

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

**GÖĞÜS DUVARI IŞINLAMALARINDA KARŞI
MEMENİN ALDIĞI DOZUN ARAŞTIRILMASI**

Samet TÜRKÜCÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Hediye ACUN

ŞANLIURFA
2015

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

**GÖĞÜS DUVARI IŞINLAMALARINDA KARŞI
MEMENİN ALDIĞI DOZUN ARAŞTIRILMASI**

Samet TÜRKÜCÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

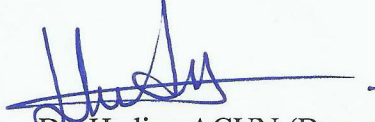
**DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Hediye ACUN**

Bu tez, Harran Üniversitesi Araştırma Fon Saymanlığı Tarafından 13167 proje numarası ile desteklenmiştir.

**ŞANLIURFA
2015**

HARRAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

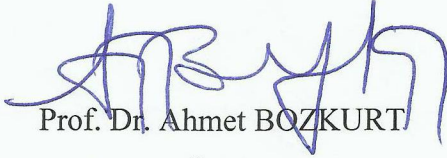
Samet TÜRKÜCÜ'nün hazırladığı "Göğüs Duvarı Işınlamalarında Karşı Memenin Aldığı Dozun Araştırılması" konulu çalışma, 10/04/2015 tarihinde jüri üyeleri tarafından değerlendirilerek Sağlık Fiziği Anabilim Dalında **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.



Yrd. Doç. Dr. Hediye ACUN (Danışman)

Harran Üniversitesi

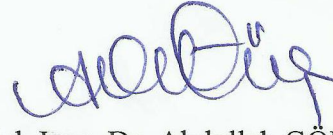
Başkan



Prof. Dr. Ahmet BOZKURT

Harran Üniversitesi

Üye

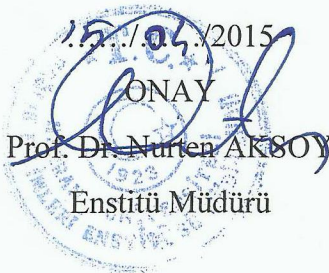


Yrd. Doç. Dr. Abdullah GÖKTAŞ

Harran Üniversitesi

Üye

10/04/2015
ONAY
Prof. Dr. Nürten AKSOY
Enstitü Müdürü



TEŞEKKÜR

Bu çalışmada, çalışma boyunca her tŸrlŸ problem ve konuda fikir, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, sıkıntıya dŸőtŸėŸm zamanlarda çok yoğun iőleri arasında bana vakit ayırarak yol gŸsteren danışman hocam sayın Yrd. Doç. Dr. Hediye ACUN'a, değerli bilgileriyle uzun zaman beni bilgilendiren, bana inanarak Harran Ÿniversitesi Sağlık Bilimleri EnstitŸsŸ Sağlık Fiziği Anabilim Dalı'nda yŸksek lisans eğitimi almama olanak veren sayın Prof. Dr. Ahmet BOZKURT'a, bir fizikçi olarak yetiőmemde emeği geçen Çanakkale Onsekiz Mart Ÿniversitesi Fizik BŸlŸmŸ'ndeki değerli hocalarıma, tanıőtıėımız ilk gŸnden itibaren beni kardeői gibi gŸren değerli abim MEHMET MURAT YAŐAR'a, tŸm yaőamım boyunca hep yanımda olan ve attığım her adımda beni destekleyen annem Nedret TŸRKŸCŸ'ye, dedem Ali TŸRKŸCŸ'ye ve ablam Burcu TŸRKŸCŸ'ye sonsuz teőekkŸrlerimi sunuyorum.

Samet TŸRKŸCŸ

2015

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ	iv
TABLolar DİZİNİ	v
KISALTMALAR	vi
ÖZET	viii
ABSTRACT	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1 Meme Anatomisi.....	5
2.2 Meme Kanseri ve Risk ve Faktörleri.....	6
2.3 Meme Kanserinin Tedavisi.....	7
2.4 Meme Kanserinde Radyoterapi.....	7
2.5 Meme Kanseri Radyoterapisinde Riskli Organlar (OAR) ve Tolerans Dozları.....	8
2.6 Meme Işınlamasında Alan Seçimi ve Anatomik Sınırlar.....	12
2.6.1 Meme/Göğüs Duvarı Alanı.....	12
2.6.2 Supra-Aksilla Alanı.....	12
2.6.3 Mammaryen İnterna (Mİ) Alanı.....	13
2.7 Radyoterapide Hedef Hacim Tanımlamaları.....	14
2.7.1 Görüntülenebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV).....	14
2.7.2 Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume, CTV).....	15
2.7.3 Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume, PTV).....	16
2.7.4 Tedavi Hacmi (Treated Volume, TV).....	16
2.7.5 Işınlanan Hacim (Irradiation Volume, IV).....	17
2.7.6 Riskli Organ (Organ at Risk, OAR).....	17
2.7.7 Planlanan Riskli Organ (Planning Organ at RiskVolume, PRV).....	17
2.8 Konformite İndeksi (CI).....	18
2.9 Homojenite İndeksi (HI).....	19
2.10 Doz-Hacim Histogramı (DHH).....	19
2.11 Meme Radyoterapisinde Konformal Planlama Tekniği.....	20

2.12 Meme Radyoterapisinde Yoğunluk Ayarlı Planlama Tekniği.....	22
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1 Gereç.....	26
3.1.1 Lineer Hızlandırıcı Cihazı	26
3.1.2 Bilgisayarlı Tomografi Simülatör Cihazı	28
3.1.3 Hasta Sabitleme Sistemi	29
3.1.4 Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	30
3.2 Yöntem	30
3.2.1 Tedavi Planlama Verilerinin Oluşturulması	30
3.2.2 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) Tedavi Planlaması	31
3.2.3 Alan İçinde Alan (FIF) Tedavi Planlaması.....	32
3.2.4 İstatistiksel Analiz Yöntemleri	32
4. BULGULAR	33
4.1 Hedef Hacim için Elde Edilen Bulgular	33
4.1.1 Hedef Organ Hacimleri	33
4.1.2 Hedef Hacim Dozları.....	33
4.1.3 Konformite ve Homojenite İndeksi Değerleri	36
4.2 Kalp ve Taraf Akciğer için Elde Edilen Bulgular	37
4.3 Karşı Meme için Elde Edilen Bulgular	40
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	44
6. KAYNAKLAR	50

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1	Sagital meme kesiti.....	5
Şekil 2.2	Memedeki lenfatik dağılım.....	6
Şekil 2.3	TPS’de bazı kritik organların görüntüsü.....	9
Şekil 2.4	Meme radyoterapisindeki kritik organ konturları.....	10
Şekil 2.5	Meme radyoterapisinde alanlar; 1. Ön alandan ışınlanan supraklaviküler+aksilla alan, 2.Arka aksilla alanı, 3. Meme/göğüs duvarı tanjansiyel alanı (karşılıklı paralel iki alan), 4. Tek ön alandan ışınlanan Mİ alanı, 5. Humerus başı koruması, 6. Tiroit-larinks koruması, 7. Akciğer üst koruması.....	13
Şekil 2.6	GTV ve CTV gösterimi.....	15
Şekil 2.7	ICRU Rapor 62 hedef tanımlamaları.....	17
Şekil 2.8	ICRU Rapor 62’ye göre radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları ve bu hacimlere ait payların şematik gösterimi.....	18
Şekil 2.9	Tedavisi planlanan bir hastanın doz-hacim histogramı.....	20
Şekil 2.10	BEV kullanılarak elde edilen ana alanın görüntüsü.....	23
Şekil 2.11	BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan ilk alt alan.....	23
Şekil 2.12	BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan ikinci alt alan.....	24
Şekil 2.13	BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan üçüncü alt alan.....	24
Şekil 2.14	BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan dördüncü alt alan.....	25
Şekil 3.1	Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazı.....	27
Şekil 3.2	General Electric marka Bright Speed 16 model BT simülatör cihazı.....	28
Şekil 3.3	CIVCO Marka Meme Sabitleyici Sistemi.....	29

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 4.1 Hastaların özellikleri	33
Tablo 4.2 PTV için $D_{\%2}$, maksimum ve $D_{\%98}$ değerleri.....	34
Tablo 4.3 PTV'nin $D_{\%2}$, maksimum ve $D_{\%98}$ değerleri istatistik sonuçları	34
Tablo 4.4 PTV için $D_{\%50}$, ortalama ve $D_{\%90}$ değerleri	35
Tablo 4.5 PTV'nin $D_{\%50}$, ortalama ve $D_{\%98}$ değerleri istatistik sonuçları	35
Tablo 4.6 PTV için CI ve HI değerleri	36
Tablo 4.7 PTV için CI ve HI değerleri istatistik sonuçları	37
Tablo 4.8 Taraf akciğer için maksimum ve ortalama doz değerleri ile V20 hacimleri	38
Tablo 4.9 Taraf akciğer için maksimum ve ortalama doz değerleri ile V20 hacimleri istatistik sonuçları	38
Tablo 4.10 Sol meme kanserli hastalarda kalp için maksimum ve ortalama doz değerleri ile V10 ve V30 değerleri	39
Tablo 4.11 Sol meme kanserli hastalarda kalp için maksimum ve ortalama doz değerleri ile V10 ve V30 değerleri istatistik sonuçları	39
Tablo 4.12 Karşı meme için maksimum ve ortalama doz değerleri	41
Tablo 4.13 Karşı meme için maksimum ve ortalama doz değerleri istatistik sonuçları...	41
Tablo 4.14 Karşı meme için V0.01, V0.6, V1 ve V2 değerleri	42
Tablo 4.15 Karşı meme için V0.01, V0.6, V1 ve V2 üzerinden elde edilen istatistik sonuçlar	42

KISALTMALAR

AAI	: Açık Alan Işınlama
BEV	: Işın Gözü Bakışı
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CI	: Konformite İndeksi
CTV	: Klinik Hedef Hacmi
ÇYK	: Çok Yapraklı Kolimatör
DHH	: Doz Hacim Histogramı
D_{%2}	: Hedef Hacmin %2'sinin Aldığı Doz
D_{%50}	: Hedef Hacmin %50'sinin Aldığı Doz
D_{%90}	: Hedef Hacmin %90'ının Aldığı Doz
D_{%98}	: Hedef Hacmin %98'inin Aldığı Doz
FIF	: Alan İçinde Alan
GTV	: Görüntülenebilir Tümör Hacmi
HI	: Homojenite İndeksi
ICRU	: International Commission on Radiation Unit and Measurement
IM	: Internal Marjin
IV	: Işınlanan Hacim
kV	: Kilo Volt
MC	: Monte Carlo
MeV	: Mega Elektron Volt
Mİ	: Mammaryen İnterna
MKC	: Meme Koruyucu Cerrahi
MV	: Mega Volt
OAR	: Riskli Organ
PMRT	: Mastektomi Sonrası Radyoterapi
PRV	: Planlanan Riskli Hacim
PTV	: Planlanan Hedef Hacim
RTOG	: Radiation Therapy Oncology Group
SM	: Set-up Marjin
SAD	: Kaynak Axis Mesafesi

TLD	: Termolüminesans Dozimetri
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
TV	: Tedavi Hacmi
V0.01	: 0.01 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
V0.6	: 0.6 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
V1	: 1 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
V2	: 2 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
V10	: 10 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
V20	: 20 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
V30	: 30 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
WAI	: Wedgeli Alan Işınlama
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
3BKRT	: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

ÖZET

GÖĞÜS DUVARI IŞINLAMALARINDA KARŞI MEMENİN ALDIĞI DOZUN ARAŞTIRILMASI

Samet TÜRKÜCÜ

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Tezi

Mastektomi sonrası radyoterapi radyasyon onkolojisindeki en zorlu tedavilerden birini oluşturmaktadır. Tanjansiyel göğüs duvarı ışınlamasında hedef hacimdeki yapı farklılıkları ve hedef hacmin yakın komşuluğundaki organlar sebebiyle son derece karmaşık bir tedavi ortaya çıkmaktadır. Meme radyoterapisinde hedef hacmin homojen bir şekilde ışınlanması amaçlanırken; kalp, akciğer ve karşı meme gibi kritik organların mümkün olduğunca az doz almasına çalışılır. Bu sebeple göğüs duvarı radyoterapisinde farklı tedavi teknikleri kullanılır. Bu kullanılan tekniklerde karşı memenin aldığı doz, iyonizan radyasyonun sağlam dokular üzerindeki etkisi sebebiyle önemlidir.

