

**T.C.  
HARRAN ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI**

**GENİŞ ALAN GÖĞÜS DUVARI İŞINLAMALARINDA HEDEF  
VE RİSKLİ ORGAN HACİMLERİNİN ALDIĞI DOZUN  
FARKLI İŞINLAMA TEKNİKLERİ AÇISINDAN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Hasan Kadircan ALKAN**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Ahmet BOZKURT**

**ŞANLIURFA  
2016**

HARRAN ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Hasan Kadircan Alkan'ın hazırladığı "Geniş Alan Göğüs Duvarı Işınlamalarında Hedef ve Riskli Organ Hacimlerinin Aldığı Dozun Farklı Işınlama Teknikleri Açısından Karşılaştırılması" konulu çalışma, **25/04/2016** tarihinde jüri üyeleri tarafından değerlendirilerek Sağlık Fiziyi Anabilim Dalında **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Ahmet BOZKURT (Danışman)

Harran Üniversitesi

Başkan



Prof. Dr. Ahmet Necmeddin YAZICI

Gaziantep Üniversitesi

Üye



Doç. Dr. Ferhat ASLAN

Harran Üniversitesi

Üye

27/05/2016



Prof. Dr. Nurten AKSOY

Enstitü Müdürü

## TEŞEKKÜR

Harran Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans yapmamı, bu alana yönelik kapsamlı dersleri almamı sağlayan ve tez çalışmamın her aşamasında bilgisini ve desteğini esirgemeyen çok sevgili danışman hocam Prof. Dr. Ahmet Bozkurt ile çok değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Hediye Acun'a, iyi bir Fizik Mühendisi olarak yetişmemi sağlayan ve sonrasında beni Sağlık Fiziği'ne yönlendiren Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümü'ndeki tüm hocalarıma, tez çalışmam sırasında her türlü olanak ve yardımı sağlayan ayrıca gerekli ölçümleri aldığım sürece yanımda olup yardımlarını esirgemeyen Mehmet Akif İnan Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü'ndeki Medikal Fizik Uzmanı Eser Bilen'e, Radyasyon Onkolojisi Doktoru Hatice Coşkun'a, Radyoterapi Teknisyenleri Aysel Abuhandan Durmuş ile Sabahat Hanım'a ve tüm ekibe, beni bu günlere getiren, yetiştiren, maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen başta babam ve annem olmak üzere tüm ailem'e sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
TEŞEKKÜR .....	iii
İÇİNDEKİLER .....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	v
TABLolar DİZİNİ .....	vi
KISALTMALAR .....	vii
ÖZET .....	ix
ABSTRACT .....	xi
1. GİRİŞ .....	1
2. KURAMSAL BİLGİLER .....	4
2.1 Meme Kanseri .....	4
2.1.1 Meme Anatomisi .....	4
2.1.2 Meme Kanseri Hakkında Genel Bilgi .....	5
2.2 Meme Kanserinde Tedavi .....	5
2.2.1 Cerrahi Tedavi .....	5
2.2.2 Sistemik Tedavi .....	5
2.2.3 Radyoterapi .....	6
2.3 Görüntülemeye Kullanılan Cihazlar .....	7
2.3.1 Bilgisayarlı Tomografi (BT) .....	7
2.3.2 Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) .....	9
2.4 Tedavi Planlama Sistemi (TPS) .....	10
2.5 Medikal Lineer Hızlandırıcı .....	11
2.6 Kama (Wedge) Filtreler .....	13
2.7 Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK) .....	14
2.8 Hedef Hacim Tanımlamaları .....	14
2.9 Meme Radyoterapisinde Hedef Hacim ve Kritik Organ Dozları .....	17
2.10 Meme Radyoterapisinde Planlama Teknikleri .....	18
2.10.1 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) Tekniği .....	18
2.10.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Tekniği .....	19
2.11 Tedavi Planlarını Karşılaştırma Teknikleri .....	20
2.11.1 İzodoz Eğrileri .....	20
2.11.2 Doz Hacim Histogramı (DVH) .....	21
2.11.3 Konformalite İndeksi (CI) .....	22
2.11.4 Homojenite İndeksi (HI) .....	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	24
3.1 Gereçler .....	24
3.1.1 General Electric Marka Bilgisayarlı Tomografi Cihazı .....	24
3.1.2 Hasta Sabitleme Sistemi (İmmobilizasyon) .....	25
3.1.3 Elekta-Synergy Marka Lineer Hızlandırıcı Cihazı .....	26
3.1.4 XIO Tedavi Planlama Sistemi .....	27
3.2 Yöntem .....	27
3.2.1 Hastaların Genel Özellikleri .....	27
3.2.2 Görüntüleme ve Konturlama .....	27
3.2.3 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) Tedavi Planlaması .....	28
3.2.4 Alan İçinde Alan (FIF) Tedavi Planlaması .....	28
3.2.5 Planların Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz Yöntemleri .....	29
4. BULGULAR .....	30
4.1 Hedef Hacim için Elde Edilen Bulgular .....	30
4.1.1 Hedef Organ Hacimleri .....	30
4.1.2 Hedef Hacim Dozları .....	30
4.1.3 Konformalite ve Homojenite İndeksi Değerleri .....	33
4.2 Kritik Organlar için Elde Edilen Bulgular .....	34
4.2.1 Taraf Akciğer için Elde Edilen Bulgular .....	34
4.2.2 Kalp için Elde Edilen Bulgular .....	35
4.2.3 Spinal Kord için Elde Edilen Bulgular .....	37
5. TARTIŞMA ve SONUÇ .....	39
KAYNAKLAR .....	44

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Memenin anatomik yapısı .....	4
Şekil 2.2 BT aygıtı .....	7
Şekil 2.3. a) Gantri açıklığı b) Hounsfield ölçeği.....	8
Şekil 2.4 MRG cihazı.....	9
Şekil 2.5 Meme görüntülemesinde MRG kullanımı .....	10
Şekil 2.6 Medikal lineer hızlandırıcı şeması .....	12
Şekil 2.7 Medikal lineer hızlandırıcı kafasında X-ışını ve elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler.....	13
Şekil 2.8 Kama (Wedge) filtre .....	13
Şekil 2.9 Çok yapraklı kolimatör (ÇYK).....	14
Şekil 2.10 ICRU 62’de tanımlanmış GTV, CTV, IV, PTV, TV’nin şematik gösterimi.....	16
Şekil 2.11 3BKRT ile oluşturulmuş hedef PTV hacmi .....	18
Şekil 2.12 YART tekniğinde oluşturulan segmentler.....	20
Şekil 2.13 Üç kesitte oluşturulmuş izodoz şemaları.....	21
Şekil 2.14 Doz hacim histogramı (DVH).....	22
Şekil 3.1 General Electric marka Bright Speed 16 model BT simülatör cihazı .....	24
Şekil 3.2 Meme sabitleyici sistem .....	25
Şekil 3.3 Electa-Synergy marka medikal lineer hızlandırıcı cihazı.....	26

## TABLULAR DİZİNİ

<b>Tablo 2.1</b> Meme ışınlanmasında kritik organların tolerans doz değerleri.....	17
<b>Tablo 4.1</b> Hastaların PTV hacimleri.....	30
<b>Tablo 4.2</b> PTV için $D_{\%2}$ , $D_{\%50}$ , $D_{\%98}$ , maksimum, ortalama doz değerleri ile istatistiksel analiz verileri.....	31
<b>Tablo 4.3</b> PTV için konformalite ve homojenite indeksleri ile istatistiksel analiz verileri.....	33
<b>Tablo 4.4</b> Taraf akciğer için maksimum, ortalama doz değerleri ve $V_{20}$ hacimleri ile istatistiksel analiz verileri.....	35
<b>Tablo 4.5</b> Kalp için maksimum, ortalama doz değerleri ve $V_{20}$ hacimleri ile istatistiksel analiz verileri.....	36
<b>Tablo 4.6</b> Spinal kord için maksimum ve ortalama doz değerleri ile istatistiksel analiz verileri.....	37



## KISALTMALAR

- AAI** : Açık Alan Işınlama  
**BT** : Bilgisayarlı Tomografi  
**CI** : Konformalite İndeksi  
**CTV** : Klinik Hedef Hacmi  
**ÇYK** : Çok Yapraklı Kolimatör  
**DICOM** : Digital Imaging and Communications in Medicine  
**DVH** : Doz Hacim Histogramı  
**D<sub>2</sub>** : Hedef Hacmin %2'sinin Aldığı Doz  
**D<sub>50</sub>** : Hedef Hacmin %50'sinin Aldığı Doz  
**D<sub>98</sub>** : Hedef Hacmin %98'inin Aldığı Doz  
**FIF** : Alan İçinde Alan  
**GTV** : Görüntülenebilir Tümör Hacmi  
**HI** : Homojenite İndeksi  
**HRT** : Hormon Replasman Tedavisi  
**HÜ** : Hounsfield Ünitesi  
**ICRU** : International Commission on Radiation Unit and Measurement  
**IM** : Internal Marjin  
**IV** : Işınlanan Hacim  
**keV** : Kilo Elektron Volt  
**MeV** : Mega Elektron Volt  
**MRG** : Magnetik Rezonans Görüntüleme  
**OAR** : Riskli Organ  
**PRV** : Planlanan Riskli Hacim  
**PTV** : Planlanan Hedef Hacim  
**RTOG** : Radiation Therapy Oncology Group  
**SAR** : Saçılma-Hava Oranı  
**Sc** : Kolimatör Saçılma Faktörü  
**Sp** : Fantom Saçılma Faktörü  
**SSD** : Kaynak Doku Mesafesi  
**SM** : Set-up Marjin

**TAR** : Doku-Hava Oranı

**TMR** : Doku-Maksimum Oranı

**TPS** : Tedavi Planlama Sistemi

**TV** : Tedavi Hacmi

**V<sub>5Gy</sub>** : 5 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim

**V<sub>20Gy</sub>** : 20 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim

**V<sub>26Gy</sub>** : 26 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim

**V<sub>40Gy</sub>** : 40 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim

**V<sub>50Gy</sub>** : 50 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim

**V<sub>60Gy</sub>** : 60 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim

**WAI** : Wedgeli Alan İşınlama

**YART** : Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

**3BKRT** : Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

**%DD** : Derin Doz Yüzdesi

## ÖZET

### GENİŞ ALAN GÖĞÜS DUVARI IŞINLAMALARINDA HEDEF VE RİSKLİ ORGAN HACİMLERİNİN ALDIĞI DOZUN FARKLI IŞINLAMA TEKNİKLERİ AÇISINDAN KARŞILAŞTIRILMASI

**Hasan Kadircan ALKAN**

**Sağlık Fiziyi Yüksek Lisans Tezi**

Meme kanserinin farklı dönemlerinde iyonizan radyasyon bir tedavi opsiyonu olarak tercih edilmekte ve bu yolla esas olarak memede bulunan kanserli yapıların ışın altında küçültülmesi ya da yok edilmesi amaçlanmaktadır. Bunu başarmanın farklı teknik yöntemleri bulunmakta olup, en çok kullanılan yöntem eksternal (dışarıdan) radyoterapi denen ve bir cihazda üretilen radyasyon demetinin doğrudan tümöre yöneltildiği tekniktir. Mastektomili hastalar genellikle lenf nodu tutulumu gösterdikleri için cerrahi sonrası tüm göğüs duvarı ile birlikte mamarian internal, supra ve aksilla lenf nodları da ışınlanmaktadır. Bu ışınlama şekline geniş alan göğüs duvarı ışınlanması denilmekte olup, oldukça geniş bir alan ışınlandığı için sağlıklı komşu organ dozlarının aldığı doz da yan etkiler ve ileri dönem sekonder maliniteler açısından önem kazanmaktadır.

Bu tez çalışmasında mastektomili meme kanseri hastalarının radyoterapisinde kullanılan geniş alan göğüs duvarı ışınlamaları için üç boyutlu konformal radyoterapi yöntemi (3BKRT) ile bir yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniği olan alan içinde alan (FIF) ışınlama tekniği, hedef ışınlama hacmi ve korunması gereken riskli organ ve dokuların aldığı dozlar açısından karşılaştırılıp en uygun doz dağılımının oluşturulması amaçlanmıştır.

Bu çalışma, Şanlıurfa Mehmet Akif İnan Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı, XIO Version 4.8 tedavi planlama sistemi ve hasta konturlaması için kullanılan Focal cihazı kullanılarak yapılmıştır. Çalışmada

15 meme kanserli hastanın planlama sistemi üzerindeki radyografik görüntüleri kullanılarak 3BKRT ve FIF teknikleri ile planlamaları yapılmıştır. Yapılan istatistik analizleri sonucunda FIF ışınlama tekniğinin 3BKRT tekniğine göre korunması gereken kritik organlara daha az doz verdiği sonucuna varılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Meme Kanseri, Radyoterapi, Korunması Gereken Organlar, Işınlama Teknikleri.



## **ABSTRACT**

### **COMPARISON OF DOSES RECEIVED BY THE TARGET VOLUME AND THE ORGANS AT RISK IN WIDE AREA CHEST WALL IRRADIATION IN TERMS OF DIFFERENT IRRADIATION TECHNIQUES**

**Hasan Kadircan ALKAN**

#### **Health Physics Master's Degree Thesis**

Ionizing radiation is preferred as a treatment option at different stages of breast cancer with an aim to either destroy or minimize the cancerous structures in breast tissue. In current breast radiotherapy, an effective radiation dose is given to the tumor volume, while the dose absorbed by the surrounding healthy tissue is minimized. There are different techniques to achieve this goal. The most widely used technique is the external radiotherapy where a beam is oriented directly to the tumor since the patients with mastectomy usually have lymph node involvement, the patients' mammary internal, supra and axilla lymph nodes are usually irradiated together with the breast wall. This method is called wide area breast wall irradiation and provides lower doses in neighboring organs because a large area is irradiated and becomes important due to side effects and secondary malignancies.

The goal of this thesis is to compare and create an effective dose distribution with three dimensional conventional radiotherapy (3DCRT) method and the field in field (FIF) irradiation technique which is an intensity modulated radiotherapy (IMRT) technique in terms of target irradiation volume, organs at risk (OAR) and dose received by these organs at wide area breast wall irradiation of radiotherapy of patients with mastectomy.

This study was performed using computed tomography (CT) system, treatment planning system XIO version 4.8 and focal device used for patient counter at Şanlıurfa Mehmet Akif İnan Education and Research Hospital Radiation Oncology Clinic. In this study, radiographic

images of 15 breast cancer patients were used for treatment planning with 3DCRT and FIF techniques. The results of statistical analysis show that the FIF irradiation technique gives less dose to critical organs compared to 3DCRT techniques.

**Key Words:** Breast cancer, radiotherapy organs at risk, irradiation techniques.



# 1. GİRİŞ

Kanser hücreleri, kontrolsüz bölünüp çoğalan hücrelerdir; çoğalarak tümörleri meydana getirirler. Kanser, son yıllarda tüm dünyada artış gösteren bir hastalıktır. Dünya Sağlık Örgütü ve Uluslararası Kanser Araştırma Ajansı'nın verilerine göre, 2008 yılında dünya genelinde 12 milyon kişiye kanser teşhisi konulurken, bu rakamın 2030 yılında 26 milyonu aşacağı tahmin edilmektedir (1). Ülkemizde ise her yıl ortalama 150.000 yeni kanser olgusu teşhis edildiği ve erkeklerde en sık akciğer kanseri, kadınlarda ise meme kanseri vakalarına rastlandığı görülmektedir (2).

X-ışınlarının 1895 yılında keşfedilmesi sonrasında radyoterapi ilk olarak Emil Grubbe tarafından Chicago'da, daha sonra Herman Gocht tarafından ise Hamburg'da meme kanserli birer hastanın ışınlanmasıyla meme kanseri tedavisinde kullanılmaya başlanmıştır (3). Bu uygulamalarda yetersiz ekipmanlar ve teknik kısıtlamalara rağmen, ışın kullanılması sonucunda tümör hacminde küçülme ve zaman içinde tümörün tamamen ortadan kalktığı fark edilmiştir.

