak 2005).

Bazı düşük enerjili linak'larda (4-6 MV gibi), hızlandırıcı yapısı, elektronların doğrudan hedefe çarptırılması için dikey olarak yerleştirilmiş ve hızlandırıcı bölümü kısadır. Fakat birçok linak hızlandırıcı yapısı yataydır ve üretilen elektronlar, hedefe çarpmadan önce  $90^0$  veya  $270^0$  açıyla yönlendirici mıknatıs ile döndürülür. Hedef, elektronlar ile çarpıştığında bremsstrahlung fotonları üreten tungsten gibi yüksek bir atom numarası materyalinden yapılır. Bu foton ışını, elektronun başlangıç enerjisine eşit maksimum bir enerjiyle ve maksimum enerjinin yaklaşık olarak üçte biri kadar ortalama enerjinin sürekli bir spektrumu vardır. Sonuç olarak, 18 MeV elektronlar tarafından üretilen maksimum foton enerjisi 18 MeV, ortalama foton enerjisi yaklaşık 6 MeV'dir ve bu durum 18 MV foton ışını olarak adlandırılır (Thariat ve ark 2013).

### 2.5.2. Lineer Hızlandırıcı Bileşenleri

Klinik linakların bileşenleri şunlardır:

- Modülatör
- Gantry stand
- Gantry
- Tedavi masası



Şekil 2: Lineer Hızlandırıcının Şematik Görünüşü (Brahme 2000).

### Modülâtör

Modülâtör, tedavi odasının içinde bulunur. Ana amacı klystrona yüksek voltajlı elektrik sinyalleri sağlamaktır (Brahme 2000).

### Gantry Stand

Gantry standı, gantrynin mekanik olarak desteklendiği yapıdadır. Aşağıdaki bileşenleri içerir:

- Klystron, yüksek frekanslı dalgaları güçlendiren, daha sonra waveguide (dalga klavuz) sistemi vasıtasıyla gantryye yönlendiren yüksek güçlü bir mikrodalga tüptür (Brahme 2000).
- Waveguide, silindirik tüpten oluşmuş yaklaşık 10 cm çapındadır. 0,25 dalga boyu aralıklarla metalik disk veya diagramdan oluşan seri bakır odacıklardan ibarettir. Bu tüpe yüksek derecede vakum uygulanır (Brahme 2000).
- Soğutma suyu sistemi, lineer hızlandırıcının çalışma düzeneğinden dolayı aşırı ısıyı önlemek için çeşitli bileşenlerini soğutan bir termal stabilite sistemidir.
- Basınçlı hava sistemi, hedefi ve döngüyü hareket ettirmek için kullanılır. Örneğin düzleştirici filtre ve saçıcı foil gibi ikinci bileşenleri içerir (Brahme 2000).

## Gantry

Gantry, elektronları hızlandırmak ve klinik ışınları oluşturmak için kullanılan bölümleri içeren bir yapıdadır. Farklı yönlere sahip radyasyon alanları oluşturmak için 360° döndürebilir (McCarthy ve ark., 2000).

Gantry'nin üst kısmı çeşitli bileşenler içermektedir:

- Elektron tabancası, hızlandırıcı yapısına enjekte edilen elektronları üretir.
- Hızlandırıcı yapısı, sabit elektromanyetik dalgalar kullanarak elektronları megawoltage enerji seviyelerine yükseltir. Uzunluğu, ışın enerjisine bağlı olarak değişir, uzunluk arttıkça, enerji de artar (McCarthy ve ark., 2000).
- Otomatik frekans kontrol sistemi (AFC), Bu sistem, radyasyon çıkışını stabil olarak tutmak için kullanılır (McCarthy ve ark., 2000).
- Yüksek vakum sistemi, elektron tabancasında ve hızlandırıcı yapısında elektron kaybını önlemek için kullanılır (McCarthy ve ark., 2000).
- Tedavi kafası; yönlendirici mıknatıs, hedef, birincil kolimatör, düzleştirici filtreler, ikincil kolimatör, çok yapraklı kolimatör, vs. içerir. Önemi nedeniyle, bir sonraki bölümde ayrıntılı olarak açıklanmaktadır (McCarthy ve ark., 2000).

Gantry'nin alt kısmı genellikle şunları içerir:

- Tedavi kafasının ağırlığını telafi etmek ve gantı'nin doğru bir şekilde dönmesini sağlamak için karşı ağırlıklarla desteklenir.
- Görüntüleme sistemi (portal imager), geri çekilebilir bir kola monte edilen bu sistem, tedavi için kullanılan megavoltaj X-ışınları tarafından üretilen görüntüler sağlar. Portal görüntüler, ışın şeklini, hasta konumunu ve hatta dozimetre amaçlarını doğrulamak için kullanılabilir (McCarthy ve ark., 2000).
- Modern hızlandırıcılar, ilave bir kV x-ışını tüpüne sahiptir. Bu sistemler, hasta set-up doğrulaması için görüntü kalitesini iyileştirmekte ve hastaların tedavi pozisyonundaki konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) taramalarının avantajlarını sağlamaktadır (McCarthy ve ark., 2000).

### **2.5.3. Elektronik Portal Görüntüleme (EPG)**

EPG tedavi masasında bulunan hastanın, tedavi alanının dijital görüntüsünü gösteren bir cihazdır. Görüntüler, anatomik yapıların daha iyi değerlendirilebileceği dijital bir işlemde geçer ve kaydedilir. Bu görüntüler hastanın planlama görüntüleri ile karşılaştırılarak tedavi alanının doğruluğu test edilir (Hurkmans ve ark., 2001).

### **2.5.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT)**

kV-CBCT görüntüleme lineer hızlandırıcı tabanlı bir görüntüleme yöntemi olup cihaz üzerinde hareketli robotik kollar kullanılarak yapılır. Portal görüntülemeye göre üstün görüntü kalitesi ve düşük radyasyon dozunun yanı sıra DRR (digitally reconstructed radiography) ile görüntülerin eşleştirilmesi sonrasında yapılan milimetrik değişiklikleri düzeltme için tedavi odasına girilmemesi en önemli ve zaman kazandıran avantajıdır. Dezavantajları olarak ise hasta yoğunluğu fazla olan merkezlerde sık yapılamaması, oblik alanlarda değerlendirme zorluğuna bağlı olarak meme kanserlerinde kullanışsız olması ve bütün değerlendirmelerin kemik anatomiye göre yapılması gerekliliği sayılabilir.

MV-CBCT görüntüleri, tedavide kullanılan MV X-ışını kaynağı ve dedektörün hasta etrafında dönmesi ile elde edilen 3 boyutlu volümetrik olarak oluşturulan görüntülerdir (Hurkmans ve ark., 2001).

## Tedavi Masası

Lineer Hızlandırıcı, hastanın doğru pozisyonlanması ve set-up'ı kolaylaştırmak için yatay, dikey ve dönme gibi hareketleri yapabilen bir tedavi masasına sahiptir (Jaffray 2012) (Şekil 3).

- Longitudinal (boylamasına); Y-ekseninde, gantry'e doğru veya karşı yöndeki hareketi.
- Lateral (yatay); X-ekseninde, Y-eksenine dik ve zemine paralel yöndeki hareketi.
- Vertical (dikey); Z-ekseninde, yukarı ve aşağı yönlerindeki hareketi.
- Rotation (dönme); dikey eksen etrafında dönme hareketi.

Masa foton ışını zayıflamasını en aza indirmek ve saçılan radyasyonu azaltmak için genellikle karbon fiberden yapılır (Jaffray 2012).



Şekil 3: Lineer hızlandırıcı

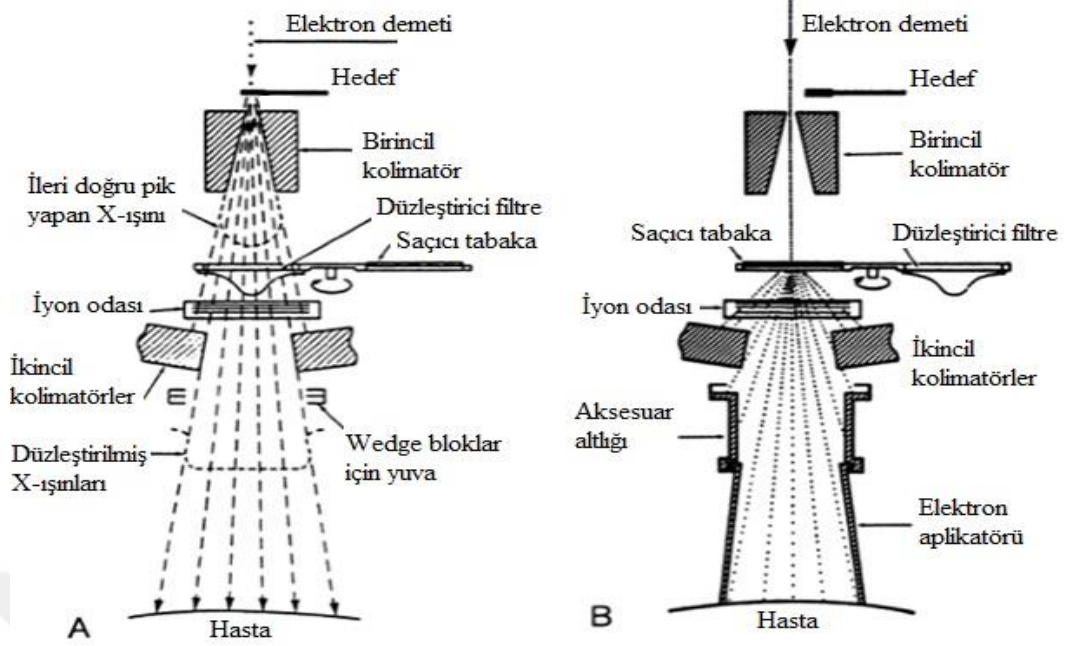
### 2.5.5. Tedavi Kafası

Tedavi kafası ışın üretimi için lokalizasyon ve kolimasyon gibi çeşitli bileşenler içerir.

Başlıca bileşenler şunlardır:

- Yönlendirici mıknatıs, elektron ışınını yataydan dikey yönde (gantry  $0^0$  için) döndürür ve hastaya doğru bir ışın oluşturur. Bazı düşük enerjili linak'lar (tek bir X-ışını enerjisi) dikey bir hızlandırıcı yapısı ile tasarlanır; bu durumda bükme mıknatısına ihtiyaç yoktur (Jaffray 2012).
- Hedef; hızlandırılmış elektronlar, hedefe çarptırılarak Bremsstrahlung etkileşimleri vasıtasıyla bir foton ışını üretir. Genellikle atom numarası yüksek bir malzemeden yapılmış (bakır ve tungsten alaşımı gibi) küçük bir silindiridir. Elektron ışını, hedefle etkileşime girdiği alana, radyasyon kaynağı veya odak olarak da bilinen odak noktası adı verilir (Jaffray 2012).
- Birincil kolimatör, konik bir açıklık içeren tungstenden yapılmış bir koruyucu bloktur. Hedeften hemen sonra bulunur ve ışının maksimum alan boyutunu sınırlar (Jaffray 2012).
- Düzleştirici filtre, Hedefte üretilen foton ışının ileri yönde daha yüksek bir akı yoğunluğu vardır. Işın demetine dik olan düzlemde mümkün olduğunca düzgün bir ışın elde etmek için bu ışın bir filtre ile modifiye edilir. Düzleştirici filtreler, kurşun, tungsten, çelik, bakır ve alüminyum gibi çeşitli malzemelerden yapılabilir (Jaffray 2012).





Şekil 4: (a) x-ışını, (b) elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler (Jaffray 2012).

- Monitör iyon odası, foton akısını ve çeşitli parametreleri (doz hızı, alan simetrisi gibi) kontrol etmek için kullanılır (Jaffray 2012).
- Çeneler (jaws) veya ikincil kolimatörler, ışınları dikdörtgen alan boyutunda ayarlayabilen iki çift kurşun veya tungsten bloğundan oluşur. Birbirlerine dik hareket ederler ve çenelerin hareketi ışınların diverjansına sebep olur. Çeneler, kaynaktan 100 cm'lik bir mesafeye yerleştirilen bir düzlemde ölçülen 40x40 cm<sup>2</sup>'lik maksimum boyutlu alanlar açabilir (Jaffray 2012).
- Işık alanı ve mesafe bulucu, iyonizasyon odaları ile çeneler arasında yerleştirilen bir ayna, X-ışını kaynağından gelen radyasyon alanını taklit eden ışık alanının izdüşümüdür. Bu ışık alanı hasta üzerinde görülebilir ve radyasyon alanının şeklini ve boyutunu gösterir. Bu amaçla, ışık alanı ve radyasyon alanı aynı şekilde hizalanmalıdır. Mesafe bulucu da kaynaktan giriş yüzeyine kadar olan alan merkezi eksendeki mesafeyi göstermek için kullanılır. Bu mesafeye kaynak-cilt mesafesi denir ve genellikle SSD olarak kısaltılır (Thariat 2013).
- Çok yapraklı kolimatör (MLC), düzensiz alan şekillerini tanımlamak için birbirinden bağımsız olarak hareket edebilen, yaprak adı verilen bir dizi ince koruyucu bloktan oluşur. Yaprak genişliği izosenter düzleminde ölçülür (SSD = 100 cm'de) ve tedavi alanının uygunluğunu sınırlar. Bu nedenle ticari MLC'lerdeki yaprak genişliği yeni modellerde sürekli olarak azalmaktadır ve

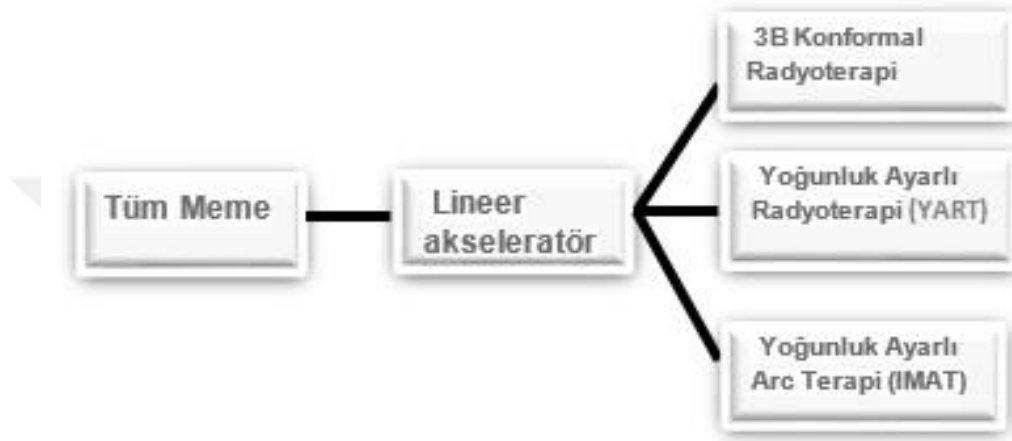
yaprakların sayısı artmaktadır. Yaygın olarak kullanılan 120 yapraklı modellerde 60 çift yaprak izocenter düzeyinde 0,5 cm veya 1cm genişlikte olabilir. Bazı durumlarda, örneğin stereotaktik radyoterapi uygulamalarında faydalı olabilecek daha küçük yaprak genişlikleri (izocenter düzeyinde yaklaşık 0,25 cm) kullanır, ancak maksimum alan boyutu azalır. MLC'lerin en büyük avantajı, tedavi odasına tekrar girmeden birden çok alanın uygulanmasını mümkün kılacak ve geçici ağır bloklara olan ihtiyacı ortadan kaldırmasıdır. Diğer önemli avantajı, yoğunluk ayarlı radyoterapinin (YART) uygulanmasında en önemli parametredir. MLC'ler, step and shoot YART, hareketli alan (sürekli dinamik doz verme) ve hacimsel ağırlıklı ark terapi (VMAT) gibi teknikleri kullanmayı mümkün kılmaktadır (Thariat 2013).

- Aksesuar tutucu, hard wedge, blok tepsileri veya diğer eklentiler gibi opsiyonel aksesuarlar tedavi kafasına eklenebilir.

Elektron ışınları için, X-ışını hedefi ve düzleştirici filtre etkileşim alanına girmez. Bunun yerine, ışın, kullanılabilir boyutunu artırmak için saçılan ışın bir veya birkaç ince metal sacdan oluşan bir saçıcı foilden geçer. Bu nedenle, ışının özellikleri, foton durumundaki gibi çenelerle ve MLC'lerle tanımlanmaz, özelleştirilmiş blok içerebilen elektron aplikatörü ile tanımlanır (Thariat 2013).

## 2.6. Meme Radyoterapi Tedavi Teknikleri

Meme kanseri tedavisinde, sadece tümör hacmi ya da bölgesel lenf nodu olan tüm göğüs duvarını içeren tedavi ile çeşitli radyoterapi teknikleri geliştirilmiştir. Bu tekniklerde, tümör hacmine istenilen doz uygulanırken çevredeki doku ve organların aldığı doz ve toplam tedavi süreleri birbirlerinden farklıdır (Drummond ve ark., 2005).



Şekil 5: Tüm meme radyoterapisi için uygulanabilir tedavi sunma seçeneklerini gösteren işlem haritası (Drummond ve ark., 2005).

### 2.6.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT)

Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT), ışın alanı tümör hacmine uygun veya benzer olarak şekillenir. Tüm meme radyoterapisinde en çok kullanılan tedavi tekniğidir (Kutcher ve ark., 1996). Bu tedavi tekniğinde, iki karşılıklı veya hafif açılı tanjansiyel alanlar kullanılır. Fiziksel, dinamik ve internal wedgeler doz homojenliğini artırmak için en sık kullanılan yöntemlerdir (Drummond ve ark., 2005). Wedge, göğüs duvarının eğiminde ışın yoğunluğunu azaltır ve eğik doz profiline neden olur. Konformal radyoterapide çok yapraklı kolimatörler ışın alanını şekillendirir ve sağlıklı dokuların daha fazla korunmasını sağlar. Bu nedenle sağlıklı hücreler daha düşük radyasyon dozu alır ve yan etkilerin olasılığı azaltılır (Drummond ve ark., 2005).

Meme radyoterapisinin en ciddi endişelerinden biri, uzun süreli kardiyak toksisitedir. Ortalama kalp dozu ile birlikte uzun süreli majör kardiyak komplikasyon riski doğrusal olarak artar ve kalpte her 1 Gy ortalama doz artımı ile tahmini % 7,4'lük

bir risk tespit edilmiştir (Darby ve ark., 2013). İsveç'te 1970-2003 yılları arasında tedavi edilen bir kanser hastası grubu analizinde, stenoz kardiyak damarların ayrıntılı bir anjiyografi haritalaması radyasyon portallarına göre yapıldı. Bu çalışma, radyasyon ile kardiyak stenoz arasında anlamlı bir ilişki olduğunu gösterdi (Nilsson ve ark., 2011). Roy ve ark. tarafından Hindistan'da yapılan dozimetrik bir çalışmada, konservatif cerrahi veya mastektomi ile tedavi edilen erken evre meme kanseri hastalarında sol ön inen koroner arter (LAD) ve sol sirkumfleks koroner arter (LCx) dozları analiz edildi. Araştırmacılar, ameliyatın niteliğine bakılmaksızın (koruma / mastektomi) LAD dozundaki artışı gösterdiler (Roy ve ark., 2015). Bunlar çok sayıda diğer çalışmalarla birlikte perfüzyon defekti, kalp krizi riski ve mortaliteye yol açan kardiyak doz riskini ortaya koymuştur (Vallis ve ark., 2002). Konformal radyoterapinin, konvansiyonel radyoterapiye göre kardiyak dozu minimum seviyede tutabilmesi büyük bir avantaj sağladı. 3BKRT ile kalp dozu miktarını azaltmanın etkili yollarından bazıları, gantry açılarındaki çeşitli kombinasyonlar, alan içinde alan (FiF), alan ağırlığı, kama çifti kombinasyonu, çok yapraklı kolimatör (MLC) konumlandırma ve farklı enerji kombinasyonu gibi yöntemler sıralanabilir (Ercan ve ark., 2010). Yapmış olduğumuz çalışmada ise bu yöntemlerden FiF-FRT planlama tekniğini kullanmayı tercih ettik.

Konvansiyonel 2B tanjansiyel alan tekniği ile tüm meme parankimi kaplaması bazen imkansız hale gelir. Bu problem, konformal teknik kullanılarak aşılabilir. Solunum hareketi nedeniyle hedef kapsamanın yetersiz kalmasını önlemek için, alanın anterior sınırı, genellikle cildin 1.5-2 cm önüne yerleştirilir. Kalp ve akciğerin mekanik bloğu, radyasyon alanı içerisinde kardiyak ve akciğer hacmini azaltarak MLC konumlandırmasıyla mümkündür. Aref ve ark.'nın 85 meme kanserli hasta için yaptıkları çalışmada 3B planının standart 2B planına kıyasla dozimetrik olarak üstün olduğu gösterilmiştir (Beck ve ark., 2014).

3BKRT'de güncel olaylardan biri de, hızlandırılmış kısmi meme ışınlaması (APBI) ile tedavi edilen hastaların sayısının artmasına bağlanmaktadır. Yayınlanmış veriler, yerel kontrol, toksisite ve kozmetik ile interstisyel implant gibi standart APBI teknikleriyle karşılaştırılabilir ve uygulanabilir bir teknik olarak gösterilmiştir (Beck ve ark., 2014).