Bu tez çalışmasında açık alan ışınlama (AAI), wedgeli alan ışınlama (WAI) ve alan içinde alan (FIF) ışınlama tekniklerinin kullanıldığı tanjansiyel göğüs duvarı ışınlamalarında karşı memenin aldığı dozun araştırılması amaçlanmıştır.

Bu çalışma, Şanlıurfa Mehmet Akif İnan Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde XIO Version 4.8 tedavi planlama sistemi kullanılarak yapılmıştır. Çalışmada 16 meme kanseri vakasına AAI, WAI ve FIF tekniklerine göre planlamalar yapılmıştır. Hedef hacim ve sağlıklı organ dozları tedavi planlama sisteminde elde edilen doz-hacim histogramları ile belirlenmiştir. Sonuç olarak, tanjansiyel göğüs duvarı ışınlanmasında hem karşı meme hem de diğer kritik organları korurken, hedef hacimde homojen bir doz dağılımı sağlayan FIF tekniğinin kullanılmasının daha uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Meme Kanseri, Karşı Meme Dozu, Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi, Alan İçinde Alan



ABSTRACT

INVESTIGATION OF CONTRALATERAL BREAST DOSE FOR CHEST WALL IRRADIATION

Samet TÜRKÜCÜ

Health Physics Master's Degree Thesis

Post mastectomy radiation therapy is one of the most challenging treatments in radiation oncology. Tangential irradiation of the chest wall becomes quite complicated due to the structural differences in the target volume and due to organs at close proximity to the irradiation field. In breast radiotherapy, while the aim is to irradiate the target volume homogeneously, the dose of critical organs such as heart, lung and contralateral breast should be kept at as low values as possible. Therefore, different treatment techniques are used in chest wall radiotherapy. In these techniques, the dose received by the contralateral breast is important because of the effect of ionizing radiation on the healthy tissue.

The aim of this thesis study is to investigate the contralateral breast doses of tangential chest wall irradiations using open field, wedged field and field-in-field irradiation techniques.

This study was performed at the Radiation Oncology Clinic of Şanlıurfa Mehmet Akif Inan Training and Research Hospital by using XIO Version 4.8 treatment planning system. In this study, radiotherapy planning of 16 breast cancer cases was performed according to open, wedged field and field-in-field techniques. Doses of target volume as well as critical organ doses were determined using dose-volume histograms obtained from the treatment planning system. As a result, it was concluded that in tangential chest wall irradiation the use of the field-in-field technique is more appropriate both for protecting the contralateral breast and critical organs at the same time achieving homogeneous dose distribution for the target volume.

Key Words: Breast cancer, Contralateral Breast Dose, Three Dimensional Conformal Radiotherapy, Field in Field



1. GİRİŞ

Kanser, hastalıklara bağılı ölüm nedenleri arasında ikinci sırada yer alır ve tüm ülkeler için önemli ve öncelikli bir halk sağlığı problemi olduğu göz ardı edilemez bir gerçektir. Meme kanseri tüm dünyada kanserlerde ikinci ölüm nedeni olup kadınlarda yeni kanser olgu hızı en yüksek kanserdir. 2012 yılında 1,67 milyon yeni meme kanseri olgusu tahmin edilmektedir ve bu da tüm yeni kanser olgularının %25'ine tekabül etmektedir. Meme kanserinde 2012 mortalite verilerine bakıldığında ise tüm kanser ölümleri içinde beşinci sırasında yer almaktadır (522000 ölüm) (1).

Meme kanserinin tedavi yöntemlerinden birisi iyonizan radyasyonu kullanarak vücutta bulunan kanseri tedavi etmeyi amaçlayan radyoterapidir. Meme kanseri radyoterapisinde tedavi hacmi; akciğer, kalp ve koroner arterler gibi hayati organlara yakın komşuluk göstermektedir. Bunun yanında, karşı meme, taraf akciğer, brakial pleksus, özafagus, tiroid bezi ve spinal kord radyoterapi sahalarına komşuluğu sebebiyle tedavi planlamasında göz önünde bulundurulmalıdır. Bu gibi sağlıklı organların radyasyondan en az zararı almaları için her geçen gün gelişen teknolojiyle birlikte yeni tedavi teknikleri geliştirilmektedir.

Mastektomi Sonrası Radyoterapi (PMRT), radyasyon onkolojisi tedavileri içerisindeki en zorlularından birini oluşturmaktadır. Farklı düzlemlerde, farklı hedef hacimleri ve karşı meme, kalp ve akciğer gibi kritik yapıların tedavi alanına yakın komşuluğu, bu tedavi planlamasını son derece kompleksleştirmektedir (2).

PMRT'ye ilişkin literatür bilgisine dayanan çalışmaların sonuçları, göğüs duvarı ve bölgesel lenfatiklerin ışınlanmasının, lokal-bölgesel kontrole ek olarak anlamlı genel sağkalım avantajı (PMRT ile %9-10) sağladığını göstermiştir (3).

Meme kanseri tedavisinde meme/göğüs duvarına reçete edilen tedavi dozunun maksimumu verilirken, kritik organların minimum doz alması için günümüzde meme radyoterapisinde çoğunlukla üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve bir

yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniği olan alan içinde alan (FIF) teknikleri kullanılmaktadır.

PMRT'deki en yaygın tedavi tekniklerinden birisi 3BKRT olup, bu teknik iki karşılıklı tanjansiyel alan kullanarak tedavi alanı içinde yer alan akciğer dokusunun maruziyetini minimuma düşürmeyi amaçlamaktadır. Bu teknikte tanjansiyel alanlara kama filtreler (wedgeler) yerleştirilebilmekte ve böylece meme boyunca değişen kalınlık farklılığı kompanse edilebilmektedir. Teknik lokal kontrolün artırımında başarılı olurken, sağlıklı doku toksitesi açısından endişe verici sonuçlara sahiptir. Bu bağlamda meme ışınlanmasında memenin konkav biçimindeki şeklinden dolayı karşı meme, kalp ve akciğer dokusunun bir kısmı ışın alanına girebilir ve kaçınılmaz olarak ışınlanabilir. Özellikle de büyük memeli hastalarda hem hedef hacim, hem de komşuluğundaki riskli organlar (OAR)'da sıcak bölgelerin oluşması doz homojenitesinin kötüleşmesine sebep olmaktadır (4).

Meme kanseri tedavisinde ışınlama teknikleri ve bunların radyoterapinin amacına ne denli hizmet ettiklerini farklı yönleriyle araştıran çok sayıda çalışma günümüzde mevcuttur. Williams ve ark. (5) RANDO fantom ile yapmış oldukları çalışmada, açık tanjansiyel, lateral wedgeli ışınlama, medial-lateral wedgeli ışınlama, basit segmentli ışınlama (her ışın başına 3 segment), kompleks segment YART (her ışın başına 5 segment) ve beamlet YART ışınlama (>100 segment) tekniklerinin termoluminesans dozimetri (TLD)'ler yardımıyla karşı meme dozuna olan etkisini araştırmışlardır. Bu araştırmalarının sonucunda tedavi edilen memede istenen homojen doz dağılımı elde edilirken, karşı meme dozunu da minimize etmek için segmental ve YART tekniklerinin kullanımının gerekliliğini ortaya koymuşlardır. Borghero ve ark. (6)'nın yaptıkları çalışmada, bir meme fantomu üzerinde TLD'ler yardımıyla sadece lateral wedgeli (30 dereceli wedge), medial-lateral wedgeli (15'er dereceli wedge) ve FIF ışınlama teknikleri karşı meme dozları açısından karşılaştırılmıştır. Sonuçlar FIF tekniği ile wedgeli tekniklere nazaran, karşı memede daha düşük dozlar ölçüldüğünü göstermiştir. Yavas ve ark. (7) çalışmalarında, fiziksel wedgeli tanjansiyel alan tekniği ile FIF tekniğini tedavi planlama sistemi (TPS) verileriyle dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak FIF tekniğinin, hem planlanan tedavi hacmindeki (PTV) doz homojenitesi, hem de OAR dozları açısından daha iyi sonuçlar sunduğunu

göstermişlerdir. Baycan ve ark. (8) yaptıkları çalışmada 3BKRT tekniği ile FIF tekniğini dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır. Buna göre FIF tekniğinde hem PTV maksimum dozlarının, hem de OAR dozlarının daha düşük olduğunu göstermişlerdir. Al-Rahbi ve ark. (9); 20 sol meme kanseri hastası üzerinde yaptıkları çalışmada 3BKRT, FIF ve ters-YART tekniklerini dozimetrik olarak karşılaştırmıştır. Sonuçta FIF tekniğinin diğerlerine nazaran basit ve etkili bir yöntem olduğu ve PTV homojenitesi ile OAR dozları açısından tercih edilmesi gerektiği kanaatine varmışlardır. Onal ve ark. (10) meme koruyucu cerrahi (MKC) geçirmiş 30 meme kanseri hastası üzerinde yapılan çalışmada tek wedge, bilateral wedge ve FIF teknikleri dozimetrik olarak karşılaştırılmıştır. Wedgeli planlama teknikleriyle karşılaştırdıklarında FIF tekniğiyle hedefte daha homojen bir doz dağılımı elde edilirken sağlıklı dokuları daha iyi koruyabilecekleri sonucuna varmışlardır. Lee ve ark. (11) MKC geçirmiş 12 meme kanseri hastası üzerinde yaptıkları çalışmada açık alan, fiziksel wedgeli, dinamik wedgeli, elektronik kompensatörlü ve FIF tekniklerini dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır. Tanjansiyel meme ışınlamasında PTV konformitesini iyileştirirken OAR daha iyi koruması sebebiyle FIF tekniğininin çok kullanışlı bir teknik olduğu sonucuna varmışlardır. Joosten ve ark. (12) mastektomili sağ meme kanseri bir hastanın verileri üzerinden yaptıkları çalışmada Monte Carlo (MC) simülasyonunu kullanarak farklı tanjansiyel meme ışınlama tekniklerinin, alan dışı saçılmış doza olan etkisini 35'ten fazla organ üzerinden araştırmışlardır. Elde ettikleri bulguları da ticari olarak kullanılan CMS marka XIO 4.6 versiyon TPS'den elde ettikleri verilerle karşılaştırmışlardır. Sonuçlar, 3BKRT tekniğinde alan dışı dozun büyük bir kısmının kaynağının, kullanılan wedgeler olduğunu göstermektedir. Schubert ve ark. (4) 10 sol meme kanserli hasta üzerinde 3BKRT (dinamik wedgeli), FIF, ters-YART, helikal tomoterapi ve topoterapi tekniklerini dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır. Buna göre 3BKRT ile FIF tekniği karşılaştırıldığında FIF tekniğinin PTV'de daha homojen bir doz dağılımı sunduğu tespit edilmiştir. Yang ve ark. (13) 16 meme kanseri hastası üzerinde tanjansiyel alanları kullanarak açık ışın tekniği, wedge filtre tekniği, konvansiyonel FIF ve modifiye FIF tekniklerine göre planlar yapmıştır. Sonuçta küçük memeli hastalarda en iyi ışınlama yönteminin konvansiyonel FIF tekniği olduğu sonucuna varmışlardır. Lakin açık ışın tekniğinin cilde yakın dokuyu sarmasındaki yeteneği, modifiye FIF tekniğinin ise sağlam doku dozlarındaki başarısı bu tekniğin alternatifsiz olmadığını

göstermiştir. Ercan ve ark. (14) 20 meme kanseri üzerinden yaptıkları çalışmada lateral wedgeli, bilateral wedgeli ve FIF tekniklerini dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır. Buna göre FIF tekniğinin hedef hacimde daha iyi doz dağılımı sağladığı ve OAR dozlarında bir avantajının olduğu sonucuna varmışlardır. Yapılan bu çalışmalardan da görüldüğü üzere, 3BKRT tekniğine nazaran çok daha özgün bir planlama süreci sunan YART tekniği, daha yüksek derecede doz homojenitesi sağlarken normal dokuların ise daha düşük derecede ışınlanmasına olanak vermektedir.

Meme kanseri radyoterapisi riskli organlar açısından düşünüldüğünde karşı memenin aldığı küçük dozlar sekonder maliniteler açısından oldukça önemlidir. Sekonder karşı meme kanserini önleme açısından karşı memenin en az doz alması sağlanmalıdır. Bu ise ancak kullanılacak tekniklerle sağlanılabilir.