Meme kanserinin sistemik tedavisinde radyoterapi, önemli bir yer tutmaktadır. Radyoterapi iyi ve doğru bir teknik ile uygulandığında sadece bölgesel kontrolü değil, sağ kalımı da olumlu olarak etkilemektedir (4). Radyoterapinin amacı, hedef hacminde belirlenmiş olan maksimum doz oranını sağlayarak, hedef hacim çevresinde bulunan, korunması gereken kritik organlara minimum dozu verebilmektir. Meme ışınlaması sırasında korunması gereken en önemli kritik organlar kalp ve akciğer olup bunların korunmasına yönelik olarak, tedavi planlama sistemleriyle, farklı ışınlama teknikleri ve çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) yardımıyla kritik organ korumaları gerçekleştirilmektedir.

Meme ışınlamasında kullanılan en yaygın ışınlama tekniklerinden birisi Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Tekniğidir (3BKRT). Bu teknikte iki tanjansiyel ışınlama alanı oluşturularak meme ışınlama planlaması yapılır. Hedef hacmin bazı bölgelerinde yüksek dozların oluşması (sıcak bölgeler) ile hedef hacim çevresindeki kritik organların gerekenden daha fazla doz alma olasılığı bu tekniğin dezavantajlarıdır (3). Bu sebepten dolayı son yıllarda meme planlaması yapılırken bir Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniği (YART) olan Alan

İçinde Alan (FIF) ışınlama tekniği alternatif olarak tercih edilmektedir. FIF tekniğinde oluşturulan alt alanlar (segmentler) sayesinde doz yoğunluğu daha düşük doz bölgelerine kaydırılarak meme hacminde oluşan yüksek dozlar (sıcak bölgeler) minimize edilir ve hedef hacminde 3BKRT tekniğine göre daha homojen bir doz dağılımı sağlanmış olur.

Meme kanseri tedavisinde kullanılabilen ışınlama tekniklerinden hangisinin daha iyi bir yöntem olduğunun belirlenmesini araştıran çok sayıda çalışma literatürde mevcuttur. Mayo ve arkadaşları 10 meme hastası üzerinde yapmış oldukları bir çalışmada, tanjansiyel wedgeli, (FIF) ve tanjansiyel YART ışınlama tekniklerini kullanarak hedef hacim ve kritik organların dozlarını araştırmışlardır. Bu araştırmalarının sonucunda hedef hacimde homojen bir doz dağılımı elde edilirken, kritik organların da dozunu minimize etmek için FIF ve tanjansiyel YART tekniklerinin kullanımının gerekliliğini ortaya koymuşlardır (5).

Mudasir ve arkadaşları, bilgisayarlı tomografi (BT) simülasyonu alınmış lenf nodu tutulumu olan 14 meme kanseri hastası üzerinde yapmış oldukları çalışmada, (3BKRT) ile FIF ışınlama tekniklerini dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır (6). Sonuç olarak FIF tekniğinin hem hedef hacimdeki doz homojenitesinin hem de kritik organların dozları açısından daha iyi sonuçlar oluşturduğunu göstermişlerdir.

Yim ve arkadaşları'nın lenf nodu tutulumu olan 13 sol meme ve 12 sağ meme kanserli hasta üzerinde yapmış oldukları çalışmada, 3BKRT tekniği ve FIF tekniği ile yapılan hasta planlamalarında hedef hacmin ve kritik organların almış olduğu dozları karşılaştırmışlardır (7). Sonuçta FIF tekniğinin diğer tekniğe nazaran hedef hacimde daha iyi bir doz homojenitesi verdiği ve kritik organların aldığı dozun az olduğu kanaatine varmışlardır.

Al-Rahbi ve arkadaşları, lenf nodu tutulumu olan 20 sol meme kanseri hastası üzerinde yaptıkları çalışmada 3BKRT, FIF ve ters-YART tekniklerini dozimetrik olarak karşılaştırmıştır (8). Sonuçta FIF tekniğinin diğerlerine göre basit ve etkili bir yöntem olduğu, PTV homojenitesi ile kritik organ dozları açısından tercih edilmesi gerektiği kanaatine varmışlardır.

Yavas ve arkadaşları, lenf nodu tutulumu olan 20 sol meme koruyucu cerrahi geçirmiş olan kanser hastası üzerinde yaptıkları çalışmada FIF ve 3BKRT ışınlama tekniklerini kritik organlar açısından karşılaştırmışlardır (9). Bunun sonucunda FIF tekniğinin 3BKRT tekniğine göre hedef hacimde daha iyi doz dağılımı ve kritik organlarda ise daha az doz birikimi oluşturduğu sonucuna varmışlardır.

Çobanbaş, Tedavi Planlama Sistemi (TPS) kullanarak lenf nodu tutulumu olan 10 sol ve 10 sağ meme kanseri vakasına sahip hastaların tedavi planlarını geleneksel tanjansiyel alan tekniği ve FIF tekniği ile yapmışlardır (10). Tedavi planlamalarından doz-hacim histogramları elde ederek hedef ve kritik organ dozları ve bu dozları alan hacimleri belirlemişlerdir. Bu değerlendirmelere göre FIF tekniğinin geleneksel tanjansiyel alan tekniğine göre hedef organa mümkün olan yüksek dozu verebilme olanağına sahip ve kritik organ doz değerlerine göre üstün olduğu sonucuna varmışlardır.

Sua ve arkadaşları, lenf nodu tutulumu olan 16 meme kanserli hastanın 2.5 mm aralıklarla BT ve magnetik rezonans görüntülemesini (MRG) kullanarak (TPS) ile 3BKRT ve YART planlamalarını yapıp iki teknik arasındaki kritik organlar ve hedef hacim için dozimetrik karşılaştırma yapmışlardır (11). Bunun sonucunda YART tekniklerinin 3BKRT tekniğinden hedef hacimde (PTV) daha homojen bir doz dağılımı sunduğu, korunması gereken kritik organlarda ise daha az bir doz dağılımı verdiğini görmüşlerdir.

Yukarıda bahsedilen çalışmalardan da anlaşılacağı gibi, farklı ışınlama teknikleri ve yeni teknolojik gelişmeler sayesinde, meme ışınlamasında oluşacak olan yan etkilerin önlenmesi ve kritik organların daha iyi korunabilmesi mümkündür. Bu tez çalışmasının amacı, Mehmet Akif İnan Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde tedaviye alınan meme kanserli hastaların BT görüntüleri kullanılarak, geniş alan meme ışınlamasında (internal mamma, supra ve aksilla lenf nodlarını içeren) kritik organların almış olduğu doza göre 3BKRT ve FIF ışınlama tekniklerinin hangisinin daha verimli olduğunu belirlemektir. Çalışmada 15 meme kanserli hastanın simülasyon görüntüleri kullanılarak 3BKRT ve FIF teknikleri ile yapılan planlamalar, hedef ve kritik organ dozları açısından kıyaslanmıştır.

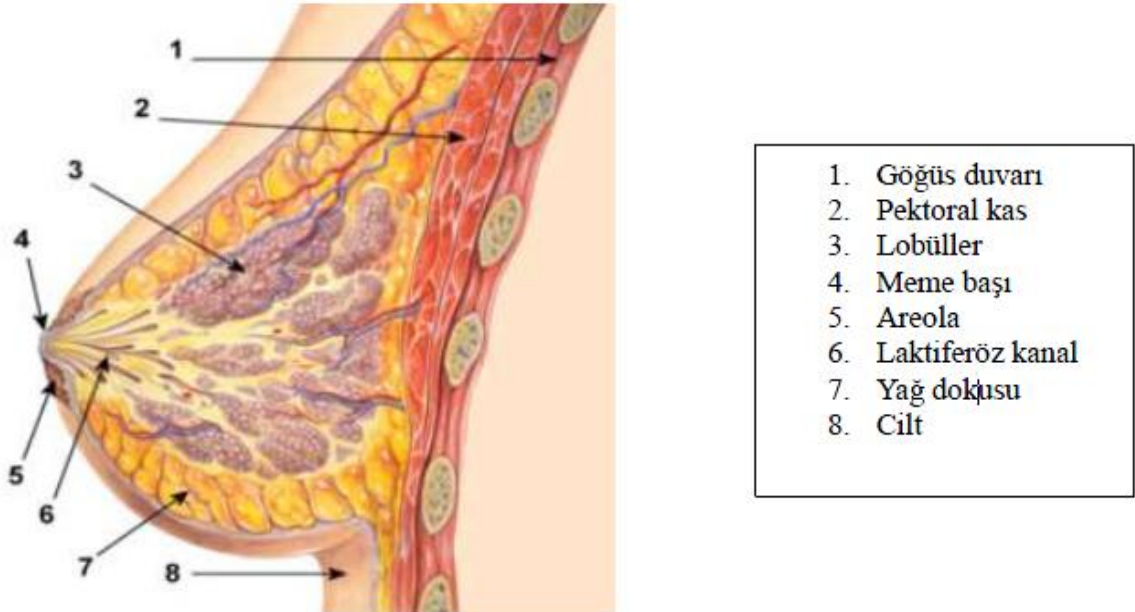
## 2. KURAMSAL BİLGİLER

### 2.1 Meme Kanseri

#### 2.1.1 Meme Anatomisi

Erişkin kadın memesi üstte ikinci Coope ya da üçüncü kostanın üst sınırından başlar; altta, altıncı Coope hizasında biter. İç sınırı sternumun kenarında, dış sınırı orta veya ön koltukaltı çizgisindedir. Meme, üst dış ucunda, pektoralis majörün alt kenarı boyunca koltuk altına doğru bir dil şeklinde uzanır (“Spence’in aksilla kuyruğu”). Bu uzantı, bazen ele gelen, hatta gözle görülebilen bir kitle oluşturabilir; bunun uç kısmı koltukaltı lenf düğümlerinin pektoral grubu hizasına kadar gelebilir (12).

Memeler, salgılanan farklı hormonların etkisiyle büyür ve gelişirler. Ortalama bir meme 150-400 gram ağırlıkta ve 10-12 cm çapındadır. Laktasyonda (doğumdan sonra) 500 gram üzerine çıkabilir (12). Memelerin iç yapısında 15–20 lob, her lobda da 20–40 kadar lobüller bulunur. Bunların sayıları ve büyüklükleri yaşa ve fizyolojik şartlara göre değişir. Her bir lobdan gelen süt kanalları (duktus), süt sinüsleri ile meme ucunda sonlanır (13). Bu lobların aralarını bağ ve yağ dokusu destekler (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 Memenin anatomik yapısı

## **2.1.2 Meme Kanseri Hakkında Genel Bilgi**

Meme kanseri, kadınlarda kansere bağlı ölüm nedenleri sıralamasında akciğer kanserinden sonra ikinci sırada yer almaktadır. Sağlık Bakanlığı'nın 1995 yılına ait verilerine göre ölkemizde kadınlarda görölen kanserlerin %23,5'ini meme kanserleri oluşturmaktadır ve meme kanseri insidansı yüz binde 4,8'dir (2). 1996 yılı verilerinde ise kadınlar arasında meme kanseri görölme sıklığı yüz binde 12,07 olarak bildirilmiştir (14). Meme kanserine bağlı ölümlerde son zamanlarda görölen küçük bir azalmanın nedenleri arasında tarama metotlarının başarıyla uygulanması ve özellikle de sistemik tedavideki yenilikler sayılmaktadır.

## **2.2 Meme Kanserinde Tedavi**

Meme kanserinin tedavisi kompleks ve zorlu bir süreçtir. Bu süreç içerisinde Radyasyon Onkoloğu, Cerrahi Uzman, Patoloji Uzmanı, Radyoloji Uzmanı, Sağlık Fizikçisi ve Radyoterapi Teknikerleri'nin multidisipliner bir çaba içerisinde çalışması gereklidir.

### **2.2.1 Cerrahi Tedavi**

Genellikle meme kanserinin ilk aşaması olan cerrahi tedavi meme içindeki kanserli doku ve lenf bezlerinin çıkarılması/temizlenmesiyle başlar. Cerrahi tedavi, memenin alınması veya meme içerisindeki tümörün çıkarılmasına yönelik operasyonlar olarak iki gruba ayrılır. Meme kanseri cerrahisinin tarihsel gelişimine baktığımızda, daha önceleri memeler sıklıkla tamamen alınırken, son gelişen teknolojiyle birlikte memenin tamamı alınmadan, sadece tümöre yönelik operasyonlar yapılmakta ve hastalarda başarılı sonuçlar alınarak aynı gün evlerine gitmeleri sağlanmaktadır (15).

### **2.2.2 Sistemik Tedavi**

Kemoterapi, hormon tedavisi ve biyolojik tedavi sistemik tedavilerdendir. Kana karışarak tüm vücutta kanseri kontrol altına alır ya da yok ederler. Meme kanseri olan bazı kadınlar radyoterapi veya ameliyattan önce tümörü küçöltmek için sistemik tedavi görürler.

Diğerlerinde ameliyat ve/veya radyoterapiden sonra kanserin yeniden oluşmasını önlemek için sistemik tedavi tercih edilir. Sistemik tedaviler yayılmış kanserler için de uygulanır.

Kemoterapi, belirli ilaçların hastaya, damar yoluyla veya hap şeklinde verilmesidir. Bu ilaçlar kan dolaşımı yoluyla kanser hücrelerine yönelerek bu hücrelerin azalmasını veya yok olmasını sağlarlar. Bu tedavi sistemi döngüler halinde uygulanarak, her bir tedavi periyodu sonunda ara verilir. Tedavinin toplam süresi 3 ile 6 ay arasındadır. Cerrahiden sonra kemoterapi uygulanması, meme kanserinin yinleme olasılığını azaltır. Kanser zaten meme ve koltuk altı bölgesi dışına yayıldığı veya ilk tedaviden sonra geniş çapta yayıldığı hastalarda da kemoterapi esas tedavi olarak kullanılabilir. Kemoterapi, cerrahiden önce de uygulanabilir, bu uygulama genellikle tümörün küçülmesini ve böylece daha kolay çıkarılmasını sağlar. Bu yaklaşım ayrıca, doktorların tümörün ilaçlara nasıl yanıt verdiğini anlamalarına olanak verir. Tümörde küçülme olmuyorsa farklı ilaçlar kullanılabilir.

Hormonal tedavi, hormon reseptörü-pozitif meme kanserlerine etkilidir. Bazı kadınlara menopoz sırasında veya sonrasında uygulanan hormon replasman tedavisinden (HRT) tamamen farklıdır. Hormonal tedavi, östrojen hormonunu bloke ederek, hormonun aktif duruma geçmesini ve meme kanseri hücrelerinin çoğalmasını ve uyarmasını engeller (16). Hormonal tedavinin amacı; cerrahi, kemoterapi veya radyoterapi ile gerçekleştirilen ilk tedaviden sonra vücudun herhangi bir yerinde kalmış olabilecek kanser hücrelerinin ortadan kaldırılmasıdır. Hormonal tedavi bir sigorta poliçesi gibidir; yinleme riskini cerrahi, kemoterapi ve radyoterapi ile elde edilenin de ötesinde azaltmanın bir yoludur. Hormon reseptörü-pozitif kanserli birçok hasta için hormonal tedavi, en az diğer tedavi yöntemleri kadar önemlidir (16).

### **2.2.3 Radyoterapi**

Radyoterapi, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılan yüksek enerjili X-ışınları ve yüzeysel tedaviler için kullanılan elektronları hasta üzerine göndererek tümörlü hücreleri yok etme işlemidir. Vücut dışından (dış radyasyon) veya tümör yakınlıklarına radyoaktif madde yerleştirilerek vücut içinden (brakiterapi) de uygulanabilir.