### 2.6.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), çok yapraklı kolimatörlerle (MLC) ışın yoğunluğunu modüle etmeyi içerir. YART, ışın yoğunluğunun birkaç ayrı alanların bir araya getirilmesiyle modüle edildiği çoklu statik alanlar vasıtasıyla uygulanabilir, terminolojide buna genellikle 'step---and---shoot' adı verilir. Cihaz ışınlamayı durdurmadan, MLC'lerin dinamik olarak şekil değiştirmesiyle tedavi uygulama yöntemine terminolojide 'dynamic sliding window' adı verilir. YART'nin wedge'li 3BKRT'ye göre, doz homojenliğinin arttığı ve karşı memenin dozunda azalma olduğu gösterilmiştir (Borghero ve ark., 2007; Burmeister ve ark., 2008). Bunlara ek olarak meme dokusuna kıyasla çok farklı bir radyolojik yoğunluk gösteren akciğer varlığı, tedavi edilen meme içindeki doz değişimini etkiler. YART'nin dezavantajı, 3BKRT'ye göre Monitor Unit (MU) değerlerinin daha fazla olmasıdır. Bu durumda cihazdan saçılan ve sızıntı radyasyon nedeniyle tedavi hacmi dışındaki bölgeler daha fazla doza maruz kalabilir (Neal ve ark., 1995).

### 2.6.3 Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (IMAT)

Yoğunluk ayarlı ark terapi (IMAT), sürekli gantry rotasyonu ve dinamik çok yapraklı kolimatörler ile yüksek bir konformal doz dağılımı sağlamaktadır (Yu CX 1995). Alan şekli, gantry hızıyla tedavi süresi boyunca sürekli olarak değişir. Tüm açılarda yoğunluk dağılımını elde etmek için aynı düzlemde veya aynı düzlemde olmayan ark'lar uygulanabilir. Ark'ların ağırlıkları ve MU'ları birbirlerinden farklıdır. Bu teknik iki lineer hızlandırıcı tarafından kullanılmaktadır: Volumetrik ayarlı ark terapi (VMAT; Elekta, Stockholm, Sweden) ve RapidArc (Varian, Palo Alto CA, USA). VMAT ve RapidArc, dinamik MLC'ler aracılığıyla sürekli olarak değişen bir doz hızı, gantry hızı ve ışın alanı ile bir veya daha fazla ark tedavisi sunmaları açısından IMAT'den farklıdır. İlk olarak Otto tarafından VMAT için önerilen bir optimizasyon algoritması ile sağlandı (Otto K 2008). Bzdusek ve diğerleri tarafından yayınlanan bir optimizasyon algoritması, Pinnacle3 (Phillips Radyasyon Onkolojisi Sistemleri, Fitchburg WI, ABD) tedavi planlama sistemi vasıtasıyla çeşitli lineer hızlandırıcılar üzerinde VMAT' in uygulanmasını sağlar; buna SmartArc denir (Bzdusek K ve ark. 2009). IMAT' nin dezavantajı, kanserojen doz aralığında düşük doz alan normal doku hacminin artmasıdır (Hall ve Wu 2003; Kry ve ark., 2005).

## **2.7. Hacim Tanımları**

Hacim tanımlama, anlamlı bir 3 Boyutlu (3B) tedavi planlaması ve doğru doz raporlaması için gerekli olan ön şarttır. ICRU (The International Commission on Radiation Units and Measurements) Rapor No 50 ve 62, tedavi planlama sürecine yardımcı olan ve tedavi sonuçlarının karşılaştırılması için temel oluşturan çeşitli hedef ve kritik yapı hacimlerini tanımlar. Tanımlanan hacimler: Gross tümör hacim (GTV), klinik hedef hacim (CTV), internal hedef hacim (ITV) ve planlanan hedef hacim (PTV) olmak üzere 3B tedavi planlamasına ilişkin başlıca hacimler olarak tanımlanmıştır (ICRU Report No. 50). Şekil 6 farklı hacimlerin birbirleriyle olan ilişkisini göstermektedir.

### **2.7.1. Gross Tümör Hacim (GTV)**

Gross Tümör Hacmi, malign büyümenin görülebilir veya palpe edilebilir boyutlarıdır. GTV belirlenmesi için kullanılan görüntüleme yöntemleri, bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MR), ultrasonografi ve pozitron emisyon tomografi (PET) olarak sıralanabilir. Teşhis yöntemleri, patoloji ve histolojik raporlardır ve klinik muayene ile birleşiminden elde edilen bilgilere dayanmaktadır (ICRU Report No. 50).

### **2.7.2. Klinik Hedef Hacim (CTV)**

Klinik hedef hacmi, görülebilir bir GTV ve/veya subklinik mikroskopik malign hastalık içeren doku hacmidir. Bu nedenle terapi, tedavi amacına ulaşmak için uygun olarak tedavi edilmelidir (ICRU Report No. 50).

Genellikle mikroskopik hastalıkları içeren riskli ve tedavi gerektirdiği düşünülen (pozitif lenf nodu gibi) doğrudan GTV'yi çevreleyen alanı içerir. CTV anatomik klinik bir hacmidir ve patoloji uzmanları veya radyologlar gibi diğer ilgili uzmanlara danışıldıktan sonra radyasyon onkoloğu tarafından saptanır. CTV genellikle GTV'nin etrafında sabit veya değişken bir marjin olarak ifade edilir (CTV = GTV + 1 cm marjı gibi), ancak bazı durumlarda GTV ile aynıdır (ICRU Report No. 50).

### **2.7.3. Internal Hedef Hacim (ITV)**

Internal Hedef Hacim, hasta içindeki CTV'nin konumu, şekli ve boyutundaki belirsizlikler dikkate alınarak CTV'ye eklenen marjin olarak tanımlanır. Örneğin, rektal içerikler veya solunum hareketi ve mesane gibi organ hareketlerine bağlı değişiklikler göz önünde bulundurulur (ICRU Report No. 50).

### **2.7.4. Planlanan Hedef Hacim (PTV)**

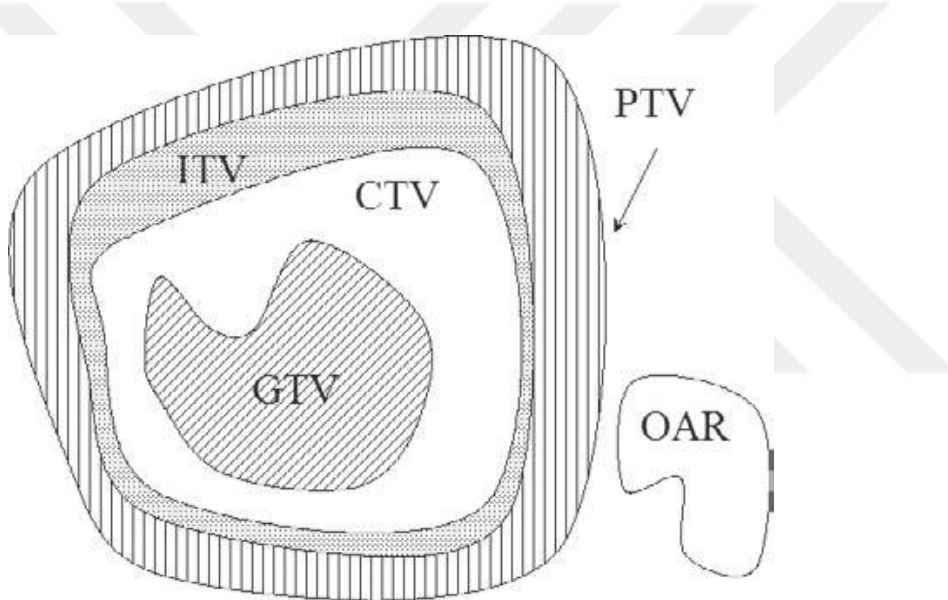
Planlanan Hedef Hacim, reçete edilen dozun tamamını CTV'de absorbe edilmesini sağlamak için olası tüm geometrik değişikliklerin net etkisini göz önüne alarak, uygun ışın alanı belirlenmesinde tanımlanan geometrik bir kavramdır. PTV, internal hedef marjını, set-up belirsizlikleri, cihaz toleransları ve tedavi içi değişiklikler için ek bir marj içerir. Tedavi cihazına bağlı olarak, genellikle CTV'ye göre sabit veya değişken (  $PTV = CTV + 1\text{cm}$  gibi ) marj ile tanımlanır. Genellikle tek bir PTV, ışın alanlarında hedef olabilecek bir veya birkaç CTV'yi kapsamaları için kullanılır. İmmobilizasyon araçları ve lazerler gibi cihazların hassaslığına bağlıdır, ancak radyasyon ışınının dozimetrik özellikleri (penubral alanlar ve buildup bölgeleri) için bir sınırlama içermez, bunlar tedavi planlama sırasında ilave bir marj gerektirir (ICRU Report No. 50).

### **2.7.5. Riskli Organlar (OAR)**

Risk altındaki organ (kritik normal yapı), tedavi planını ve/veya önceden belirlenen dozu sınırlayan normal dokulardır. Meme kanserli hastalarda riskli organları; kalp, akciğerler, karşı meme, tiroid ve humerus başı olarak sıralayabiliriz.

### 2.7.6. Planlanan Riskli Organ Hacmi (PRV: Planning Organ at Risk Volume)

Planlanan risk altındaki organ hacmi olarak tanımlanan bu hacimler belirlenirken, Internal marjin (IM) ve set-up marjin SM'de kontrolülmalıdır (PRV=OAR+IM+SM). 2010'da yayınlanan ICRU 83 raporunda YART tedavileri için 'geriye kalan risk altındaki hacim' (RVR: Remaining Volume at Risk) tanımı getirilmiştir (ICRU Report No. 83). Işınlanan ancak yukarıda tanımlanan hacimlerin hiç birine dahil olmayan kritik olmasa da tüm dokuları içerir (cilt konturu içinde kalan ve konturlanan diğer hacimlerin dışındaki tüm hacimdir). Böylece planlama sırasında fark edilemeyecek PTV dışındaki göreceli yüksek doz bölgelerinin, DVH eğrilerinde görülmesi sağlanır.



Şekil 6: ICRU Rapor No 50 ve 62'de tanımına göre, ilgili hacimlerin grafik gösterimi (ICRU Report No. 62).

#### **Maksimum Doz ( $D_{maks}$ )**

PTV içinde oluşan en yüksek dozdur ve tedavi dozunun % 7'sinden fazla (% 107'den daha yüksek) olmaması istenir (ICRU Report No. 83).

#### **Minimum Doz ( $D_{min}$ )**

PTV içinde kalan en düşük dozdur ve tedavi dozunun % 5'inden az (% 95'inden daha düşük) olmaması gerekmektedir (ICRU Report No. 83).

#### **Ortalama Doz ( $D_{ort}$ )**

PTV içindeki ortalama dozdur (ICRU Report No. 83).



## 2.8. Hastanın İmmobilizasyonu

Hasta sabitleme sistemlerinin birincil amacı, tümörün tedavi alanına dahil edilmemesi riskini en aza indirecek şekilde hareketsiz kılmak, aynı zamanda büyük set-up hatalarının olasılığını azaltmaktır. Bununla birlikte, standartlaştırılmış sabitleme sistemleri, hasta set-up'ı için gerekli zamanı ve hasta anatomisinin sert olmayan deformasyonlarının olasılığını azaltır (Verhey, 1995).

Erken radyoterapi tedavileri çoğunlukla yüzeysel lezyonlara yönelik olduğu için ayrıntılı hasta immobilizasyon araçlarına ihtiyaç duyulmamıştır. Bununla birlikte, 3B-BT görüntüleme tabanlı tedavi planları daha iyi hedef uygunluğu oluşturdu ve çok yapraklı kolimatörler ile desteklenmesi tedavi zincirinin doğruluğunu artırdı. Zamanla polisitren boncukları ile doldurulmuş vakum yatağı, köpük kalıplar, termoplastik maskeler ve diğer sabitleme cihazlarının oluşturduğu immobilizasyon ekipmanları geliştirildi (Jakobsen ve ark., 1987; Bentel ve ark., 1991; Weltens ve ark., 1995).

Meme RT'de en çok meme bordu sabitleyici kullanılır (Şekil 7). Meme bordu, karbonfiber malzemeden üretilmiştir. Dış tanjansiyel tedavi alanlarının etkilenmemesinin sebebi malzemenin radyo geçirgen olmasından kaynaklanır. Hasta sırtüstü yatar ve farklı seviyelerde ayarlanabilen kolları tutarak tedavi alanı içinden uzaklaştırır.



Şekil 7: Meme Bordu (Abid ve ark., 2001).

## 2.9. Hasta Set-up' ı

Hasta pozisyonlaması, doğru RT uygulanması açısından önemli bir parametredir. Ayrıca cilt kıvrımlarının ve dolayısıyla cilt dozu üzerinde ciddi bir etkiye sahip olabilir. Meme radyoterapisi sırasında hasta genellikle sırtüstü pozisyonda yatar. Hastanın göğüs kısmı hareketli olan bir bölgedir ve özellikle büyük veya sarkık göğüslü kadınlar için yer çekimi sonucu cilt kıvrımları daha da artabilir. Meme kanseri hastalarında sırtüstü konumda kullanılan en yaygın immobilizasyon aracı meme bordudur (Şekil 7). Meme bordu, bir ya da her iki kolu başının üstünde tutarak memeyi üstten kaldırır ve bu sayede sarkmayı azaltır. Kardiyak dozlar bu pozisyonda da azaltılabilir ve daha sonra karşı taraf meme ışınlanması gerekiyorsa her iki kolu da simetri oluşturabilir. Hasta konforu için, bir başlık, dirsek, diz desteği ve bir ayaklık verilebilir. Meme kanseri için hasta pozisyonlanması RT kalitesini iki temel alanda etkiler: tümör ve risk altındaki organlar için doz optimizasyonu ve tekrarlanabilirlik. Risk altındaki organlardan bir tanesi yukarıda tarif edildiği gibi cilttir. İmmobilizasyon cihazlarının daha stabil olması, hedef çevresindeki marjları en aza indirir ve tümör kontrol ihtimalini artıracak hedef kapsamını geliştirmesinde önemli bir noktada yer alır (Verhey, 1995).

## 2.10. Set-up Sapmaları ve Düzeltme Stratejileri

Görüntüleme sistemleri, tedavi odasında yapılan görüntüleme ile tedavi öncesinde, sırasında veya sonrasında yapılan görüntüleme sonucu elde edilen iki ya da üç boyutlu anatomik görüntülerin karşılaştırılarak değerlendirilmesi ve tedavi süresince oluşabilecek set-up belirsizliklerin (sistemik hata veya random hata) ortadan kaldırılması işlemidir.

### 2.10.1. Sistemik ve Random Hatalar

Radyoterapide, ışınlanması amaçlanan hacim ile ışınlanmış hacim arasında potansiyel olarak bir fark yaratan belirsizlikler vardır. Bu farkı hesaba katmak için CTV' ye uygun marjlar eklenerek PTV elde edilir (ICRU Report No. 50). PTV, organ şekil ve hareketinde belirsizlikler, ışın geometrisi ve hasta set-up' ı için marjlar içerir (Hurkmans ve ark., 2001). Belirsizlikleri azaltarak, marjlar küçültülebilir ve sağlıklı doku korunması amaçlanır. Ancak çok küçük marjlar, hedefin gereğinden daha az doz

almasına neden olabilir. Radyoterapide, tedavi fraksiyonları arasında (inter-fraksiyon) veya tedavi sırasında (intra-fraksiyon) sapmalar olabilir. İnter-fraksiyon sapmaları, random hasta hareketi veya organ hareketinden kaynaklanır (Hurkmans ve ark., 2001). Organ hareketi, iskelet anatomisine göre organ pozisyonu ve şeklinin varyasyonudur (Kutcher ve ark., 1995). Tek bir tedavi fraksiyonu sırasında, organ hareketine solunum, kalp atışı, yutkunma ve peristaltik hareket neden olabilir. Tedavi fraksiyonları arasında örneğin; mesanenin veya gastrointestinal sistemin değişken doldurulması, kilo alımı veya kaybı neden olabilir.

Bir hasta set-up'nın sapması, ışınlanan hacmin gerçek ve hedef konumu arasındaki fark olarak tanımlanır (Hurkmans ve ark., 2001). Sistematik bir sapma, tüm tedavi fraksiyonlarını eşit derecede etkilerken, random sapma günden güne değişir. Örneğin; optik mesafe göstergesi, kaynak cilt arasındaki mesafeyi doğru olmayan bir şekilde yansıtabilir ve hastanın tedavisi hata düzelinceye kadar devam eder.

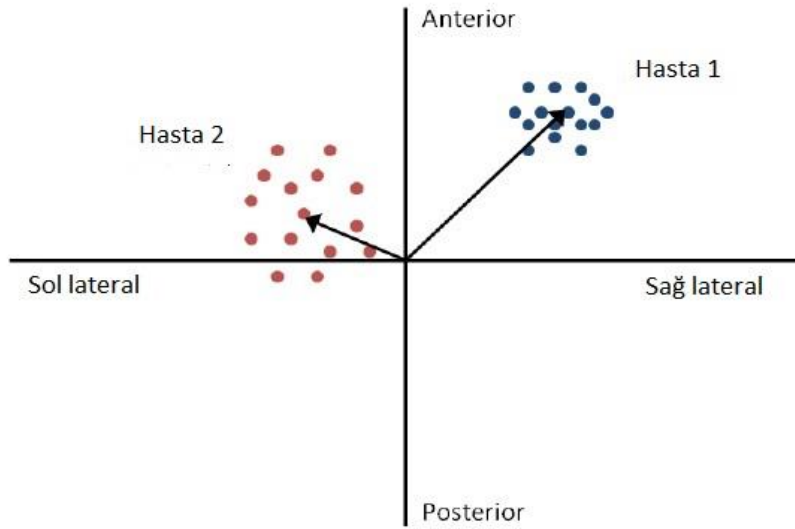
Random ve Sistematik hataya neden olabilecek durumlar aşağıda özetlenmiştir:

- Hastanın hareket etmesi
- Hasta sabitleyiciden hasta pozisyon değişimi
- Hastada görülen fiziksel değişim (kilo alıp verme)
- Teknisyen hatası (dikkatsizlik)
- Simülasyon sırasında hasta üzerine çizilen alan hatası
- Tedavi sırasında yeniden çizim sonucu oluşabilecek hata
- Tedavi masası ve BT masasından kaynaklanabilecek hatalar
- Tedavi cihazının uygunluk sisteminden kaynaklanan minimum değişimler (lazerler, SSD, gantry ve kolimatör açısı, mekanik ve radyasyon alanının izomerkez uyumu gibi)

İyi bir immobilizasyon ve günlük set-up random hatayı azaltabilir ancak sistematik hatanın azaltılması düzeltme gerektirir (Hurkmans ve ark., 2001). Şekil 8'de, sistemik ve random hataları lateral ve anterior-posterior yönlerinde gösterilmiştir. Bu şekildeki her nokta, bir tedavi fraksiyonu için planlanan pozisyonla hastanın tedavi pozisyonu arasındaki farkı temsil eder. Set-up sapması yoksa nokta merkeze

yerleştirilir. Okla temsil edilen ortalama pozisyon sistematik sapmayı gösterir ve noktaların bu ortalama değer etrafında dağılımı random sapmayı gösterir. Sistematik sapma, hasta 1 için hasta 2'ye göre daha büyükken, random sapma ise hasta 2 için hasta 1'e göre daha büyüktür.

Tüm popülasyon için inter-fraksiyon set-up sapmaları, mekanik eksiklikler nedeniyle oluşur (lazer gibi), ancak hasta veya fiksasyonla da (sabitleme) ilişkili olabilir (Hurkmans ve ark., 2001). Hastanın fiziksel ve zihinsel durumu aynı zamanda set-up doğruluğunu da etkiler (Hurkmans ve ark., 2001).



**Şekil 8: İki hastada lateral ve anterior-posterior yönlerinde sistematik ve random set-up sapmalarının iki boyutlu bir örneği (Fatunase ve ark., 2008).**

Van Herk yapmış olduğu bir çalışmada, random sapmanın genel olarak doz dağılımı üzerinde sistematik sapmalara göre çok daha küçük bir etkisi olduğunu göstermiştir. Random hatalar, yüksek doz bölgesinin kenarında az miktarda doz düşmesine neden olan bulanıklaştırıcı bir etki sağlar. Diğer yandan sistematik hatalar, örneğin yüksek doz alanının dışına çıkarsa, doz dağılımını güçlü şekilde etkileyebilecek bir kaymaya neden olduğunu söylemiştir (Fatunase ve ark., 2008). Bu nedenle, yaptığımız çalışmada oluşabilecek tüm hataları göz önünde bulundurarak sol meme kanserli hastaların tedavi planlarında izomerkezin X-Y-Z yönlerinde  $\pm 10$  mm kaydırmalar sonucu set-up hataları oluşturmayı tercih ettik.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Gereçler

##### 3.1.1. Siemens Somatom Emotion Duo BT-Simülâtör Ünitesi

Siemens Somatom Emotion Duo Bilgisayarlı Tomografi ve simülâtör ünitesi 16 adet dedektöre sahip, 3 boyutlu lazer sistemli, geniş alan boyutlarına (45x153 cm<sup>2</sup>) kadar tarama yapabilen,  $\pm 300^0$  gantry hareketi ile 1 mm'ye kadar ince kesit görüntüleri oluşturabilen bilgisayarlı tomografi cihazıdır. Elde edilen kesit görüntüleri, DICOM aracılığıyla tedavi planlama sistemine (TPS) aktarılır. Çalışmamızda kullandığımız BT görüntüleri, hasta masaya supine pozisyonunda yatırılıp meme boardı sayesinde sol kol yukarda olacak ve baş sağlam memeye bakacak şekilde 5 mm aralıklarla çekilmiştir.



Şekil 9: SIEMENS Somatom Emotion Duo marka Bilgisayarlı Tomografi Simülâtör (BTS) Ünitesi.