Bu tez çalışmasında, Şanlıurfa Mehmet Akif İnan Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde tedaviye alınan 16 mastektomili meme kanseri hastasının bilgisayarlı tomografi (BT) verilerini kullanılarak 3BKRT tekniğinin wedgeli ve wedgesiz modaliteleri ile bir ileri YART tekniği olan FIF tekniğinin kullanıldığı tanjansiyel göğüs duvarı ışınlamalarında karşı memenin aldığı dozu araştırmak amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Meme Anatomisi

Meme süperiorda ikinci ya da üçüncü kaburgalar seviyesinden, inferiorda altıncı ya da yedinci kaburgalar seviyesindeki memealtı kıvrımına kadar uzanan bir dokudur. Lateralinde orta veya ön koltuk altı çizgisi, medialinde sternumun lateral sınırı yer alır. Meme, areola dokusundan, kan damarlarından ve süt kanalları (duktuslar) ile birbirine bağlı lobüllerden oluşan birçok lobun bir araya gelmesiyle düzenlenen glandüler bir yapıdır.

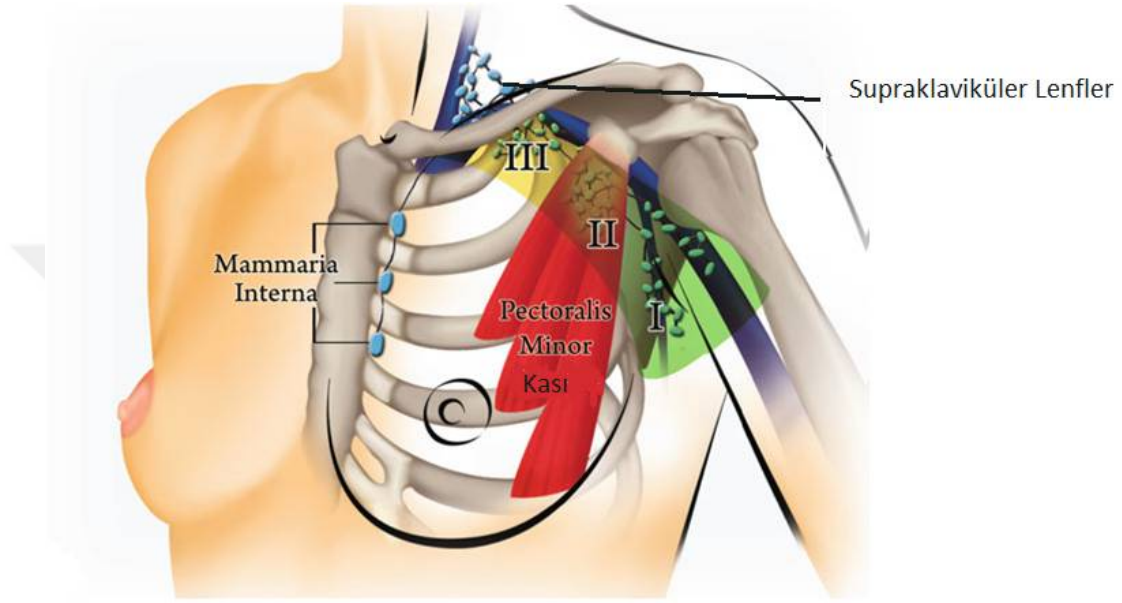
Meme; bez dokusu, yağ dokusu ve bağ dokusu olmak üzere üç kısımdan oluşur (Şekil 2.1). Memenin merkezi kısmında bez dokusu, periferinde ise yağ dokusu hakimdir (15).



Şekil 2.1 Sagittal meme kesiti.

Memede, Şekil 2.2’de görüldüğü gibi lenfatik bir dağılım söz konusudur. Lenf, lenf bezleri boyunca dolaşan ve kan dolaşımı ile birleşen doku sıvısına verilen addır. Lenf bezleri vücudun doğal savunması olan bağışıklık sisteminin bir parçasıdır.

Memeden gelen lenf sıvısının büyük bir kısmı koltuk altı bölgesinde lokalize olan aksiller (seviye I-II-III) lenf bezlerine dökülür. Kalan bölümü ise göğüs duvarı içerisine yerleşmiş olan mammaryen interna (Mİ) lenf nodlarına, çok az bir kısmı ise mideye ve sırtın yanlarında bulunan lenf bezlerine dökülür. Meme kanseri hücreleri lenf sıvısı içerisinde ilerleyerek lenf bezlerinde kümelenirler (16).



Şekil 2.2 Memedeki lenfatik dağılım.

2.2 Meme Kanseri ve Risk Faktörleri

Meme kanseri, memenin anatomisinden yola çıkılarak ifade edilir. Memede salgı yapan süt bezleri bulunmaktadır. Süt bezleri birbirlerine süt kanalları ile bağlanmakta ve bu süt kanalları da meme başına doğru birleşmektedir. Meme kanseri, süt bezlerinin ya da süt kanallarını oluşturan hücrelerin kontrolsüz çoğalması ile gelişmektedir. Süt kanallarından kaynaklanan tümörlere duktal karsinom, süt bezlerinden kaynaklanan tümörlere ise lobüler karsinom adı verilmektedir. Bu tanımdan da anlaşılacağı üzere meme kanseri, memenin yapısında meydana gelen kötü huylu bir gelişimdir.

Meme kanserinin nedeni bilinmemekle birlikte bazı durumlarda hastalığın meydana gelme olasılığı artmaktadır. Bunlar;

- Yaşın artması,
- Daha önce bir memede kanser saptanmış olması,
- Ailede meme kanseri hikâyesi olması,
- İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmış olmak (özellikle 35 yaşın altında ise),
- Erken menarş, geç menopoz,
- İlk gebeliğin 30 yaşından sonra olması,
- Daha önce kolon, tiroit, endometriyum veya over kanseri tanısı olması,
- Biyopside duktal veya hikâyesi olması,
- Östrojen replasman tedavisi olması,
- Obezite,
- Alkol tüketimi,
- Sigara Kullanımı (17).

2.3 Meme Kanserinin Tedavisi

Meme kanserinin tedavisi, birçok tedaviden çok daha kompleks ve zorlu bir süreci ihtiva eder. Tedavi süreci boyunca hasta bireyin ideale yakın bir tedavi geçirmesi birçok parametreye bağlıdır. Bu bağlamda ancak multidisipliner bir çabayla bunun gerçekleşeceği kuşkusuzdur. Bu tedavi grubu içerisinde Radyasyon Onkoloğu, Cerrahi Uzman, Patoloji Uzmanı, Radyoloji Uzmanı, Sağlık Fizikçisi, Radyoterapi Teknikerleri ve hatta Onkoloji Hemşiresi'nin dahi yadsınmaz bir katkısı mevcuttur (5).

Bu bağlamda hasta bireyin optimum tedavisi için gerektiğinde radyoterapi, cerrahi, kemoterapi ve hormonoterapi gibi klasik tedavi modalitelerini içeren multidisipliner bir çabayla tedavi edilmesi gerekir (15).

2.4 Meme Kanserinde Radyoterapi

Meme kanserli hastalarda radyoterapi uygun endikasyonlar ve modern yöntemler ışığında kullanılmakta olup, hastalısız ve genel sağkalıma olumlu katkıları olduğu meta-analizlerde gösterilmiştir (18).

Radyoterapinin amacı, sağlam dokuları korurken hedef hacimde homojen ve tümör kontrolü için gerekli doz dağılımını sağlamaktır (19).

Meme kanserli olgularda radyoterapi teknikleri, ışınlanması gereken bölgenin anatomik yapısına (meme, göğüs duvarı, bölgesel lenfatikler) bağlı olarak farklı derinlik ve geometride hedef hacimler oluşturması sebebi ile güçlük ve farklılıklar göstermektedir. Teknolojik gelişmeler ve klinik uygulamalardaki deneyimlerin artmasıyla, değişik simülasyon ve tedavi teknikleri geliştirilmiştir.

Bunların yanında meme radyoterapisinde genel anlamda hedefler de mevcuttur. Bunlar;

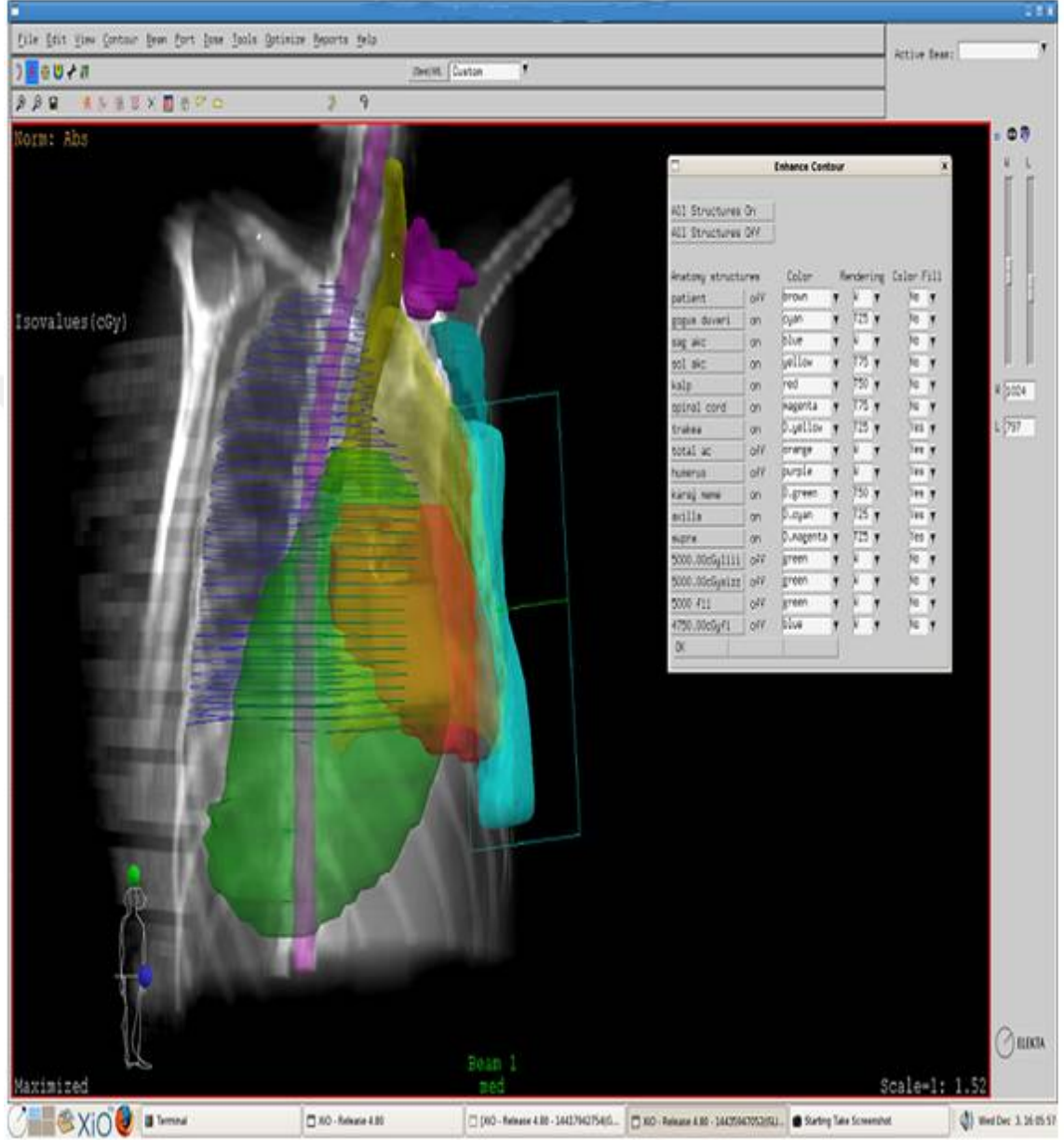
- Hedef hacimde homojen doz dağılımının $\pm\%5$ sapma ile sağlanması,
- Bitişik alanlar arasında doz artış ve düşüşünün önlenmesi,
- Mİ lenf bezlerinde yeterli doz dağılımının oluşturulması,
- Akciğerin minimum ışınlanması,
- Mediastinal dokuların (kalp, damarlar vs.) maksimum korunması,
- Karşı meme dozunun minimum düzeyde tutulması,
- Kolay uygulanabilir ve uygun set-up koşullarının sağlanmasıdır.

Bu hedefler kapsamında araştırmacılar hem göğüs duvarı, hem de bölgesel lenf bezlerinin, 2 Gy fraksiyon dozları ile toplam 40-60 Gy ışınlanmasını, uygun ışınlama tekniği olarak belirlemişlerdir (18).