Meme kanserini yok etmek için sık kullanılan yöntemlerden biri dış radyasyondur. Genellikle meme cerrahisinden sonra meme içerisindeki kanserli hücreleri azaltmak veya yok etmek, bunun dışında cerrahi öncesi tümörü küçültmek için de kullanılabilir. Meme radyoterapisi haftanın 5 günü olmak üzere 6-7 hafta devam eder (17).

Meme kanseri radyoterapisinde bir diğer yöntem ise, tümör yakınlarına radyoaktif madde yerleştirilen brakiterapi yöntemidir. Bu yöntem dış radyasyona göre daha az gelişmiş olması ve kliniklerin çoğunda bulunmaması nedeniyle az kullanılır. Fakat son dönemlerde yapılan teknolojik çalışmalarla birlikte brakiterapi sayısı artmaya başlamıştır.

Meme kanserinin tedavisinde kullanılan radyoterapinin bazı yan etkileri olabilir. Bunlardan bazıları, memede şişlik ve ağırlık hissi, tedavi uygulanan bölgede güneş yanığı benzeri değişiklikler ve halsizliktir. Bu yan etkiler uzun süre kalıcı olmayan problemler olup, 6-12 ay içerisinde etkisini kaybetmektedir. Bunların dışında etkili olan bir diğer yan etki ise, radyoterapi sonrasında kadın memesinin eskiye göre daha küçülerek sıkı bir hal almasıdır (17).

## **2.3 Görüntüleme Kullanan Cihazlar**

### **2.3.1 Bilgisayarlı Tomografi (BT)**

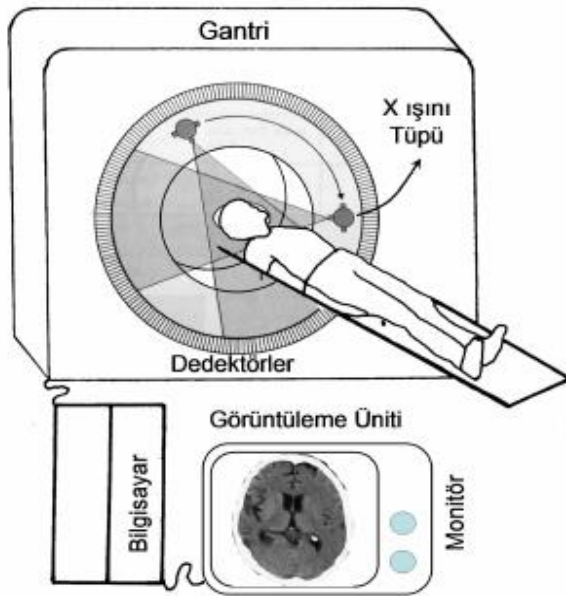
Bilgisayarlı tomografi X-ışını kullanılarak vücudun kesitsel görüntüsünü oluşturan cihazlardır (Şekil 2.2). Bu görüntüleri oluşturmak için vücut içerisindeki yapı ve organların, ışını zayıflatma değerine bakılarak, bu değerlere karşılık gelen gri tonlama işlemi bilgisayar tarafından gerçekleştirilir.



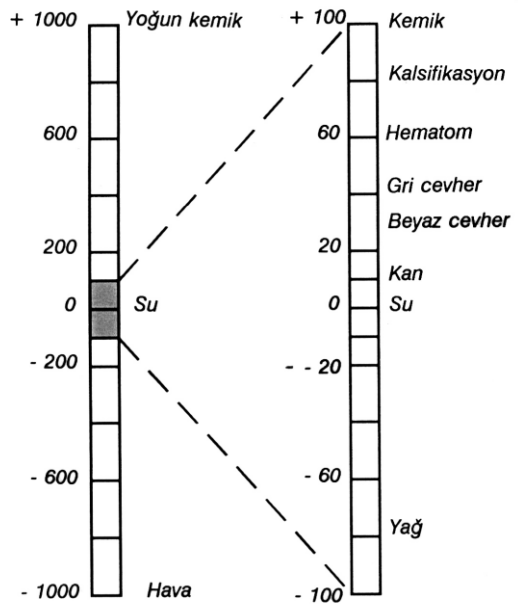
**Şekil 2.2** BT aygıtı

Röntgen çekimlerinde oluşan görüntüler, BT tarafından oluşturulan görüntülerle kıyaslandığında çözünürlüğü daha düşüktür. Bunun sebeplerinden biri, Röntgende X-ışınının geçtiği yapılar üst üste düşmekte ve aralarındaki yoğunluk farkı belirgin hale gelmemektedir. Bir diğer sebep ise, Röntgende X-ışını tespiti yapılırken film, banyo gibi faktörlerin etkili olmasıdır. Bu faktörler kontrastın bozulmasına neden olur (18).

BT aygıtında tarama bölümü, bilgisayar sistemi ve görüntüleme bölümü olmak üzere 3 ana bölüm vardır. Gantri ve hasta masasından oluşan tarama bölümünün gantri kısmının, hastaların girdiği gantri açıklığında X-ışını tüpü ve dedektörler bulunur (Şekil 2.3a). Görüntü alımı sırasında tüp, hastanın çevresinde dönmeye başlar. Hasta, masa yardımıyla yavaş yavaş gantri açıklığına gönderilir, hastayı geçip dedektöre ulaşan X-ışınlarının miktarı ölçülerek dokuların geçirgenliği hesaplanır, her doku için ayrı bir gri tonlama değeri atanır. Bu işlem suyun X-ışınını tutma değerini 0 kabul eden, bir ucu -1000 diğer ucu +3,095 olan bir cetvele göre yapılır. Bu cetvele, yöntemi geliştirenlerden biri olan İngiliz fizikçisi Hounsfield'den dolayı, Hounsfield Cetveli ve bu cetveldeki sayılara da BT Ünitesi veya Hounsfield Ölçeği (HÜ) adı verilir (Şekil 2.3b).



Şekil 2.3 a) Gantri açıklığı



b) Hounsfield ölçeği

BT aygıtının tarama bölümünde bulunan bilgisayar sistemi ve görüntüleme bölümü ise, detektörlerden gelen dijital verileri işleyen gelişmiş sistemlerdir. Görüntüler burada işlenip, içlerinden seçilenler film üzerine düşürülür. Aynı zamanda bu bölüm komuta merkezi olarak da adlandırılır (18).

### 2.3.2 Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

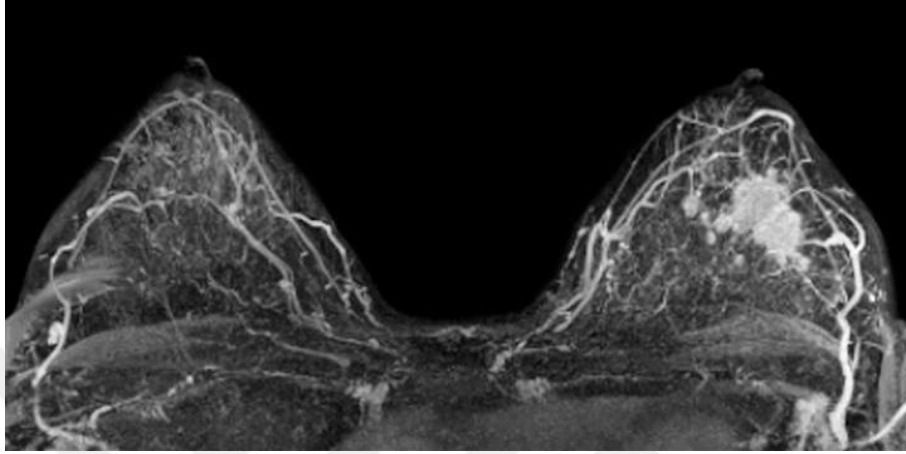
Vücudumuz büyük oranda yağ ve sudan oluşmakta ve bunların yapısında ise, ağırlıklı olarak hidrojen atomları yer almaktadır. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG); su ve yağın ve içinde bulunan hidrojen atomlarının (%63 oranında bulunur), güçlü bir manyetik alan içerisinde, kendilerini rezonansa uğratacak bir radyofrekans dalgası ile uyarılıp titreştirilmesinden oluşan sinyallerin görüntüye dönüştürüldüğü görüntüleme tekniğidir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4 MRG cihazı

MRG'nin kullanımındaki başlıca neden, yumuşak doku kontrast çözümü gücünün en yüksek görüntüleme yöntemi olmasından kaynaklanmaktadır. Vücudun büyük bölümünü oluşturan yumuşak dokuların yüksek kontrast çözünürlüğü altında birbirinden ayrıştırılması, iç yapılarının daha iyi bir şekilde ortaya konması kolaylaşmaktadır. Bu nedenle MRG meme kanseri hastalarının görüntülenmesinde de sıkça kullanılan bir yöntemdir (Şekil 2.5).

MRG'nin dezavantajlarından biri MRG'de temel olarak sinyaller, proton yoğunluğuna bağlı olduğundan, bazı doku ya da oluşumlardan yeterli sinyal alınamaz ve bu dokuların değerlendirilmesi zorlaşır. Kortikal kemik, kalsifikasyon, akciğer dokuları buna örnek olarak verilebilir (18).



Şekil 2.5 Meme görüntülemesinde MRG kullanımı

## 2.4 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Radyoterapi ünitesinde Tedavi Planlama Sistemi (TPS), yazılım, bilgisayar ve çevre birimlerden oluşan ve üç boyutlu konformal tedavi, brakiterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi birçok tedavi tekniğinde planlama yapabilen yazılımdan oluşur. Tedavi Planlama Sisteminde doz hesaplamaları yapmak için kullanılan lineer hızlandırıcıya ait birçok parametre, planlama sistemine önceden girilmelidir. Bunlar; lineer hızlandırıcıya ait demet enerjileri, doz verimi, derin doz yüzdesi (%DD), doku-hava oranı (TAR), saçılma-hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (Sc) ve fantom saçılma faktörü (Sp) gibi dozimetrik parametrelerdir. Planlama sistemi, içerdiği doz hesaplama algoritmalarıyla her hastanın tedavisinde kullanılacak foton ya da elektron enerjisi, alan boyutu, derinlik ve kullanılan aksesuarlara (kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu, bolus vb.) ait parametrelerle doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonunda, radyasyonun hedef içindeki doz dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz oranları belirlenebilmektedir. (3).

Tedavide kullanılan cihaza ait dozimetrik parametreler, planlama sistemine kuruluş-kabul aşamasında yüklenmekte ve periyodik olarak kontrolü yapılmaktadır. Hastaya ait bilgiler ise tedavi aşamasında uygun bir biçimde girilmektedir. Her hastaya ait kontur, bilgisayarlı tomografi kesitleri, simülasyon filmi, radyografik görüntü vb. veriler, kaynaklarından doğru bir şekilde alınarak planlama sistemine yüklenir. Hastanın ışınlanacak bölgesinde yer alan kritik organların sınırları BT görüntülerinden kesit kesit çizilerek tedavi edilecek hedef hacim uzman doktorlar tarafından belirlenir. Daha sonra istenilen özelliklere sahip foton ya da elektron demetleri oluşturularak, hedef bölge üzerine gönderilir. Yazılım ise, girilen tüm bilgileri göz önünde bulundurarak istenilen dozimetrik hesaplamaları gerçekleştirerek doz dağılımlarını oluşturur.

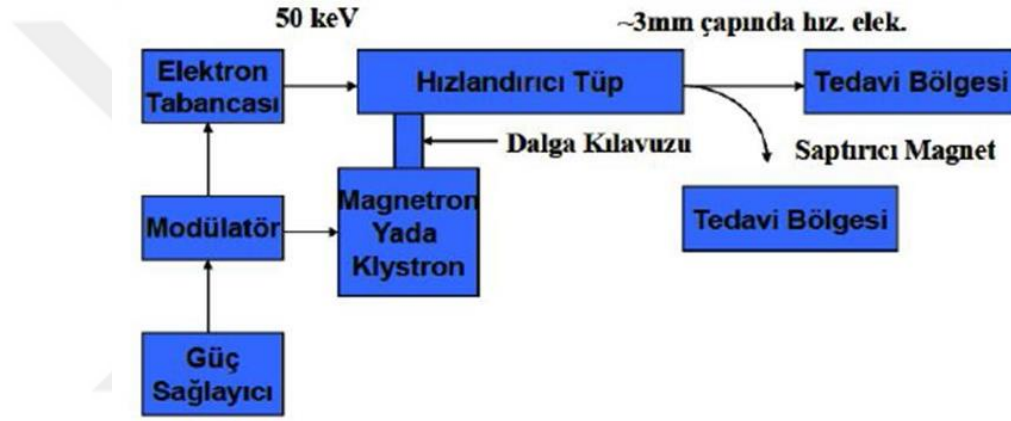
Klinik olarak YART planlaması yapabilmek için Tedavi Planlama Sistemlerinin buna uygun olması gerekmektedir. Her tedavi planlama sistemine üretici firmaların geliştirdiği yazılımların yüklenmesi ile markası ne olursa olsun her TPS, YART planına uygun hale getirilebilmektedir.

## **2.5 Medikal Lineer Hızlandırıcı**

Radyoterapinin temelini X-ışınları ile yapılan tedavi oluşturduğundan, ilk tedavi cihazları konvansiyonel röntgen tüpleri içermekteydi. Bu cihazlar ancak birkaç yüz keV'e kadar X-ışınları üretebildiğinden, tedavi edilecek hastanın kemik dokusu ile yumuşak dokunun enerji soğurumları arasındaki fark önemli bir sorun oluşturmaktaydı. Bu sorunu önleyebilmek için daha yüksek enerjili X-ışını üretebilen bir lineer hızlandırıcı 1928 yılında İsveçli fizikçi Wideöe tarafından tasarlandı (19).

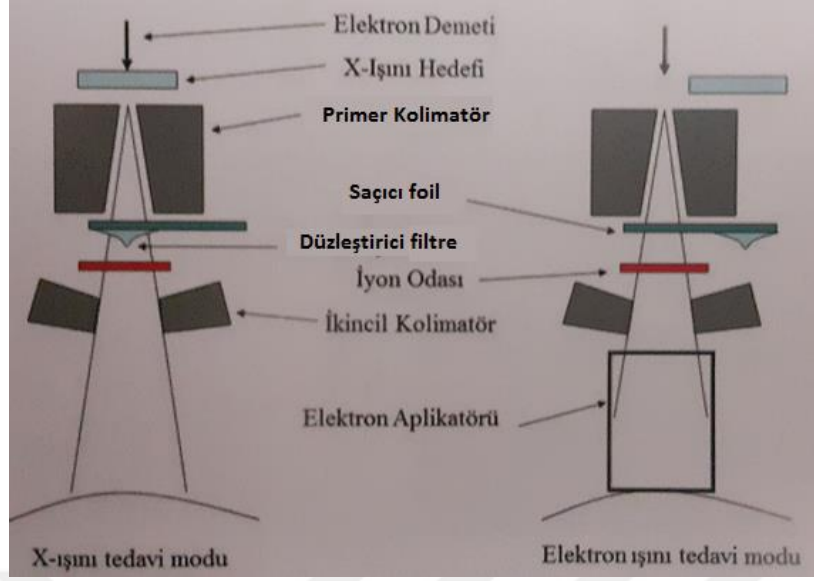
Lineer hızlandırıcılar lineer bir tüp içerisinde yüklü parçacıkları (elektron) yüksek enerjilere hızlandırmak için yüksek elektromanyetik dalgaları kullanan cihazlardır. İçerisinde güç sağlayıcı, modülatör, elektron tabancası, hızlandırıcı tüp, magnetron ve klystron ile elektronlara yön verici mıknatıslar bulunur. İlk olarak elektron tabancasında üretilen yaklaşık 50 keV enerjili elektronlar, magnetronda üretilen 3000 MHz/sn frekanslı mikrodalgaların tepelerine bindirilerek MeV mertebesine kadar hızlandırılmaktadır (3).