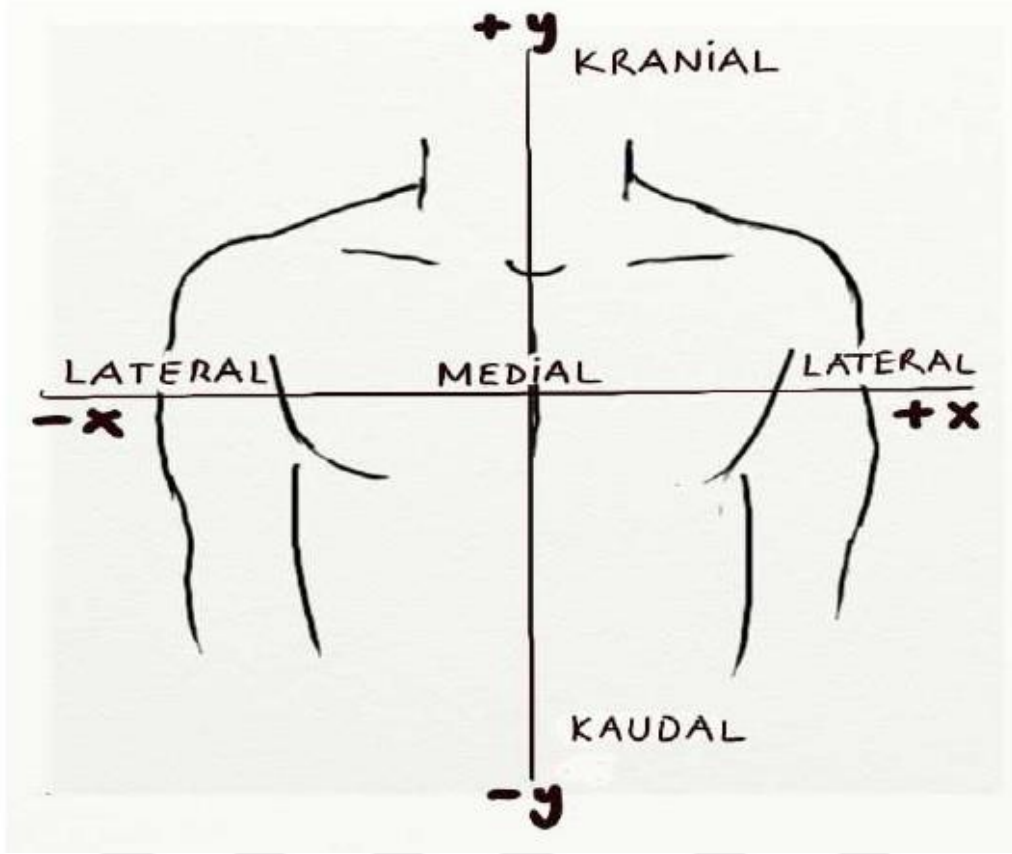
### 3.1.2. CMS XIO 5.00 3 Boyutlu Tedavi Planlama Sistemi

CMS XiO 5.00 TPS (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA); iki boyutlu 2B, üç boyutlu 3B, YART ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir sistemdir. Dinamik konformal ark terapi ve stereotaktik RT de ayrıca desteklenmiştir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları foton ışınları için Clarkson, hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform, FFT), standart superposition, FFT convolution, elektron ışınları için 3-B pencil beam'dir. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz hacim histogramını (DVH) görüntüleyebilir.

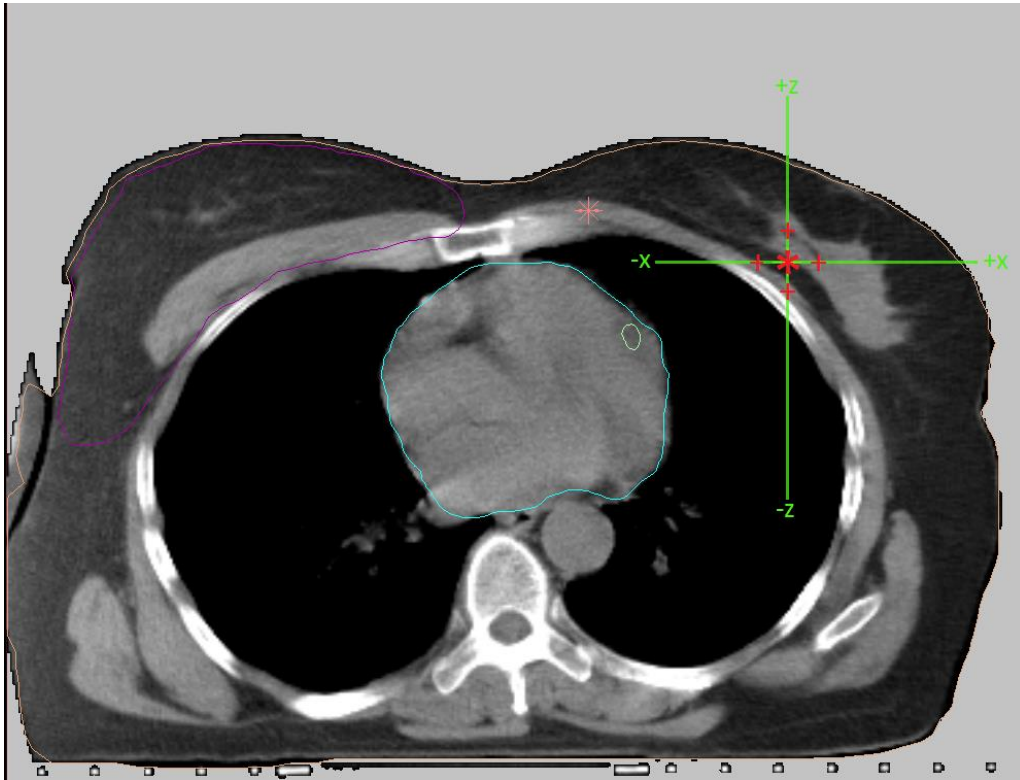
### 3.2. Yöntem

Çalışmamızda Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda daha önce RT görmüş 20 erken evre meme koruyucu cerrahi (MKC) geçirmiş sol meme kanserli hastanın mevcut BT görüntüleri üzerine dozimetrik olarak karşılaştırmak amacıyla yeniden sanal planlama yapılmıştır. Her hasta için Elekta marka CMS-XIO 5.00 TPS'nde FiF-FRT planlama yapılmıştır. Set-up hataları için kurgulanan kaydırmalar belirlemiş olduğumuz 20 hastada medial-lateral (X-ekseni), superior-inferior (Y-ekseni) ve anterior-posterior (Z-ekseni) yönlerinde  $\pm 10$  mm kaydırmalar oluşturulmuş ve alanların MU değerleri sabit tutulmuştur. Tüm planlarda reçete edilen doz 50 Gy 25 fraksiyon olarak uygulanmıştır. Oluşturulan set-up hatalarının sonuçları 50 Gy için çevre organlar ve hedef hacimdeki doz değişimleri doz hacim histogramı üzerinden değerlendirilmiştir.

Hedef hacim olarak görünen meme dokusu PTV (planlanan hedef hacim) olarak tanımlanmıştır. Sol akciğer, kalp, sol inen arter (LAD), sağ meme, sağ akciğer, tiroid ve humerus risk altındaki organlardır. BT görüntüleri aynı radyasyon onkoloğu tarafından konturlanmıştır.



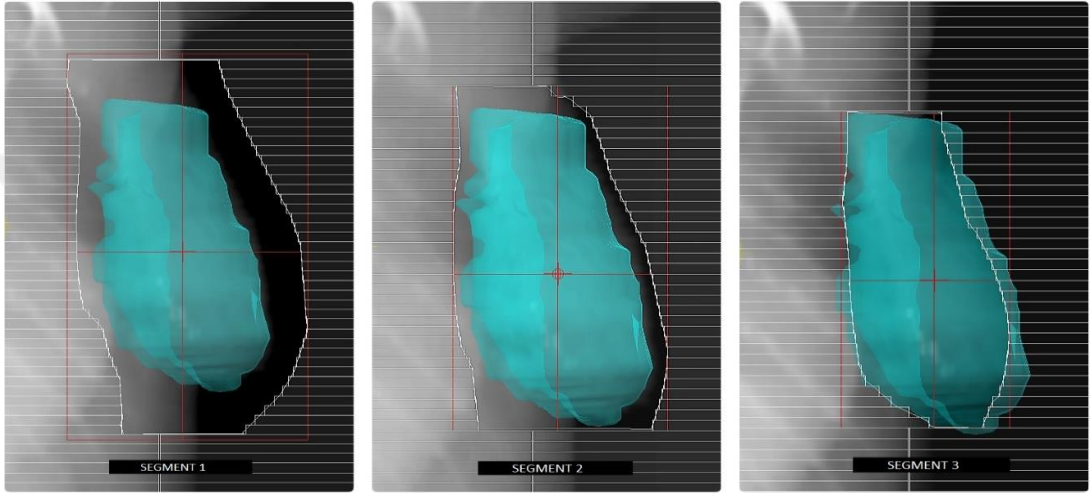
Şekil 10: X ve Y koordinatları



Şekil 11: X ve Z koordinatları

### 3.2.1. Alan içinde Alan Forward Radyoterapi Tekniği (FiF – FRT)

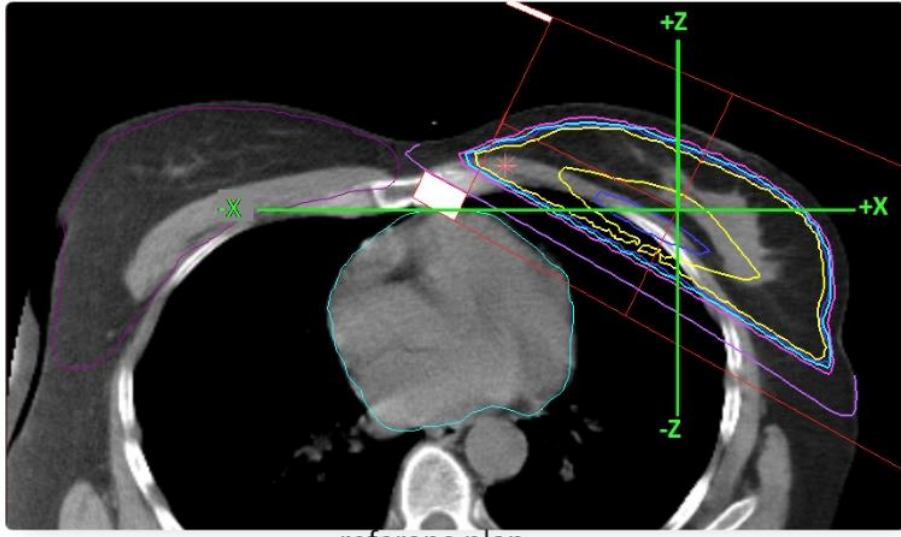
Alan içinde alan tekniğinde  $300^{\circ} \pm 10^{\circ}$  lik memenin ve karşı memenin durumuna uygun iki tanjansiyel alanlar kullanıldı. PTV'nin içindeki yüksek dozları düşürmek amacıyla alan başına 3 segment oluşturuldu (Şekil 12). Hedef hacmin  $1\text{cm}^3$ 'ü içinde oluşan maksimum dozun % 108'i aşmamasına ve reçete edilen 50 Gy dozun en az % 98'sini almasına dikkat edildi. Algoritma olarak superposition algoritması seçildi.



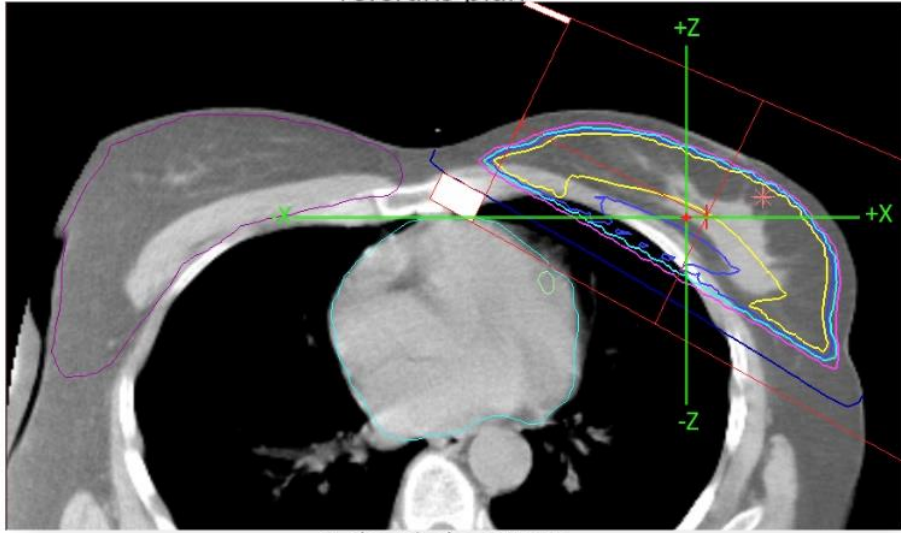
Şekil 12: FiF – FRT için oluşturulan segmentler

EPID (electronic portal imaging device) sistemi üzerinden alınan görüntüler sayesinde, TPS'den linak konsoluna gönderilen DRR (digitally reconstructed radiography) görüntülerinin karşılaştırılması tedavi öncesinde yapılabilir. Tedavi odasında hasta pozisyonunu sabitlemeye ve eşmerkezi belirlemeye yarayan iki ayrı doğrultuda (düşey-yatay) ve cihazın eşmerkezinde çakışan ortogonal (2 yan, 1 ön) üç lazer kaynağı vardır. Alan mekezi lazerlerle hasta üstünde belirlendikten sonra portal görüntüleme yardımıyla günlük kayma miktarları belirlenebilir. Böylece hangi ekseninde kaymalar olmakta belirlenir. Bu kaymaların planlama sistemine aktarıldığında izodoz eğrilerinde ki değişimi ön görmek mümkün olabilir. Çalışmamızda referans planın bütün parametreleri sabit tutulup sadece plan merkezinin X-Y-Z yönlerinde  $\pm 10$  mm kaydırmalar sonucu dozimetrik karşılaştırmalar yapıldı. Böylece hem hedef hacminde hem de kritik organlardaki doz değişimleri incelendi. Sol meme kanserli hastalar için sanal planlar üzerinde uygulanan X-Y-Z koordinat düzleminde alan merkezi kaydırmalarının sonuçları, referans plana göre karşılaştırıldı ve en büyük farkı gösteren eksen belirlendi (Şekil 13), (Şekil 14), (Şekil 15).

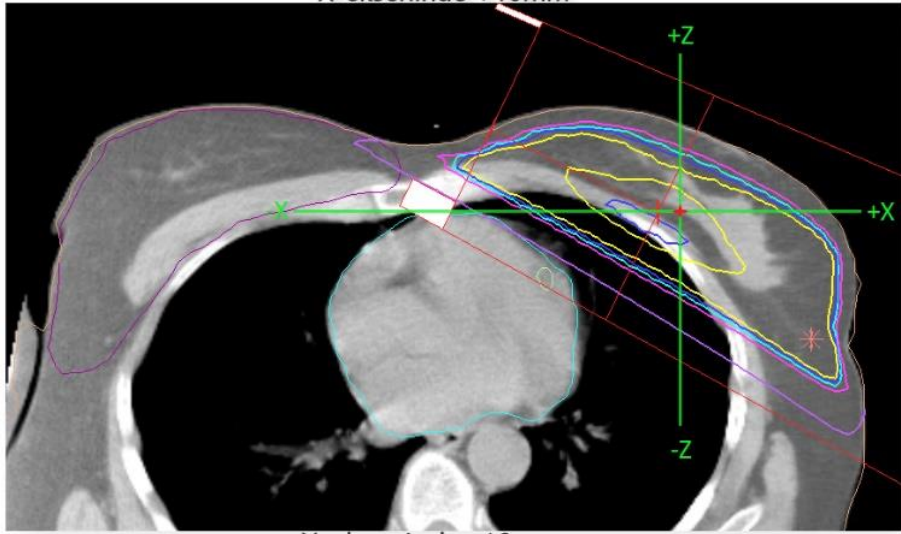




referans plan

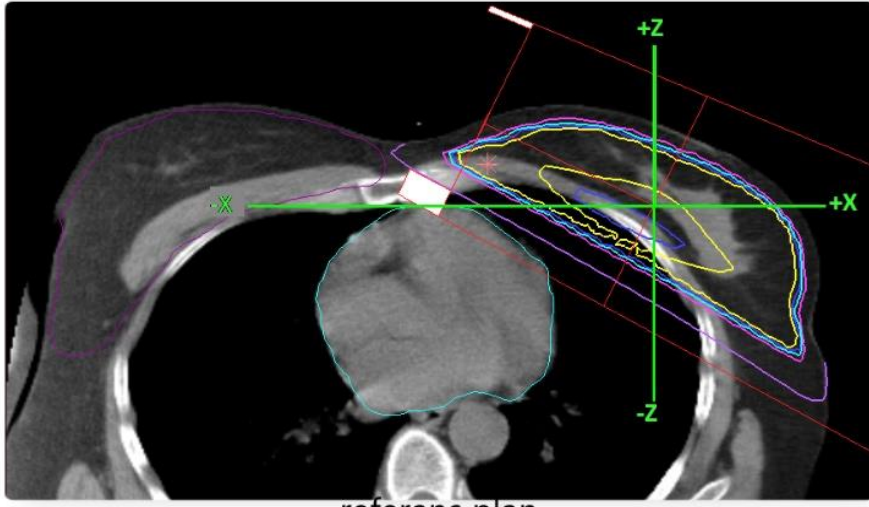


X-ekseninde +10mm

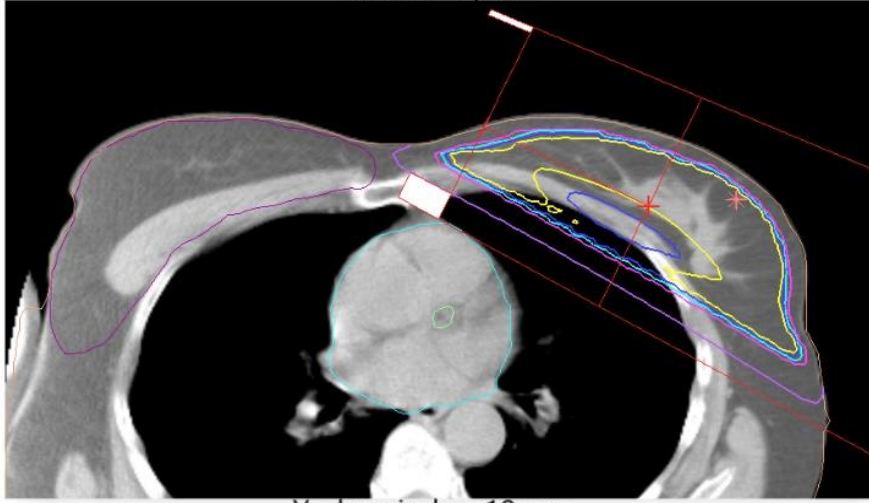


X-ekseninde -10mm

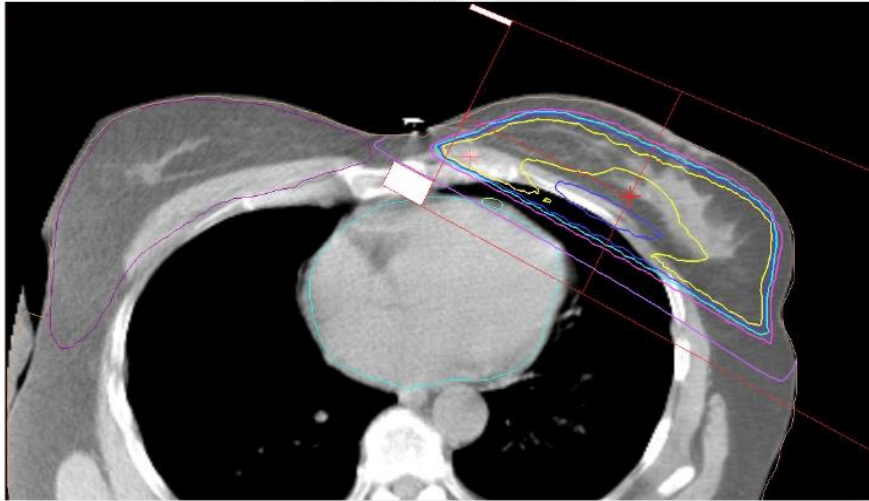
Şekil 13: X-ekseninde uygulanan  $\pm 10$  mm kaydırma