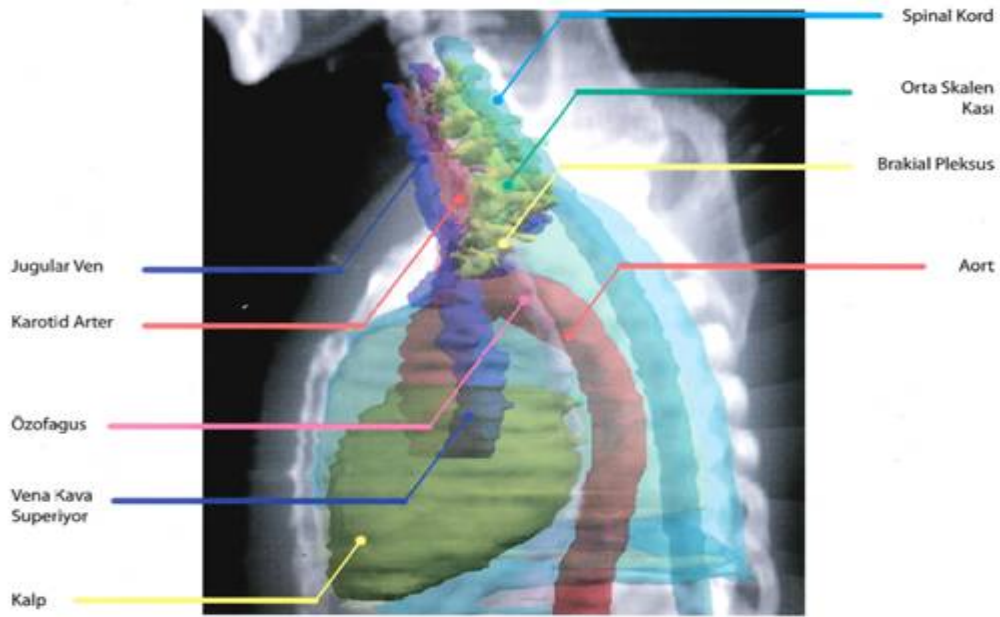
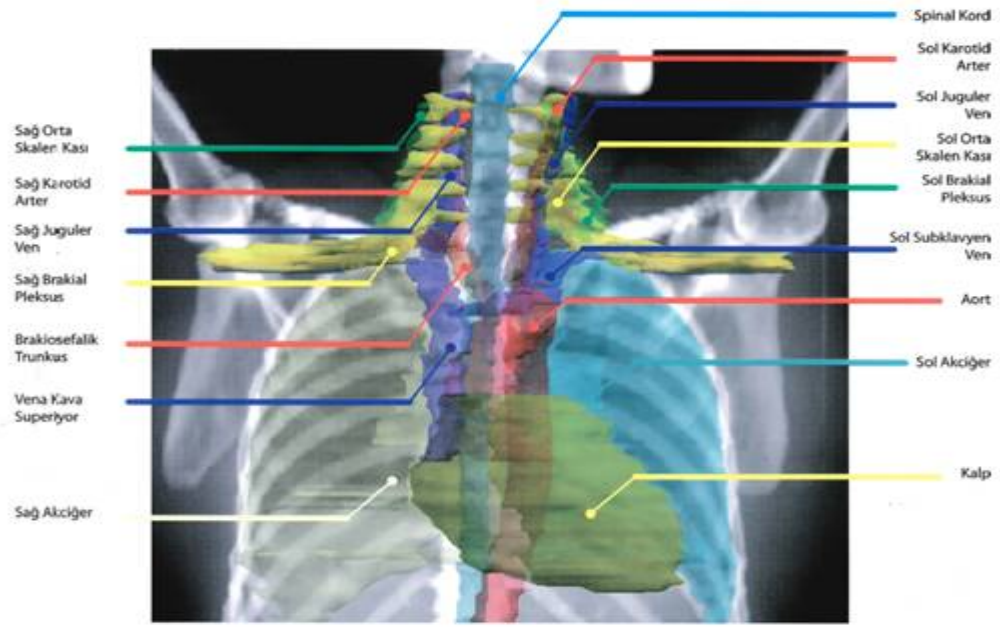
2.5 Meme Kanseri Radyoterapisinde Risk Altındaki Organlar (OAR) ve Tolerans Dozları

Meme dokusu, göğüs duvarı ve memenin bölgesel lenfatikleri, akciğer, kalp ve koroner arterler gibi hayati organlara yakın komşuluk göstermektedir. Bununla birlikte karşı meme, taraf akciğer, brakial pleksus, özafagus, tiroid bezi ve spinal kord da radyoterapi sahalarına olan komşuluk nedeniyle tedavi planlamasında göz önünde bulundurulmalıdır (Şekil 2.3). Risk altındaki organların doğru tanımlanması tedavi planlarının değerlendirilmesini etkilediği için büyük önem taşımaktadır (Şekil 2.4). Bu

organların uygunsuz tanımlanması doz-hacim histogramı (DHH)' nin yanlış yorumlanmasına neden olabilir.



Şekil 2.3 TPS'de bazı kritik organların görüntüsü.



Şekil 2.4 Meme radyoterapisindeki kritik organ konturları.

Doz-hacim sınırlamalarında iki boyutlu dönemden beri kullanılan Emami ve arkadaşlarının önerileri ve buna ek olarak üç boyutlu dönemde ise Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) protokollerinden yararlanılmaktadır. Bunların dışında da belli başlı grupların yayınları mevcuttur (18).

Bu bağlamda RTOG 1005 protokolüne göre sadece tanjansiyel meme radyoterapisi uygulandığında taraf akciğer için idealde V20 (20 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim) \leq %15, V10 (10 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim) \leq %35, V5 (5 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim) \leq %50, kabul edilebilir değerler ise V20 \leq %20, V10 \leq %40, V5 \leq %55'dir.

Yine aynı protokolde sol meme kanserli hastaların tedavisinde kalp doz-hacim sınırlaması; idealde V20 \leq %5, V10 \leq %30 ve ortalama doz \leq 400 cGy, kabul edilebilir değerler ise V25 (25 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim) \leq %5, V10 \leq %35 ve ortalama doz ise \leq 500 cGy'dir.

RTOG meme çalışma protokolü karşı meme maksimum dozunun 300-330 cGy'in altında tutulmasını önermiştir (20).

University of Michigan, karşı memenin 10 Gy veya üzerinde doz alan hacminin toplam karşı meme hacminin %1'inden küçük ya da eşit (V10 \leq %1) olması gerektiğini belirtmiştir (5).

Meme kanserli hastalarda özafagusun küçük bir kısmı supraklaviküler alanın içindedir ve uygun gantry açısı seçimiyle özafagusun büyük bir kısmı supraklaviküler alanın dışında bırakılabilir. Bunu uygulamanın plan optimizasyonuna zarar vereceğinin düşünülmesi durumunda özafagusun bloklanarak korunması yolu da tercihler arasında bulundurulmalıdır (8).

RTOG 0623 numaralı protokolüne göre özafagus ortalama dozunun 34 Gy'nin altında tutulması gerektiği belirtilmiştir (21).

RTOG protokolleri spinal kordun maksimum dozunun, 45-50 Gy olarak sınırlandırılmasını önermişlerdir (20, 21).

Supraklaviküler alanlı tedavi uygulanan meme kanserli hastalar için spinal kord boyu göreceli kısadır fakat kordu korumak için supraklaviküler alanın medial sınırının ayarlanması ya da kişiye özel blokla korunması gerekmektedir (18).

2.6 Meme Işınlamasında Alan Seçimi ve Anatomik Sınırlar

Meme radyoterapisinde ışın alanları seçilirken göz önünde bulundurulması gereken bölgeler; meme/göğüs duvarı, supra-aksilla ve Mİ zinciridir (Şekil 2.5). Hastalığın evresine göre bir hastada bu bölgelerin biri, ikisi ve hatta üçü birden tedaviye alınabilir (3).

2.6.1 Meme/Göğüs Duvarı Alanı

Bu alanın tanımlanmasında klinik görüş büyük önem taşımaktadır. Mastektomili hastalarda ışınlanan bölge belirlenirken tedavi skarı mutlaka bu ışın alanı içinde yer almalıdır. Bu alanın üst sınırı klavikula başının alt ucudur. Medial sınırının belirlenmesinde Mİ lenf nodu zincirinin alana dâhil edilip edilmeyeceği önemli rol oynar. Eğer dâhil edilmeyecekse medial sınır klasik olarak orta hattır. Eğer dâhil edilecekse Mİ lenf nodlarının yerleşimi ve derinliği bilgisayarlı planlama ile kontrol edilmelidir. Alanın lateral kenarı orta aksiller çizgidir. İntakt meme ışınlanmasında meme dokusu palpe edilerek verilen 1 cm marj lateral kenar için yeterlidir. Alt kenar ise intakt memede meme kıvrımının 1-1,5 cm altından geçer. Göğüs duvarı ışınlamalarında ise karşı memenin meme kıvrımı dikkate alınmalı, alt sınır bu kıvrım hizasının 1-2 cm altından geçmelidir. Akciğer hacmi 2-3 cm kadar tanjansiyel alana dâhil edilebilir (16).

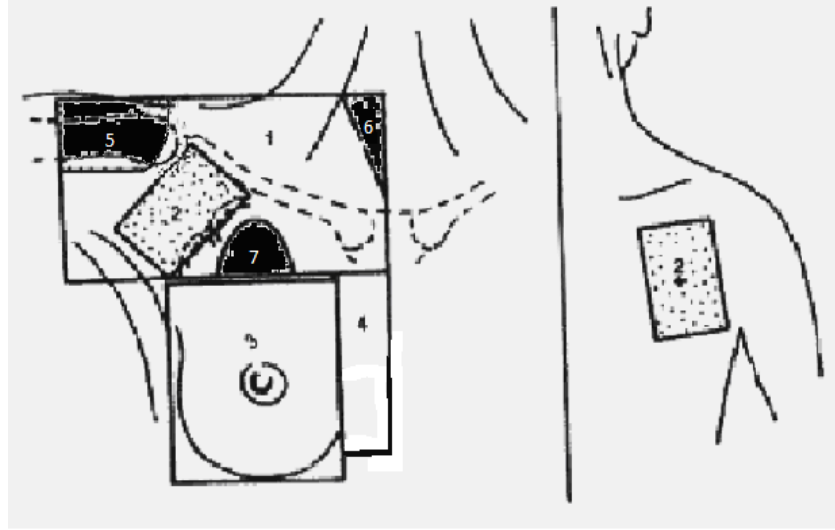
2.6.2 Supra-Aksilla Alanı

Bu alanın medial sınırını sternum ortasından geçen hat, lateral sınırını ise aksiller çukurun dışından geçen hat oluşturur. Üst dış kenarda humerus başı koruması yapılmalıdır. Alt sınır Mİ sahası ile komşudur. Üst sınır ise supraklaviküler fossayı içine alacak şekilde çizilir. Gantriye 10-15 derecelik bir açı verilerek trakea, özafagus ve spinal kord korunmalıdır. Bunun sağlanamadığı zorunlu hallerde alan bloklama tercihi kullanılmalıdır.

Önden ışınlanan supra alanıyla yeterli dozu alamayan; supra lenf nodlarına nazaran daha derin yerleşimli aksiller lenf nodlarının ışınlanması için eksik kalan doz arka aksilla alanından verilir. Böylece doz homojenitesi sağlanmış olur. Genelde 6×9 cm olan bu arka alanın lateral sınırı humerus başının 1/2'sini içine alacak şekilde uzatılır. Alanın alt kenarı meme/göğüs duvarı alanının üst kenarıyla dikkatlice çakıştırılır. Alanın üst sınırı ise kalvikula alt çizgisidir. Medial sınır ise kot kavsini kapsayan hattır (22).

2.6.3 Mammaryen İnterna (Mİ) Alanı

Mİ lenf bezleri 2. ve 6. interkostal aralıkta ve sternumun kenarında orta hattın 3-4 cm lateralinde yer alır. Kontrastlı bir tomografi tetkikinde beyaz bir nokta şeklinde lokalize etmek mümkündür. Alan üst kenarı supra alanının alt kenarıdır. Medial kenar orta hattadır ve alanın eni yaklaşık 5-6 cm olarak hesaplanır. Alan alt kenarı ksifoid kemiğinin tabanıdır (3).



Şekil 2.5 Meme radyoterapisinde alanlar; 1. Ön alandan ışınlanan supraklaviküler+aksilla alan, 2.Arka aksilla alanı, 3. Meme/göğüs duvarı tanjansiyel alanı (karşılıklı paralel iki alan), 4. Tek ön alandan ışınlanan MI alanı, 5. Humerus başı koruması, 6. Tiroit-larinks koruması, 7. Akciğer üst koruması.