Medikal lineer hızlandırıcıların çalışma şekli kısaca şöyledir: Güç sağlayıcıda oluşan yüksek doğru akım modülatör içerisinde bulunan atma (pals) oluşumunu sağlayan tyatron tüpünü tetikler ve darbeler halinde elektron tabancasına aktarılır. Elektron tabancasında oluşan 50 keV enerjili elektronlar, düşük enerjili hızlandırıcılarda magnetron veya yüksek enerjili hızlandırıcılarda klystron ile üretilen 3000 MHz/sn frekanslı mikrodalgaların tepesine bindirilmek suretiyle MeV mertebesine kadar hızlandırılır. Hızlandırma işlemi havası alınmış (iyonlaşmayı önleme amaçlı) hızlandırıcı tüp içerisindeki odacıklarda gerçekleştirilir (Şekil 2.6). Hızlandırılmış elektronlar yön verici mıknatıslar yardımıyla yüksek atom numarasına sahip tungsten hedefe çarptırılarak frenleme X-ışınları elde edilir (3).



Şekil 2.6 Medikal lineer hızlandırıcı şeması

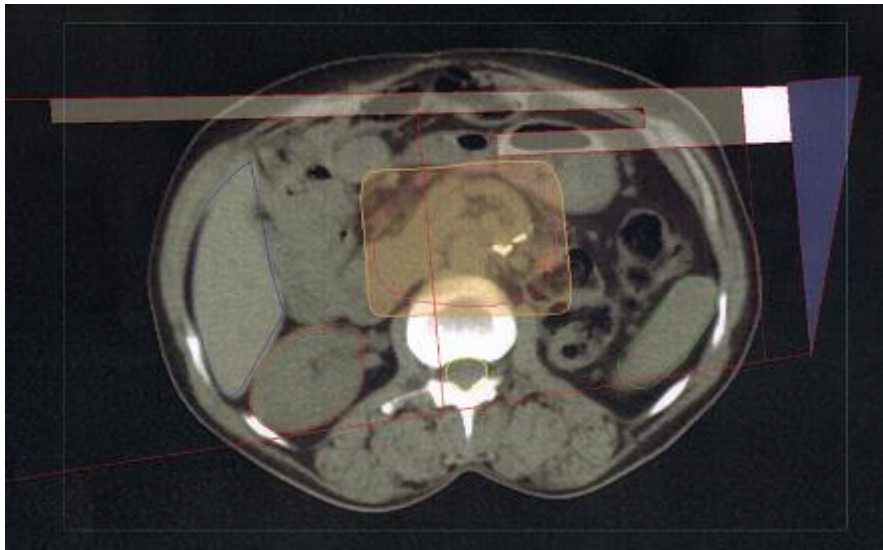
Medikal lineer hızlandırıcılarda oluşturulan elektronlar cilde yakın tümörlerin tedavisinde kullanılırken (Şekil 2.7), X-ışınları derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılır (19,20). Oluşan elektronlar ince demet halinde olduklarından hastaya gönderilmeden önce saçıcı foilden (scattering foil) geçer. X-ışınları ise daha çok merkezi eksene doğru saçılacağından dolayı hastaya ulaşmadan önce düzleştirici filtreden geçer (Şekil 2.7).



Şekil 2.7 Medikal lineer hızlandırıcı kafasında X-ışını ve elektron üretimi sırasında kullanılan bileşenler

## 2.6 Kama (Wedge) Filtreler

Kama şeklinde sert ve yoğun malzemeden (kurşun, çelik) yapılmış dereceli ışın azaltıcılarıdır. Radyasyon alanına yerleştirilerek alanın doz dağılımını değiştirirler. Oluşacak yeni etkileşimler (ikincil elektronlar) düşünülerek hastadan en az 15 cm uzaklıkta konumlandırılmalıdırlar. Özellikle tanjansiyel ışınlamalarda kullanılır ve böylece oluşacak olan yüksek doz alan sıcak alanların ve eksik doz alan soğuk alanların oluşmasını engellerler (Şekil 2.8).

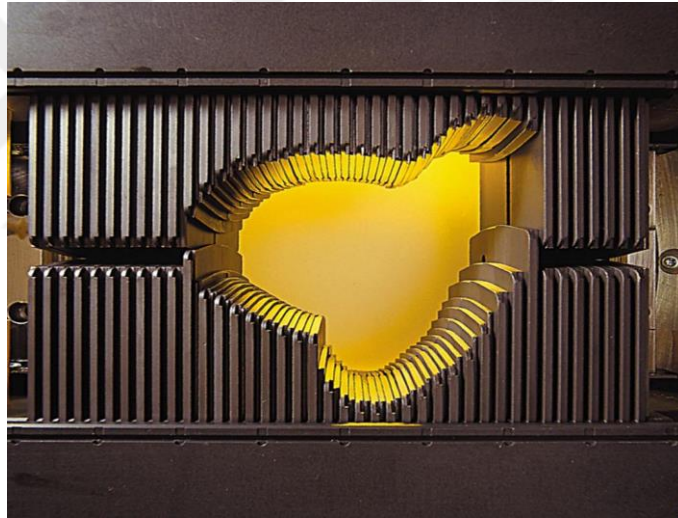


Şekil 2.8 Kama (Wedge) filtre

Kama filtreler, cihazın kafasına sabit 60° olarak yerleştirilen motorize veya bir kolimatörün kapalı durumdan açık, açık durumdan kapalı duruma hareket etmesiyle doz dağılımı oluşturan dinamik (sanal) filtreler olarak iki şekilde tasarlanmıştır (3).

## 2.7 Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK)

Çok Yapraklı Kolimatör (ÇYK), birçok yapraktan oluşan, alan şekillendirme işlemi ve riskli organların korunmasına yönelik kullanılan kurşun yapılarıdır (Şekil 2.9). Genel olarak yaprakların genişliği 1-5 cm aralığında olan ÇYK'lar üretici firmaya göre değişen farklı tasarımlara sahiptir. Bu tasarımlar oluşacak olan penumbra (yarı gölge) bölgelerini etkiler. Varian ve Elekta marka cihazlara ait ÇYK'larda oluşan penumbra bölgesi Siemens'e göre daha fazladır. Penumbranın fazla olması istenilmeyen bir olaydır (19, 21).



Şekil 2.9 Çok yapraklı kolimatör (ÇYK)

## 2.8 Hedef Hacim Tanımlamaları

Radyasyon tedavisinde iyi bir tedavi planlaması yapılabilmesi için çeşitli tümör hacim kavramları tanımlanmıştır. Bu hacim kavramları ICRU 50 (International Commission on Radiation Units and Measurements) ve ICRU 62 protokollerine göre aşağıda anlatıldığı şekilde ifade edilir (22).

**Görüntülenebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume-GTV):** El ile hissedilebilen, BT ya da MRG görüntüleri ile tespit edilebilen görüntülenebilir tümör hacmidir. Tümör hacimlerinin en yoğun olduğu bölgedir (22).

**Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume-CTV):** Klinik çalışmalar, gross tümörün etrafında görüntülerle teşhis edilemeyen subklinik hücrelerin var olduğunu ortaya koymuştur. Bu nedenle GTV'nin yanı sıra bu bölgelerin de tedavi alanına dahil edilmesi gerekmektedir. CTV bölgeleri radyasyon onkoloğu tarafından belirlenirken, birden fazla CTV bölgesi olabilir. CTV1 tümörün subklinik yayılımını ifade ederken, CTV2 lenf nodlarını gösterebilir (23).

$$CTV = GTV + \text{Subklinik hastalık bölgesi}$$

**Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume-PTV):** Tedavide oluşabilecek hata payları da dikkate alınarak verilmek istenen dozu CTV içinde oluşturmak için, ışın alanlarının ve boyutlarının doğru olarak seçilebilmesi bu hacmin belirlenmesine bağlıdır. PTV bölgesinin oluşturulmasındaki temel nedenler; solunum, sindirim ve kalp gibi iç organ hareketleri ve günlük hasta pozisyonunun kesin doğrulukla tekrar edilememesi gibi olumsuzlukları en aza indirmektedir (23). Bunları en aza indirmek için PTV bölgesi oluştururken CTV hacmiyle birlikte, internal ve set-up marjı (hasta payı) da verilir. İnternal marj (İM), CTV'nin pozisyon, hacim ve şeklinde görülen fizyolojik değişiklikleri içerir (ör: mesane ve rektumun her tedavide farklı dolulukta olması; solunum, barsak ve kalp hareketleri, vb.). Set-up marjı ise, hasta tedaviye alınırken, teknikerden kaynaklanan, hastayı pozisyonlama hatalarını içerir.

$$PTV = CTV + \text{İnternal Marj (İM)} + \text{Set-up Marjı (SM)}$$

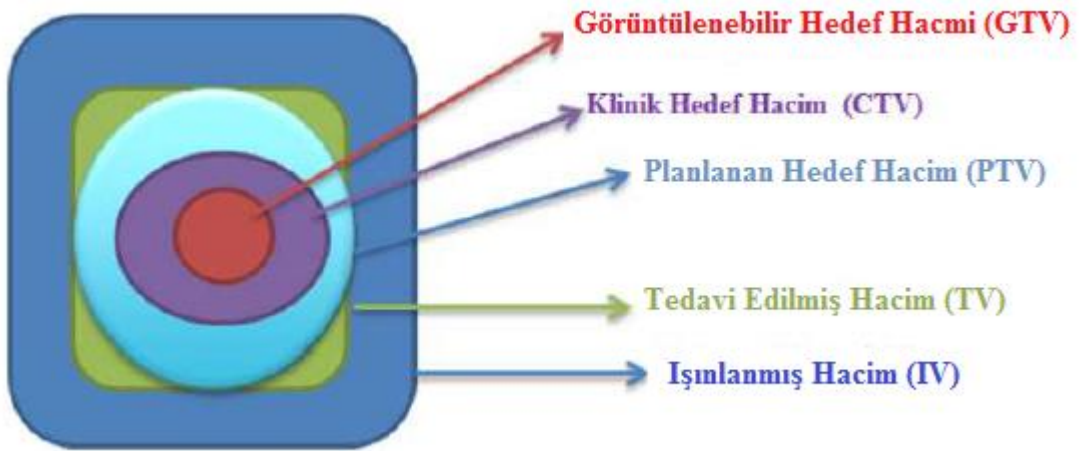
**Planlanan Riskli Hacim (Planning Organ at Risk Volume-PRV):** Tedavi planlamasına ve uygulanacak toplam doza, komşu organların radyasyon duyarlılıkları ve görülebilecek erken ve geç yan etkiler göz önüne alınarak karar verilmelidir. Omurilik gibi bazı organlarda görülebilecek yan etkiler geç dönemde görülebilir, ancak yüksek dozlarda kalıcı olabilmektedir. Mukozit, ishal gibi erken yan etkiler ise tedaviye ara verilmesine neden olabilir. Doku ve organların tolere edebilecekleri doz limitleri bellidir ve bu dozlar

aşılmamalıdır. Tedavide anlamlı bir doz alan ve tedavi planlamasını etkileyebilecek bu gibi 'Risk Altındaki Organlar' (RAO) belirlenirken IM ve SM ilave edilmelidir (23, 24).

$$PRV = RAO + IM + SM$$

**Tedavi Edilmiş Hacim (Treated Volume-TV):** PTV, tedavi edilmek istenen hacimdir ve ideal olarak tedavi edilmiş hacimle örtüşmesi istenir. Ancak her kesitte PTV sınırlarında istenilen dozun verilebilmesi için seçilen tedavi planında PTV'den daha büyük bir hacim, verilmek istenen dozu almaktadır. Örneğin bir tedavi planında PTV'yi kapsayan %95'lik izodoz radyasyon onkoloğu tarafından tedavi dozunun verilmesi gereken referans izodoz olarak seçilirse, genelde bu izodozun kapsadığı hacim PTV'den geniş olmaktadır. Tedavi planlamasında bu farkın en aza indirilmesine çalışılır (23,25).

**Işınlanmış Hacim (Irradiated Volume-IV):** Her organa özgü tolerans dozuna göre anlamlı bir doz alan tüm normal doku hacimlerini de içermektedir (örneğin meme ışınlamasında aynı taraf akciğerinin 20 Gy alan hacminin belirlenmesi ( $V_{20} < \%10$ ) gibi). Bu hacimdeki doz hem gerçek (absolüt) doz değeri olarak, hem de PTV için belirlenen dozun yüzde oranı olarak belirtilmelidir (24). Konformal ve yoğunluk ayarlı radyoterapinin yaygın olarak uygulamaya başlamasıyla, hedef hacim belirlemede kullanılan limitler azalmıştır. Şekil 2.10'da ICRU 62'de tanımlanmış hacimler şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.10 ICRU 62'de tanımlanmış GTV, CTV, IV, PTV, TV'nin şematik gösterimi

## 2.9 Meme Radyoterapisinde Hedef Hacim ve Kritik Organ Dozları

Meme ışınlanmasında radyoterapinin asıl amacı, hedef tümörlü hacme maksimum dozu verip, çevresindeki korunması gereken kritik organları minimum doza maruz bırakmaktır. Bunun için her kritik organ için farklı tolerans dozları verilmiştir. Meme ışınlanmasında kritik organlardan biri olan taraf akciğerin 20 Gy doz aldığı aldığı supralı hacim ( $V_{20Gy}$ ), %15'in altında, 5 Gy doz aldığı hacim ( $V_{5Gy}$ ), %20'nin altında olmalıdır (19). Akciğerin %25'inin 20 Gy ve üzerinde doz alması durumunda pnomoni riski artmaktadır (26). Karşı meme için verilen tolerans dozu ortalama olarak 5 Gy'in altında olmalıdır. Kalp için  $V_{20Gy}$  değeri, %10'un altında olmalıdır. Kalbin 35 Gy ve üzerinde doz alması durumunda kardiyak riskinde artma gözlenmektedir (24). Spinal kord için maksimum doz değeri 45 Gy ve altında olmalıdır. Tiroid için  $V_{26Gy}$  değeri %20'nin altında olmalıdır. Bu değerler göz önüne alındığında radyoterapide meme ve mamaria interna bölgesine en fazla 50 Gy doz verilmektedir. Mastektomili hastalarda 45-50 Gy doz yeterli iken, meme koruyucu cerrahi uygulanan hastalarda elektron veya foton ile 10-15 Gy boost (ek doz tedavisi) yapılmalıdır (24). Meme ışınlanmasında kritik organlar için verilen tolerans doz değerleri aşağıda (Tablo 2.1) verilmiştir.