referans plan

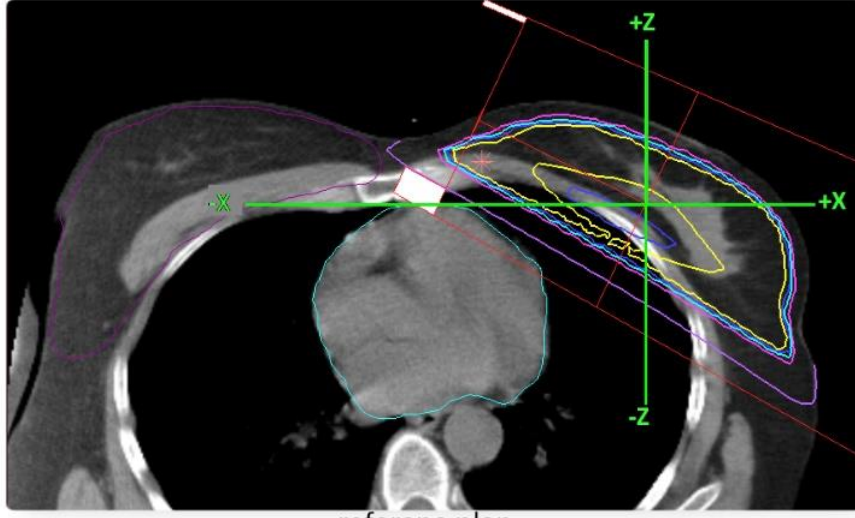


Y-ekseninde +10mm

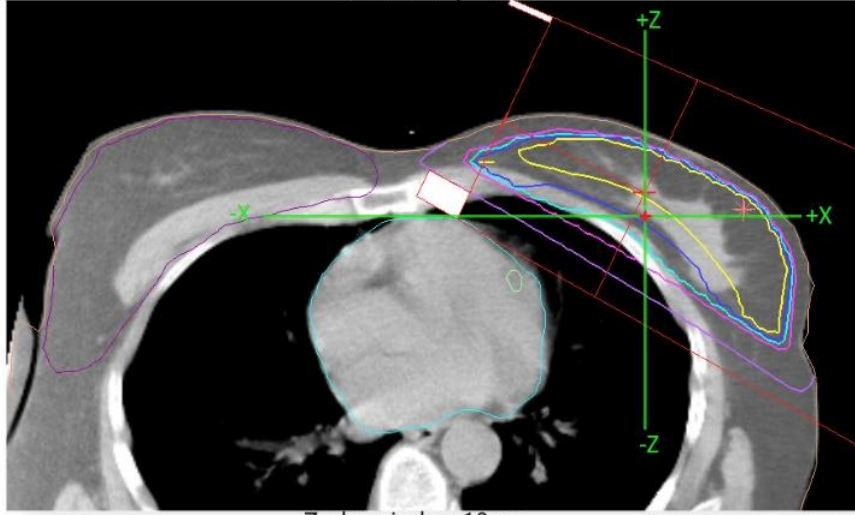


Y-ekseninde -10mm

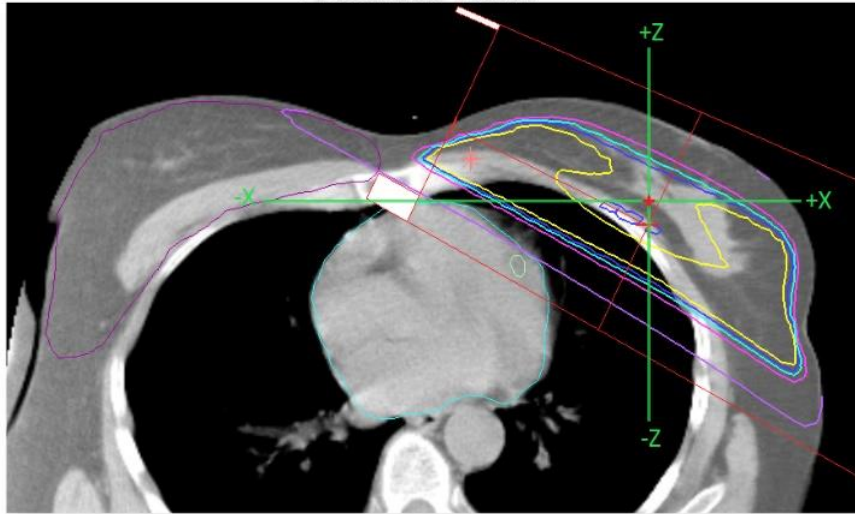
Şekil 14: Y-ekseninde uygulanan  $\pm 10$  mm kaydırma



referans plan



Z-ekseninde +10mm



Z-ekseninde -10mm

Şekil 15: Z-ekseninde uygulanan  $\pm 10$  mm kaydırma

## 4. BULGULAR

Retrospektif çalışmamızda, Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 01.01.2015 ve 28.10.2016 tarihleri arası tedavi görmüş MKC uygulanmış 20 erken evre sol meme kanserli hastanın sistemde mevcut BT görüntülerini kullanarak her bir hasta için FiF-FRT (referans plan) ve X-Y-Z yönlerinde  $\pm 10$  mm kaydırmalar yapılarak set-up hataları oluşturulmuştur. Dozimetrik değerlendirmede, PTV'nin  $D_{\%98}$ , maksimum ve ortalama dozu, çevre organlar için, kalp  $V_5$ ,  $V_{10}$ ,  $V_{20}$ ,  $V_{30}$ , sol akciğer  $V_5$ ,  $V_{20}$ , sağ meme  $V_5$ , sağ akciğer  $V_2$ , LAD, tiroid, humerus ve cilt dozunun maksimum ve ortalama dozları incelendi. Hedef hacim, riskli organların DVH yardımıyla karşılaştırılmasında kullanılan gösterimler ve açıklamaları Tablo 1' de gösterilmiştir.

**Tablo 1: Kullanılan terimler ve açıklamaları**

Gösterim	Açıklama
$D_{maks}$ (cGy)	İlgili hacimdeki maksimum doz
$D_{ort}$ (cGy)	İlgili hacimdeki ortalama doz
$D_{\%98}$ (cGy)	İlgili hacmin % 98'inin aldığı doz
$V_2$ (%)	İlgili hacmin, 2 Gy doz alan yüzdesi
$V_5$ (%)	İlgili hacmin, 5 Gy doz alan yüzdesi
$V_{10}$ (%)	İlgili hacmin, 10 Gy doz alan yüzdesi
$V_{20}$ (%)	İlgili hacmin, 20 Gy doz alan yüzdesi
$V_{30}$ (%)	İlgili hacmin, 30 Gy doz alan yüzdesi

### 4.1 Hedef Volüm (PTV)

#### 4.1.1 PTV'e ait $D_{maks}$ , $D_{ort}$ ve $D_{\%98}$ Verilerinin Sonuçları

Erken evre sol meme kanseri 20 hasta için oluşturulan referans plan ve set-up hatalarının PTV hacminde maksimum doz, ortalama doz ve  $D_{\%98}$  doz değerlerinin analiz sonuçları Tablo 2 de verilmiştir.

**Tablo 2: PTV'nin D<sub>maks</sub>, D<sub>ort</sub> ve D<sub>%98</sub>(cGy) verileri**

50 Gy	PTV	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
1	D <sub>maks</sub>	5412	5417	5377	5345	5459	5476	5369
	D <sub>ort</sub>	5064	5064	5026	5036	5041	5045	4940
	D <sub>%98</sub>	4900	4840	4710	4610	4780	4650	4380
2	D <sub>maks</sub>	5361	5448	5335	5224	5412	5471	5361
	D <sub>ort</sub>	5104	5100	5055	5062	5078	5076	5015
	D <sub>%98</sub>	4910	4720	4720	4420	4740	4500	4520
3	D <sub>maks</sub>	5577	5641	5503	5670	5548	5689	5458
	D <sub>ort</sub>	5120	5119	5061	5081	5076	5114	5045
	D <sub>%98</sub>	4790	4610	4470	4390	4430	4470	4370
4	D <sub>maks</sub>	5356	5420	5304	5399	5435	5411	5363
	D <sub>ort</sub>	5126	5132	5065	5093	5106	5116	5074
	D <sub>%98</sub>	4860	4800	4570	4580	4540	4780	4520
5	D <sub>maks</sub>	5418	5478	5329	5430	5368	5494	5358
	D <sub>ort</sub>	5154	5166	5086	5090	5159	5139	5031
	D <sub>%98</sub>	4840	4630	4530	4230	4810	4300	4180
6	D <sub>maks</sub>	5457	5614	5384	5490	5463	5612	5456
	D <sub>ort</sub>	5185	5193	5093	5170	5141	5174	5072
	D <sub>%98</sub>	4850	4670	4480	4690	4110	4570	4350
7	D <sub>maks</sub>	5440	5560	5320	5454	5408	5617	5328
	D <sub>ort</sub>	5118	5134	5063	5082	5086	5126	5021
	D <sub>%98</sub>	4860	4800	4690	4560	4340	4700	4520
8	D <sub>maks</sub>	5463	5550	5338	5525	5421	5555	5381
	D <sub>ort</sub>	5112	5139	5028	5051	5099	5123	5018
	D <sub>%98</sub>	4820	4850	4360	4040	4710	4710	4180
9	D <sub>maks</sub>	5646	5699	5616	5729	5653	5706	5633
	D <sub>ort</sub>	5292	5306	5230	5264	5267	5292	5233
	D <sub>%98</sub>	4820	4830	4550	4530	4570	4770	4480
10	D <sub>maks</sub>	5444	5651	5535	5513	5502	5680	5542
	D <sub>ort</sub>	5204	5153	5080	5189	5178	5069	4963
	D <sub>%98</sub>	4950	4370	4510	4810	4660	3820	4250
11	D <sub>maks</sub>	5473	5615	5360	5560	5463	5638	5337
	D <sub>ort</sub>	5075	5094	5024	5045	5061	5087	5029
	D <sub>%98</sub>	4800	4770	4740	4500	4750	4730	4720
12	D <sub>maks</sub>	5496	5569	5441	5560	5535	5602	5427
	D <sub>ort</sub>	5206	5178	5182	5175	5199	5139	5144
	D <sub>%98</sub>	4840	4430	4770	4490	4820	3880	4450

50 Gy	PTV	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
13	D <sub>maks</sub>	5454	5535	5436	5500	5552	5564	5488
	D <sub>ort</sub>	5185	5160	5155	5152	5190	5156	5150
	D <sub>%98</sub>	4910	4560	4890	4780	4860	4550	4860
14	D <sub>maks</sub>	5460	5570	5425	5508	5547	5606	5391
	D <sub>ort</sub>	5177	5178	5111	5117	5176	5155	5056
	D <sub>%98</sub>	4850	4630	4550	4130	4860	4320	4300
15	D <sub>maks</sub>	5558	5605	5544	5639	5562	5671	5533
	D <sub>ort</sub>	5167	5161	5136	5149	5162	5138	5103
	D <sub>%98</sub>	4900	4780	4810	4860	4790	4560	4640
16	D <sub>maks</sub>	5483	5566	5445	5487	5527	5580	5420
	D <sub>ort</sub>	5241	5222	5139	5183	5205	5182	5073
	D <sub>%98</sub>	4950	4640	4300	4480	4640	4360	3970
17	D <sub>maks</sub>	5125	5215	5164	5125	5202	5179	5211
	D <sub>ort</sub>	4838	4854	4755	4810	4832	4836	4784
	D <sub>%98</sub>	4600	4250	4380	4290	4570	4300	4450
18	D <sub>maks</sub>	5492	5587	5437	5530	5589	5587	5476
	D <sub>ort</sub>	5181	5142	5139	5138	5177	5102	5109
	D <sub>%98</sub>	4800	4460	4670	4450	4580	3990	4480
19	D <sub>maks</sub>	5631	5841	5569	5661	5701	5836	5597
	D <sub>ort</sub>	5250	5246	5126	5227	5213	5236	5122
	D <sub>%98</sub>	4730	4400	4430	4210	4490	4330	4420
20	D <sub>maks</sub>	5608	5681	5729	5500	5589	5589	5753
	D <sub>ort</sub>	5184	5124	5126	5138	5151	5151	5153
	D <sub>%98</sub>	4810	4360	4560	4490	4560	4560	4700

**Tablo 3: PTV için referans ve kaydırma yapılan planların D<sub>maks</sub>, D<sub>ort</sub> ve D<sub>%98</sub>(cGy) ortalama değer verileri**

PTV	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y Ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
D <sub>maks</sub>	5467	5563	5429	5492	5496	5578	5444
D <sub>ort</sub>	5149	5143	5084	5112	5129	5122	5056
D <sub>%98</sub>	4839	4620	4584	4417	4630	4442	4437

FiF-FRT tekniğini kullanarak X-Y-Z eksenlerinde  $\pm 10$  mm kaydırma yapılan planların hedef hacmi PTV için en önemli farklılık Z-ekseni yönünde olduğu gösterilmiştir. Alan merkezinin anterior (+Z) yönünde 10 mm kayması durumunda D<sub>maks</sub>'ın % 2 oranında arttığı, D<sub>ort</sub>'ın değişmediği, D<sub>%98</sub> ise % 8,3 oranında azaldığını ve alan merkezinin posterior (-Z) yönünde kayması durumunda ise D<sub>maks</sub>'ın değişmediği, D<sub>ort</sub>'ın % 2 oranında azaldığı ve D<sub>%98</sub>'in %8,3 oranında azaldığı saptandı.

## 4.2 Kritik Organ Sol Akciğerde Oluşan Dozların Bulguları

### 4.2.1 Sol Akciğerde Oluşan $D_{maks}$ , $D_{ort}$ , $V_5$ ve $V_{20}$ Verilerinin Sonuçları

Erken evre sol meme kanseri 20 hasta için oluşturulan referans plan ve set-up hatalarının sol akciğerde maksimum doz, ortalama doz,  $V_5$  ve  $V_{20}$  doz değerlerinin analiz sonuçları Tablo 4 de verilmiştir.

**Tablo 4: Sol Akciğer'in  $D_{maks}$ (cGy),  $D_{ort}$ (cGy),  $V_5$ (%) ve  $V_{20}$ (%) verileri**

50 Gy	Sol Akciğer	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
1	$D_{maks}$	5052	4920	5102	5001	5139	4756	5178
	$D_{ort}$	668	473	880	606	729	350	1034
	$V_5$	20,79	15,48	26,33	18,79	22,54	12,36	30
	$V_{20}$	12,25	8,13	16,82	10,89	13,66	5,38	20,09
2	$D_{maks}$	5219	5038	5306	5091	5314	4837	5384
	$D_{ort}$	624	411	852	545	699	324	955
	$V_5$	19,6	14,19	24,98	17,61	21,48	11,99	27,18
	$V_{20}$	11,74	7,17	16,64	9,91	13,53	5,21	18,74
3	$D_{maks}$	5115	4952	5208	4928	5227	4907	5211
	$D_{ort}$	783	533	1048	613	934	484	1105
	$V_5$	23,66	17,72	29,66	19,97	26,86	16,7	30,65
	$V_{20}$	15,1	9,78	20,63	11,39	18,35	8,68	21,75
4	$D_{maks}$	4979	4733	5105	4805	4728	4692	5162
	$D_{ort}$	716	443	1029	577	264	422	1051
	$V_5$	24,14	16,54	31,95	20,53	27,17	16,07	32,24
	$V_{20}$	13,36	7,3	20,16	10,2	16,09	6,72	20,64
5	$D_{maks}$	5097	4937	5205	4968	5251	4777	5278
	$D_{ort}$	557	357	782	433	690	282	890
	$V_5$	18,33	13	23,86	15,15	21,57	10,88	26,24
	$V_{20}$	10,4	6,16	15,19	7,72	13,3	4,41	17,51
6	$D_{maks}$	5153	4979	5236	5044	5260	4879	5304
	$D_{ort}$	630	411	876	537	719	369	926
	$V_5$	21,14	15,11	27,5	18,25	24,12	14,17	28,35
	$V_{20}$	11,05	6,33	16,18	9,1	12,8	5,42	17,14
7	$D_{maks}$	4960	4733	5101	4820	5165	4447	5190
	$D_{ort}$	599	385	840	471	736	301	958
	$V_5$	19,38	13,83	25,17	16,15	22,67	11,38	27,91
	$V_{20}$	10,91	6,18	16,01	8,04	13,9	4,15	18,52



50 Gy	Sol Akciger	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
8	D <sub>maks</sub>	4863	4610	5010	4747	4982	4483	5102
	D <sub>ort</sub>	589	365	854	475	701	314	932
	V <sub>5</sub>	20,02	13,76	26,26	17,08	22,57	12,28	27,71
	V <sub>20</sub>	10,9	5,7	16,88	8,18	13,55	4,41	18,45
9	D <sub>maks</sub>	4797	4644	4935	4676	4882	4564	4959
	D <sub>ort</sub>	688	462	934	589	771	420	982
	V <sub>5</sub>	22,45	16,28	28,86	19,85	24,63	15,26	29,82
	V <sub>20</sub>	13,22	8,18	18,8	10,92	15,15	7,2	19,83
10	D <sub>maks</sub>	5321	5000	5457	5210	5406	4753	5512
	D <sub>ort</sub>	670	397	988	601	744	305	1122
	V <sub>5</sub>	21,14	14,31	28,19	19,37	22,8	11,65	30,95
	V <sub>20</sub>	12,31	6,4	18,79	10,74	13,93	4,27	21,33
11	D <sub>maks</sub>	4626	4406	4733	4632	4673	4391	4776
	D <sub>ort</sub>	672	445	925	578	756	435	933
	V <sub>5</sub>	25,44	18,82	31,64	23,04	27,12	18,54	31,74
	V <sub>20</sub>	12,93	7,31	19,08	10,34	15,36	7,08	19,27
12	D <sub>maks</sub>	4851	4570	4996	4829	4841	4376	5083
	D <sub>ort</sub>	681	475	916	599	766	380	1046
	V <sub>5</sub>	27,21	20,61	33,82	24,73	29,56	17,25	37,09
	V <sub>20</sub>	12,13	7,21	17,58	10,02	14,31	4,8	20,62
13	D <sub>maks</sub>	5166	4875	5309	5079	5213	4836	5356
	D <sub>ort</sub>	626	376	924	568	679	363	944
	V <sub>5</sub>	19,23	12,64	26,25	17,91	20,35	12,3	26,59
	V <sub>20</sub>	11,28	5,91	17,48	9,91	12,51	5,24	17,81
14	D <sub>maks</sub>	4818	4632	4970	4679	4944	4492	5015
	D <sub>ort</sub>	520	342	728	448	585	285	808
	V <sub>5</sub>	19,14	13,88	24,59	17,42	20,44	12,02	26,59
	V <sub>20</sub>	9,19	5,09	13,88	7,34	10,87	3,75	15,62
15	D <sub>maks</sub>	5245	5072	5342	5153	5344	4967	5379
	D <sub>ort</sub>	682	452	939	551	810	360	1063
	V <sub>5</sub>	20,85	14,95	26,73	17,6	23,49	12,49	29,23
	V <sub>20</sub>	12,43	7,55	17,84	9,44	15,28	5,53	20,33
16	D <sub>maks</sub>	5145	4833	5294	4884	5291	4654	5369
	D <sub>ort</sub>	498	299	744	369	636	250	830
	V <sub>5</sub>	15,85	10,34	22,2	12,55	19,34	8,87	24
	V <sub>20</sub>	8,6	4,33	13,67	5,67	11,59	3,18	15,4
17	D <sub>maks</sub>	4907	4693	5002	4838	4987	4713	5022
	D <sub>ort</sub>	724	446	1034	640	810	466	1004
	V <sub>5</sub>	22,95	15,61	30,72	20,98	24,75	16,54	29,41
	V <sub>20</sub>	13,89	7,78	20,81	11,9	15,96	8,14	20,1



50 Gy	Sol Akciğer	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
18	D <sub>maks</sub>	5241	5042	5348	5141	5329	4904	5404
	D <sub>ort</sub>	747	486	1044	631	867	400	1162
	V <sub>5</sub>	22,36	15,87	29,4	19,56	25,14	13,54	32,04
	V <sub>20</sub>	13,48	7,98	19,58	10,96	16,06	6,1	21,99
19	D <sub>maks</sub>	5298	5063	5425	5148	5422	5014	5478
	D <sub>ort</sub>	673	408	977	567	771	395	991
	V <sub>5</sub>	20,23	13,7	27,31	17,98	22,18	13,58	27,38
	V <sub>20</sub>	12,12	6,76	18,23	9,93	14,08	6,46	18,42
20	D <sub>maks</sub>	5254	5057	5311	5123	5335	5081	5347
	D <sub>ort</sub>	578	343	866	522	625	398	789
	V <sub>5</sub>	21,92	14,19	29,33	20,41	22,99	16,63	27,05
	V <sub>20</sub>	10	4,78	16,39	8,63	11,2	5,93	14,76

**Tablo 5: Sol Akciğerin için referans ve kaydırma yapılan planların D<sub>maks</sub>(cGy), D<sub>ort</sub>(cGy), V<sub>5</sub>(%) ve V<sub>20</sub>(%) ortalama değer verileri**

Sol Akciğer	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
D <sub>maks</sub>	5055,3	4839,4	5169,7	4939,8	5136,6	4726,1	5225,4
D <sub>ort</sub>	646,2	415,4	909	546	714,6	365,1	976,2
V <sub>5</sub>	21,3	15	27,7	18,7	23,5	13,7	29,1
V <sub>20</sub>	11,8	6,8	17,5	9,5	14,1	5,6	18,9

FiF-FRT tekniğini kullanarak X-Y-Z eksenlerinde  $\pm 10$  mm kaydırma yapılan planların kritik organ sol akciğer için en önemli farklılık Z-ekseni yönünde olduğu gösterilmiştir. Alan merkezinin anterior (+Z) yönünde 10 mm kayması durumunda D<sub>maks</sub>'ın % 6,5, D<sub>ort</sub>'ın % 44, V<sub>5</sub>'in % 35, V<sub>20</sub>'nin % 52 oranında azaldığını ve alan merkezinin posterior (-Z) yönünde kayması sonucunda ise D<sub>maks</sub>'ın % 3, D<sub>ort</sub>'ın % 51 V<sub>5</sub>'in % 36 ve V<sub>20</sub>'nin % 60 oranında arttığı saptandı. Özellikle alan merkezinin (-) yönlerde kayması durumunda sol akciğerin V<sub>5</sub> ve V<sub>20</sub> dozlarında artışlar görülmektedir.

### 4.3. Kritik Organ Kalpte Oluşan Dozların Bulguları

#### 4.3.1. Kalpte Oluşan $D_{maks}$ , $D_{ort}$ , $V_5$ , $V_{10}$ , $V_{30}$ , $V_{20}$ Verilerinin Sonuçları

Erken evre sol meme kanseri 20 hasta için oluşturulan referans plan ve set-up hatalarının kalpte oluşan maksimum doz, ortalama doz,  $V_5$ ,  $V_{10}$ ,  $V_{20}$ ,  $V_{30}$  doz değerlerinin analiz sonuçları Tablo 6 da verilmiştir.