2.7 Radyoterapide Hedef Hacim Tanımlamaları

Radyoterapideki amaç, belirlenen hedef hacme optimum dozu verirken, radyasyona hassas kritik organları ve etrafındaki sağlıklı dokuları mümkün olduğunca korumaktır. Tümör kontrolü hedef hacme verilen doz ile yakın ilişkili olduğundan bu amaca ulaşmak için öncelikle hedef hacmimizin tam manasıyla anlaşılması ve doğru bir şekilde konturlanmasının büyük bir önemi vardır (23).

Bu bağlamda iki boyutlu tedavi planlaması için International Commission on Radiation Unit and Measurement (ICRU) hacim kavramlarını ortaya koyan ilk raporunu 1978'de (Rapor 29) diğerini ise 1993'de (Rapor 50) yayınlamıştır. Bu son raporun yayınlanmasından sonra aradan geçen yıllarda planlama teknikleri açısından çok köklü değişiklikler olmuştur ve Rapor 50 temel alınarak üç boyutlu planlamalardaki gelişmeler ışığında 1999 yılında ICRU tarafından Rapor 62 yayınlanmıştır (24). Bu rapora göre hacim kavramları;

- Görüntülenebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV),
- Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume, CTV),
- Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume, PTV),
- Tedavi Hacmi (Treated Volume, TV),
- Işınlanan Hacim (Irradiation Volume, IV),
- Riskli Organ (Organ at Risk, OAR),
- Planlanan Riskli Organ (Planning Organ at Risk Volume, PRV)'dir (19).

2.7.1 Görüntülenebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV)

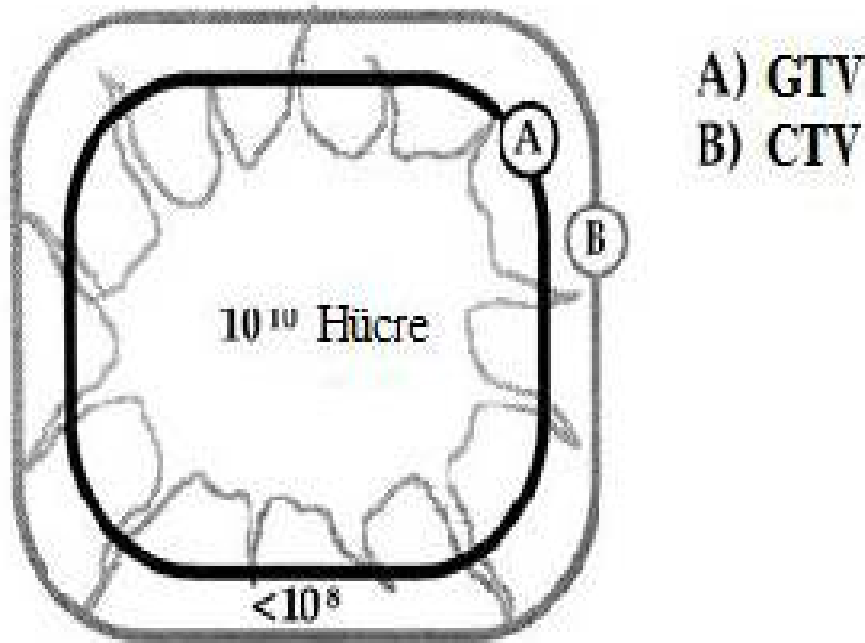
Malign büyümenin gerçekleştiği, sınırları belirgin, görüntülenebilir tümör hacmidir (Şekil 2.6). GTV tümörlü hücre yoğunluğunun en yüksek olduğu habis büyüme bölümlerine karşılık gelir. Bu nedenle yeterli bir dozun bu hacme verilmesi gerekmektedir. GTV'nin genişliği ve büyüklüğü çeşitli görüntüleme teknikleri (PET/BT, dijital radyografi, ultrasonografi, manyetik rezonans ile görüntüleme,

radyonüklid metotları v.b.) ile belirlenebilir. Bununla birlikte yeni teknikler bu hacmin boyutunu artırabilir (19).

2.7.2 Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume, CTV)

GTV'ye görüntüleme yöntemleri ile saptanamayan olası ve şüpheli mikroskobik tümör yayılımının eklenmesi ile belirlenir. Bu da bir emniyet marjını içerir. CTV'nin limitleri ve emniyet marjının genişliği tümör karakteristiklerine bağlıdır. Yani tümörün lokal invazyon kapasitesi ve bölgesel lenf nodlarına yayılma gücü gibi bilgiler gerekli olacaktır (19).

Burada normal dokunun herhangi bir özel duyarlılığı, organ riskleri, hastanın genel durumu gibi faktörler önemli olacaktır ve bir dereceye kadar klinik tecrübeyi gerektirir. GTV ve CTV tamamıyla onkolojik kavramlardır. Küratif amaçlı ışınlamalarda mutlaka tedavi edilmelidir (23).



Şekil 2.6 GTV ve CTV gösterimi.

2.7.3 Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume, PTV)

PTV tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır (Şekil 2.7). Ayrıca bu tanım önceden belirlenen ve CTV'ye verilmek istenen doz için uygun ışın alanı ve yerleşiminin belirlenmesinde kullanılır. PTV; CTV'ye organ hareketlerinden dolayı bırakılan internal marjın (İM) ve tedavi süresince hasta set-up'ında ki değişiklikler dolayısıyla bırakılan set-up marjın (SM) paylarının eklenmesiyle oluşur (Şekil 2.8).

Aslında İM birkaç parametreyi birlikte içinde barındıran bir marjdir. Bunlar rektum, mide, mesane gibi stabil olmayan organların farklı doluluklarda olması, solunum hareketi, kalp atışı ve hatta hastaların tedavi boyunca kilo alıp vermeleri de CTV'nin yer değiştirmesine sebep olabilmektedir (19).

SM'de aynı İM gibi birden çok parametreyi içinde barındırır. Bunlar, tedavi süresince hasta set-up'ındaki değişimler; gantri, kolimatör, tedavi masası gibi mekanik ekipmandaki belirsizlikler, dozimetrik belirsizlikler, CT ve simülasyon biriminden aktarılan hasta set-up'ı ile ilgili hatalar ve insan faktörü gibi ana parametrelerdir (19).

Ama bazı durumlarda PTV değeri CTV değerine son derece yakın olabilmektedir. Bu gibi durumlar özellikle kafa kaidesinin içindeki iyi sınırlı tümörlerin tedavisinde daha çok görülen bir durumdur. Ama bu durumun bir benzerini akciğer gibi son derece hareketli bir organda görmek mümkün değildir (23).

2.7.4 Tedavi Hacmi (Treated Volume, TV)

Tedavi tekniklerinin sınırlı olması nedeniyle reçetelenen tedavi dozunu sadece PTV'ye vermek olanaksızdır. Bu sebeple radyasyon onkoloğu tarafından, ister küratif olarak ister de palyatif olarak tümörün tedavisinde önem kazanan dozun sağlandığı hacme TV denmektedir (24).

2.7.5 Işınlanan Hacim (Irradiation Volume, IV)

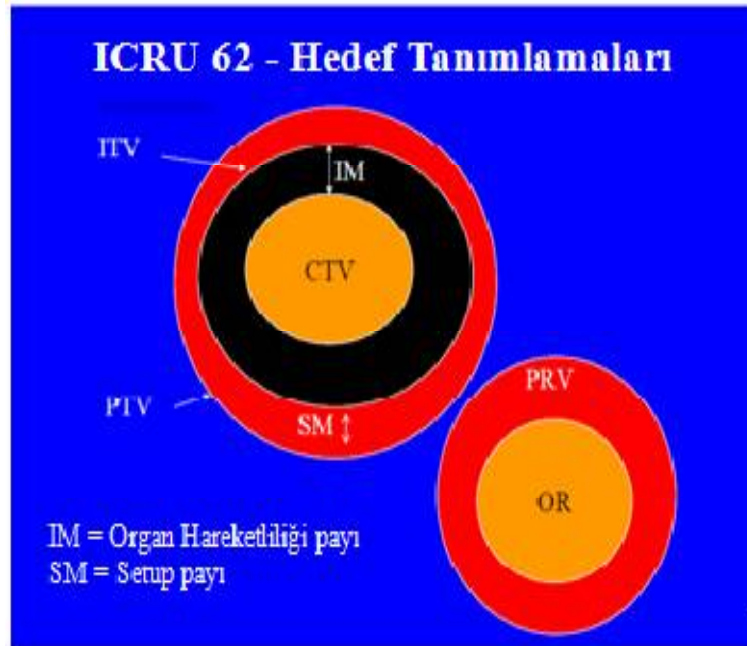
Normal doku toleransı için önem kazanan dozun sağlandığı hacmi göstermektedir. TV'den daha büyük bir hacim ihtiva eder (19).

2.7.6 Riskli Organ (Organ at Risk, OAR)

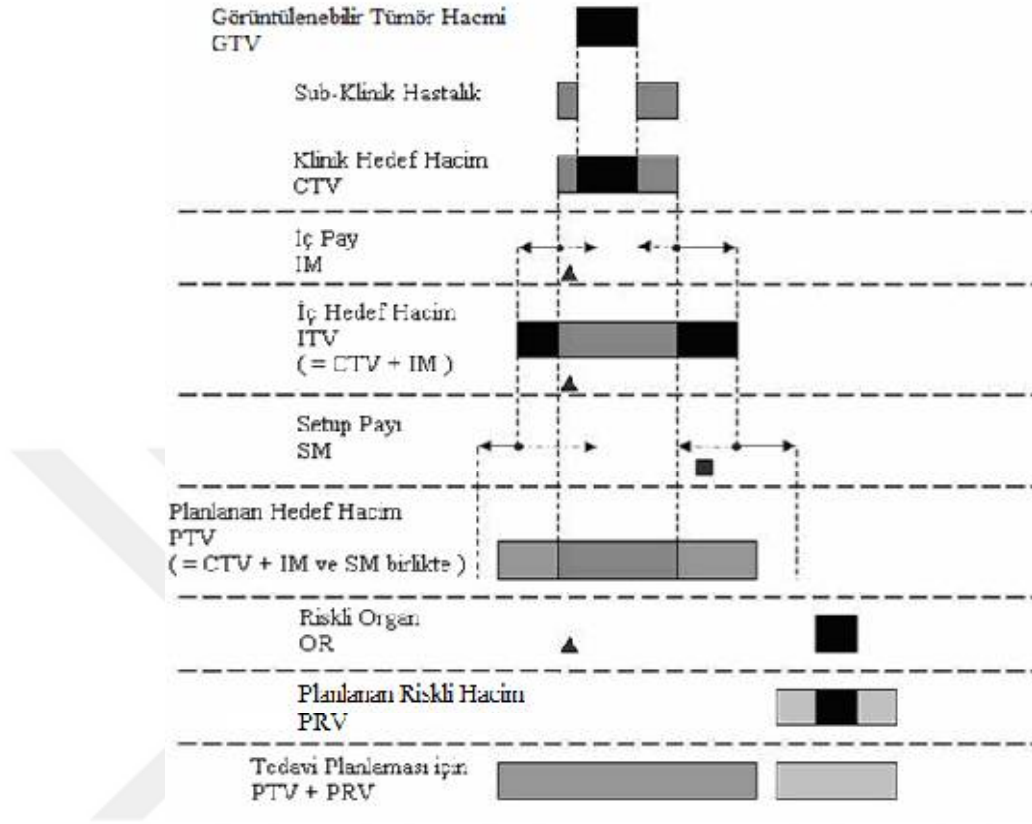
OAR radyasyon hassasiyeti; tedavi planlamasını ve önceden belirlenen dozu etkileyen ve ışınlanan bölgeye göre değişen radyoduyarlılığı fazla olan normal dokulardır (19).

2.7.7 Planlanan Riskli Organ (Planning Organ at RiskVolume, PRV)

Hasta hareketi ve set-up hatalarından dolayı risk altındaki organlar da hareket eder ve OAR'da beklenmedik yüksek dozları engellemek için riskli organ hacmine de marj verilerek PRV hacimleri belirlenir (19).



Şekil 2.7 ICRU Rapor 62 hedef tanımlamaları.



Şekil 2.8 ICRU Rapor 62'ye göre radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları ve bu hacimlere ait payların şematik gösterimi.