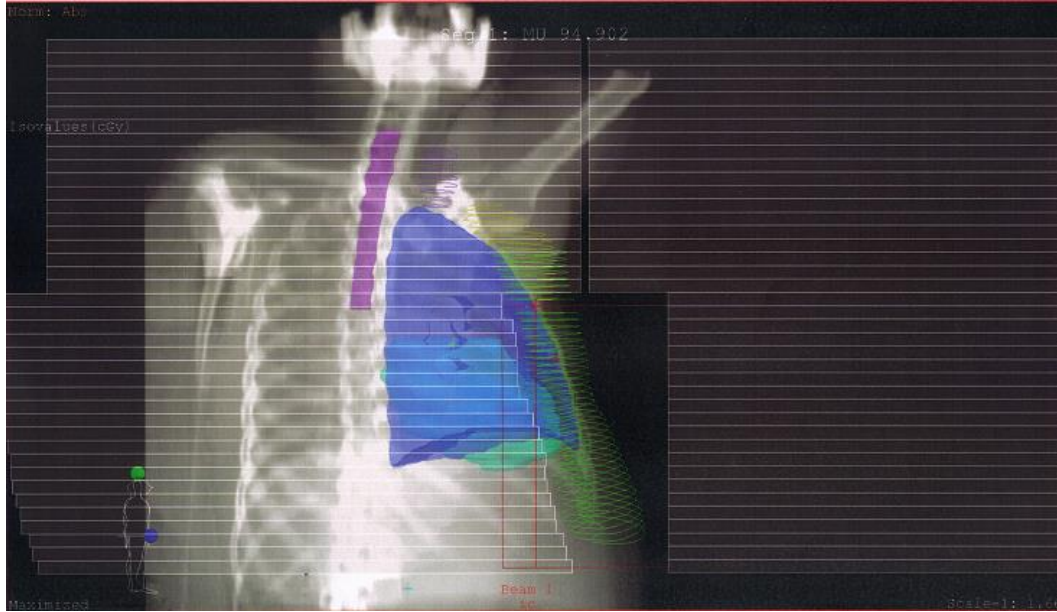
**Tablo 2.1** Meme ışınlanmasında kritik organların tolerans doz değerleri

<b>Kalp</b>	$V_{20Gy}$	$\leq \%10$
<b>Taraf Akciğer</b>	$V_{20Gy}$ (Supralı)	$\leq \%35$
	$V_{20Gy}$	$\leq \%15$
	$V_{5Gy}$	$\leq 20\%$
	$V_{5Gy}$ (IMRT)	$\leq 30\%$
<b>Tüm Akciğer</b>	$V_{20Gy}$	$\leq \%30-35$
	$V_{5Gy}$	$\leq \%65$
<b>Karşı Meme</b>	Ortalama	$\leq 5$ Gy
<b>Brakiyal Pleksus</b>	Maksimum	$< 66$ Gy
	$V_{60Gy}$	$< \%5$
<b>Özafagus</b>	$V_{50Gy}$	$< \%32$
	$V_{60Gy}$	$< \%33$
<b>Tiroid</b>	$V_{26Gy}$	$< \%20$
<b>Spinal Kord</b>	Maksimum	$\leq 45$ Gy
<b>Humerus</b>	$V_{40Gy}$	$\leq \%2$

## 2.10 Meme Radyoterapisinde Planlama Teknikleri

### 2.10.1 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) Tekniği

Konformal radyoterapi tekniği, üç boyutlu tümör/hasta bilgisi temel alınarak, ÇYK'ler yardımıyla hedef hacmin şekline olabildiğince iyi uyumlu doz dağılımları oluşturur ve böylece tümöre tanımlanan maksimum homojen dozu, normal dokulara ise minimum dozu vermeyi amaçlar (Şekil 2.11). 3BKRT tekniğinde önce BT simülasyonu çekilerek, hastanın kesitsel üç boyutlu anatomik görüntüsü elde edilir. Bu kesitsel görüntüler yardımıyla, radyasyon onkoloğu hedef hacimleri ve korunması gereken kritik organların yerlerini belirler (konturlar) (27).



Şekil 2.11 3BKRT ile oluşturulmuş hedef PTV hacmi

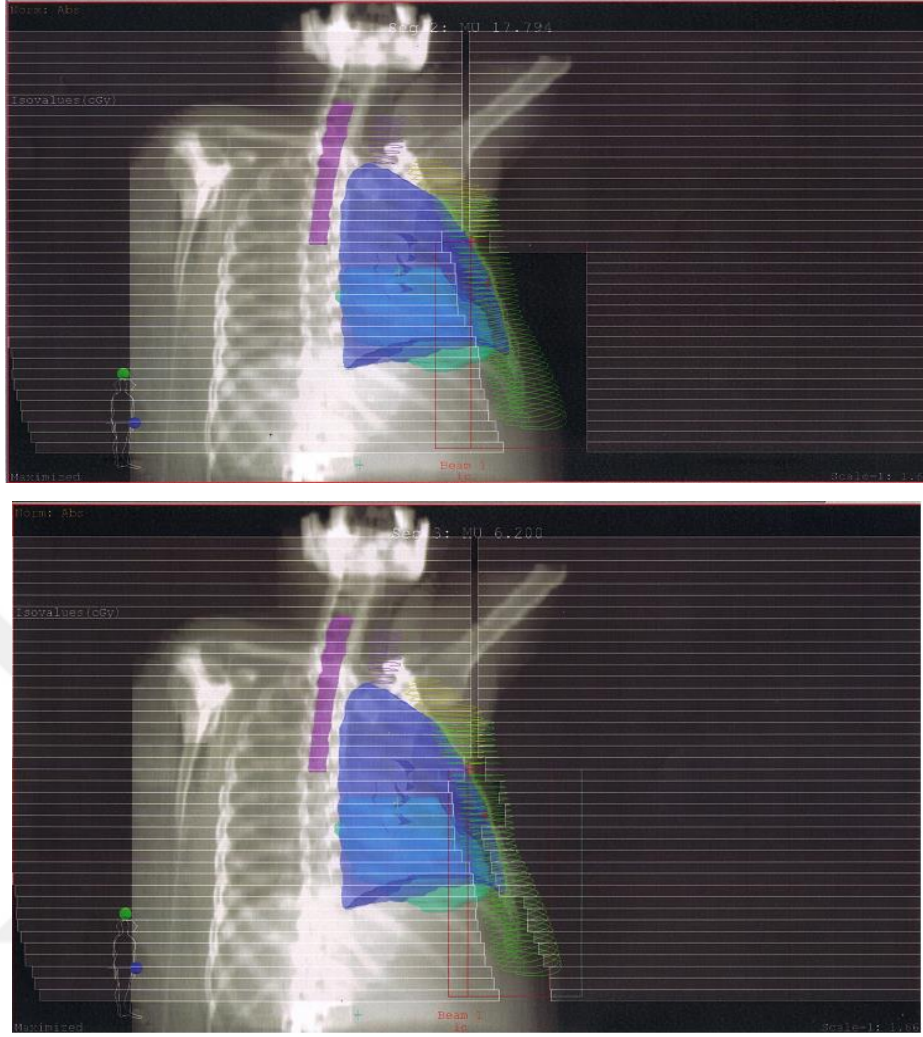
Meme kanseri hastalarının 3BKRT tedavi planı iki tanjansiyel ve bazen radyasyon onkoloğunun belirlediği kriterlere göre dahil edilen supra ve aksilla alanlarından oluşur. Bu alanlar tümörün yerine ve çevresindeki kritik organlara göre belirli açılarla verilen ışınlardan meydana gelir. Alanları şekillendirme işleminde ve kritik organların korunmasında ÇYK'lerden yararlanır (25).

### 2.10.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Tekniği

Yoğunluk ayarlı radyoterapinin asıl amacı, konformal radyoterapiye kıyasla hedef hacim kenarında daha keskin doz düşüşü sağlayarak konformalitesi daha yüksek bir tedavi sağlamaktır (28). Böylece YART tekniği tümör tarafından sarılmış normal dokuları daha iyi korumamızı sağlarken tümöre verilen dozu da arttırmamıza yardımcı olmaktadır. Bu özellikler dikkate alınarak YART tekniği, meme kanseri gibi hastaların yaşam kalitesine katkıda bulunulabilir.

Konformal radyoterapi tekniğinin geliştirilmiş bir şekli olan yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde (YART), kullanılan demet yoğunluğu ile ışınlanan alanda daha iyi bir doz dağılımı ve kritik organ koruması yapılabilir. YART'da ana demet, hedef bölgede ÇYK'ler aracılığıyla, farklı yoğunluklar oluşturacak şekilde ayarlanmış daha küçük demetçiklere veya segmentlere bölünür.

Meme kanseri hastalarının YART planlaması yapılırken, kullanıcı demet bilgilerini tedavi planlama sistemine (TPS) tanımlar. İstenilen en iyi doz dağılımı elde edilinceye kadar deneme yoluyla demet bilgileri değiştirilerek planlama yapılır. YART'da 3BKRT'ye benzer ışın yönelimleri kullanılmakta, ancak yüksek doz alan bölgelerdeki dozu düşürüp, doz homojenliğini daha iyi hale getirmek için alt alanlar (segmentler) oluşturulur (Şekil 2.12). Hastanın ışınlanması sırasında yaprak pozisyonu ve gantri açısı sabit olup, o alana ait ışınlama bittikten sonra yapraklar bir sonraki alt alanın şeklini almakta ve tekrar ışınlama başlamaktadır. Bu süreç oluşturulan alt alan sayısı kadar tekrarlanmaktadır.



Şekil 2.12 YART tekniğinde oluşturulan segmentler

## 2.11 Tedavi Planlarını Karşılaştırma Teknikleri

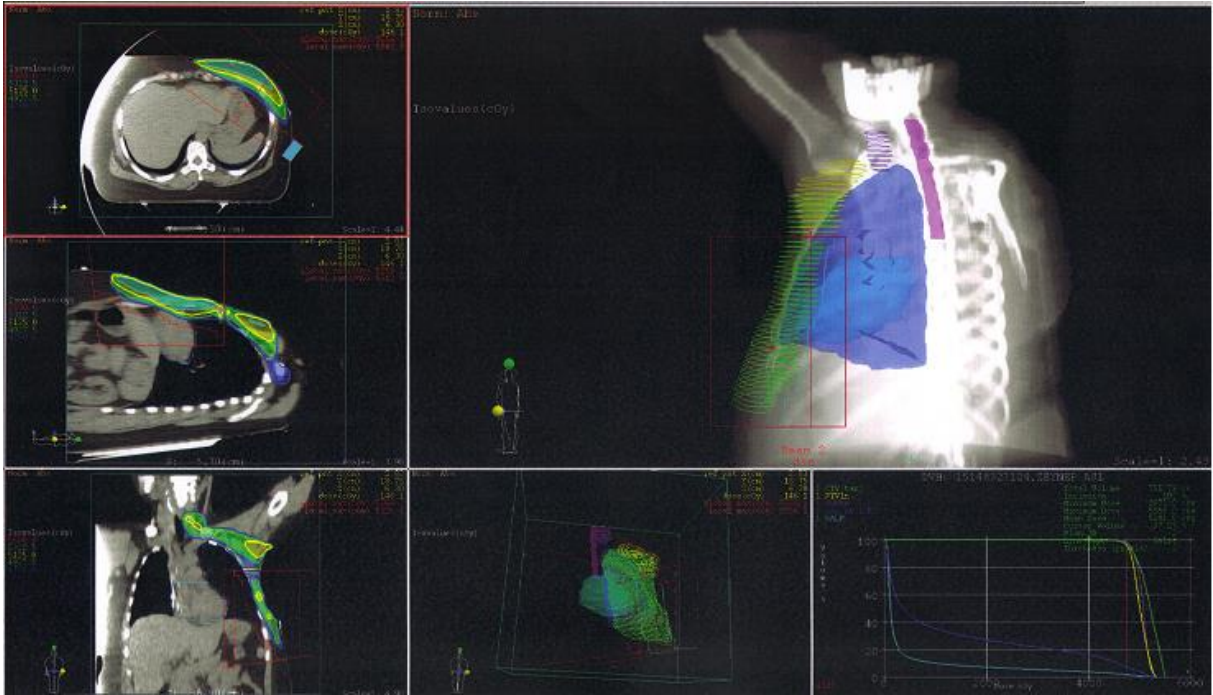
Farklı ışınlama teknikleri ile oluşturulmuş tedavi planlamaları, izodoz eğrileri ve doz-hacim histogramları kullanılarak doğrudan karşılaştırılabilir. Ayrıca planların nicel karşılaştırmaları hedef hacimdeki doz homojenliği ve uygunluk indeksi kullanılarak da yapılabilmektedir.

### 2.11.1 İzodoz Eğrileri

Doz dağılımı genellikle belirlenen doz noktasında %100'e normalize edilir. İzodoz eğrileri belirlenen dozun bir yüzdesi olarak eşit doz çizgilerini temsil eder (Şekil 2.13). İzodoz

dağılımı, ilk olarak PTV'nin öngörülen doz dağılımını ve daha sonra riskli organlar içindeki yüksek doz ve düşük doz değerlerini aksiyal, koronal ve sagittal kesitlerde karşılaştırır (24).

İzodoz eğrilerini etkileyen dört temel parametre tanımlanır. Bunlar; ışın kalitesi, kaynak cilt mesafesi (SSD), kolimasyon ve filtreler ile alan boyutudur.

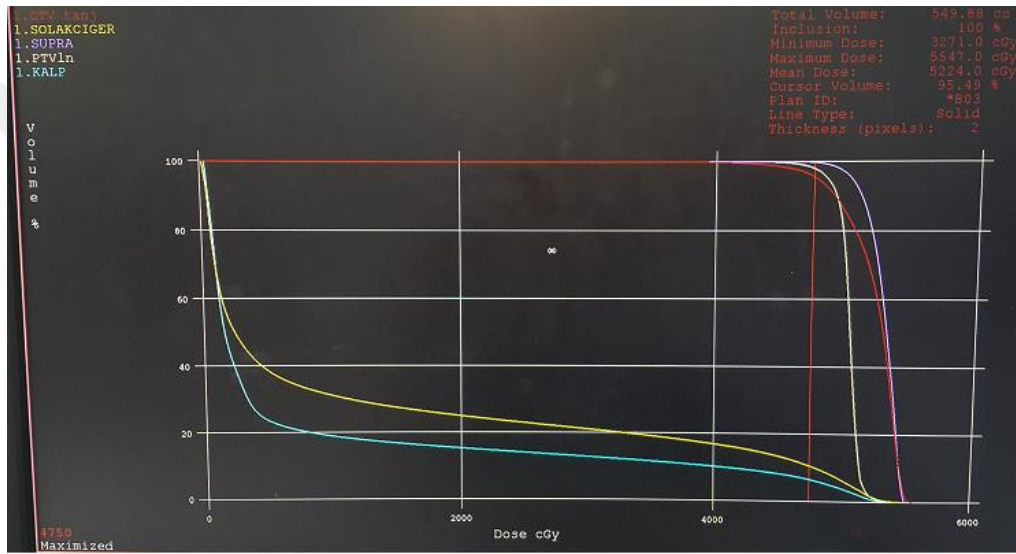


Şekil 2.13 Üç kesitte oluşturulmuş izodoz şemaları

### 2.11.2 Doz Hacim Histogramı (DVH)

Doz dağılımının izodoz eğrileri şeklinde gösterimi sadece uniform doz, yüksek doz ya da düşük doz bölgelerini göstermek için değil, aynı zamanda anatomik yerleşimlerini ve yayılımlarını göstermek için de kullanışlıdır. 3BKRT tedavi planlamasında, bu bilgi zorunludur fakat hedef ve kritik organlar gibi belirlenmiş yapılar doz-hacim histogramlarıyla desteklenmelidir. Bir DVH, sadece hangi büyüklükteki hacmin ne kadar doz aldığına ilişkin nicel bilgiyi sağlamakla kalmaz, aynı zamanda ilgili anatomik yapıların her biri için tek bir eğride tüm doz dağılımını da özetler. Bu nedenle DVH, verilen bir planı değerlendirmek ve rakip planları karşılaştırmak için oldukça iyi bir parametredir.

DVH'ler diferansiyel ya da kümülatif formda gösterilebilir (Şekil 2.14). İlk olarak ilgili hacim voksel olarak adlandırılan ve bir voksel içinde dozun değeri değiştirmedeği yeterli küçüklükteki volüm elementlerine bölüştürülür. İlgili yapı hacminin diferansiyel DVH'ini o kutuya tahsis edilen doz aralığı içindeki doza sahip tüm voksellerin toplam hacimlerini belirten kutu histogramıdır. Biri hedef hacmin çevresinde daha düşük doz kutusuna, diğeri ise hedef hacmin merkezinde daha yüksek doz kutusuna katılır. Bir kümülatif DVH, verilen bir doz kutusunun tahsis edilmesiyle oluşturulur ve diferansiyel DVH üzerinde verilen dozu ya da bu dozun üzerini alan tüm kutuların toplam hacimlerine eşit bir değerdedir.



Şekil 2.14 Doz hacim histogramı (DVH)

Diferansiyel form doz değişimi ve homojenliğinin hızlı görsel incelemesini iyi bir şekilde vermektedir. Bu hedef hacimdeki soğuk noktaları ve normal organlardaki sıcak noktaları bulmada oldukça önemlidir. Kümülatif form, sıcak ya da soğuk noktalarda dokunun toplam hacmini değerlendirmeyi kolaylaştırır ve daha fazla tercih edilen bir formattır (3).