**Tablo 6: Kalp için  $D_{maks}$ (cGy),  $D_{ort}$ (cGy),  $V_5$ (%),  $V_{10}$ (%),  $V_{20}$ (%) ve  $V_{30}$ (%) verileri**

50 Gy	Kalp	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
1	$D_{maks}$	4855	4562	4925	4849	4855	3884	4958
	$D_{ort}$	287	190	409	259	313	139	516
	$V_5$	8,39	5,11	12,19	7,37	9,32	3,1	15,65
	$V_{10}$	5,68	3,04	8,89	4,93	6,45	1,57	11,7
	$V_{20}$	3,52	1,56	6,09	2,96	4,07	0,63	8,49
	$V_{30}$	2,19	0,8	4,18	1,79	2,53	0,16	6,13
2	$D_{maks}$	4593	3889	4740	4533	4584	3270	4758
	$D_{ort}$	280	176	448	267	302	145	550
	$V_5$	8,72	4,2	14,88	8,17	9,75	2,44	18,34
	$V_{10}$	5,2	1,88	10,26	4,88	5,97	0,98	13,2
	$V_{20}$	2,56	0,62	6,46	2,41	3,02	0,22	8,85
	$V_{30}$	1,17	0,14	3,87	1,09	1,34	0	5,78
3	$D_{maks}$	4618	3679	4875	4347	4776	3308	4934
	$D_{ort}$	201	140	305	165	250	131	335
	$V_5$	4,85	2,02	8,81	3,14	6,94	1,6	9,75
	$V_{10}$	2,68	0,83	5,76	1,57	4,24	0,58	6,56
	$V_{20}$	1,23	0,23	3,4	0,6	2,25	0,12	4,09
	$V_{30}$	0,51	0,03	1,95	0,21	1,14	0	2,49
4	$D_{maks}$	4666	3771	4877	4580	4728	3622	4922
	$D_{ort}$	219	143	359	193	264	137	384
	$V_5$	6,12	2,37	11,69	4,63	8,5	1,96	12,76
	$V_{10}$	3,25	0,93	7,52	2,41	4,88	0,69	8,43
	$V_{20}$	1,48	0,24	4,48	1,04	2,38	0,16	5,08
	$V_{30}$	0,61	0,04	2,66	0,39	1,09	0,03	3
5	$D_{maks}$	3614	2045	4363	3152	3873	1335	4470
	$D_{ort}$	128	87	204	107	151	76	247
	$V_5$	2,8	0,91	6,66	1,97	3,78	0,36	8,55
	$V_{10}$	1,33	0,23	3,81	0,91	1,93	0,02	5,78
	$V_{20}$	0,4	0	1,71	0,2	0,69	0	2,6
	$V_{30}$	0,06	0	0,64	0	0,13	0	1,11

50 Gy	Kalp	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
6	D <sub>maks</sub>	4841	4499	4932	4840	4857	4234	4972
	D <sub>ort</sub>	370	230	572	336	416	210	630
	V <sub>5</sub>	11,87	6,49	18,73	10,56	13,57	5,7	20,43
	V <sub>10</sub>	7,58	3,42	12,97	6,59	8,88	2,84	14,48
	V <sub>20</sub>	4,4	1,42	8,79	3,65	5,46	1,01	10,09
	V <sub>30</sub>	2,51	0,52	6,01	2,03	3,26	0,3	7,18
7	D <sub>maks</sub>	4489	3397	4833	4208	4619	2699	4880
	D <sub>ort</sub>	179	120	267	158	202	102	317
	V <sub>5</sub>	4,49	2,35	7,62	3,94	5,34	1,47	9,15
	V <sub>10</sub>	2,75	1,09	5,12	2,35	3,3	0,51	6,35
	V <sub>20</sub>	1,43	0,26	3,15	1,08	1,78	0,05	4,21
	V <sub>30</sub>	0,61	0,02	1,88	0,34	0,89	0	2,73
8	D <sub>maks</sub>	4291	2820	4757	3849	4562	2268	4833
	D <sub>ort</sub>	173	123	262	148	205	114	296
	V <sub>5</sub>	3,51	1,34	7,58	2,37	5,09	0,93	8,89
	V <sub>10</sub>	1,8	0,43	4,32	1,1	2,69	0,23	5,31
	V <sub>20</sub>	0,71	0,05	2,32	0,35	1,27	0	2,97
	V <sub>30</sub>	0,24	0	1,24	0,07	0,54	0	1,77
9	D <sub>maks</sub>	4330	3344	4613	4241	4490	2996	4663
	D <sub>ort</sub>	299	186	477	262	357	169	526
	V <sub>5</sub>	10,25	5,06	16,6	8,65	12,44	3,96	18,15
	V <sub>10</sub>	6,05	2,13	11,29	4,74	7,9	1,41	12,7
	V <sub>20</sub>	2,93	0,47	7,13	2,01	4,4	0,22	8,32
	V <sub>30</sub>	1,2	0,02	4,4	0,71	2,29	0	5,36
10	D <sub>maks</sub>	4383	2669	5041	4467	4445	1813	5150
	D <sub>ort</sub>	173	110	290	170	177	97	369
	V <sub>5</sub>	3,95	1,21	8,83	3,82	4,06	0,62	11,92
	V <sub>10</sub>	2,09	0,43	5,46	2,1	2,09	0,14	7,97
	V <sub>20</sub>	0,92	0,05	2,98	0,96	0,93	0	4,78
	V <sub>30</sub>	0,36	0	1,8	0,4	0,38	0	2,88
11	D <sub>maks</sub>	4698	4377	4753	4674	4694	4346	4793
	D <sub>ort</sub>	361	224	562	336	395	218	576
	V <sub>5</sub>	12,29	6,65	19,01	11,3	13,73	6,32	19,71
	V <sub>10</sub>	7,57	3,21	13,24	6,92	8,69	3,01	13,64
	V <sub>20</sub>	4,29	1,44	8,98	3,72	5,09	1,31	9,22
	V <sub>30</sub>	2,49	0,54	6,12	2,09	3,02	0,48	6,36

50 Gy	Kalp	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
12	D <sub>maks</sub>	2568	1204	4110	2355	2873	837	4535
	D <sub>ort</sub>	161	127	223	155	169	115	276
	V <sub>5</sub>	2,99	0,96	6,28	2,63	3,49	0,34	8,56
	V <sub>10</sub>	0,85	0,03	2,89	0,7	1,11	0	4,64
	V <sub>20</sub>	0,06	0	1,03	0,03	0,16	0	2,2
	V <sub>30</sub>	0	0	0,33	0	0	0	0,96
13	D <sub>maks</sub>	4443	2916	4866	4467	4580	2763	4904
	D <sub>ort</sub>	257	153	445	241	282	149	463
	V <sub>5</sub>	8,12	3,03	14,49	7,24	9,17	2,8	14,96
	V <sub>10</sub>	4,49	0,94	9,8	3,86	5,37	0,81	10,17
	V <sub>20</sub>	2,07	0,13	6,3	1,69	2,7	0,08	6,65
	V <sub>30</sub>	0,81	0	4,11	0,74	1,19	0	4,47
14	D <sub>maks</sub>	4393	3204	4742	4444	4595	2470	4774
	D <sub>ort</sub>	280	175	452	267	311	149	533
	V <sub>5</sub>	9,69	4,87	15,42	8,73	11,01	3,32	18,33
	V <sub>10</sub>	5,33	1,93	10,4	4,74	6,4	1,02	12,76
	V <sub>20</sub>	2,69	0,41	6,57	2,46	3,38	0,04	8,48
	V <sub>30</sub>	1,27	0	4,2	1,18	1,77	0	5,67
15	D <sub>maks</sub>	4605	3517	4896	4605	4619	2674	4974
	D <sub>ort</sub>	284	181	455	262	316	151	559
	V <sub>5</sub>	9,01	4,43	14,61	8,17	10,29	2,57	17,75
	V <sub>10</sub>	5,43	1,89	10,26	4,78	6,45	0,77	13,13
	V <sub>20</sub>	2,64	0,41	6,65	2,15	3,37	0,06	9,05
	V <sub>30</sub>	1,1	0,03	4,18	0,87	1,6	0	6,14
16	D <sub>maks</sub>	235	174	434	201	278	165	683
	D <sub>ort</sub>	60	48	74	5	65	46	78
	V <sub>5</sub>	0	0	0	0	0	0	0,03
	V <sub>10</sub>	0	0	0	0	0	0	0
	V <sub>20</sub>	0	0	0	0	0	0	0
	V <sub>30</sub>	0	0	0	0	0	0	0
17	D <sub>maks</sub>	4516	4112	4719	4464	4560	4129	4748
	D <sub>ort</sub>	358	208	584	324	400	213	574
	V <sub>5</sub>	11,67	6,08	18,87	10,33	13,07	6,2	18,65
	V <sub>10</sub>	7,88	3,4	14,05	6,82	9,06	3,49	13,89
	V <sub>20</sub>	4,85	1,44	9,98	4,07	5,82	1,54	9,82
	V <sub>30</sub>	2,79	0,44	7,01	2,19	3,58	0,52	6,75

50 Gy	Kalp	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
18	D <sub>maks</sub>	4573	3003	4947	4473	4625	2218	5004
	D <sub>ort</sub>	222	150	352	207	247	133	417
	V <sub>5</sub>	5,24	2,07	10,11	4,61	6,2	1,25	12,49
	V <sub>10</sub>	2,87	0,81	6,51	2,49	3,55	0,34	8,33
	V <sub>20</sub>	1,36	0,14	3,94	1,12	1,84	0,01	5,31
	V <sub>30</sub>	0,6	0	2,49	0,46	0,94	0	3,52
19	D <sub>maks</sub>	5047	4437	5142	5048	5038	4441	5166
	D <sub>ort</sub>	285	169	484	259	336	163	503
	V <sub>5</sub>	8,8	3,56	15,36	7,09	10,95	3,23	16,02
	V <sub>10</sub>	5,23	1,73	10,8	4,07	6,99	1,53	11,41
	V <sub>20</sub>	2,72	0,74	7,17	2,34	3,95	0,64	7,66
	V <sub>30</sub>	1,52	0,29	4,76	1,46	2,21	0,24	5,11
20	D <sub>maks</sub>	2651	993	4274	2222	3179	1236	3979
	D <sub>ort</sub>	165	110	300	149	194	121	259
	V <sub>5</sub>	4,1	0,65	11,04	2,95	6,58	1,08	9,05
	V <sub>10</sub>	1,44	0	6,34	0,86	2,87	0,02	5,01
	V <sub>20</sub>	0,13	0	3,08	0,02	0,7	0	2,15
	V <sub>30</sub>	0	0	1,19	0	0	0	0,57

**Tablo 7: Kalp için referans ve kaydırma yapılan planların D<sub>maks</sub>(cGy), D<sub>ort</sub>(cGy), V<sub>5</sub>(%), V<sub>10</sub>(%), V<sub>20</sub>(%) ve V<sub>30</sub>(%) ortalama değer verileri**

Kalp	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
D <sub>maks</sub>	4120,4	3130,6	4542	4001	4241,5	2735,4	4605
D <sub>ort</sub>	237	158,8	376,2	213,5	267,6	139	420,4
V <sub>5</sub>	6,8	3,1	12	5,9	8,1	2,4	13,4
V <sub>10</sub>	4	1,4	8	3,3	5	1	9,2
V <sub>20</sub>	2	0,5	5	1,6	2,6	0,3	6
V <sub>30</sub>	1	0,1	3,1	0,8	1,4	0,1	3,9

FiF-FRT tekniğini kullanarak X-Y-Z eksenlerinde  $\pm 10$  mm kaydırma yapılan planların kritik organ kalp için en önemli farklılık Z-ekseni yönünde olduğu gösterilmiştir. Alan merkezinin anterior (+Z) yönünde 10 mm kayması durumunda D<sub>maks</sub>'ın % 33,6, D<sub>ort</sub>'ın % 41,3, V<sub>5</sub>'in % 64,7, V<sub>10</sub>'nun % 75 oranında azaldığı V<sub>20</sub> ve V<sub>30</sub> değerleri de neredeyse yok denilince kadar azdır. Alan merkezinin posterior (-Z) yönünde kayması durumunda ise D<sub>maks</sub>'ın % 1,1, D<sub>ort</sub>, V<sub>5</sub> ve V<sub>10</sub> değerleri yaklaşık olarak 2 kat, V<sub>20</sub> ve V<sub>30</sub> değerleri de yaklaşık olarak 3 kat arttığı görülmektedir. Riskli organ yönünde kaymalarda akciğer ve kalp dozlarında artış izlenmektedir. Tablodaki 12, 16 ve 20 numaralı hastaların kalp dozları düşük olmasının sebebi hasta anatomisinden kaynaklanmaktadır.

#### 4.4. Kritik Organ LAD' de Oluşan Dozların Bulguları

##### 4.4.1. LAD'de Oluşan D<sub>maks</sub> ve D<sub>ort</sub> Verilerinin Sonuçları

Erken evre sol meme kanseri 20 hasta için oluşturulan referans plan ve set-up hatalarının kalpte oluşan maksimum doz ve ortalama doz değerlerinin analiz sonuçları Tablo 8 da verilmiştir.

**Tablo 8: LAD için D<sub>maks</sub>(cGy) ve D<sub>ort</sub>(cGy) verileri**

50 Gy	LAD	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
1	D <sub>maks</sub>	4879	4532	4952	4869	4880	3758	5001
	D <sub>ort</sub>	2790	1935	3248	2560	2932	1168	3440
2	D <sub>maks</sub>	4695	4061	4821	4612	4690	3440	4852
	D <sub>ort</sub>	2325	1303	3152	2221	2475	855	3400
3	D <sub>maks</sub>	3537	1914	4565	2873	4088	1432	4714
	D <sub>ort</sub>	1306	553	2464	834	1959	438	2784
4	D <sub>maks</sub>	4207	2847	4844	3691	5090	2575	4914
	D <sub>ort</sub>	1308	539	2493	1022	843	459	2660
5	D <sub>maks</sub>	3334	1604	4389	2961	3774	935	4616
	D <sub>ort</sub>	1035	430	2035	783	1319	289	2446
6	D <sub>maks</sub>	4901	4476	4980	4865	4989	4188	5043
	D <sub>ort</sub>	3613	2447	4139	3450	3801	2058	4210
7	D <sub>maks</sub>	3342	1670	4377	2823	3750	998	4644
	D <sub>ort</sub>	872	389	1710	704	1070	278	2189
8	D <sub>maks</sub>	2764	1114	4151	2040	3516	816	4479
	D <sub>ort</sub>	632	296	1491	439	949	256	1875
9	D <sub>maks</sub>	4549	3444	4867	4497	4573	3148	4936
	D <sub>ort</sub>	2490	1285	3515	2172	2892	1016	3677
10	D <sub>maks</sub>	2944	1171	4506	2930	3136	679	4832
	D <sub>ort</sub>	722	276	1678	715	722	212	2308
11	D <sub>maks</sub>	3350	1587	4417	3051	3687	1510	4486
	D <sub>ort</sub>	1231	509	2559	1085	1486	485	2666
12	D <sub>maks</sub>	1205	580	2626	1077	1435	389	3469
	D <sub>ort</sub>	320	217	588	299	360	188	936
13	D <sub>maks</sub>	3984	2002	4835	4002	4346	1742	4896
	D <sub>ort</sub>	1657	586	3106	1499	1894	524	3234
14	D <sub>maks</sub>	3571	1894	4498	3614	4074	1363	4622
	D <sub>ort</sub>	1339	566	2399	1224	1562	425	2720
15	D <sub>maks</sub>	4747	3969	4934	4714	4873	3269	4992
	D <sub>ort</sub>	2902	1658	3771	2751	3077	1112	3983

50 Gy	LAD	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
16	D <sub>maks</sub>	140	125	159	132	149	121	166
	D <sub>ort</sub>	98	87	112	87	106	85	117
17	D <sub>maks</sub>	4584	3968	4699	4472	4632	4031	4720
	D <sub>ort</sub>	2963	1701	3788	2747	3163	1701	3760
18	D <sub>maks</sub>	2896	1155	4512	2801	3051	720	4792
	D <sub>ort</sub>	539	247	1281	494	633	200	1660
19	D <sub>maks</sub>	4823	3440	5134	4891	5051	3303	5167
	D <sub>ort</sub>	2374	1043	3490	2189	2653	924	3532
20	D <sub>maks</sub>	443	260	1803	390	798	296	1469
	D <sub>ort</sub>	248	187	485	231	285	200	381

**Tablo 9: LAD için referans ve kaydırma yapılan planların D<sub>maks</sub>(cGy) ve D<sub>ort</sub>(cGy) ortalama değer verileri**

LAD	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
D <sub>maks</sub>	3444,7	2290,6	4203,4	3265,2	3729,1	1935,6	4340,5
D <sub>ort</sub>	1538,2	812,7	2375,2	1375,3	1805,2	643,6	2598,9

FiF-FRT tekniğini kullanarak X-Y-Z eksenlerinde  $\pm 10$  mm kaydırma yapılan planların kritik organ LAD için en önemli farklılık z-ekseni yönünde olduğu gösterilmiştir. Alan merkezinin anterior (+Z) yönünde 10 mm kayması durumunda D<sub>maks</sub>'ın % 43,8, D<sub>ort</sub>'ın % 58,1 oranında azaldığı ve alan merkezinin posterior (-Z) yönünde kayması durumunda ise D<sub>maks</sub>'ın % 26, D<sub>ort</sub>'ın % 69 oranında arttığı saptandı.

## 4.5. Kritik Organ Sağ Meme' de Oluşan Dozların Bulguları

### 4.5.1. Sağ Meme'de Oluşan $D_{maks}$ , $D_{ort}$ ve $V_5$ Verilerinin Sonuçları

Erken evre sol meme kanseri 20 hasta için oluşturulan referans plan ve set-up hatalarının sağ memede oluşan maksimum doz, ortalama doz ve  $V_5$  değerlerinin analiz sonuçları Tablo 10 da verilmiştir.

**Tablo 10: Sağ Meme için  $D_{maks}$ (cGy),  $D_{ort}$ (cGy) ve  $V_5$ (%)verileri**

50 Gy	Sağ Meme	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
1	$D_{maks}$	1762	713	3018	1645	2553	227	4030
	$D_{ort}$	49	36	85	43	57	31	141
	$V_5$	0,7	0	3,1	0,5	1,36	0	9,8
2	$D_{maks}$	3015	1542	3970	2830	3063	681	4477
	$D_{ort}$	118	63	139	69	83	39	198
	$V_5$	2,9	0,2	9,1	1,5	3	0	10,5
3	$D_{maks}$	204	165	506	175	315	163	716
	$D_{ort}$	39	32	46	36	41	31	48
	$V_5$	0	0	0	0	0	0	0
4	$D_{maks}$	1408	250	3088	692	1738	244	3301
	$D_{ort}$	49	37	74	47	52	37	80
	$V_5$	0,14	0	1,28	0	0,38	0	1,62
5	$D_{maks}$	2805	1330	3916	2505	3286	683	4334
	$D_{ort}$	62	43	118	53	84	39	175
	$V_5$	1,5	0,2	8,5	1,2	3,2	0	7,18
6	$D_{maks}$	574	169	2119	327	1127	197	2853
	$D_{ort}$	53	21	69	51	55	41	77
	$V_5$	0	0	0,15	0	0	0	1,1
7	$D_{maks}$	1199	342	2919	545	2115	211	3660
	$D_{ort}$	54	42	82	49	64	39	115
	$V_5$	0,1	0	1	0	1,2	0	4,02
8	$D_{maks}$	556	187	2179	227	1359	163	2934
	$D_{ort}$	40	22	36	27	52	22	39
	$V_5$	0	0	0,16	0	0	0	0,29
9	$D_{maks}$	2701	1104	3884	1857	3187	633	4049
	$D_{ort}$	45	32	77	41	52	31	90
	$V_5$	1,2	0,1	8	0,2	1	0	2,9
10	$D_{maks}$	138	123	173	137	141	119	232
	$D_{ort}$	24	18	30	23	24	16	33
	$V_5$	0	0	0	0	0	0	0



50 Gy	Sağ Meme	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
11	D <sub>maks</sub>	419	151	1781	279	922	146	1896
	D <sub>ort</sub>	31	26	43	30	32	25	45
	V <sub>5</sub>	0	0	0,45	0	0,1	0	0,6
12	D <sub>maks</sub>	300	151	1307	192	652	150	2517
	D <sub>ort</sub>	45	40	54	43	47	37	70
	V <sub>5</sub>	0	0	0,2	0	0	0	1,18
13	D <sub>maks</sub>	139	121	161	134	141	120	162
	D <sub>ort</sub>	33	25	43	33	34	25	43
	V <sub>5</sub>	0	0	0	0	0	0	0
14	D <sub>maks</sub>	143	124	276	149	155	123	539
	D <sub>ort</sub>	25	20	32	25	26	20	34
	V <sub>5</sub>	0	0	0	0	0	0	0
15	D <sub>maks</sub>	178	157	259	171	195	148	646
	D <sub>ort</sub>	44	37	52	42	46	35	57
	V <sub>5</sub>	0	0	0	0	0	0	0
16	D <sub>maks</sub>	138	126	156	132	147	122	167
	D <sub>ort</sub>	18	14	23	17	19	13	24
	V <sub>5</sub>	0	0	0	0	0	0	0
17	D <sub>maks</sub>	1091	241	2757	574	1838	216	3081
	D <sub>ort</sub>	21	16	33	20	23	17	34
	V <sub>5</sub>	0	0	0,7	0	0,16	0	0,8
18	D <sub>maks</sub>	335	187	1366	254	871	178	2280
	D <sub>ort</sub>	42	35	53	40	44	33	63
	V <sub>5</sub>	0	0	0,3	0	0	0	1,2
19	D <sub>maks</sub>	179	147	335	164	226	147	476
	D <sub>ort</sub>	28	22	36	27	29	22	36
	V <sub>5</sub>	0	0	0	0	0	0	0
20	D <sub>maks</sub>	209	153	829	177	163	163	775
	D <sub>ort</sub>	23	13	23	17	17	14	21
	V <sub>5</sub>	0	0	0,1	0	0	0	0

**Tablo 11: Sağ Meme için referans ve kaydırma yapılan planların D<sub>maks</sub>(cGy), D<sub>ort</sub>(cGy) ve V<sub>5</sub>(%) ortalama değer verileri**

Sağ Meme	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
D <sub>maks</sub>	874,6	374,1	1750	658,3	1209,7	241,7	2156,2
D <sub>ort</sub>	42,1	29,7	57,4	36,6	44	28,3	71,1
V <sub>5</sub>	0,3	0,02	1,6	0,17	0,5	0	2

FiF-FRT tekniğini kullanarak X-Y-Z eksenlerinde  $\pm 10$  mm kaydırma yapılan planların kritik organ sağ meme için en önemli farklılık Z-ekseni yönünde olduğu gösterilmiştir. Alan merkezinin anterior (+Z) yönünde 10 mm kayması durumunda

$D_{maks}$ 'ın % 72,  $D_{ort}$ 'ın % 32,7 oranında azaldığı,  $V_5$ 'in değişmediği gözlemlendi. Alan merkezinin posterior (-Z) yönünde kayması durumunda ise  $D_{maks}$ 'ın ve  $D_{ort}$ 'ın neredeyse 2 kat arttığı  $V_5$ 'in ise % 2 oranında arttığı saptandı.