2.8 Konformite İndeksi (CI)

CI tedavi edilen hacmin tamamının tanımlanan dozu alıp almadığını gösteren bir ifadedir. Matematiksel olarak aşağıdaki bağıntıyla hesaplanır.

$$CI = \frac{\text{Işınlanan Hacim}}{\text{Hedef Hacim}}$$

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. Konformite indeks değeri 1'den büyükse, ışınlanan hacim hedef hacimden büyüktür. CI 1'den küçük ise hedef hacim kısmi olarak ışınlanıyordur. RTOG yayınları konformite 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 sapma mevcuttur. İndeks 0,9'dan küçük veya 2,5 değerinden büyük ise büyük sapma olduğundan bahsedebiliriz. Bu indeksin büyük sakıncası iki hacmin uzaysal ayrımını veya şekillerini hesaba katamaz ve tek başına bir bilgi vermez. Bu indeks, BT kesitlerine bakarak ve doz-hacim histogramı (DHH) gözlemlenerek tedavi planının uygunluğuna bakılabilir (25).

2.9 Homojenite İndeksi (HI)

Homojenite indeksi (HI) ICRU tarafından yayınlanan Rapor 83'e göre aşağıdaki bağıntıyla hesaplanır (26).

$$HI = \frac{D_{\%2} - D_{\%98}}{D_{\%50}}$$

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.

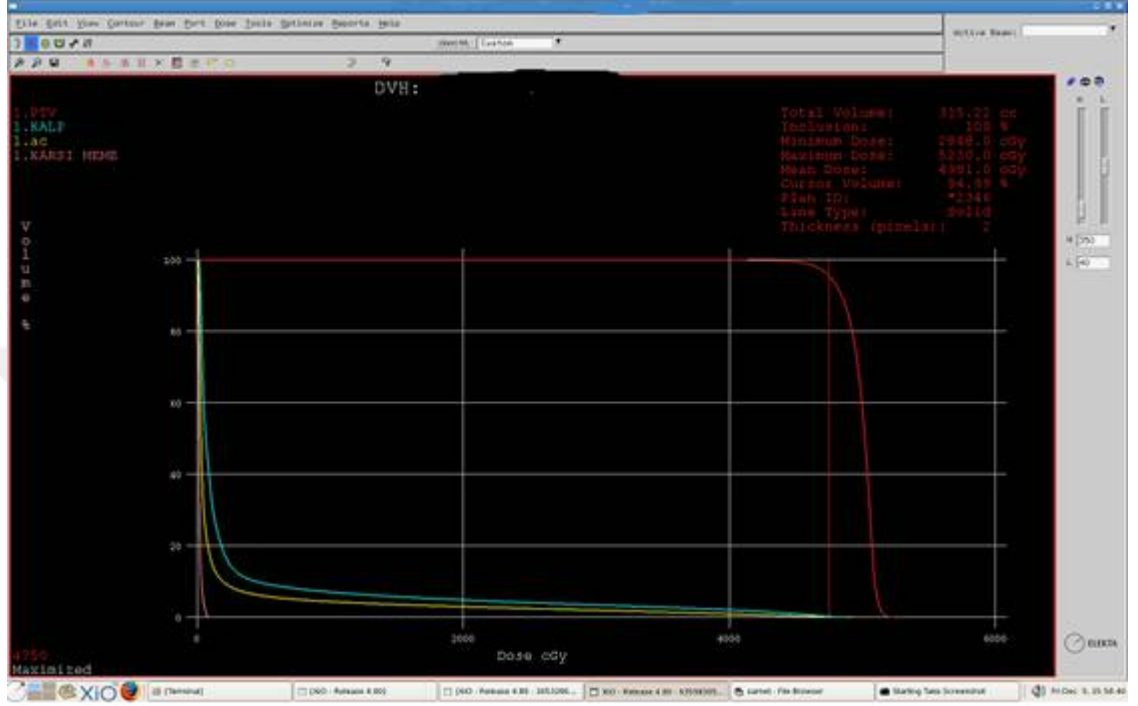
HI değeri 0 olduğunda ilgilenilen hacim tam olarak homojen dağılımına sahip demektir. Artan HI değerlerinde ise homojen doz dağılımı azalır (26).

2.10 Doz-Hacim Histogramı (DHH)

Üç boyutlu planları değerlendirmek için kullanılan en önemli parametrelerden birisidir. Hedef hacmin yeterli doz alıp almadığını ve OAR'ların ne kadar hasara uğrayacağını değerlendirmemize yarayan histogramlardır.

Genellikle günümüzde kümülatif doz-hacim histogramları kullanılmaktadır. Bu histogramlar da grafik '0' noktasında, yani '0' doz alan %100 hacim noktasında başlar (Şekil 2.9). İlk doz aralığında, örneğin 0-50 cGy doz alan hacim, toplam hacimden

çıkarılır. Bu hacim daha sonra toplam hacmin yüzdesi olarak ifade edilir. Böylece eğrinin herhangi bir noktasında verilen doza eşit ya da daha büyük olan dozda ışın alan hacim ifade edilir (27).



Şekil 2.9 Tedavisi planlanan bir hastanın doz-hacim histogramı.

2.11 Meme Radyoterapisinde Konformal Planlama Tekniği

Radyoterapiden optimum yararı sağlamanın ilk şartı radyasyon dozunu hedef hacme vermek ve normal dokuların radyasyondan minimum derecede etkilenmesini sağlamaktır (15).

Bugüne kadar bu alanda birçok teknoloji geliştirilmiş olup brakiterapi ve operasyon sırasında uygulanan radyoterapi bu amaca uygun geliştirilmiş teknikler olsa da, klinik uygulamada bazı sınırlamalar oluşmuştur. Eksternal radyoterapi de uzun yıllardır hemen hemen bütün kanser tipleri için esas tedavi şeklini oluşturmuştur. Ancak iki boyutlu radyoterapinin bazı eksiklikleri mevcuttur. Bunlar;

- GTV ile CTV değerlendirmedeki yetersizlik,
- OAR hacimlerinin değerlendirilmesindeki yetersizlik,

- Verilen dozun hesaplanmasındaki hatalar,
- Tedavinin ‘coplanar’ ışınlarla sınırlandırılması,
- Hata tahmin oranındaki eksiklikler,
- Hedeflenen hacim dışında ışın alan doku boyutundaki yetersizlikler,
- Tedavi doğruluğunun değerlendirilmesindeki yetersizliklerdir.

3BKRT ise normal dokulara verilen radyasyon dozunu azaltırken, hedef dokunun aldığı miktarı artırmaktadır ve iki boyutlu radyoterapinin bu eksikliklerini gidermektedir (27).

3BKRT tekniğinde BT çekilirken hasta cildine veya maske üzerine bir ön, iki yan radyopak işaretleyici yerleştirilir. Bu yerleştirilen markerlar planlamada koordinatların belirlenmesinde kullanılır. BT, 3BKRT için hasta veri görüntüsünün temel kaynağıdır. Bunun yanında manyetik rezonansla görüntüleme, pozitron emisyon tomografisi ve ultrasonografiden elde edilen bilgiler de BT bilgilerini tamamlayan bilgiler olarak önem kazanmaya başlamıştır (28).

Bilgisayar ortamına aktarılan BT görüntüleri üzerinden ICRU Rapor 62 baz alınarak tümör hacmi için konturlama işlemi yapılır. Bu işlem yapıldıktan sonra vücudun dış yapısı, akciğer, kemik gibi yapıların bilgisayar ortamında konturlamaları yapılır ve tedavi planlama işlemine geçilir.

3BKRT planlamasındaki en önemli parametrelerden birisi de tedavi planlama sistemindeki ışın gözü bakışı (BEV)’dir. Bu bize hastanın anatomisini radyasyon kaynağının bulunduğu noktadan bakıyormuş gibi görmemizi sağlar. Böylece BEV, ışın demetinin nokta kaynaktan çıktıktan sonra diverjansını göz önüne alarak, hedef hacme ve OAR’lara blokların ve kolimatörlerin doğru yerleştirilmesini mümkün kılar.

Kullanılacak ışınlama tekniği, enerjinin türü (foton veya elektron), wedge, ÇYK’ların yerleştirilmesi, bolus kullanılıp kullanılmayacağı ve ışın ağırlıkları seçilerek plan yaptırılmalıdır. Bundan sonra planın üç boyutlu doz dağılımı hesaplatılması yapılmalıdır. Üç boyutlu doz dağılımı değerlendirilmeli ve istenen izodoz dağılımının PTV’yi sarıp sarmadığı kontrol edilmelidir. Daha sonra transver kesitler üzerinden doz dağılımları kontrol edilmeli ve eğer izodoz dağılımı PTV’yi tam olarak sarıyorsa

fraksiyon sayısı, verilmesi gerekli tedavi dozu ve izodoz eğrisi seçilmelidir. En uygun tedavi parametrelerinin bulunmasına kadar süren bu işleme plan optimizasyonu denir.

Bu işlemlerden sonra hastanın doğru pozisyonda tedaviye alınmasını sağlamak için planlama bilgisayarındaki veriler tedavi cihazındaki anatomik veriler yardımıyla elektronik portal görüntüleme ile hastanın üzerine aktarılır ve hastanın tedavi set-up'ı optimum doğrulukta sağlanmış olur (28).

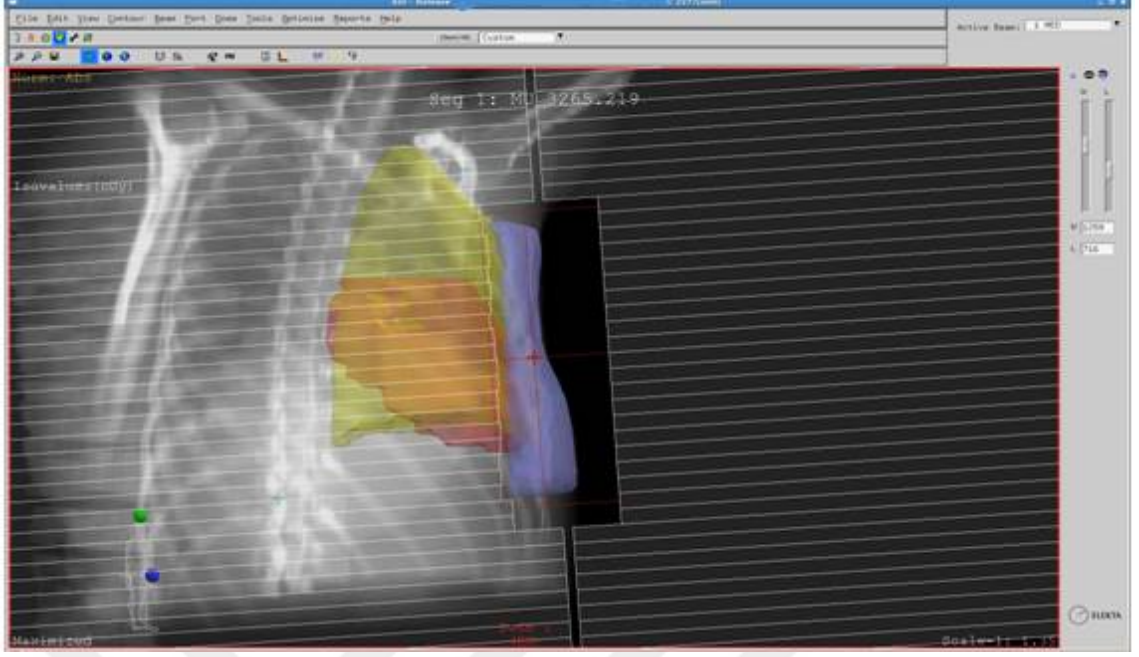
2.12 Meme Radyoterapisinde Yoğunluk Ayarlı Planlama Tekniği

YART planlama tekniğinin klinik uygulamada kullanılmaya başlanması 1990'ların ikinci yarısına kadar dayanır. YART planlamasında hedef hacim tanımlamaları, 3BKRT planlama tekniği ile benzerdir. Bununla birlikte YART planlamada, hedef ve OAR arasında 3BKRT'ye göre daha keskin doz düşüşü olduğundan hedef hacimleri tanımlarken çok daha dikkatli olunmalıdır.

YART'ın temeli şöyledir: PTV'nin üzerini saran normal bir yapı varsa ışın demeti PTV üzerine yönlendirildiğinde normal yapıyı gören demetin ışın ağırlığı azaltılmakta, demetin PTV'yi gören kısmında ise ışın ağırlığı artırılmaktadır. Tüm demetler için bu gerçekleştirilerek PTV'ye reçetelenen doz verilmiş olur. YART, 3BKRT'ye göre, hedefte daha homojen doz dağılımı ve OAR'da doz düşüşü sağlar. Bu bağlamda Şekil 2.10'da ana alan, Şekil 2.11, Şekil 2.12, Şekil 2.13 ve Şekil 2.14'te ise alt alanlar görülmektedir.