### 2.11.3 Konformite İndeksi (CI)

Konformite indeksi tedavi edilen hacmin tamamının verilen dozu alıp almadığını gösteren bir ifadedir. Matematiksel olarak denklem 1'deki bağıntıyla hesaplanır.

$$CI = \frac{\text{Tedavi Hacmi}}{\text{Hedef Hacim}} \quad (\text{Denklem 1})$$

Burada ışınlanan hacim, tanımlanan dozun kapsadığı PTV hacmini; hedef hacim ise toplam PTV hacmini göstermektedir. RTOG kriterlerine göre CI değeri 1'e eşit olduğunda ideal doz dağılımından bahsedilebilir. CI değeri 1'den büyükse, ışınlanan hacim hedef hacimden büyüktür. CI 1'den küçük ise hedef hacim kısmi olarak ışınlanıyordur. RTOG yayınları konformalite indeksini tedavi planının uygunluk derecesini tahmin etmede kullanır. CI için 1 değeri nadir olarak elde edilir. İndeks değeri 1-2 arasında ise tedavinin tedavi planı ile uyumlu olduğu değerlendirilir. 2-2,5 arası ise veya 0,9-1 arası ise küçük sapmalar mevcuttur. İndeks 0,9'dan küçük veya 2,5 değerinden büyük ise büyük sapma olduğu varsayılır (29).

#### 2.11.4 Homojenite İndeksi (HI)

Homojenite indeksi (HI) ICRU tarafından yayınlanan Rapor 83'e göre denklem 2'deki bağıntıyla hesaplanır (30).

$$HI = \frac{D_{\%2} - D_{\%98}}{D_{\%50}} \quad (\text{Denklem 2})$$

Burada  $D_{\%2}$  hedef hacmin %2'sinin aldığı doz (yaklaşık maksimum doz),  $D_{\%98}$  hedef hacmin %98'inin aldığı doz (yaklaşık minimum doz),  $D_{\%50}$  ise hedef hacmin %50'sinin aldığı doz (yaklaşık ortalama doz) olarak tanımlanmaktadır. HI değeri 0 olduğunda ilgilenilen hacim tam olarak homojen dağılıma sahip demektir. Artan HI değerlerinde ise homojen doz dağılımı azalır (30).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1 Gereçler

Bu çalışma Ekim 2015 ve Mart 2016 tarihleri arasında Şanlıurfa Mehmet Akif İnan Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Ünitesi'nde gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda onbeş mastektomili meme kanseri hastasının tedavi planlaması, General Electric marka simülasyon cihazı, CMS marka XIO Version 4.8 TPS ve Electa-Synergy marka lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır.

##### 3.1.1 General Electric Marka Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Çalışmamızda General Electric marka BrightSpeed 16 model tüm vücut X-ışını bilgisayarlı tomografi simülasyon cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.1). 24 W'lık X-ışını çıkış kapasitesine sahip bu cihazla, 120 keV enerji ve 200 mA akım değerleri ile çekim yapılabilmekte ve 2.5-5.0 mm arasında kesit kalınlığı kullanılarak, vücudun istenen bölgesinde, geniş bir diagnostik kapasiteyle, transaksiyel görüntüler elde edilebilmektedir.



Şekil 3.1 General Electric marka Bright Speed 16 model BT simülasyon cihazı

Görüntülemeye ayrıca, daha iyi yumuşak doku kontrastına sahip Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) cihazı da kullanılmıştır. Konturlama esnasında kitlenin daha iyi görüntülenip BT görüntüsüne konturlamak için, kontrastlı-T1 ağırlıklı MRG görüntüsü, BT görüntüsü ile füzyon yapılmıştır.

### 3.1.2 Hasta Sabitleme Sistemi (İmmobilizasyon)

Hastaya uygulanan radyoterapinin başarılı olabilmesi için, görüntü alınması, simülasyon ve tedavinin verilmesi sırasında, pozisyonun aynı olması gereklidir. Bu üç aşamadan herhangi birinde hasta pozisyonunun farklı olması tedavinin başarısını doğrudan etkilemektedir. Hastaya aynı pozisyonun verilmesinin sağlanabilmesi, hastanın istenen pozisyonda rahat olması ve tedavinin her aşamasında hasta pozisyonunun tekrarlanabilmesi için ilave araçlar kullanılır. Bu araçlara hasta sabitleme sistemleri (immobilizasyon) denir. Hastayı sabitleme amaçlı kullanıldığı gibi, ışınlanmasını istemediğimiz organların tedavi alanının dışına çıkarılması için de kullanılırlar ve tedavi edilecek bölgeye göre farklılıklar gösterirler.

Meme hastası immobilizasyonunda öncelikle hasta yüz yukarı pozisyonda orta hatta yatırılır (Şekil 3.2). Sternum olabildiğince yere paralel olacak şekilde açlandırılır. Kafa uygun baş altı destekle karşı tarafa çevrilir ve gerekirse diz altına sabitleyici yerleştirilir. Daha sonra tedavi edilecek taraftaki kol mümkün olduğunca yukarıda olacak şekilde kol sabitleyicilerle sabitlenir.



Şekil 3.2 Meme sabitleyici sistem

### 3.1.3 Elekta-Synergy Marka Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Kullanılan Elekta-Synergy marka linak cihazı (Şekil 3.3), 6 MeV ve 18 MeV olmak üzere iki foton enerjisine; 4, 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV enerji değerlerinde elektron enerjilerine sahiptir. ÇYK sistemi sayesinde tedavi sırasında, hastaya özel planlar çizilmekte ve hastanın tümörüne uygun alanlar oluşturulabilmektedir. Kullanılan XIO planlama sistemi sayesinde Elekta-Synergy marka linak cihazında üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) tedavi tekniği uygulanmaktadır. Bu cihaz ayrıca yoğunluk ayarlı radyoterapi YART opsiyonuna da sahiptir. Kaynak cilt mesafesinde (SSD) foton enerjileri için en az 0.5x0.5 cm, en fazla 40x40 cm alan boyutları oluşturulabilirken, elektron enerjileri için en az 4x4 cm ile en fazla 25x25 cm alan boyutları oluşturulabilmektedir. Cihaz 60° motorize kama filtreye (wedge) sahiptir. Yukarı aşağı, sağa-sola, ileri-geri ve izomerkez etrafında 180° dönebilen masası sayesinde tüm açılarda tedavi yapılabilir (31).



Şekil 3.3 Elekta-Synergy marka medikal lineer hızlandırıcı cihazı

### **3.1.4 XIO Tedavi Planlama Sistemi**

Bir kanser hastası için tedavi sürecini planlarken iyi bir tedavi planı oluşturulması son derece önemlidir. Bu radyasyon dozu verilerinin hesaplandığı veri dosyalarının toplamından oluşmaktadır. Bir tedavi planı, radyasyon kaynaklarının hastaya nasıl uygulandığını belirler ve hastaya ilişkin bilgileri, kullanılan radyasyon kaynağına ilişkin bilgileri ve radyasyonun hastaya nasıl uygulanacağını açıklayan bilgileri içerir.

XiO tedavi planlama sistemi eksternal ışın radyasyon tedavisi veya brakiterapi reçetelenen tüm kanser hastaları için tedavi planı oluşturmak amacıyla kullanılmaktadır. Sistem, 3BKRT ve IMRT planlaması yapacak şekilde ayarlanmış olup belirli bir tedavi planı düzeni için hastadaki iki veya üç boyutlu radyasyon dozu dağılımlarını hesaplayıp ekranda ve yazıcı çıktısı olarak görüntülenmesini sağlar (32).

## **3.2 Yöntem**

### **3.2.1 Hastaların Genel Özellikleri**

Örnek grubun belirlenmesi için temel kriter, mastektomi geçirmiş ve lenf nodu tutulumuna sahip olmaları olarak belirlenmiştir. Örnek grubun bu kriterlerle belirlenmesindeki amaç; BT pozisyonlamasından başlayıp tedavi planının yapılacağı hasta verilerinin oluşturulmasına kadar bütün aşamalarda gerçek bir tedavinin simülasyonunu yapmaktır. Lenf nodu tutulu hasta grubu seçiminin amacı geniş alan meme ışınlamasının farklı teknikler açısından karşılaştırılacak olmasıdır. Belirlenen kriterleri sağlayan hasta grubu arasından seçilen 9 sol meme kanserli hasta ve 6 sağ meme kanserli hasta ile örnek grup belirlenmiştir. Çalışma kapsamında örnek grubun içindeki her hastanın 3BKRT ve FIF (Alan İçinde Alan) ışınlama teknikleriyle planları yapılmıştır.

### **3.2.2 Görüntüleme ve Konturlama**

Mehmet Akif İnan Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde, meme kanserli radyoterapi uygulanacak hastaların tedavilerinde uygulanacak sabit pozisyon

ile 2.5 ve 5 mm kalınlığındaki BT kesit görüntüleri oluşturuldu. Bu görüntüler ağ bağlantısı ile planlama sistemine DICOM formatında atıldı. Tedavi planlaması yapılacak hasta verileri Focal yazılımına yüklenerek, hedef hacim ve riskli organlar radyasyon onkoloğu tarafından tanımlandı. Radyoterapi fizikçisi tarafından tedavisi planlanan hastanın değerlendirmesi radyasyon onkoloğu ile birlikte tamamlanıp gerekli değişiklikler yapılarak hasta tedaviye alındı.

### **3.2.3 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT ) Tedavi Planlaması**

Tedavi planlamasının ilk basamağında tedavi tekniği olarak eş merkezli (isocentric) tedavi tekniği ve tedavide kullanılacak X-ışınının enerjisi 6 MeV seçildi. Daha sonra mastektomili meme kanseri hastalarında göğüs duvarı ışınlanması için belirlenen tedavi dozu 50 Gy (2 Gy x 25 fraksiyon) olarak belirlendi. Hedef hacim olan CTV (göğüs duvarını içerir) ve PTV (supra, aksilla ve mamaria interna lenf nodlarını içerir) için asimetrik kolimasyonlar yardımıyla eş merkezli dört adet foton demeti seçilip alanlar oluşturuldu. Göğüs duvarı ve mamaria interna lenf nodları tanjansiyel alanlarla, supra ve aksilla lenf nodları ise eşmerkezli oblik alanlarla ışınlandı. Alan ağırlıkları değiştirilerek optimum ışın ağırlıkları belirlendi. Ayrıca riskli organların korunması için ÇYK'lar kullanıldı. PTV hacminin kullanılan protokole göre belirlenen tedavi dozunun %95'ini (4750 cGy) alacak şekilde normalizasyon işlemi yapıldı.

### **3.2.4 Alan İçinde Alan (FIF) Tedavi Planlaması**

3BKRT tedavi planlamasında olduğu gibi planlamanın ilk basamağında tedavi tekniği olarak eş merkezli tedavi tekniği ve X-ışını enerjisi olarak 6 MeV seçildi. Daha sonra doz olarak 50 Gy (2 Gy x 25 fraksiyon) belirlendi. ÇYK'lar yardımıyla 3BKRT tedavi planlaması tekniğinde oluşturulan iki tanjansiyel (medial ve lateral) alanları altına minimum 1 ve maksimum 5 alt alan (segment) oluşturularak PTV'de oluşan yüksek dozlar azaltılmaya çalışıldı. Alt alan işlemi yapılırken ana alan ve alt alan arasındaki doz dağılımı dikkatli bir şekilde belirlendi. Bu işlemler sonrasında son olarak PTV'nin belirlenen tedavi dozunun %95'ini (4750 cGy) alacak şekilde normalizasyon işlemi yapıldı.

### 3.2.5 Planların Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz Yöntemleri

Tüm istatistiksel değerlendirmeler SPSS 22.0 programı yardımıyla yapıldı (33). Elde edilen değerler bağımsız değişken olup, normal dağılım analizi sonucu parametrik olmayan (non-parametrik) veriler olarak belirlendi. Verilerin analizi Kruskal–Wallis yöntemiyle yapıldı. P değeri için anlamlılık limiti 0,050 olarak seçildi ( $p < 0,050$ ).

İstatistiksel olarak anlamlı bulunan ( $p < 0,050$ ) değerlerin hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığını bulmak için Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testi seçilen ikili gruplara uygulandı. İstatistiksel anlamlılık için p değerinin 0,016'dan küçük olması gerekliliği kabul edildi ( $p < 0,016$ ).

## 4. BULGULAR

### 4.1 Hedef Hacim için Elde Edilen Bulgular

#### 4.1.1 Hedef Organ Hacimleri

Bu tez çalışmasında kullanılan mastektomili 9 sol meme ve 6 sağ meme kanserli hastanın ışınlanan PTV hacmi (göğüs duvarı + supra + axilla lenf nodları) Tablo 4.1’de verilmiştir.

**Tablo 4.1** Hastaların PTV hacimleri

Hasta No	Hedef Hacim Yerleşimi	PTV Hacmi (cc)
1	Sol Meme	565,37
2	Sol Meme	616,17
3	Sol Meme	703,79
4	Sol Meme	811,53
5	Sol Meme	656,47
6	Sol Meme	1303,57
7	Sol Meme	670,37
8	Sol Meme	752,72
9	Sol Meme	981,45
10	Sağ Meme	541,11
11	Sağ Meme	566,10
12	Sağ Meme	635,57
13	Sağ Meme	651,55
14	Sağ Meme	1159,37
15	Sağ Meme	826,66

#### 4.1.2 Hedef Hacim Dozları

Belirlenen hastalar için 3BKRT ve FIF planlama tekniklerine göre PTV’nin %2’sinin aldığı doz ( $D_{\%2}$ ), %50’sinin aldığı doz ( $D_{\%50}$ ), %98’inin aldığı doz ( $D_{\%98}$ ), PTV maksimum ve ortalama dozu ile istatistiksel analiz verileri Tablo 4.2’de verilmiştir.

**Tablo 4.2** PTV için D<sub>%2</sub>, D<sub>%50</sub>, D<sub>%98</sub>, maksimum, ortalama doz değerleri ile istatistiksel analiz verileri

Hasta No	D <sub>%2</sub> (cGy)		D <sub>%50</sub>		D <sub>%98</sub>		PTV maksimum		PTV ortalama	
	3BKRT	FIF	3BKRT	FIF	3BKRT	FIF	3BKRT	FIF	3BKRT	FIF
1	5612	5361	5151	5092	4983	4675	5956	5431	5135	5130
2	5675	5505	5258	5215	4781	4767	5771	5564	5264	5206
3	6134	5435	5247	5129	4647	4478	6378	5547	5304	5102
4	5842	5444	5200	5149	4086	4028	6124	5547	5175	5075
5	5700	5487	5314	5271	4524	4467	5886	5547	5255	5195
6	6258	5484	5329	5142	4771	4598	6631	5594	5380	5123
7	5914	5488	5255	5150	4649	4564	6141	5682	5264	5124
8	6105	5438	5423	5185	4853	4754	6300	5587	5435	5163
9	5866	5445	5271	5205	4761	4753	6215	5669	5273	5168
10	5570	5445	5147	5119	4718	4688	5673	5574	5148	5099
11	5662	4772	5257	5200	4547	4483	5798	5583	5228	5149
12	5814	5559	5368	5254	4804	4724	6000	5690	5351	5215
13	5505	5504	5213	5212	4619	4614	5576	5576	5176	5176
14	6006	5581	5365	5154	4597	4523	6263	5792	5338	5126
15	6026	5511	5294	5142	4784	4579	6299	5581	5341	5142
<b>İstatistik</b>										
<b>Ortalama</b>	5845	5430	5272	5174	4674	4579	6067	5597	5271	5146
<b>St. Sapma</b>	226	189	785	507	203	184	292	831	885	408
<b>Medyan</b>	5842	5484	5258	5154	4718	4598	6124	5581	5264	5142
<b>Maksimum</b>	6258	5581	5423	5271	4983	4767	6631	5792	5435	5215
<b>Minimum</b>	5505	4772	5147	5092	4086	4028	5576	5431	5135	5075
<b>P-Değeri</b>	0,000		0,000		0,050		0,000		0,000	

Hedef hacim için yaklaşık maksimum değeri olan ortalama  $D_{\%2}$  değerleri 3BKRT tekniğinde  $5845\pm226$  cGy, FIF tekniğinde ise  $5430\pm189$  cGy olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,000$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda  $D_{\%2}$  değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır.