#### 4.6. Kritik Organ Sağ Akciğer' de Oluşan Dozların Bulguları

##### 4.6.1. Sağ Akciğer'de Oluşan $D_{maks}$ , $D_{ort}$ ve $V_2$ (%) Verilerinin Sonuçları

Erken evre sol meme kanseri 20 hasta için oluşturulan referans plan ve set-up hatalarının sağ akciğer'de oluşan maksimum doz, ortalama doz ve  $V_2$  değerlerinin analiz sonuçları Tablo 12 de verilmiştir.

**Tablo 12: Sağ Akciğer için  $D_{maks}$ (cGy),  $D_{ort}$ (cGy) ve  $V_2$  verileri**

50 Gy	Sağ Akciğer	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
1	$D_{maks}$	215	172	339	200	237	153	676
	$D_{ort}$	21	17	26	20	21	15	30
	$V_2$	0	0	0	0	0	0	0,3
2	$D_{maks}$	304	194	731	249	521	173	1329
	$D_{ort}$	29	22	36	28	29	20	40
	$V_2$	0	0	0,3	0	0,2	0	0,8
3	$D_{maks}$	154	135	175	145	165	131	178
	$D_{ort}$	16	13	20	15	17	12	21
	$V_2$	0	0	0	0	0	0	0
4	$D_{maks}$	169	143	214	156	187	141	227
	$D_{ort}$	16	13	20	16	17	13	21
	$V_2$	0	0	0	0	0	0	0
5	$D_{maks}$	184	152	253	164	233	143	349
	$D_{ort}$	12	9	15	11	13	9	17
	$V_2$	0	0	0	0	0	0	0
6	$D_{maks}$	202	170	244	192	215	161	257
	$D_{ort}$	26	21	32	25	27	21	33
	$V_2$	0	0	0,1	0	0	0	0,1

50 Gy	Sağ Akciğer	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
7	D <sub>maks</sub>	192	170	237	182	214	152	282
	D <sub>ort</sub>	18	14	22	17	19	13	24
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0
8	D <sub>maks</sub>	485	240	1467	295	975	214	2104
	D <sub>ort</sub>	23	18	29	21	24	17	31
	V <sub>2</sub>	0,2	0	1	0	0,3	0	1,29
9	D <sub>maks</sub>	127	107	161	125	134	104	171
	D <sub>ort</sub>	20	17	25	20	21	17	26
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0
10	D <sub>maks</sub>	168	143	212	163	174	137	300
	D <sub>ort</sub>	16	12	21	16	16	11	23
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0,03
11	D <sub>maks</sub>	206	165	313	188	253	164	307
	D <sub>ort</sub>	29	24	35	29	29	24	35
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0
12	D <sub>maks</sub>	182	160	211	175	192	152	239
	D <sub>ort</sub>	26	21	30	25	26	20	33
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0
13	D <sub>maks</sub>	180	150	233	176	187	149	238
	D <sub>ort</sub>	21	17	26	21	21	17	26
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0
14	D <sub>maks</sub>	134	115	157	129	137	110	167
	D <sub>ort</sub>	18	15	22	18	18	14	23
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0
15	D <sub>maks</sub>	158	133	184	152	166	124	196
	D <sub>ort</sub>	21	17	26	20	21	15	28
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0
16	D <sub>maks</sub>	92	60	110	90	95	50	114
	D <sub>ort</sub>	6	5	9	6	6	4	9
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0
17	D <sub>maks</sub>	178	141	241	170	192	142	241
	D <sub>ort</sub>	23	18	28	22	23	19	28
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0
18	D <sub>maks</sub>	182	160	217	175	194	154	238
	D <sub>ort</sub>	25	20	31	25	16	19	33
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0
19	D <sub>maks</sub>	174	143	227	163	188	142	232
	D <sub>ort</sub>	21	16	27	20	21	16	27
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0
20	D <sub>maks</sub>	206	162	258	202	208	169	239
	D <sub>ort</sub>	23	19	29	23	23	20	27
	V <sub>2</sub>	0	0	0	0	0	0	0

**Tablo 13: Sağ Akciğer için referans ve kaydırma yapılan planların  $D_{maks}$ (cGy),  $D_{ort}$ (cGy) ve  $V_2$ (%) ortalama değer verileri**

Sağ Akciğer	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
$D_{maks}$	194,6	150,75	309,2	174,55	243,35	143,25	404,2
$D_{ort}$	20,5	16,4	25,45	19,9	20,4	15,8	26,75
$V_2$	0	0	0,07	0	0	0	0,126

FiF-FRT tekniğini kullanarak X-Y-Z eksenlerinde  $\pm 10$  mm kaydırma yapılan planların kritik organ sağ akciğer için en önemli farklılık Z-ekseni yönünde olduğu gösterilmiştir. Alan merkezinin anterior (+Z) yönünde 10 mm kayması durumunda  $D_{maks}$ 'ın % 26,  $D_{ort}$ 'ın % 23 oranında azaldığı gözlemlendi. Alan merkezinin posterior (-Z) yönünde kayması durumunda ise  $D_{maks}$ 'ın ve  $D_{ort}$ 'ın sırasıyla 2 kat ve 1,3 kat arttığı  $V_2$ 'in ise değişmediği saptandı.

## 4.7. Kritik Organ Tiroid' de Oluşan Dozların Bulguları

### 4.7.1. Tiroid'de Oluşan $D_{maks}$ ve $D_{ort}$ Verilerinin Sonuçları

Erken evre sol meme kanseri 20 hasta için oluşturulan referans plan ve set-up hatalarının humerus' da oluşan maksimum doz ve ortalama doz değerlerinin analiz sonuçları Tablo 14 de verilmiştir.

**Tablo 14: Tiroid için  $D_{maks}(cGy)$  ve  $D_{ort}(cGy)$  verileri**

50 Gy	Tiroid	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
1	$D_{maks}$	136	83	307	216	98	73	479
	$D_{ort}$	50	42	64	64	40	37	88
2	$D_{maks}$	931	699	1004	1016	465	540	1029
	$D_{ort}$	149	92	215	250	71	67	277
3	$D_{maks}$	49	42	61	34	41	41	63
	$D_{ort}$	31	26	36	51	27	25	37
4	$D_{maks}$	391	115	741	502	143	108	806
	$D_{ort}$	38	30	55	51	17	29	60
5	$D_{maks}$	137	65	319	232	78	53	468
	$D_{ort}$	36	27	55	46	29	24	71
6	$D_{maks}$	953	724	1073	990	873	639	1062
	$D_{ort}$	225	128	316	349	131	104	356
7	$D_{maks}$	78	62	109	111	63	56	155
	$D_{ort}$	40	34	48	45	36	31	53
8	$D_{maks}$	102	73	130	122	78	71	137
	$D_{ort}$	48	38	60	54	41	36	63
9	$D_{maks}$	89	75	120	123	68	71	146
	$D_{ort}$	49	42	57	59	42	40	60
10	$D_{maks}$	115	74	373	151	93	69	459
	$D_{ort}$	52	40	78	59	42	37	95
11	$D_{maks}$	90	70	98	202	67	68	104
	$D_{ort}$	41	35	49	48	36	34	50
12	$D_{maks}$	640	391	792	842	497	272	823
	$D_{ort}$	188	101	267	250	102	76	334
13	$D_{maks}$	98	67	121	337	60	63	149
	$D_{ort}$	38	31	45	49	32	31	47
14	$D_{maks}$	114	77	252	161	91	67	380
	$D_{ort}$	31	24	41	40	26	22	55
15	$D_{maks}$	104	68	159	318	64	57	230
	$D_{ort}$	39	33	49	53	33	30	56
16	$D_{maks}$	60	49	77	99	48	45	85
	$D_{ort}$	28	23	34	34	24	22	36

50 Gy	Tiroid	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
17	D <sub>maks</sub>	82	64	114	100	71	66	107
	D <sub>ort</sub>	39	32	47	43	35	33	46
18	D <sub>maks</sub>	222	149	811	244	163	140	1234
	D <sub>ort</sub>	71	58	94	92	54	54	106
19	D <sub>maks</sub>	63	50	89	91	54	49	104
	D <sub>ort</sub>	35	28	43	40	31	27	44
20	D <sub>maks</sub>	93	68	174	120	67	70	140
	D <sub>ort</sub>	39	28	53	48	34	31	44

**Tablo 15: Tiroid için referans ve kaydırma yapılan planların D<sub>maks</sub>(cGy) ve D<sub>ort</sub>(cGy) ortalama değer verileri**

Tiroid	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
D <sub>maks</sub>	227,35	153,25	346,2	300,55	159,1	130,9	408
D <sub>ort</sub>	63,35	44,6	85,3	86,25	44,15	39,5	98,9

FiF-FRT tekniğini kullanarak X-Y-Z eksenlerinde  $\pm 10$  mm kaydırma yapılan planların kritik organ tiroid için en önemli farklılık z-ekseni yönünde olduğu gösterilmiştir. Alan merkezinin posterior (-Z) yönünde 10 mm kayması durumunda D<sub>maks</sub> 1,8 kat, D<sub>ort</sub> ise 1,5 kat daha fazla doz aldığı saptandı. Tiroid organında düşük dozların sebebi alanda supraklaviküler bölge olmamasından kaynaklanmaktadır.

## 4.8. Kritik Organ Humerus' da Oluşan Dozların Bulguları

### 4.8.1. Humerus'da Oluşan $D_{maks}$ ve $D_{ort}$ Verilerinin Sonuçları

Erken evre sol meme kanseri 20 hasta için oluşturulan referans plan ve set-up hatalarının humerus' da oluşan maksimum doz ve ortalama doz değerlerinin analiz sonuçları Tablo 16 da verilmiştir.

**Tablo 16: Humerus için  $D_{maks}(cGy)$  ve  $D_{ort}(cGy)$  verileri**

50 Gy	Humerus	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
1	$D_{maks}$	864	933	772	2680	141	692	994
	$D_{ort}$	94	88	96	316	52	69	113
2	$D_{maks}$	621	699	485	2265	107	451	696
	$D_{ort}$	61	57	64	170	40	48	71
3	$D_{maks}$	166	160	178	597	98	160	170
	$D_{ort}$	74	66	80	130	55	64	81
4	$D_{maks}$	1032	1089	1069	2918	218	1018	1104
	$D_{ort}$	150	149	158	513	76	145	166
5	$D_{maks}$	4298	4348	4247	4949	3083	4268	4309
	$D_{ort}$	1046	1024	1049	2028	403	985	1067
6	$D_{maks}$	3027	3044	3036	3342	1271	3033	3023
	$D_{ort}$	368	367	365	883	136	338	384
7	$D_{maks}$	328	862	978	1594	239	934	898
	$D_{ort}$	108	97	118	236	64	99	114
8	$D_{maks}$	197	166	233	863	117	176	208
	$D_{ort}$	68	61	75	105	52	58	77
9	$D_{maks}$	256	236	287	1142	150	256	265
	$D_{ort}$	111	101	119	204	80	101	119
10	$D_{maks}$	2764	2740	2739	3788	855	2825	2815
	$D_{ort}$	463	448	453	1349	105	365	521
11	$D_{maks}$	1925	2021	1933	3228	386	1925	2029
	$D_{ort}$	199	194	205	557	95	184	217
12	$D_{maks}$	2738	2731	2753	3346	1074	2746	2729
	$D_{ort}$	388	374	400	958	128	356	417
13	$D_{maks}$	2164	2248	2149	4094	775	2101	2226
	$D_{ort}$	190	173	205	482	86	189	187
14	$D_{maks}$	778	738	866	2363	153	804	777
	$D_{ort}$	99	90	116	289	51	93	103
15	$D_{maks}$	822	728	903	2150	179	861	771
	$D_{ort}$	141	125	157	383	76	132	142

50 Gy	Humerus	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
16	D <sub>maks</sub>	202	175	251	1015	87	202	225
	D <sub>ort</sub>	50	43	58	99	37	41	59
17	D <sub>maks</sub>	754	841	763	3269	209	696	864
	D <sub>ort</sub>	137	127	147	351	90	122	150
18	D <sub>maks</sub>	1112	1011	1221	1877	253	1153	1074
	D <sub>ort</sub>	96	83	108	244	55	91	99
19	D <sub>maks</sub>	1164	1100	1203	3347	241	1212	1100
	D <sub>ort</sub>	151	136	161	467	74	147	150
20	D <sub>maks</sub>	163	146	210	815	106	193	193
	D <sub>ort</sub>	60	53	67	100	43	56	64

**Tablo 17: Humerus için referans ve kaydırma yapılan planların D<sub>maks</sub>(cGy) ve D<sub>ort</sub>(cGy) ortalama değer verileri**

Humerus	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
D <sub>maks</sub>	1268,7	1300	1313,8	2482,1	487,1	1285,3	1323,5
D <sub>ort</sub>	202,7	192,8	210	493,2	89,9	184	215

FiF-FRT tekniğini kullanarak X-Y-Z eksenlerinde  $\pm 10$  mm kaydırma yapılan planların kritik organ humerus için en önemli farklılık Y-ekseni yönünde olduğu gösterilmiştir. Alan merkezinin kranial (+Y) yönünde 10 mm kayması durumunda D<sub>maks</sub>'ın ve D<sub>ort</sub>'ün 2 kat arttığı gözlemlendi. Alan merkezinin kaudal (-Y) yönünde kayması durumunda ise D<sub>maks</sub> ve D<sub>ort</sub> dozları yarı yarıya azaldığı saptandı. FiF-FRT tekniğinde supra alanı yoksa humerusda çok doz beklenmez fakat humerus dozu tanjansiyel alan kapsamı ve anatomik yapıdan dolayı kol açılma kısıtlanması sebebi ile azda olsa etkilenmektedir.



## 4.9. Cilt' de Oluşan Dozların Bulguları

### 4.9.1. Cilt'de Oluşan $D_{maks}$ ve $D_{ort}$ Verilerinin Sonuçları

Erken evre sol meme kanseri 20 hasta için oluşturulan referans plan ve set-up hatalarının cilt' de oluşan maksimum doz ve ortalama doz değerlerinin analiz sonuçları Tablo 18 da verilmiştir.

**Tablo 18: cilt için  $D_{maks}$ (cGy) ve  $D_{ort}$ (cGy) verileri**

50 Gy	Cilt	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
1	$D_{maks}$	5290	5275	5285	5128	5391	5333	5334
	$D_{ort}$	245	209	281	249	240	184	305
2	$D_{maks}$	5128	4981	5282	5078	5196	5005	5246
	$D_{ort}$	170	138	208	180	164	124	227
3	$D_{maks}$	5613	5576	5805	5627	5734	5589	5724
	$D_{ort}$	153	127	181	142	166	123	186
4	$D_{maks}$	5257	5274	5337	5238	5337	5299	5374
	$D_{ort}$	381	330	433	395	368	327	436
5	$D_{maks}$	5359	5314	5462	5275	5434	5336	5410
	$D_{ort}$	277	241	310	280	272	226	323
6	$D_{maks}$	5466	5477	5565	5450	5484	5514	5473
	$D_{ort}$	352	301	404	356	351	291	414
7	$D_{maks}$	5436	5414	5581	5349	5507	5519	5523
	$D_{ort}$	307	265	348	313	302	247	366
8	$D_{maks}$	5263	5361	5358	5333	5295	5390	5374
	$D_{ort}$	279	240	317	279	279	230	326
9	$D_{maks}$	5422	5406	5565	5479	5641	5448	5623
	$D_{ort}$	265	227	305	274	257	220	313
10	$D_{maks}$	5349	5211	5529	5264	5479	5213	5529
	$D_{ort}$	247	197	302	254	240	178	324
11	$D_{maks}$	5423	5567	5361	5518	5380	5597	5280
	$D_{ort}$	382	328	440	383	382	327	441
12	$D_{maks}$	5420	5474	5343	5440	5492	5522	5355
	$D_{ort}$	300	258	348	314	289	239	372
13	$D_{maks}$	5384	5441	5537	5373	5413	5494	5475
	$D_{ort}$	300	249	352	315	289	246	355
14	$D_{maks}$	5404	5429	5487	5380	5405	5552	5452
	$D_{ort}$	297	253	346	314	279	237	363
15	$D_{maks}$	5447	5454	5541	5463	5468	5494	5493
	$D_{ort}$	293	247	339	303	285	225	362

50 Gy	Cilt	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
16	D <sub>maks</sub>	5420	5426	5582	5395	5503	5442	5545
	D <sub>ort</sub>	204	169	4,87	206	204	160	251
17	D <sub>maks</sub>	5136	5111	5211	5109	5182	5090	5157
	D <sub>ort</sub>	319	268	372	327	311	273	367
18	D <sub>maks</sub>	5440	5454	5569	5367	5500	5477	5525
	D <sub>ort</sub>	315	268	362	329	304	252	378
19	D <sub>maks</sub>	5523	5619	5589	5392	5621	5580	5533
	D <sub>ort</sub>	309	246	377	323	297	243	379
20	D <sub>maks</sub>	5594	5546	5853	5488	6193	5470	5727
	D <sub>ort</sub>	197	156	238	199	195	166	226

**Tablo 19: Cilt için referans ve kaydırma yapılan planların D<sub>maks</sub>(cGy) ve D<sub>ort</sub>(cGy) ortalama değer verileri**

Cilt	Ref. Plan	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
D <sub>maks</sub>	5388,7	5390,5	5492,1	5357,3	5482,7	5418,2	5457,6
D <sub>ort</sub>	279,6	235,8	337,5	286,7	273,7	225,9	335,7

FiF-FRT tekniğini kullanarak X-Y-Z eksenlerinde  $\pm 10$  mm kaydırma yapılan planların cilt dozu için her 3 ekseninde de önemli farklılıklar olduğu gözlemlenmiştir. Alan merkezinin medial (-X) yönünde 10 mm kayması durumunda D<sub>maks</sub>'ın % 2, D<sub>ort</sub>'ın % 20 oranında arttığı, alan merkezinin kaudal (-Y) kayması durumunda D<sub>maks</sub>'ın % 2 D<sub>ort</sub>'ın değişmediği ve alan merkezinin posterior (-Z) yönünde kayması durumunda ise D<sub>maks</sub> yaklaşık olarak % 1,5 ve D<sub>ort</sub> % 20 oranında arttığı saptanmıştır.

**Tablo 20: FiF-FRT tekniğini kullanarak X-Y-Z eksenlerinde  $\pm 10$  mm kaydırma sonucu elde edilen skor tablosu**

	X ekseninde +10 mm	X ekseninde -10 mm	Y ekseninde +10 mm	Y ekseninde -10 mm	Z ekseninde +10 mm	Z ekseninde -10 mm
PTV					+	+
Sol Akc		+				+
Kalp		+				+
LAD		+				+
Sağ Meme		+				+
Sağ Akc		+				+
Tiroid		+				+
Humerus			+			
Cilt		+				+

Skor tablosuna bakıldığında, hedef hacmin en fazla +Z ve -Z eksenlerinde etkilendiği, riskli organların ise en fazla -X ve -Z eksenlerinde etkilendiği gözlemlenmiştir. X ve Z eksenleri SSD'e bağımlı oldukları için skor tablosu sonucuna göre SSD'nin önemi de görülmektedir.