YART, ileri yani FIF veya tersten yani ters-YART teknikleri şeklinde TPS'de planlanır ve tedavi cihazına bilgisayar ağı aracılığıyla aktarılarak uygulanır (18).

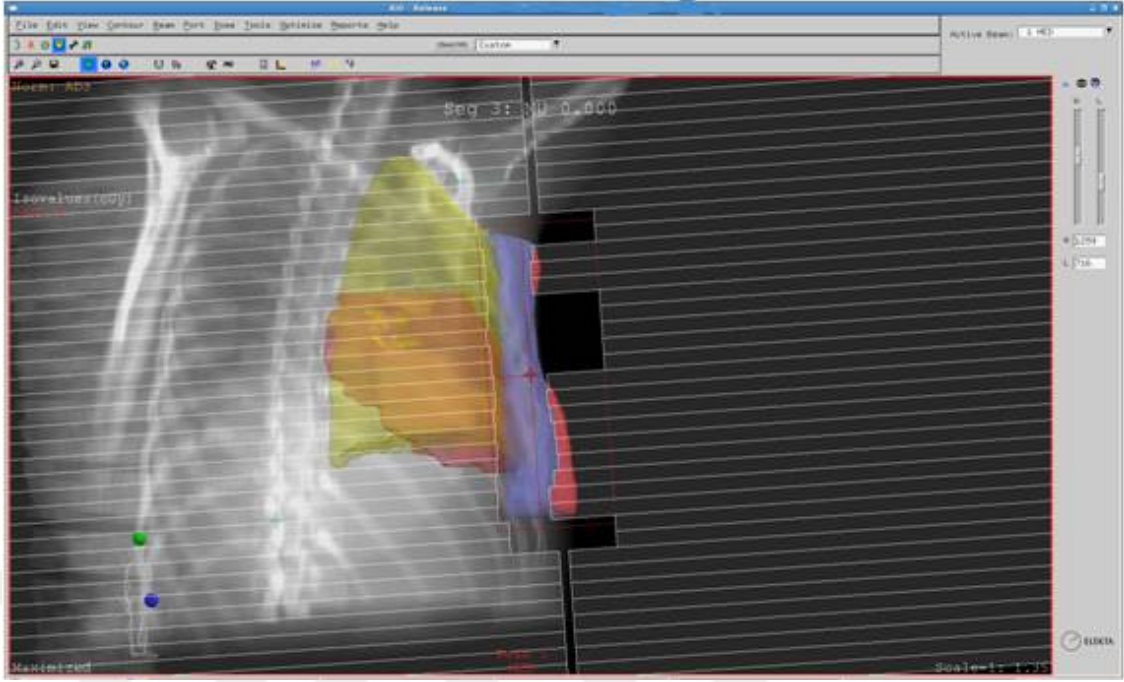
FIF tekniğinde, 3BKRT ile aynı ışın açıları ve alanları kullanılabilir. Ancak wedge filtrelerin yerine, sıcak kalan bölgeleri kapatacak şekilde, soğuk bölgelere yönelik yeni alt alanlar (segmentler) eklenir. Bu işleme homojen doz dağılımı elde edilene kadar devam edilir. Bu yöntemle 3BKRT'ye göre hedefte daha homojen doz dağılımı elde edilir (18).



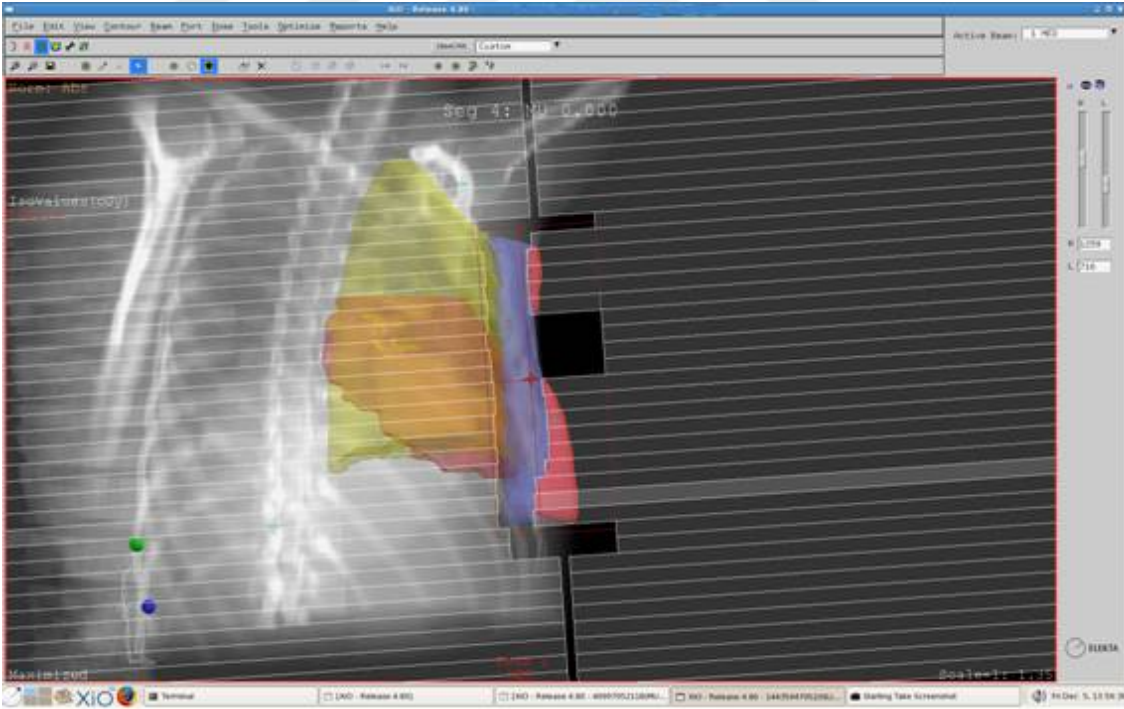
Şekil 2.10 BEV kullanılarak elde edilen ana alanın görüntüsü.



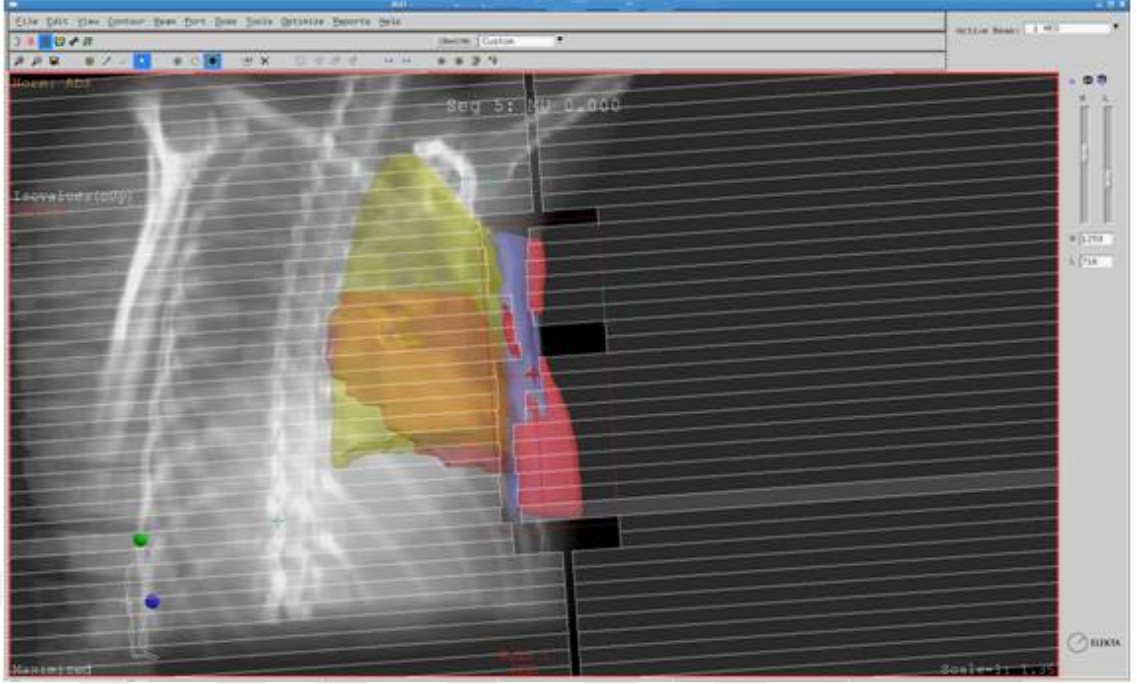
Şekil 2.11 BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan ilk alt alan.



Şekil 2.12 BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan ikinci alt alan.



Şekil 2.13 BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan üçüncü alt alan.



Şekil 2.14 BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan dördüncü alt alan.

Diğer bir yöntem olan ters-YART tekniğinde ise, doz dağılımını belirleyen alanların yoğunluk haritalarını (fluence-map) oluşturmak için optimizasyon algoritmaları kullanılır. Konvansiyonel tanjansiyel alanların yanında, farklı sabit gantri açılarında birçok alan kullanılır.

Işınlama sırasında ÇYK'ların hareketleri doz yoğunluğunu ayarlayarak, hedefte yeterli ve homojen doz dağılımı oluştururlar. ÇYK hareketleri 'Sliding Windows' ya da 'Step and Shoot' olarak kullanılabilir (18).

'Sliding Windows' tekniğinde, karşılıklı yaprakların her çifti radyasyon verilirken bilgisayar kontrolü altında hedef hacim üzerinden geçirilir. Aralığın açıklığı ve hızı hareket esnasında en iyi şekilde ayarlanır.

'Step and Shoot' yaklaşımında ise her YART alanı bir dizi sabit alan segmentine ayrılır. Ayarlanmış bir segment için radyasyon verilir. Radyasyonun bitiminde de yeni segment ayarlanır ve bu segment için tekrar radyasyon verilir. Bu işlem tüm tedavi gerçekleştirilinceye kadar devam eder. Bu yöntemde her sabit segmentin doz dağılımı ayrı ayrı ölçülebileceği için bu sistemin doğruluğunun kanıtlanması daha kolaydır (28).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Gereç

Bu çalışmada Şanlıurfa Mehmet Akif İnan Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi ünitesinde bulunan General Electric marka simülatör cihazı, CMS marka XIO Version 4.8 TPS ve Elekta Marka Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır.

3.1.1 Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazı (Şekil 3.1), 6 MV ve 18 MV değerinde iki foton; 4, 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV değerinde altı farklı elektron enerjilerine sahiptir. Bu lineer hızlandırıcı 40 çift ÇYK'yi kafa kısmında ihtiva eder. ÇYK'lari kullanarak koruma bloklarına ihtiyaç duymadan hedef şekline uygun geometrik alanlar oluşturulabilmektedir. Kaynak-axis mesafesi (SAD) 100 cm uzaklıktaki alan boyutları, minimum $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$, maksimum $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 'dir. İzomerkezde (SAD=100 cm'de) yaprakların izdüşümüne bakıldığında bir yaprağın genişliği 1 cm'dir. 3BKRT için planlanan bu cihaz aynı zamanda YART opsiyonuna da sahiptir. Elektronik portal görüntüleme sistemi ile alan kontrolü elektronik ortamda yapılmaktadır. Cihaz 60 derecelik motorize kama filtreye (wedge) sahiptir. Karbon fiber masası sayesinde tedavi tüm açılar için uygun hale gelmektedir (29).



Şekil 3.1 Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazı.

3.1.2 Bilgisayarlı Tomografi Simülator Cihazı

Hastanın tedavi koşullarında simülasyonunun yapıldığı, üç adet lazer sistemi sayesinde hastanın BT orjinine göre referans noktalarının belirlendiği, kV mertebesinde X ışını üreten ve hasta tomografi görüntülerinin elde edildiği cihazdır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2 General Electric marka Bright Speed 16 model BT simülator cihazı.

Temelde hasta etrafında dönen bir X ışını tüpü ve bunun karşısına yerleştirilmiş dedektör sisteminden oluşur. Simülatorde hasta sabitlemesi ve aksesuarların tercihi çok önemlidir. Kullanılan simülator cihazı 70 cm çapa sahip olup hastayı daha konforlu ve kolay sabitleme imkanı sunmaktadır.

Bu tez çalışmasında 10 sol, 6 sağ meme kanseri hastasının tomografi görüntüleri 5 mm kesit kalınlığında alınarak bilgisayar ağı aracılığıyla tedavi planlama sistemine aktarılmıştır.