Hedef hacim için ortalama  $D_{\%50}$  değerleri 3BKRT tekniğinde  $5272\pm785$  cGy, FIF tekniğinde ise  $5174\pm507$  cGy olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,000$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda  $D_{\%50}$  değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır.

Hedef hacim için yaklaşık minimum değeri olan ortalama  $D_{\%98}$  değerleri 3BKRT tekniğinde  $4674\pm203$  cGy, FIF tekniğinde ise  $4579\pm184$  cGy olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,050$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda  $D_{\%98}$  değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

Ortalama PTV maksimum değerleri 3BKRT tekniğinde  $6067\pm292$  cGy, FIF tekniğinde ise  $5597\pm831$  cGy olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,000$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda PTV maksimum değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır.

PTV ortalama değerleri 3BKRT tekniğinde  $5271\pm885$  cGy, FIF tekniğinde ise  $5146\pm408$  cGy olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,000$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda PTV ortalama değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır.

Farklılık oluşturan tekniği bulmak için Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney-U testi yapılarak, P değerine ( $P<0,016$ ) göre  $D_{\%2}$ ,  $D_{\%50}$ , PTV ortalama ile PTV maksimum değerleri için farklılık oluşturan tekniğin FIF tekniği olduğu görülmüştür.

#### 4.1.3 Konformite ve Homojenite İndeksi Değerleri

Belirlenen hastalar için 3BKRT ve FIF planlama tekniklerine göre PTV için konformalite (CI) ve homojenite (HI) indeksleri ile istatistiksel analiz verileri Tablo 4.3’de verilmiştir.

Ortalama CI değerleri 3BKRT tekniğinde  $1,066\pm 0,09$ , FIF tekniğinde ise  $1,028\pm 0,01$  olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,025$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda CI değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır.

**Tablo 4.3** PTV için konformalite ve homojenite indeksleri ile istatistiksel analiz verileri

Hasta No	CI		HI	
	3BKRT	FIF	3BKRT	FIF
1	1,040	1,020	0,180	0,070
2	1,010	1,010	0,170	0,140
3	1,060	1,030	0,280	0,180
4	1,400	1,070	0,330	0,270
5	1,060	1,050	0,220	0,190
6	1,050	1,010	0,270	0,170
7	1,050	1,040	0,240	0,170
8	1,020	1,010	0,230	0,130
9	1,020	1,010	0,210	0,130
10	1,040	1,030	0,160	0,140
11	1,080	1,050	0,210	0,190
12	1,030	1,020	0,180	0,150
13	1,040	1,040	0,180	0,170
14	1,050	1,030	0,260	0,200
15	1,050	1,010	0,230	0,180
<b>İstatistik</b>				
<b>Ortalama</b>	1,066	1,028	0,223	0,165
<b>St. Sapma</b>	0,090	0,010	0,040	0,040
<b>Medyan</b>	1,050	1,030	0,220	0,170
<b>Maksimum</b>	1,400	1,070	0,330	0,270
<b>Minimum</b>	1,010	1,010	0,160	0,070
<b>P-Değeri</b>	0,025		0,002	

Ortalama HI değerleri 3BKRT tekniğinde  $0,223\pm0,04$ , FIF tekniğinde ise  $0,165\pm0,04$  olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,002$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda HI değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır.

Farklılık oluşturan tekniği bulmak için Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney-U testi yapılarak, P değerine ( $P<0,016$ ) göre CI ve HI değerleri için farklılık oluşturan tekniğin FIF tekniği olduğu görülmüştür.

## **4.2 Kritik Organlar İçin Elde Edilen Bulgular**

### **4.2.1 Taraf Akciğer için Elde Edilen Bulgular**

Belirlenen hastalar için 3BKRT ve FIF planlama tekniklerine göre taraf akciğer için elde edilen maksimum, ortalama doz değeri ve  $V_{20Gy}$  (20 Gy ve üzeri doz alan hacim) değerleri ile istatistiksel analiz verileri Tablo 4.4’de verilmiştür.

Taraf akciğerin almış olduğu ortalama maksimum doz değerleri, 3BKRT tekniğinde  $5491\pm216$  cGy, FIF tekniğinde ise  $5341\pm944$  cGy olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,046$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda taraf akciğer maksimum doz değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır.

Farklılık oluşturan tekniği bulmak için Bonferroni düzeltmeli Mann Whitney-U testi yapılarak, P değerine ( $P<0,016$ ) göre taraf akciğerin almış olduğu maksimum doz değerleri için farklılık oluşturan tekniğin FIF tekniği olduğu görülmüştür.

Ortalama taraf akciğerin almış olduğu doz değerleri, 3BKRT tekniğinde  $1403\pm167$  cGy, FIF tekniğinde ise  $1382\pm161$  cGy olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,049$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda taraf akciğerin ortalama doz değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır.

Ortalama taraf akciğerin 20 Gy ve üzeri doz aldığı yüzde hacmin ( $V_{20Gy}$ ) değerleri, 3BKRT tekniğinde  $\%27,54\pm2,40$ , FIF tekniğinde ise  $\%27,27\pm2,24$  olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,0567$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda taraf

akciğer  $V_{20Gy}$  değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

**Tablo 4.4** Taraf akciğer için maksimum, ortalama doz değerleri ve  $V_{20}$  hacimleri ile istatistiksel analiz verileri

Hasta No	Maksimum (cGy)		Ortalama (cGy)		$V_{20Gy}$ (% Hacim)	
	3BKRT	FIF	3BKRT	FIF	3BKRT	FIF
1	5348	5301	1241	1237	25,2	25,06
2	5475	5358	1409	1398	28,77	28,73
3	5927	5384	1393	1379	28,31	28,2
4	5178	5192	1225	1225	25,07	25,01
5	5579	5448	1285	1279	24,99	24,97
6	5222	5221	1309	1304	26,32	26,46
7	5786	5427	1813	1773	30,15	29,2
8	5561	5366	1434	1374	28,53	27,91
9	5236	5195	1720	1695	32,23	31,92
10	5339	5340	1253	1246	24,9	24,86
11	5669	5462	1468	1452	28,87	28,81
12	5665	5427	1315	1298	25,49	25,29
13	5352	5352	1386	1386	27,82	27,76
14	5463	5423	1467	1437	31,02	30,05
15	5568	5219	1328	1253	25,43	24,9
<b>İstatistik</b>						
<b>Ortalama</b>	5491	5341	1403	1382	27,54	27,27
<b>St. Sapma</b>	216	944	167	161	2,40	2,24
<b>Medyan</b>	5475	5358	1386	1374	27,82	27,76
<b>Maksimum</b>	5927	5462	1813	1773	32,23	31,92
<b>Minimum</b>	5128	5192	1225	1225	24,90	24,86
<b>P-Değeri</b>	0,046		0,049		0,0567	

#### 4.2.2 Kalp için Elde Edilen Bulgular

Belirlenen hastalar için 3BKRT ve FIF planlama tekniklerine göre kalp için elde edilen maksimum, ortalama doz değeri ve  $V_{20Gy}$  (20 Gy ve üzeri doz alan yüzde hacim) değerleri ile istatistiksel analiz verileri Tablo 4.5’de verilmiştir.

**Tablo 4.5** Kalp için maksimum, ortalama doz değerleri ve  $V_{20Gy}$  hacimleri ile istatistiksel analiz verileri

Hasta No	Maksimum (cGy)		Ortalama (cGy)		$V_{20Gy}$ (% Hacim)	
	3BKRT	FIF	3BKRT	FIF	3BKRT	FIF
1	5136	5084	579	577	9,49	9,46
2	5240	5180	322	318	3,75	3,70
3	5878	5358	567	551	8,91	8,77
4	4960	4966	482	482	6,65	6,71
5	5509	5385	846	838	11,27	11,25
6	5109	4999	720	727	12,07	12,38
7	5446	5172	705	711	12,37	12,46
8	5520	5352	627	601	10,17	9,95
9	5063	5027	661	646	10,94	10,79
10	1229	1277	74	74	0	0
11	746	725	76	70	0	0
12	810	816	87	86	0	0
13	794	794	70	70	0	0
14	850	795	96	90	0	0
15	735	660	80	75	0	0
<b>İstatistik</b>						
<b>Ortalama</b>	5349	5187	606	600	9,33	9,33
<b>St. Sapma</b>	295	165	159	161	2,92	2,97
<b>Medyan</b>	5343	5176	603	589	9,83	9,70
<b>Maksimum</b>	5878	5385	846	838	12,37	12,46
<b>Minimum</b>	4960	4966	322	318	3,75	3,70
<b>P-Değeri</b>	0,248		0,475		0,425	

Kalbin almış olduğu ortalama maksimum doz değerleri, 3BKRT tekniğinde  $5349 \pm 295$  cGy, FIF tekniğinde ise  $5187 \pm 165$  cGy olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,248$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda kalbin almış olduğu maksimum doz değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

Kalbin almış olduğu ortalama doz değerleri, 3BKRT tekniğinde  $606 \pm 159$  cGy, FIF tekniğinde ise  $600 \pm 161$  cGy olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,475$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda kalbin almış olduğu ortalama doz değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

Kalbin 20 Gy ve üzeri doz aldığı yüzde hacmin ( $V_{20Gy}$ ) değerleri, 3BKRT tekniğinde  $9,33 \pm 2,92$  FIF tekniğinde ise  $9,33 \pm 2,97$  olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri

(P=0,425) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda kalbin  $V_{20Gy}$  değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

#### 4.2.3 Spinal Kord için Elde Edilen Bulgular

Belirlenen hastalar için 3BKRT ve FIF planlama tekniklerine göre spinal kord için elde edilen maksimum ve ortalama doz değerleri ile istatistiksel analiz verileri Tablo 4.6'da verilmiştir.

**Tablo 4.6** Spinal kord için maksimum ve ortalama doz değerleri ile istatistiksel analiz verileri

Hasta No	Maksimum (cGy)		Ortalama (cGy)	
	3BKRT	FIF	3BKRT	FIF
1	1025	1025	118	118
2	847	847	128	128
3	2873	2873	212	211
4	323	323	139	139
5	2010	2009	271	271
6	2546	2546	178	177
7	2659	2659	393	393
8	1528	1528	221	221
9	1470	1470	238	238
10	2393	2368	135	133
11	1808	1824	263	264
12	2903	2902	239	239
13	2068	2068	261	261
14	2154	2153	226	225
15	1803	1803	199	198
<b>İstatistik</b>				
<b>Ortalama</b>	1894	1893	214	214
<b>St. Sapma</b>	755	754	71,3	71,6
<b>Medyan</b>	2010	2009	221	221
<b>Maksimum</b>	2903	2902	393	393
<b>Minimum</b>	323	323	118	118
<b>P-Değeri</b>	0,960		0,934	

Spinal kordun almış olduğu ortalama maksimum doz değerleri, 3BKRT tekniğinde  $1894 \pm 755$  cGy, FIF tekniğinde ise  $1893 \pm 754$  cGy olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri (P=0,960) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda spinal kordun almış olduğu

maksimum doz değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

Spinal kordun almış olduğu ortalama doz değerleri, 3BKRT tekniğinde  $214 \pm 71,3$  cGy, FIF tekniğinde ise  $214 \pm 71,6$  cGy olarak bulunmuştur. Tabloda verilen P değeri ( $P=0,934$ ) dikkate alınarak yapılan ölçümler sonucunda spinal kordun almış olduğu ortalama doz değerleri bakımından, teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır.



## 5.TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu tez çalışmasında, mastektomi geçirmiş 15 meme kanseri hastasının göğüs duvarı ışınlaması için 3BKRT tekniği ile bir YART tekniği olan FIF tekniği karşılaştırılarak hedef hacim, taraf akciğer, kalp ve spinal kordun almış olduğu dozların değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Radyoterapi planlamasında amaç, tümör çevresindeki komşu organları (kritik organlar) mümkün olduğunca ışın alanı sınırları dışında tutarak, en az dozu almalarını sağlarken, hedef hacme en yüksek dozu ulaştırmaktır. Bunun için, teknolojiye paralel olarak radyoterapi yöntemleri de geliştirilerek 3BKRT'den sonra YART'ın bir tekniği olan alan içinde alan (FIF) tekniği gibi yeni teknolojik yöntemler ortaya çıkmıştır. Meme radyoterapisinde FIF ve 3BKRT tekniğini karşılaştırmak için yapılan çalışmalarda FIF tekniği ile PTV'de daha homojen bir doz dağılımı sağlandığı ve çevre organların daha iyi korunduğu ortaya konulmuştur.

Mayo ve arkadaşları (5), 10 meme hastası üzerinde yapmış oldukları çalışmada, açık alan tanjansiyel wedgeli, alan içinde alan (FIF) ve tanjansiyel YART ışınlama tekniklerini kullanarak hedef hacim ve kritik organların dozlarını araştırmışlardır. Buna göre ortalama taraf akciğer dozu açık alan tanjansiyel wedgeli teknikte 1425 cGy, FIF tekniğinde 1350 cGy, IMRT tekniğinde ise 1345 cGy olarak bulunmuştur. Ortalama kalp dozu ise, tüm tekniklerde yakın değer olan ~600 cGy olarak bulunmuştur. Sonuçlar; meme radyoterapisinde FIF ve IMRT ışınlama tekniklerini kullanarak; hem doz homojenitesinin sağlanabileceği hem de kritik organların dozunun düşük tutulabileceğini göstermektedir. Bizim çalışmamızda ortalama taraf akciğer dozları 3BKRT tekniğinde  $1403 \pm 167$  cGy ve FIF tekniğinde  $1382 \pm 161$  cGy olarak bulunmuştur. Literatürle uyumlu çıkmış olmasının yanında, bu sonuçlardan da anlaşılacağı gibi FIF tekniği kritik organlardaki dozu düşürmede önemli bir tekniktir.

Mudasir ve arkadaşları (6), 14 meme kanseri hastası üzerinde yapmış oldukları çalışmada, (3BKRT) ile FIF ışınlama tekniklerini dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır. Tüm hastalar için memenin alması gereken doz 5000 cGy olarak belirlenmiştir. Kritik organ dozları karşılaştırıldığında taraf akciğerin 20 Gy ve üzeri doz alan yüzde hacmi ( $V_{20Gy}$ ), FIF

tekniklerinde %34 ve 3BKRT tekniklerinde ise %41 olarak bulunmuştur. Taraf akciğerin aldığı olduğu ortalama doz değeri ise, FIF tekniklerinde 1377 cGy, 3BKRT tekniklerinde ise 1065 cGy olarak bulunmuştur. Sol meme hastaları için belirlenen, kalbin aldığı olduğu ortalama doz FIF tekniklerinde 1499 cGy, 3BKRT tekniklerinde ise 1184 cGy olarak tespit edilmiştir. Kritik organ dozlarının, FIF tekniklerinde daha düşük olduğu belirlenmiş ve çalışmanın sonuçları bizim sonuçlarımız ile uyumlu çıkmıştır.