## 5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Meme kanserli hastalarda set-up hataları çeşitli çalışmalarda değerlendirilmiş ve hasta pozisyonlanması, solunum hareketi ve memenin şekil değişikliği en önemli nedenler olarak saptanmıştır (Hurkmans ve ark., 2001). Truong ve ark.nın yapmış oldukları çalışmada, elektronik portal görüntüleme doğrulama protokolünü kullanarak 46 meme kanserli hastanın portal görüntüleri analiz edilmiştir. Tüm yönlerde hastaların % 83,5'inde  $\leq 5$  mm, % 15,2'sinde  $> 5$  mm ve  $\leq 10$  mm arasında, % 1,2'inde  $> 10$  mm'den büyük set-up hataları gözlemlenmiştir. Bununla birlikte meme kanserli hastalar için immobilizasyon araçları ve CBCT kullanan görüntü destekli radyoterapi tekniklerin set-up'ları tekrarlanabilirliğini iyileştirdiği gösterilmiştir (Fatunase ve ark., 2008). Benzer çalışmalarda gösterildiği gibi set-up hatalarının, portal görüntüleme kullanıldığı zaman 5 mm'den fazla, CBCT kullanıldığı zaman 5 mm'nin altına düşürüldüğü gözlemlenmiştir (Jain ve ark., 2009). Biz çalışmamızda FiF-FRT tekniğinde X-Y-Z yönlerinde  $\pm 10$  mm kaydırmalar yaparak set-up hatalarını sanal olarak oluşturup sonuçları irdeledik.

Furuya ve ark.nın yaptıkları çalışmada, 16 meme kanserli hastada düzensiz yüzey dengeleyicisi, FiF-FRT ve konvansiyonel alan kullanarak tüm meme ışınlamalarında günlük set-up hataları değerlendirildi. Set-up hatası ve solunum meme hareketinden kaynaklanan en çok dozimetrik etkiyi CTV'nin % 95'ni yaklaşık olarak % 6 oranında değiştiren düzensiz yüzey dengeleyicisi planlarında bulmuşlardır. Bizim yaptığımız çalışmada da, hedef hacim PTVnin, en çok doz değişiminin olduğu eksen, anterior-posterior yönlerindeki Z-eksenidir. Bu eksen 10 mm'lik bir set-up hatasının PTV'nin % 98'ni % 8,3 oranında azalttığı tespit edildi.

Sol meme ışınlamalarında set-up hataları ile ilgili olarak sol akciğer ve kalp riskli organlar arasında yer almaktadır. Sönmez ve ark. yaptıkları çalışmada, tanjansiyel alan ve FiF-FRT tedavi tekniklerini kullanarak X-Y-Z yönlerinde  $\pm 5$  mm ve  $\pm 10$  mm set-up hatalarını değerlendirdiler. Z-ekseni üzerinde bir set-up hatasının hem hedef hacminde hem de akciğer dozlarında belirgin bir etkisi olduğunu

göstermişlerdir. Tanjansiyel alan tekniğinde posterior yönünde 5 mm ve 10 mm set-up hatası akciğerin  $V_{20}$  yüzdesi sırasıyla 1,24 ve 1,34 kat daha yüksek, FiF-FRT tekniğinde sırasıyla 1,25 ve 1,5 kat daha fazla olduğunu belirlemişlerdir. Benzer şekilde akciğerin ortalama dozlarının, tanjansiyel alan tekniğinde sırasıyla 1,19 ve 1,28 kat daha fazla, FiF-FRT tekniğinde 1,27 ve 1,45 oranında daha fazla doz aldığını göstermişlerdir. Yaptığımız çalışmada sol akciğerin dozlarını en çok etkileyen eksen posterior (-Z) yönündeki kaydırmanın olduğu bulundu. Sol akciğerin ortalama dozu 1,51,  $V_5$  1,36 ve  $V_{20}$  1,6 kat daha fazla doz aldığı belirlenmiştir. Van Dky ve ark. akciğer dozunun % 5 oranında değişmesinin, radyasyon pnomonisi insidansında % 20 değişiklik sağlayabileceğini göstermişlerdir.

Meme radyoterapisinin en ciddi endişelerinden biri uzun süreli kardiyak toksisitesidir. Ortalama kalp dozu ve  $V_{30}$  değerleri kardiyak komplikasyonları için önemli bir göstergedir. Ortalama kalp dozu ile birlikte uzun süreli major komplikasyon riski doğrusal olarak artar ve kalpte her 1 Gy ortalama doz artımının % 7,4 oranında risk oluşturduğu tespit edilmiştir (Darby ve ark., 2013). Prabhakar ve ark. tarafından yapılan çalışmada her üç yönde de 3-10 mm sanal kaydırmalar ile tanjansiyel alanlarda set-up hataları değerlendirilerek Anterior-Posterior (Z-ekseni) yönündeki merkez kaymalar akciğer ve kalp dozlarının üzerinde önemli bir etkisi olduğunu gösterdiler. Bu çalışmada posterior (-Z) yönündeki merkez kayması sonucunda kalp ortalama dozları sırasıyla 1,15 ve 1,53 kat daha fazla,  $V_{30}$  yüzdeleri sırasıyla 1,3 ve 2,23 kat daha yüksek doz aldığını tespit etmişlerdir. Yapmış olduğumuz çalışmada kalp dozları için en büyük etki posterior (-Z) yönünde olduğunu saptadık. Posterior yönünde 10 mm merkez kayması sonucu kalbin  $D_{ort}$ ,  $V_5$  ve  $V_{10}$  değerleri yaklaşık olarak 2 katına çıkmış,  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  değerleri de yaklaşık olarak 3 kat arttığı belirlenmiştir.

Sol meme kanserli hastalarda en sık etkilenen damar sol ön inen koroner arter (LAD)'dır. Belirgin bir eşik değeri olmamasına rağmen kalbin ortalama dozu ile doğrusal olarak arttığı gözlemlenmiştir (Janjan ve ark., 1989). Alan merkezinin medial (-X) ve posterior (-Z) yönlerinde kayması durumunda LAD dozlarının ciddi oranlarda arttığı saptandı. LAD dozlarını en çok etkileyen eksen posterior (-Z) yönündeki kaydırmalarda referans plana göre  $D_{maks}$  1,26 ve  $D_{ort}$  1,69 kat daha yüksek doz aldığı belirlendi. Bu değerlerdeki dozlar ateroskleroza (arterleri etkileyen hastalık) başlatmaktan veya yaşla ilgili ateroskleroza hızlandırmaktan sorumludur ve bu da

miyokard enfarktüsü (kalp krizi) veya kalp yetmezliğine neden olabilir (Krueger ve ark., 2004).

İkincil meme malignansı, meme kanseri tanısı olan kadınlarda en yaygın ikincil primer malignansdır ve tüm ikincil primer malignansların neredeyse yarısını oluşturur. Gözlem, Epidemiyoloji ve Sonuçlar (SEER) veri tabanındaki (1973 ve 1996) lokalize invaziv meme kanseri olan 134.501 hastanın 5679'na karşı meme, kanser teşhisi konulmuştur. Karşı meme kanseri üzerinde yapılan en büyük nüfus tabanlı çalışma olarak bilinmektedir (Hall ve ark., 2004). Xiang ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada SEER veri tabanındaki sonuçları kullanarak meme kanseri tedavisinden sonra karşı meme kanseri sıklığını incelediler. Araştırmacılar karşı meme kanseri riskinin 10, 15 ve 20 yıllık sağ kalanlar için sırasıyla % 6, % 9,1 ve % 12 olduğunu ve önemli bir risk faktörü oluşturduğunu göstermişlerdir. John D. ve ark. 1935 ve 1982 yılları arasında 41.109 meme kanseri tanılı hastaların dozimetrik sonuçları ve ikincil bir meme kanseri, başlangıçtaki tümörden 5 ya da daha fazla yıl sonra gelişen 655 kadının tıbbi kayıtlarını incelemişlerdir. Sonuç olarak karşı meme kanser teşhisi konulan hastaların  $D_{ort}$  dozu 2,82 Gy ve  $D_{maks}$  dozu da 7,1 Gy olduğunu gösterdiler.

Bir diğer çalışmada WECARE, ikincil kanser riskinin sadece radyasyondan kaynaklanmadığını aynı zamanda yaş faktörü, uygulanan tedaviler ve psikolojik etkenlerin riski artırdığını göstermiştir. Çalışmada 40 yaş ve üstü hastalarda karşı memenin 1 Gy ve daha fazla doz alması durumunda meme kanseri gelişme riski 2,5 kat arttığını belirlediler (Stovall ve ark., 2008). Alan merkezinin posterior (-Z) yönünde 10 mm kayması sonucu  $D_{maks}$  ve  $D_{ort}$  doz değerleri yaklaşık olarak 2 kat arttığını  $V_5$ 'in ise % 2 oranında değiştiği saptandı. Çalışma verilerine göre elde edilen sonuçlar risk oranlarında ciddi önem taşımaktadır.

İkincil kanser riskinin oluşabileceği riskli organlardan biride karşı akciğerdir. Sağ akciğer için en önemli farklılık Z-ekseni yönünde olduğu gösterilmiştir. Alan merkezinin posterior (-Z) yönünde 10 mm kayması durumunda  $D_{maks}$  % 26,  $D_{ort}$  % 23 ve  $V_2$ 'in ise değişmediği belirlenmiştir.

Tiroid bezi radyasyona oldukça duyarlıdır. Akut semptomlar nadir olarak görülse de geç toksisite hipotiroidizm şeklinde ortaya çıkar. Tiroid bezinin 45 Gy doz alması hipotiroidizm gelişiminde yüksek oranda risk oluşturmaktadır (Vogelius ve ark., 2011; Reinertsen ve ark., 2009). Nodül tedavisi ile meme kanseri radyoterapisinde, tiroid bezini limit dozlarının altında tutmak oldukça zordur. Retrospektif doz dağılım verileri ile birlikte normal doku komplikasyon olasılığı (NCTP) modellerinde riski daha yüksektir. Tiroid bezinde ortalama doz 26 Gy’i aşarsa N+ hastaların % 40’da olduğu gibi hipotiroidizm yaşam boyu riski önemlidir (Cella ve ark., 2012; Akin ve ark., 2014). Referans plana göre alan merkezinin posterior (-Z) yönünde 10 mm kayması durumunda  $D_{maks}$  1,8 kat  $D_{ort}$  ise 1,5 kat daha fazla doz aldığı belirlendi. Fakat elde edilen sonuçlar supraklavikular alanın dahil olmaması sebebi ile belirlenen limitlerinin altında kaldığını söyleyebiliriz.

Humerusun alan içine dahil olması durumunda avasküler nekroz ve eklem hareketi kısıtlılıkları oluşabilir. Bu yüzden meme kanseri tedavisinde humerusu olabildiğince korumak çok önemlidir (Hall ve ark., 2004). Kanser hücrelerinin başladığı yerden vücudun başka bölgelerine yayılarak yerleşmesi durumuna metastaz denir. Metastazlar en sık kan veya lenf kanalları yolu ile ortaya çıkmaktadır ve vertebra, kosta, pelvis, kranium, proksimal femur ve humerus en sık kemik metastazı olan bölgelerdir. Bunun sonucunda kemiğin direnci azalır ve çok hafif zorlamalarda kırıklar oluşabilir. Referans plana göre alan merkezi kranial (+Y) yönünde 10 mm kayması sonucu, humerusun  $D_{maks}$  ve  $D_{ort}$  dozları neredeyse 2 katına çıkmaktadır. Elde edilen bu doz değerleri humerusta risk oranını artırmaktadır.

Standart bir radyoterapi tedavisi sırasında cilt reaksiyonu artan doza göre yoğunlaşır. Meme ışınlanmasında cildin akut ve kronik reaksiyonlarının derecesi, reaksiyon dozu, enerji ve alan boyutu dahil olmak üzere çeşitli değişkenlere bağlıdır. Cildin kuruluşu ve kızarıklığı (eritema) yaklaşık 30 Gy’lik bir cilt dozu (3-4 hafta tedavi) sonrası yaygındır. Epidermin yüzeysel katmanının pul pul dökülmesini içeren kuru deskuamasyon cilde yaklaşık 40 Gy verildikten sonra meydana gelebilir. Yüzeysel ve derin epidermal tabakaların kaybını içeren nemli deskuamasyon ciltteki dozlar 50 Gy’i aştığında görülmektedir.

Freedman ve ark.nın yaptıkları bir çalışmada, akut cilt toksisitesini yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğini kullanarak görülme sıklığı ve ciddiyeti gözlemlendi ve sonuçlar konvansiyonel radyoterapi ile karşılaştırıldı. Çalışma grubu meme koruyucu cerrahi ve YART ile tedavi edilen erken evre meme kanseri tanılı 73 kadından oluşmaktadır. YART ile tedavi edilen meme hastalarında cilt reaksiyonları konvansiyonel radyoterapiye göre çok daha düşük bulunmuştur.

Pignol ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada meme kanseri tanılı 331 hasta analiz edilmiştir. YART tekniği ile tedavi edilen hastaların % 31,2'sinde, konvansiyonel radyoterapi tekniği ile tedavi edilen hastaların % 47,8 de nemli deskuamasyon görüldü. Bunun sonucunda YART tedavi tekniği cilt dozunda iyileştirme yaptığı söylenebilir. Bizim yaptığımız çalışmada, FiF-FRT tedavi tekniğini kullanarak X-Y-Z yönlerinde alan merkezini  $\pm 10$  mm kaydırmalar sonucu set-up hatası oluşturduk. Cilt dozunun alan merkezi kaydırmalarında en çok etki medial (-X) ve posterior (-Z) yönlerinde olduğu gözlemlendi. Merkezin medial yönünde 10 mm kayması durumunda cildin  $D_{maks}$  % 2 ve  $D_{ort}$  dozu % 20 oranında artmaktadır. Merkezin posterior yönünde kayması sonucunda ise  $D_{maks}$  % 1,5 ve  $D_{ort}$  % 20 oranında arttığı belirlenmiştir. Elde edilen doz değerleri ciltte oluşan toksisite riskini arttırmaktadır.

Sonuç olarak; referans plana göre X-Y-Z yönlerinde set-up hataları oluşturularak, hedef hacminde ve kritik organlardaki doz değişimleri incelenmiştir. Her üç yönde de oluşturulan set-up hataları, hedef hacme reçete edilen dozu önemli derecede azalttığı gözlemlendi. Alan merkezinin -Y yönünde kayması durumunda cilt için meme sulkus dozlarını artırmaktadır, +Y yönünde kayması durumunda ise kuyruk lezyon dozlarını artırmaktadır. Özellikle büyük memelerde cilt dozlarına dikkat edilmelidir. Fakat riskli organlardaki en önemli doz değişimi Z-ekseni üzerindeki kaydırmalar sonucu meydana gelmektedir. Yaptığımız çalışmanın verilerine göre, hasta set-up'ında kaynak cilt arasındaki mesafe önemli bir parametre olduğu görülmektedir. Meme kanserli hastaların RT tedavisinin X-Y-Z koordinat düzleminde SDD'i en çok etkileyen X ve Z koordinatlarıdır. Bu yüzden hasta set-up'ında X ve Z eksenleri önemli bir parametre oluşturmaktadır. Hem hedef hacminde hem de riskli organlar açısından önemli doz değişimlerine sebep olmaktadır. Bu yüzden hasta set-up'ında hata toleransı en az seviyede tutulması önerilir.



## 6. KAYNAKLAR

- Abid, S. H., Malhotra, V., & Perry, M. C. (2001). Radiation-induced and chemotherapy-induced pulmonary injury. *Current Opinion in Oncology*, 13 (4), 242-248.
- Akın, M., Ergen, A., Unal, A., et al. (2014). Irradiation doses on thyroid gland during the postoperative irradiation for breast cancer. *Journal of Cancer Research and Therapeutics*, 10 (4), 942.
- Appelt, A. L., Vogelius, I. R., & Bentzen, S. M. (2013). Modern hypofractionation schedules for tangential whole breast irradiation decrease the fraction size-corrected dose to the heart. *Clinical Oncology*, 25 (3), 147-152.
- Azizova, T. V., Muirhead, C. R., Moseeva, M. B., et al. (2012). Ischemic heart disease in nuclear workers first employed at the Mayak PA in 1948–1972. *Health Physics*, 103 (1), 3-14.
- Bartelink, H., Horiot, J. C., Poortmans, P. M., et al. (2007). Impact of a higher radiation dose on local control and survival in breast-conserving therapy of early breast cancer: 10-year results of the randomized boost versus no boost EORTC 22881-10882 trial. *Journal of Clinical Oncology*, 25 (22), 3259-3265.
- Beck, R. E., Kim, L., Yue, N. J., et al. (2014). Treatment techniques to reduce cardiac irradiation for breast cancer patients treated with breast-conserving surgery and radiation therapy: a review. *Frontiers in Oncology*, 4.
- Bentel, G. (1991). Positioning and immobilization of patients undergoing radiation therapy for Hodgkin's disease. *Medical Dosimetry*, 16 (3), 111-117.
- Borger, J. H., Hooning, M. J., Boersma, L. J., et al. (2007). Cardiotoxic effects of tangential breast irradiation in early breast cancer patients: the role of irradiated heart volume. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 69 (4), 1131-1138.
- Borghero, Y. O., Salehpour, M., McNeese, M. D., et al. (2007). Multileaf field-in-field forward-planned intensity-modulated dose compensation for whole-breast irradiation is associated with reduced contralateral breast dose: a phantom model comparison. *Radiotherapy and Oncology*, 82 (3), 324-328.
- Boyages, J., Recht, A., Connolly, J. L., et al. (1990). Early breast cancer: predictors of breast recurrence for patients treated with conservative surgery and radiation therapy. *Radiotherapy and Oncology*, 19 (1), 29-41.
- Brahme, A. (2000). Development of radiation therapy optimization. *Acta Oncologica*, 39 (5), 579-595.

- Buchholz, T. A. (2011). Radiotherapy and survival in breast cancer. *The Lancet*, 378 (9804), 1680-1682.
- Burmeister, J., Alvarado, N., Way, S., et al. (2008). Assessment and minimization of contralateral breast dose for conventional and intensity modulated breast radiotherapy. *Medical Dosimetry*, 33 (1), 6-13.
- Bzdusek, K., Friberger, H., Eriksson, K., et al. (2009). Development and evaluation of an efficient approach to volumetric arc therapy planning. *Medical Physics*, 36 (6), 2328-2339.
- Cella, L., Liuzzi, R., Conson, M., et al. (2012). Development of multivariate NTCP models for radiation-induced hypothyroidism: a comparative analysis. *Radiation Oncology*, 7 (1), 224.
- Clark, R. M., Whelan, T., Levine, M., et al. (1996). Randomized clinical trial of breast irradiation following lumpectomy and axillary dissection for node-negative breast cancer: an update. *JNCI: Journal of the National Cancer Institute*, 88 (22), 1659-1664.
- Collette, S., Collette, L., Budiharto, T., et al. (2008). Predictors of the risk of fibrosis at 10 years after breast conserving therapy for early breast cancer—A study based on the EORTC trial 22881–10882 ‘boost versus no boost’. *European Journal of Cancer*, 44 (17), 2587-2599.
- Danish Breast Cancer Cooperative Group. (2013). Partial breast versus whole breast irradiation in elderly women operated on for early breast cancer.
- Darby, S. C., Ewertz, M., McGale, P., et al. (2013). Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer. *New England Journal of Medicine*, 368 (11), 987-998.
- Darby, S. C., McGale, P., Taylor, C. W., et al. (2005). Long-term mortality from heart disease and lung cancer after radiotherapy for early breast cancer: prospective cohort study of about 300 000 women in US SEER cancer registries. *The Lancet Oncology*, 6 (8), 557-565.
- Drummond, R., Power, A., Evans, A., et al. (2005). Changes in practice of breast cancer radiotherapy 1998–2002: an Australasian survey. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 49 (1), 44-52.
- Ercan, T., İğdem, Ş., Alço, G., et al. (2010). Dosimetric comparison of field in field intensity-modulated radiotherapy technique with conformal radiotherapy techniques in breast cancer. *Japanese journal of radiology*, 28 (4), 283-289.
- Fatunase, T., Wang, Z., Yoo, S., et al. (2008). Assessment of the residual error in soft tissue setup in patients undergoing partial breast irradiation: results of a prospective study using cone-beam computed tomography. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 70 (4), 1025-1034.
- Feng, M., Moran, J. M., Koelling, T., et al. (2011). Development and validation of a heart atlas to study cardiac exposure to radiation following treatment for breast cancer. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 79 (1), 10-18.

Fisher, B., Anderson, S., Bryant, J., et al. (2002). Twenty-year follow-up of a randomized trial comparing total mastectomy, lumpectomy, and lumpectomy plus irradiation for the treatment of invasive breast cancer. *New England Journal of Medicine*, 347 (16), 1233-1241.

Furuya, T., Sugimoto, S., Kurokawa, C., et al. (2012). The dosimetric impact of respiratory breast movement and daily setup error on tangential whole breast irradiation using conventional wedge, field-in-field and irregular surface compensator techniques. *Journal of Radiation Research*, 54 (1), 157-165.

Gagliardi, G., Constine, L. S., Moiseenko, V., et al. (2010). Radiation dose–volume effects in the heart. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 76 (3), S77-S85.

Gradishar WJ, Anderson BO, Balassanian R et al (2016) Invasive Breast Cancer Version 1. NCCN Clinical Practice Guidelines in Oncology. *Journal of the National Comprehensive Cancer Network* 14 (3): 324-354.

Hall, E. J. (2004). Henry S. Kaplan Distinguished Scientist Award The crooked shall be made straight; dose–response relationships for carcinogenesis. *International Journal of Radiation Biology*, 80 (5), 327-337.

Hall, E. J., & Wu, C. S. (2003). Radiation-induced second cancers: the impact of 3D-CRT and IMRT. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 56 (1), 83-88.

Halperin, E. C. P., Carlos, A., Brady, L. W., et al. (2008). Perez and Brady's principles and practice of radiation oncology/Principles and practice of radiation oncology (No. 616-006). Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, pp: 356-400

Harris, E. E., Correa, C., Hwang, W. T., et al. (2006). Late cardiac mortality and morbidity in early-stage breast cancer patients after breast-conservation treatment. *Journal of Clinical Oncology*, 24 (25), 4100-4106.

Hoening, M. J., Aleman, B. M., van Rosmalen, A. J., et al. (2006). Cause-specific mortality in long-term survivors of breast cancer: a 25-year follow-up study. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 64 (4), 1081-1091.