Yim ve arkadaşları (7), 13 sol ve 12 sağ meme kanseri hastaları üzerinde yapmış oldukları çalışmada 3BKRT ve FIF tekniği ile yapılan hasta planlamalarında hedef hacmin ve kritik organların aldığı olduğu dozları karşılaştırmışlardır. Kritik organ dozlarına bakıldığında taraf akciğerin aldığı olduğu ortalama doz 627 cGy, sol meme hastalarında gözlemlenen, kalbin aldığı olduğu ortalama doz ise 215 cGy olarak bulunmuştur. İstatistiksel olarak kalp için iki ışınlama tekniği arasında anlamlı bir fark bulunmuşken, taraf akciğer için anlamlı bir farka rastlanmamıştır. Fark yaratan tekniğin kalp için FIF ışınlama tekniği olduğu tespit edilmiştir. Bu çalışmayla uyumlu olarak sonuçlarımızda FIF tekniğinin kritik organ dozunu düşürdüğü görülmüş olmakla birlikte, kalp için anlamlı bir fark elde edilememiştir.

Tez çalışmamızda ortalama taraf akciğer doz değerleri 3BKRT ve FIF tekniği için sırasıyla  $1403 \pm 167$  ve  $1382 \pm 161$  cGy olarak bulunmuştur. İki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ( $p=0,049$ ). Taraf akciğerin 20 Gy ve üzeri doz alan hacmi ( $V_{20Gy}$ ) 3BKRT ve FIF tekniği için sırasıyla %  $27,54 \pm 2,4$  ve %  $27,27 \pm 2,24$  olarak bulunmuştur.  $V_{20Gy}$  hacmi açısından iki teknik arasında anlamlı bir farkın olmadığı ( $p=0,0567$ ) görülmüştür. FIF tekniği ile geniş alan göğüs duvarı ışınlamasında taraf akciğer ortalama doz değerleri daha düşük elde edilmiştir. Tez çalışmamızda taraf akciğer ortalama doz değerlerinin RTOG protokollerinin önerdiği dozların altında tutulması gerekliliğini sağlar nitelikte olup FIF tekniğinin düşük doz avantajı taraf akciğer ve hedef hacim açısından görülmektedir.

Al-Rahbi ve arkadaşları (8), 20 sol meme kanseri (10 mastektomili, 10 hasta ise meme koruyucu cerrahi geçirmiş) hastası üzerinde yaptıkları çalışmada 3BKRT, FIF ve ters-YART tekniklerini dozimetrik olarak karşılaştırmıştır. Korunması gereken kritik organların aldığı

olduğu doz miktarı FIF ışınlama tekniğinde 3BKRT ve ters-YART tekniğine göre daha düşük olduğu belirlenmiştir. Bizim alışmamızda bu çalışmayla uyumlu sonuca varılmıştır.

Yavas ve arkadaşları (9), 20 sol meme kanseri hastası ile yaptıkları çalışmada fiziksel wedgeli tanjansiyel alan tekniği (3BKRT) ile FIF tekniğini dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır. Tüm hastalar için tedavi dozu 5000 cGy olarak belirlenmiştir. Karşılaştırma sonucunda, taraf akciğerin almış olduğu ortalama doz FIF tekniğinde  $661,7\pm 446,9$  cGy ve 3BKRT tekniğinde  $921,9\pm 433,8$  cGy olarak bulunmuş, istatistik verilerine göre ( $P=0,004$ ) iki teknik arasında anlamlı bir fark olduğu grlmştir. Kalbin almış olduğu ortalama doz ise, FIF tekniğinde  $603,6\pm 1009,3$  cGy ve 3BKRT tekniğinde  $853,9\pm 969,8$  cGy olarak bulunmuş, istatistik verilerine göre ( $P=0,437$ ) iki teknik arasında anlamlı bir fark olmadığı grlmştir. Bu çalışmanın sonucuna göre, taraf akciğer dozu FIF tekniğine göre daha düşük çıkmış olup, kalp dozu ise 3BKRT tekniğinde daha düşük çıkmıştır. Bizim sonuçlarımıza bakıldığında taraf akciğer için yapılan istatistiğin bizimkiyle uyumlu olduğu, kalp için yapılan istatistiğin ise bizimkiyle farklı sonuç verdiği grlmştir.

Kalbin anotomik yerleşimi nedeniyle kalp dozları için yalnızca sol meme hastaları karşılaştırılmıştır. Tablo 4.5 incelendiğinde kalbin almış olduğu maksimum doz değerleri için alan içinde alan (FIF) tekniğinin çok belirgin bir üstünlüğü görülmektedir. Tez alışmamızda kalbin almış olduğu ortalama maksimum doz değeri 3BKRT tekniğinde  $5349\pm 295$  cGy, FIF tekniğinde ise  $5187\pm 165$  cGy olarak bulunmuştur. İstatistik analiz sonucuna ( $P=0,248$ ) bakıldığında iki teknik arasında anlamlı bir fark olmadığı grlmştir. Kalp için elde edilen  $V_{20Gy}$  değerleri 3BKRT tekniğinde  $\% 9,33\pm 2,92$  ve FIF tekniğinde ise  $\% 9,33\pm 2,97$  olarak bulunmuş ve iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.

obanbaş (10), 10 sol ve 10 sağ meme kanseri vakasına sahip hastaların tedavi planlarını, konvansiyonel tanjansiyel alan ve FIF tekniği ile yapmışlardır. Tedavi planlamalarından doz-hacim histogramları elde ederek hedef ve kritik organ dozları ve bu dozları alan hacimleri belirlemişlerdir. Konvansiyonel tanjansiyel alan tekniğinde, taraf akciğerin 20 Gy ve üzeri doz alan yüzde hacmini ( $V_{20Gy}$ ) sol meme hastaları için  $\%5,45$ , sağ meme hastaları için ise  $\%7,64$  olarak bulmuşlardır. FIF tekniği için aynı değerler sırasıyla  $\%2,99$  ve  $\%6,85$  olarak elde edilmiştir. Sol meme hastaları için, kalbin 20 Gy ve üzeri doz

alan yüzde hacmi ( $V_{20Gy}$ ) konvansiyonel tanjansiyel alan tekniğinde %4,07, FIF tekniğinde ise %1,69 olarak hesaplanmıştır. Sol meme hastalarına ait homojenite indekslerinin ortalaması konvansiyonel tanjansiyel alan ve FIF teknikleri için sırasıyla 0,29 ve 0,28 olarak bulunmuştur. Sağ meme hastaları için aynı değerler sırasıyla 0,21 ve 0,19 şeklinde elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda taraf akciğer, kalp ve homojenite indeksleri için bulunan değerler bu çalışmayla uyumludur.

Doz Homojenliği indeksi (HI), PTV'deki düşük ve yüksek dozların oranı, yani PTV'yi saran izodozun ne kadar homojen olduğuyula ilgilidir. HI değeri sıfır olduğunda ilgilenilen hacim için ışınlama dozu tam olarak homojen dağılıma sahip demektir. Artan HI değerlerinde ise homojen doz dağılımı azalır. Tez çalışmamızda HI için bulunan ortalama değerler 3BKRT tekniğinde  $0,223\pm 0,04$  ve FIF tekniğinde ise  $0,165\pm 0,04$  olarak bulunmuştur. İki planlama tekniği arasında homojenite indeksi açısından anlamlı bir fark olduğu görülmüş ( $p=0,002$ ) olup, FIF planlaması ile 3BKRT'ye göre hedef hacimde daha homojen bir doz dağılımı elde edildiği belirlenmiştir. Konformalite indeksi (CI) ise tedavi edilen hacmin tamamının verilen dozu alıp almadığını gösteren bir ifadedir. CI değeri 1'den büyükse, ışınlanan hacim hedef hacimden büyüktür. CI, 1'den küçük ise, hedef hacim kısmi olarak ışınlanıyor demektir. Tez çalışmamızda CI için bulunan ortalama değerler 3BKRT tekniğinde  $1,066\pm 0,09$  ve FIF tekniğinde ise  $1,028\pm 0,01$  olarak bulunmuştur. İstatistik analiz sonuçlarına göre ( $P=0,025$ ) iki teknik arasında anlamlı bir farkın olduğu görülmüş ve FIF tekniğinin 3BKRT tekniğine göre hedef PTV hacmi açısından daha avantajlı olduğunu göstermiştir.

Sua ve arkadaşları (11), 16 meme kanserli hasta grubu için 3BKRT ve YART tekniklerini kullanarak hasta planlamalarını yapıp, bu iki planlama tekniğini kritik organlar ve hedef hacmin aldığı dozlar açısından karşılaştırmışlardır. Ortalama CI değeri, 3BKRT ve YART tekniği için sırasıyla  $1,04\pm 0,17$  ve  $0,95\pm 0,20$  olarak bulunmuştur. Taraf akciğerin 20 Gy ve üzeri doz alan yüzde hacmi ( $V_{20Gy}$ ) 3BKRT ve YART için sırasıyla  $\%28,5\pm 8,5$  ve  $\%27,0\pm 7,8$  olarak elde edilmiştir. Sol meme hastaları için kalbin 20 Gy ve üzeri doz alan yüzde hacmi ( $V_{20Gy}$ ) 3BKRT ve YART için sırasıyla  $\%2,5\pm 1,7$  ve  $\%1,8\pm 1,6$  olarak bulunmuştur. Bu verilere göre YART tekniğinin 3BKRT tekniğine göre PTV hacminde daha iyi doz homojenliği sağladığını ve kritik organları daha iyi koruduğu kanısına varmışlardır.

Çalışmamızda taraf akciğer için ortalama  $V_{20Gy}$  değeri 3BKRT ve FIF planlama teknikleri için  $\%27,54 \pm 2,40$  ve  $\%27,27 \pm 2,24$  olarak bulunmuş olup sonuçlar literatürle uyumludur.

Çalışmamızda lenf nodu tutulumu olan meme kanseri hastaları için 3BKRT ve FIF ışınlama tekniklerini dozimetrik olarak karşılaştırarak, hangi tekniğin PTV hacminde daha homojen bir doz dağılımı oluşturduğunu ve meme radyoterapisinde korunması gereken kritik organların hangi teknikle daha az doz aldığı bulunmaya çalışıldı. Kritik organların almış olduğu maksimum doz değerleri ve PTV hacminde oluşan doz homojenitesi bakımından FIF ışınlama tekniğinin 3BKRT tekniğine göre daha iyi olduğu görüldü. Bunun nedeni ise FIF tekniğinin alt alanlar (segment) içermesidir.

Sonuç olarak, geniş alan göğüs duvarı ışınlamalarında PTV hacmine daha iyi bir doz homojenitesi sağlayan ve kritik organların daha iyi korunmasına olanak tanıyan tekniğin FIF tekniği olduğu belirlenmiştir.

## KAYNAKLAR

- 1-Greenlee RT, Murray T, Bolden S, ve Wingo PA. Canser statistics, C.A Cancer J. Clin. 50(1):7-33, 2000.
- 2-Dünya ve Türkiye’de Kanser. 2012. <http://www.saglik.gov.tr>. Erişim Tarihi: Şubat 2016
- 3- Khan FM. Physics of Radiation Therapy. 4th Edition. USA, Lippincott Williams & Wilkins Company, 2010.
- 4-Dinçer M. Meme koruyucu cerrahi ve mastektomi sonrası adjuvan radyoterapi. Meme Kanseri, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Yayınları No: 3, İstanbul, s.262. 1997.
- 5-Mayo CS, Urie MM, Fitzgerald. Hybrid IMRT plans concurrently treating conventional and IMRT beams for improved breast reduced irradiation and planning time. Department of Radiation Oncology, University of Massachusetts Medical School, Worcester, MA. 61(3): 922-932. 2005.
- 6-Mudasir A, Nandigam J, Perumal B, Syed I ve ark. Dosimetric comparison of 3DCRT versus IMRT in whole breast irradiation of early stage breast cancer. Int J Cancer Ther Oncol. 2(3): 5-6. 2014.
- 7-Yim J, Rad T, Clare S ve ark. Intensity modulated radiotherapy and 3D conformal radiotherapy for whole breast irradiation: a comparative dosimetric study and introduction of a novel qualitative index for plan evaluation, the normal tissue index. Journal of Medical Radiation Sciences. 2015; 62(3): 184-191.
- 8-Al-Rahbi ZS, Mandhari ZA, Ravichandran R ve ark. Dosimetric comparison of intensity modulated radiotherapy isocentric field plans and field in field (FIF) forward plans in the treatment of breast cancer. Journal of Medical Physics. 38(1): 22-29. 2013.
- 9-Yavas G, Yavas C, Acar H ve ark Dosimetric comparison of whole breast radiotherapy using field in field and conformal radiotherapy techniques in early stage breast cancer. Iran J. Radiat. Res. 10(3-4): 131-138. 2012.
- 10-Çobanbaş İ. Meme radyoterapisinde geleneksel tanjansiyel alan ve alan içinde alan tekniklerinin dozimetrik karşılaştırılması. Ankara Ü. Nükleer Bilimler Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi. ss:56-64. 2011
- 11-Sua Y, Rachel B, Fang-Fang Y ve ark. Dosimetric comparison of preoperative single fraction partial breast radiotherapy techniques: 3DCRT, noncoplanar IMRT, coplanar IMRT, and VMAT. J Appl Clin. Med. Phys. 16(1):5126. 2015.

- 12-**Aslay I. Meme Kanseri: Biyoloji Tanı Evreleme, Topuz, E.(ed). İstanbul Üniversitesi: Onkoloji Enstitüsü Yayınları, 1997.
- 13-**Chao KSC, Perez CA, Brady LW. Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları. Gemici C, Mayadağlı A, Parlak C (çeviri editörleri), Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul, 2004.
- 14-**T.C. Sağlık Bakanlığı, Kadınlarda görülen kanser vakalarının görüldüğü organa göre dağılımı. 1995.
- 15-**<http://www.memesaglik.com/meme-kanseri-tedavisi/cerrahi.html>. Erişim Tarihi: Ocak 2016.
- 16-**<http://www.kanserveyasam.org>. Erişim Tarihi: Şubat 2016
- 17-**<http://www.cancer.org>. Erişim Tarihi: Ocak 2016
- 18-**William RH, Ritenour ER. Medical Imaging Physics. 4th Ed. New York:A John Willey & Sons, 2002.
- 19-** Dirican B. Radyoterapi Fiziği Ders Notları. Ankara. 2010.
- 20-**Williams TM, Moran JM, Hsu SH ve ark. Contralateral breast dose after whole-breast irradiation: an analysis by treatment technique. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 82(5): 2079-2085. 2012.
- 21-**Das IJ, Desobry GE, McNeeley SW, Cheng EC, Schultheiss TE. Beam characteristics of a retrofitted double-focused multileaf collimator. Med Phys. 25(9):1676-84. 1998.
- 22-**International Commission on Radiation Units and Measurements Report 62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. 1999.
- 23-**Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği. Temel ve Klinik Radyoterapi. İstanbul, 2013.
- 24-**Perez CA, Brady LW, Halperin EC. Principles and Practice of Radiation Oncology. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- 25-**Tuncel N. Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kurs Kitapçığı. Kuşadası, 2002.
- 26-**Graham MU, Purdy JA and Emomi B. Clinical dose-volume histogram analysis for pneumonitis after 3D treatment for nonsmall cell lung cancer (NSCLC). Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys, (45); 323-329. 1999.
- 27-**Akfirat C, Kurtman C. Üç boyutlu konformal radyoterapi planlaması. Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı. 2(1). 2001.
- 28-**Vicini FA, Sharpe M, Kestin L. Optimizing breast cancer treatment efficacy with intensity-modulated radiotherapy, Int J Radiat Oncol Biol Phys, s: 1336-1344. 2002

- 29-**Feuvret L, Noel G, Mazon J-J ve ark. Conformity İndex: A Review. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 64(2): 333-342. 2006.
- 30-**International Commission on Radiation Units and Measurements Report 83. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). 2010.
- 31-**Reference Material of Elekta Synergy Linear Accelerator Manual. 2005.
- 32-**XİO Kullanım Kılavuzu Sürüm 4.51, ELEKTA CMS SOFTWARE. 2009.
- 33-**Koruk İ. SPSS veri analizi. Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı. 2015.