Hurkmans, C. W., Dijkmans, I., Reijnen, M., et al. (2012). Adaptive radiation therapy for breast IMRT-simultaneously integrated boost: Three-year clinical experience. *Radiotherapy and Oncology*, 103 (2), 183-187.

Hurkmans, C. W., Meijer, G. J., van Vliet-Vroegindewij, C., et al. (2006). High-dose simultaneously integrated breast boost using intensity-modulated radiotherapy and inverse optimization. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 66 (3), 923-930.

Hurkmans, C. W., Remeijer, P., Lebesque, J. V., et al. (2001). Set-up verification using portal imaging; review of current clinical practice. *Radiotherapy and Oncology*, 58 (2), 105-120.

- Jaffray, D. A. (2012). Image-guided radiotherapy: from current concept to future perspectives. *Nature Reviews Clinical Oncology*, 9 (12), 688-699.
- Jain, P., Marchant, T., Green, M., Watkins, G., et al. (2009). Inter-fraction motion and dosimetric consequences during breast intensity-modulated radiotherapy (IMRT). *Radiotherapy and Oncology*, 90 (1), 93-98.
- Jakobsen, A., Iversen, P., Gadeberg, C., Hansen, J. L., & Hjelm-Hansen, M. (1987). A new system for patient fixation in radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 8 (2), 145-151.
- Janjan, N. A., Gillin, M. T., Prows, J., et al. (1989). Dose to the cardiac vascular and conduction systems in primary breast irradiation. *Medical Dosimetry*, 14 (2), 81-87.
- Jemal A, Bray F, Center MM et al (2011) Global cancer statistics. *CA: A Cancer Journal for Clinicians* 61 (2): 69-90.
- Kirby, A. M., Coles, C. E., & Yarnold, J. R. (2010). Target volume definition for external beam partial breast radiotherapy: clinical, pathological and technical studies informing current approaches. *Radiotherapy and Oncology*, 94 (3), 255-263.
- Korreman, S. S., Pedersen, A. N., Nøttrup, T. J., et al. (2005). Breathing adapted radiotherapy for breast cancer: comparison of free breathing gating with the breath-hold technique. *Radiotherapy and Oncology*, 76 (3), 311-318.
- Krueger, E. A., Schipper, M. J., Koelling, T., et al. (2004). Cardiac chamber and coronary artery doses associated with postmastectomy radiotherapy techniques to the chest wall and regional nodes. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 60 (4), 1195-1203.
- Kry, S. F., Salehpour, M., Followill, D. S., et al. (2005). The calculated risk of fatal secondary malignancies from intensity-modulated radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 62 (4), 1195-1203.
- Kutcher, G. J., Mageras, G. S., & Leibel, S. A. (1995, April). Control, correction, and modeling of setup errors and organ motion. In *Seminars in Radiation Oncology* (Vol. 5, No. 2, pp. 134-145). WB Saunders.
- Kutcher, G. J., Smith, A. R., Fowble, B. L., et al. (1996). Treatment planning for primary breast cancer: a patterns of care study. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 36 (3), 731-737.
- Lee HH, Hou MF, Wei SY et al (2016) Comparison of Long-Term Outcomes of Postmastectomy Radiotherapy between Breast Cancer Patients with and without Immediate Flap Reconstruction. *PloS One* 11 (2): 1-12.
- Mannino, M., & Yarnold, J. (2009). Accelerated partial breast irradiation trials: diversity in rationale and design. *Radiotherapy and Oncology*, 91 (1), 16-22.
- Mayo, C., Lo, Y. C., Fitzgerald, T. J., et al. (2005). Forward-planned, multiple-segment, tangential fields with concomitant boost in the treatment of breast cancer. *Medical Dosimetry*, 29 (4), 265-270.

- McCarthy, E. P., Burns, R. B., Freund, K. M., et al. (2000). Mammography use, breast cancer stage at diagnosis, and survival among older women. *Journal of the American Geriatrics Society*, 48 (10), 1226-1233.
- McDonald, M. W., Godette, K. D., Whitaker, D. J., et al. (2010). Three-year outcomes of breast intensity-modulated radiation therapy with simultaneous integrated boost. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 77 (2), 523-530.
- Neal, A. J., Torr, M., Helyer, S., et al. (1995). Correlation of breast dose heterogeneity with breast size using 3D CT planning and dose-volume histograms. *Radiotherapy and Oncology*, 34 (3), 210-218.
- Nielsen, M. H., Berg, M., Pedersen, A. N., et al. (2013). Delineation of target volumes and organs at risk in adjuvant radiotherapy of early breast cancer: national guidelines and contouring atlas by the Danish Breast Cancer Cooperative Group. *Acta Oncologica*, 52 (4), 703-710.
- Nilsson, G., Holmberg, L., Garmo, H., et al. (2011). Distribution of coronary artery stenosis after radiation for breast cancer. *Journal of Clinical Oncology*, 30 (4), 380-386.
- Offersen, B. V., Overgaard, M., Kroman, N., et al. (2009). Accelerated partial breast irradiation as part of breast conserving therapy of early breast carcinoma: a systematic review. *Radiotherapy and Oncology*, 90 (1), 1-13.
- Otto, K. (2008). Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Medical physics*, 35 (1), 310-317.
- Pavy, J. J., Denekamp, J., Letschert, J., et al. (1995). Late effects toxicity scoring: the SOMA scale. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 31 (5), 1043-1047.
- PEREZ CA, BRADY LW and ROTI, JLR (1997) Principles and Practice of Radiation Oncology. Editor : CA Perez and LW Brady, 3rd edition, pp 150-187.
- Podgorsak E. (2005) Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers Students, 1 st Edition, IAEA Press, Vienna, pp: 136-150
- Prabhakar, R., Rath, G. K., Julka, P. K., et al. (2008). Simulation of dose to surrounding normal structures in tangential breast radiotherapy due to setup error. *Medical Dosimetry*, 33 (1), 81-85.
- Prescribing, ICRU (1999). recording and reporting photon beam therapy (supplement to ICRU report 50). ICRU report, 62.
- Reinertsen, K. V., Cvancarova, M., Wist, E., et al. (2009). Thyroid function in women after multimodal treatment for breast cancer stage II/III: comparison with controls from a population sample. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 75 (3), 764-770.

- Remouchamps, V. M., Letts, N., Vicini, F. A., et al. (2003). Initial clinical experience with moderate deep-inspiration breath hold using an active breathing control device in the treatment of patients with left-sided breast cancer using external beam radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 56 (3), 704-715.
- Roy, S., Mondal, D., Melgandi, W., et al. (2015). Impact of post-operative radiation on coronary arteries in patients of early breast cancer: A pilot dosimetric study from a tertiary cancer care center from India. *Indian Journal of Cancer*, 52 (1), 114.
- Rubin, P., Constine, L. S., Fajardo, L. F., et al. (1995). Overview of late effects normal tissues (LENT) scoring system. *Radiotherapy and Oncology*, 35 (1), 9-10.
- Siegel RL, Miller KD, Jemal A (2016) Cancer statistics. *CA: a cancer Journal for Clinicians* 66 (1): 7-30.
- Sonmez, A., Cem, O. N. A. L., Sonmez, S., et al. (2014). Effects of Setup Errors on Dose Distribution for Tangential Wedge Field and Field-in-Field Techniques During Breast Irradiation. *International Journal of Hematology and Oncology*, 27 (1), 130-138.
- Stovall, M., Smith, S. A., Langholz, B. M., Boice, J. D., Shore, R. E., Andersson, M., ... & Malone, K. E. (2008). Dose to the contralateral breast from radiotherapy and risk of second primary breast cancer in the WECARE study. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 72 (4), 1021-1030.
- Stranzl, H., & Zurl, B. (2008). Postoperative irradiation of left-sided breast cancer patients and cardiac toxicity. *Strahlentherapie und Onkologie*, 184 (7), 354-358.
- Swanson, T. A., & Vicini, F. A. (2008). Overview of accelerated partial breast irradiation. *Current Oncology Reports*, 10 (1), 54-60.
- Taylor, C. W., McGale, P., Povall, J. M., et al. (2009). Estimating cardiac exposure from breast cancer radiotherapy in clinical practice. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 73 (4), 1061-1068.
- Thariat, J., Hannoun-Levi, J. M., Myint, A. S., et al. (2013). Past, present, and future of radiotherapy for the benefit of patients. *Nature reviews Clinical Oncology*, 10 (1), 52-60.
- Truong, P. T., Berthelet, E., Patenaude, V., et al. (2005). Setup variations in locoregional radiotherapy for breast cancer: an electronic portal imaging study. *The British Journal of Radiology*, 78 (932), 742-745.
- Vallis, K. A., Pintilie, M., Chong, N., et al. (2002). Assessment of coronary heart disease morbidity and mortality after radiation therapy for early breast cancer. *Journal of Clinical Oncology*, 20 (4), 1036-1042.
- Van Dyk, J., Keane, T. J., Kan, S., et al. (1981). Radiation pneumonitis following large single dose irradiation: a re-evaluation based on absolute dose to lung. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 7 (4), 461-467.

- Verhey, L. J. (1995, April). Immobilizing and positioning patients for radiotherapy. In *Seminars in Radiation Oncology* (Vol. 5, No. 2, pp. 100-114). WB Saunders.
- Veronesi, U., Cascinelli, N., Mariani, L., et al. (2002). Twenty-year follow-up of a randomized study comparing breast-conserving surgery with radical mastectomy for early breast cancer. *New England Journal of Medicine*, 347 (16), 1227-1232.
- Veronesi, U., Marubini, E., Mariani, L., et al. (2001). Radiotherapy after breast-conserving surgery in small breast carcinoma: long-term results of a randomized trial. *Annals of Oncology*, 12 (7), 997-1003.
- Vogelius, I. R., Bentzen, S. M., Maraldo, M. V., et al. (2011). Risk factors for radiation-induced hypothyroidism. *Cancer*, 117 (23), 5250-5260.
- Waljee, J. F., Hu, E. S., Ubel, P. A., et al. (2008). Effect of esthetic outcome after breast-conserving surgery on psychosocial functioning and quality of life. *Journal of Clinical Oncology*, 26 (20), 3331-3337.
- Wang, W., Purdie, T. G., Rahman, M., Marshall, A., Liu, F. F., & Fyles, A. (2012). Rapid automated treatment planning process to select breast cancer patients for active breathing control to achieve cardiac dose reduction. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 82 (1), 386-393.
- Weltens, C., Kesteloot, K., Vandeveld, G., et al. (1995). Comparison of plastic and Orfit masks for patient head fixation during radiotherapy: Precision and costs. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 33 (2), 499-507.
- Wolmark, N., & Curran, W. J. (2007). On behalf of NSABP and RTOG of the American College of Radiology (ACR). NSABP Protocol B-39. RTOG Protocol, 413, 1-132.
- Yarnold, J., & Coles, C. (2009). on behalf of the IMPORT LOW Trial Management Group. Intensity-Modulated and Partial Organ Radiotherapy. Randomised trial testing intensity-modulated and partial organ radiotherapy following breast conservation surgery for early breast cancer. Trial Protocol, version, 9, 1-74.
- Yu, C. X. (1995). Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Physics in medicine and biology*, 40 (9), 1435.

## 7. SİMGELER VE KISALTMALAR

3B-KRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CBCT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

D<sub>%98</sub>: Hacmin %98' inin Aldığı Doz

D<sub>maks</sub>: Maksimum doz (PTVin için 1cm<sup>3</sup>'teki doz miktarı)

D<sub>ort</sub>: Ortalama Doz

DVH: Doz – Volüm Histogramı

EPG: Elektronik Portal Görüntüleme

FiF-FRT: Alan İçinde Alan Forward Radyoterapi

Gy: Doz Soğrulma Birimi, Gray

kV: Kilo Volt

LAD: Sol İnen Arter

MeV: Milyon Elektron Volt

MKC: Meme Koruyucu Cerrahi

MLC: Çok Yapraklı Kolimatör

MU: Monitor Unit

PTV: Planlanan Hedef Volüm

RT: Radyoterapi

SIB: Eşzamanlı entegre boost

SSD: Kaynak Cilt Mesafesi

TPS: Tedavi Planlama Sistemi

VMAT: Volümetrik Ayarlı Ark Terapi

YART: Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi



## 8. EKLER



8.1. Ek 1



T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 52588837-000/165  
Konu : Etik Kurul kararı

14 /04./2017

Sayın Doç.Dr.Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŞ  
Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Radyasyon Onkolojisi AD Öğretim Üyesi

Kurulumuza başvurusunu yaptığımız ve sorumlu araştırmacısı olduğunuz "*Radyoterapide sol meme ışınlamalarında alan içinde alan (Field in Field) tedavi tekniğinde alan merkezindeki sapmaların çevre organ dozlarına etkisinin retrospektif olarak incelenmesi*" başlıklı araştırmanıza ilişkin Kurulumuzun 28 Mart 2017 tarih ve 2017-4/25 nolu kararı ekte gönderilmektedir.

Gereği için bilgilerinize sunulur.

Prof.Dr.Mustafa HACIMUSTAFAOĞLU  
Kurul Başkanı

EK:  
- Karar (1 adet)

Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Rektörlük Binası, Görükle Kampüsü 16059 Nilüfer/BURSA  
Tel: 0-224-2950020 Fax: 0-224-2950029  
e-posta: [uukaek@uludag.edu.tr](mailto:uukaek@uludag.edu.tr) Elektronik Ağ: [www.tip.uludag.edu.tr](http://www.tip.uludag.edu.tr)

## 8.2. Ek 2

**ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU**

<b>ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI</b>	Radyoterapide sol meme ışınlamalarında alan içinde alan (Field in Field) tedavi tekniğinde alan merkezindeki sapmaların çevre organ dozlarına etkisinin retrospektif olarak incelenmesi
------------------------------	---

<b>ETİK KURULU BİLGİLERİ</b>	ETİK KURULUN ADI	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Rektörlük Binası Kat.1 Görükle Kampüsü Nilüfer/ Bursa
	TELEFON	0.224. 295 00 20
	FAKS	0.224. 295 00 29
	E-POSTA	uukaek@uludag.edu.tr

<b>BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç.Dr.Sibel Kahraman Çetintaş			
	SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD			
	YARDIMCI ARAŞTIRMACININ UNVANI/ADI/SOYADI	Sağlık fiziyi uzmanı Sema Tunç, Sağlık fiziyi İsmail Hakkı Kalyoncu (yüksek lisans öğrencisi)			
	YARDIMCI ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Retrospektif araştırma			
	ARAŞTIRMANIN YAPILIŞ AMACI	Yüksek lisans tez çalışması			
	ARAŞTIRMANIN BAŞLAMA TARİHİ/ SÜRESİ	01.04.2017 / 8 ay			
	GÖNÜLLÜ/DOSYA SAYISI	20			
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

<b>DEĞERLENDİRİLEN İLGİLİ BELGELER</b>	Belge Adı	Tarihi	Dili
		GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR İÇİN BAŞVURU FORMU	10.03.2017

<b>DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER</b>	Belge Adı	Açıklama
	ARAŞTIRMA BÜTÇE FORMU	<input checked="" type="checkbox"/> Tarih: 10.03.2017
	ARAŞTIRICILAR İÇİN TAAHHÜTNAME FORMU	<input checked="" type="checkbox"/> Tarih: 10.03.2017
	PROSPEKTİF ÖZELLİKLI GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMA TAAHHÜTAMESİ	<input type="checkbox"/>
	IKU klavuzunun okunduğuna dair taahhütname	<input checked="" type="checkbox"/> Tarih: 09.03.2017
	SONUÇ ÖZET RAPORU	<input type="checkbox"/>
DİĞER:	<input checked="" type="checkbox"/>	Araştırma ilk başvuru ön yazısı (10.03.2017), hasta listesi, sorumlu araştırmacı özgeçmişi, araştırmacılar tarafından imzalanmış Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi, literatür

## ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

**ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI** Radyoterapide sol meme işinlamalarında alan içinde alan (Field in Field) tedavi tekniğinde alan merkezindeki sapmaların çevre organ dozlarına etkisinin retrospektif olarak incelenmesi

**Karar No : 2017-4/ 25**

**Tarih : 28 Mart 2017**

**KARAR BİLGİLERİ**

Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gereke, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak değerlendirildi.  
1-Araştırmanın yapılmasının uygun olduğuna,  
2-Araştırmanın başlama tarihinin bildirilmesi ve araştırma tamamlandığında özet bir sonuç raporunun hazırlanarak kurulumuza iletilmesine,  
3-Araştırma protokolünde ve başvuru formunda yapılacak tüm değişiklikler için Etik Kuruldan izin alınması gerektiğinin sorumlu araştırmacılara iletilmesine oybirliği ile karar verildi.

**ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

**ÇALIŞMA ESASI** İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu

**BAŞKANIN UNVANI/ADI SOYADI** Prof.Dr.Mustafa HACIMUSTAFAOĞLU

**ÜYELER**

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof.Dr.Mustafa HACIMUSTAFAOĞLU Başkan	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	U.Ü.T.F. Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	İznilik
Prof.Dr.Elif BAŞAĞAN MOGOL Başkan Yardımcısı	Anesteziyoloji	U.Ü.T.F. Anesteziyoloji ve Reanimasyon AD.	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Mehmet CANSEV Üye	Farmakoloji	U.Ü.T.F. Tıbbi Farmakoloji AD.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Alpstan TÜRKKAN Üye	Halk Sağlığı	U.Ü.T.F. Halk Sağlığı AD.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Başka bir toplantıda
Doç.Dr.Pınar VURAL Üye	Psikiyatri	U.Ü.T.F. Çocuk ve Ergen Ruh Sağlığı ve Hastalıkları AD.	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Hilal ÖZKAN Üye	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	U.Ü.T.F. Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD.	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Hasan ARI Üye	Kardiyoloji	Bursa Yüksek İhtisas EAH Kardiyoloji Kliniği	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	Başka bir toplantıda
Yrd.Doç.Dr.Tuna GÜLTEN Üye	Tıbbi Genetik	U.Ü.T.F. Tıbbi Genetik AD.	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr.Çiğdem Mine YILMAZ Üye	Hukuk	U.Ü. Hukuk Fakültesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr.Engin SAĞDİLEK Üye	Biyofizik	U.Ü.T.F. Biyofizik AD.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd.Doç.Dr.Sezer ERER KAFA Üye	Tıp Tarihi ve Etik	U.Ü.T.F. Tıp Tarihi ve Etik AD.	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Uz.Dr.Kağan HUYSAL Üye	Biyokimya	Bursa Yüksek İhtisas EAH Biyokimya	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Oğuzhan KUM Üye	Sağlık mesleği mensubu olmayan üye	Serbest Meslek	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

\*:Toplantıda Bulunma

## 9. TEŞEKKÜR

Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'ndaki Sağlık Fiziği Uzmanlığı yüksek lisans eğitimim boyunca bana bilgi ve deneyimleriyle yardımcı olan çok değerli hocam ve tez danışmanım Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Doç. Dr. Sibel KAHRAMAN ÇETİNTAŞ' a çok teşekkür ediyorum.

Bilgisi, disiplini, tecrübesi ve samimiyetiyle bana emek veren çok değerli hocam Doç. Dr. Meral Kurt'a, öğrenciliğim boyunca desteğini hissettiğim sevgili hocam Doç. Dr. Candan DEMİRÖZ ABAKAY'a ve tüm Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine, çalışanlarına çok teşekkür ediyorum.

Tez çalışmam ve eğitimim süresince her adımında bana destek olup yol gösteren, ilgilenen, emek veren, mesleki bilgi ve tecrübelerini sabırla aktaran, yanımda olan kıymetli hocam, Sayın Uzm. Fiz. Sema GÖZCÜ TUNÇ'a teşekkür ediyorum.

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım, mesleki bilgi, öneri ve yardımlarını benden esirgemeyen, destek olan, bana güvenen, sorumluluk veren Uzm. Fiz. Arda KAHRAMAN' a, Uzm. Fiz. Ali ALTAY' a ve Uzm. Fiz. Zenciye KIRAY' a çok teşekkür ediyorum.

Ayrıca desteğini hissettiğim, yardımlarını esirgemeyen yanımda olan arkadaşlarım Mustafa ÖZER, Volkan AVCI ve Özcan ÖZDEN'e teşekkür ediyorum.

Hayatıma girdiği günden itibaren sevgisi, desteği ve varlığı ile hayatıma anlam katan çok kıymetli kız arkadaşım, meslektaşım Burcu GERÇEK'e teşekkür ediyorum.

Son olarak beni yetiştirip bugünlere getirmek için elinden geleni yapan, hep daha iyiye ulaşmamı dileyen, aldığım tüm kararlarda arkamda olan annem Hesna KALYONCU'ya ve babam İlhan KALYONCU'ya bana verdikleri emeklerinden ve gösterdikleri özveriden dolayı sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Adını yazmayı unuttuğum ve hayatımın bu aşamasına gelmemde payı olan herkese sonsuz teşekkür ederim.

## 10. ÖZGEÇMİŞ

1989 yılında Eskişehir’ de doğmuştur. İlk ve Orta öğrenimini Yunusemre İlköğretim Okulu’ nda okuduktan sonra liseyi H. Süleyman Çakır Lisesi’nde tamamlamıştır. 2008 yılında Anadolu Üniversitesi Fizik bölümü kazanmış ve 2013 yılında mezun olmuştur. 2013-2015 yılları arasında Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda yardımcı fizikçi olarak çalışmıştır. 2015 yılında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans derecesinde Tıbbi Radyofizik (Sağlık Fiziği) Uzmanlığı okumaya hak kazanmıştır. Yüksek lisans eğitimi boyunca Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda gönüllü olarak çalışmıştır.