3.1.3 Hasta Sabitleme Sistemi

Modern radyoterapi planlamasında BT simülatörlerden alınan görüntüler üzerinde, hedef ve OAR hacimleri bilgisayar ortamında oluşturularak tedavi planlamasında kullanılmaktadır (Şekil 3.3). Planlama bilgisayarları ile çok sayıda teknik gözden geçirilerek optimal plan oluşturulur. Bunlar lineer hızlandırıcılarla ve eş merkezli simülasyonla birlikte, mükemmel alan birleşimi sağlayan tekniklerdir. Bunun için hastanın ve memenin simülasyon ve tedavide aynı pozisyonun stabilitesinin sağlanması daha da önem kazanmaktadır. Bu sebeple meme kanserli hastaların simülasyonu ve tedavisi sırasında meme sabitleyici sistemleri kullanılmaktadır (18).



Şekil 3.3 CIVCO Marka Meme Sabitleyici Sistemi.

Meme hastası immobilizasyonunda öncelikle hasta yüz yukarı pozisyonda orta hatta yatırılır. 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.

Meme eğik düzleminin hazırlanması ve yinelenebilirliğinin kolay olması, her hasta için ayrı aparat gerektirmemesi ve ucuz olması nedeniyle en çok tercih edilen immobilizasyon gerecidir (18).

3.1.4 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

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 TPS'i eksternal ışın radyasyon tedavisi veya brakiterapi reçetelenen tüm kanser hastaları için tedavi planı oluşturmak amacıyla kullanılmaktadır. Sistem, belirli bir tedavi planı düzeni için hastadaki iki veya üç boyutlu radyasyon dozu dağılımlarını hesaplayıp ekranda ve basılı olarak görüntülenmesini sağlar (30).

3.2 Yöntem

3.2.1 Tedavi Planlama Verilerinin Oluşturulması

Tedaviye alınan 16 meme kanseri hastasının önceden alınan 5 mm kalınlığındaki BT kesit görüntüleri ağ bağlantısı ile tedavi planlama sistemine veri formatında aktarıldı. Tedavi planlaması yapılacak hasta verileri Focal yazılımına yüklenerek, hedef hacim ve riskli organlar radyasyon onkoloğu tarafından tanımlandı.

Bu çalışmada yer alan hasta grubu, mastektomi ameliyatı geçirmiş 10 sol ve 6 sağ meme kanserli hastadan oluşmaktadır. Kalbin değerlendirilmesinde sadece sol meme kanserli hasta verileri kullanılmıştır.

3.2.2 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) Tedavi Planlaması

Öncelikli olarak tedavi tekniği için eşmerkezli tedavi tekniği seçildi. Daha sonra mastektomili meme kanseri hastalarında tanjansiyel göğüs duvarı ışınlanması için reçetelenen tedavi dozu 50 Gy ($2 \text{ Gy} \times 25$ fraksiyon) olarak belirlendi. Bu tedavi dozunun ilk 10 günlük fraksiyonu boluslu (0,5 cm kalınlıklı), sonraki 15 günlük fraksiyonu ise bolussuz olarak hasta tedavisi planlandı. Hedef hacim olan PTV için 6 MV enerjili iki tanjansiyel (medial ve lateral) foton demeti seçildi. Seçilen bu demetlere BEV'den faydalanılarak gantri açısı verildi. Medial ve lateral alanların alt kenarları üst üste getirilerek taraf akciğerde ışın diverjansı nedeniyle oluşacak gereksiz doz artışı engellendi. ÇYK'lar kullanılarak OAR korundu. Alan ağırlıkları değiştirilerek optimum ışın ağırlıkları belirlendi. Wedge kullanılmadan planlanan bu tedavi planı, açık alan ışınlama (AAI) olarak isimlendirildi. En son olarak bu tedavi planı için PTV hacminin %95'i reçetelenen tedavi dozunun %95'ini (4750 cGy) alacak şekilde normalizasyon yapıldı.

Kama filtrelerin kullanıldığı 3BKRT tekniği ise wedgeli alan ışınlama (WAI) olarak isimlendirildi. AAI tekniğinde uygulanan adımlar tekrarlanarak planlama hazırlandı. Ek olarak PTV'de uygun doz dağılımını elde etmek için tanjansiyel alanlara iki tane uygun ve aynı açılı motorize wedge eklendi. Sonrasında ise bu plan içinde PTV hacminin %95'i reçetelenen tedavi dozunun %95'ini (4750 cGy) alacak şekilde normalize edildi.

3.2.3 Alan İçinde Alan (FIF) Tedavi Planlaması

İlk olarak tedavi tekniği için eşmerkezli tedavi tekniği seçildi. Daha sonra mastektomili meme kanseri hastalarında tanjansiyel göğüs duvarı ıŐnlaması için reçetelenen tedavi dozu 50 Gy (2 Gy×25 fraksiyon) olarak belirlendi. Bu tedavi dozunun ilk 10 günlük fraksiyonu boluslu (0,5 cm kalınlıklı), sonraki 15 günlük fraksiyonu ise bolussuz olarak hasta tedavisi planlandı. 3BKRT planlarındaki gantri açısı ve eŐmerkez deđiŐtirilmeden 6MV X-ışını ile planlama yapıldı. Bu teknikte wedgelerin yerini YK'lar aldı ver her bir ıŐına ana alan harici 4 alt alan (segment) eklenerek PTV'de ki gereksiz dozun azaltılmasına çalıŐıldı. Bu işlem sırasında ana alan ve alt alanlara uygun ağırlıkların verilmesine dikkat edildi. Son olarak bu tedavi planı için PTV hacminin %95'i reçetelenen tedavi dozunun %95'ine (4750 cGy) normalize edildi.

3.2.4 İstatistiksel Analiz Yöntemleri

Tüm istatistiksel değerlendirmeler SPSS 22.0 programı yardımıyla yapıldı. Elde edilen değerler bağımsız deđiŐken 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 kkk 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 ilgilenilen 16 mastektomili meme kanseri hastasının özellikleri Tablo 4.1’de verilmektedir.

Tablo 4.1 Hastaların özellikleri

Hasta No	Hedef Hacim Yerleşimi	PTV Hacmi (cc)
1	Sol meme	320,930
2	Sol meme	536,900
3	Sol meme	205,520
4	Sol meme	319,520
5	Sol meme	281,010
6	Sol meme	211,360
7	Sol meme	425,810
8	Sol meme	304,420
9	Sol meme	231,970
10	Sol meme	315,220
11	Sağ meme	493,780
12	Sağ meme	401,790
13	Sağ meme	288,730
14	Sağ meme	242,230
15	Sağ meme	322,220
16	Sağ meme	383,050

4.1.2 Hedef Hacim Dozları

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre PTV’nin %2’sinin aldığı doz ($D_{\%2}$), PTV maksimum dozu ve PTV’nin %98’nin aldığı doz ($D_{\%98}$) değerleri Tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.2 PTV için D_{%2}, maksimum ve D_{%98} değerleri

Hasta No	D _{%2} (cGy)			PTV Maksimum (cGy)			D _{%98} (cGy)		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
1	5680	5440	5240	5881	5537	5302	4560	4600	4550
2	5830	5460	5280	5974	5615	5360	4610	4660	4630
3	5420	5400	5240	5543	5468	5357	4690	4700	4660
4	5580	5480	5380	5765	5549	5462	4570	4570	4560
5	5520	5290	5160	5682	5416	5249	4670	4680	4660
6	5480	5440	5170	5639	5533	5338	4660	4680	4680
7	5730	5580	5270	5955	5749	5362	4670	4690	4680
8	5530	5290	5190	5766	5391	5289	4650	4660	4660
9	5590	5500	5340	5962	5719	5417	4590	4580	4570
10	5580	5200	5130	5708	5300	5230	4590	4620	4640
11	5690	5520	5320	5896	5648	5466	4610	4640	4610
12	5820	5710	5370	6078	5858	5466	4640	4660	4660
13	5660	5560	5300	5758	5634	5444	4620	4640	4620
14	5700	5570	5320	5938	5703	5442	4560	4610	4630
15	5720	5360	5190	6180	5532	5293	4670	4710	4680
16	5550	5500	5200	5715	5612	5313	4630	4650	4650

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre D_{%2}, PTV maksimum ve D_{%98} doz değerleri için ortalama, standart sapma, medyan, maksimum, minimum ve p değeri göz önüne alınarak oluşturulan istatistiksel sonuçlar Tablo 4.3’de verilmiştir.

Tablo 4.3 PTV’nin D_{%2}, maksimum ve D_{%98} değerleri istatistik sonuçları

	D _{%2} (cGy)			PTV Maksimum (cGy)			D _{%98} (cGy)		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
Ortalama	5630	5456	5256	5840	5579	5361	4624	4646	4633
St.Sapma	117	128	77	170	143	79	42	41	42
Medyan	5625	5470	5255	5823	5580	5358	4625	4655	4645
Maksimum	5830	5710	5380	6180	5858	5466	4690	4710	4680
Minimum	5420	5200	5130	5543	5300	5230	4560	4570	4550
p değeri		0,000			0,000			0,350	

Ortalama D_{%2} (yaklaşık maksimum) değerleri AAI tekniğinde 5630±117 cGy, WAI tekniğinde 5456±128 cGy ve FIF tekniğinde 5256±77 cGy olarak bulunmuştur. D_{%2} değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. (p=0,000)

Ortalama PTV maksimum değerleri AAI tekniğinde 5840±170 cGy, WAI tekniğinde 5579±143 cGy ve FIF tekniğinde 5361±79 cGy olarak bulunmuştur. PTV maksimum değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (p=0,000).

Ortalama $D_{\%98}$ (yaklaşık minimum) değerleri AAI tekniğinde 4624 ± 42 cGy, WAI tekniğinde 4646 ± 41 cGy ve FIF tekniğinde 4633 ± 42 cGy olarak bulunmuştur. $D_{\%98}$ değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,350$).

$D_{\%2}$ ve PTV maksimum değerleri için farklılığı oluşturanın FIF tekniği olduğu görüldü ($p < 0,016$).

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre PTV'nin %50'sinin aldığı doz ($D_{\%50}$), PTV ortalama dozu ve PTV'nin %90'ının aldığı doz ($D_{\%90}$) değerleri Tablo 4.4'te verilmiştir.

Tablo 4.4 PTV için $D_{\%50}$, ortalama ve $D_{\%90}$ değerleri

Hasta No	$D_{\%50}$ (cGy)			PTV Ortalama (cGy)			$D_{\%90}$ (cGy)		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
1	5180	5090	5050	5171	5074	5019	4870	4830	4850
2	5300	5120	5060	5274	5103	5035	4880	4850	4840
3	5100	5070	5020	5098	5081	5007	4810	4800	4830
4	5250	5210	5220	5199	5169	5161	4890	4890	4900
5	5050	5030	4990	5068	5017	4978	4820	4810	4820
6	5190	5110	4980	5152	5093	4967	4840	4830	4810
7	5090	5050	5020	5129	5086	5019	4840	4820	4850
8	5050	5000	4990	5067	5003	4980	4820	4810	4830
9	5100	5120	5110	5091	5103	5085	4870	4860	4880
10	5140	5000	5010	5139	4983	4981	4860	4850	4830
11	5210	5150	5130	5196	5139	5091	4870	4850	4870
12	5260	5210	5140	5251	5199	5102	4870	4860	4830
13	5200	5170	5080	5197	5167	5058	4870	4860	4840
14	5370	5270	5160	5291	5228	5106	4910	4880	4850
15	5060	4950	4980	5081	4977	4964	4800	4780	4790
16	5230	5160	5050	5191	5131	5020	4860	4840	4850

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre $D_{\%50}$, PTV ortalama ve $D_{\%90}$ doz değerleri için elde edilen istatistiksel sonuçları Tablo 4.5'de verilmiştir.

Tablo 4.5 PTV'nin $D_{\%50}$, ortalama ve $D_{\%98}$ değerleri istatistik sonuçları

	$D_{\%50}$ (cGy)			PTV Ortalama (cGy)			$D_{\%90}$ (cGy)		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
Ortalama	5173	5106	5061	5162	5097	5035	4855	4838	4841
St.Sapma	95	87	72	71	74	58	30	29	26
Medyan	5185	5115	5050	5161	5098	5019	4865	4845	4840
Maksimum	5370	5270	5220	5291	5228	5161	4910	4890	4900
Minimum	5050	4950	4980	5067	4977	4964	4800	4780	4790
p değeri	0,005			0,000			0,245		

Ortalama $D_{\%50}$ değerleri AAI tekniğinde 5173 ± 95 cGy, WAI tekniğinde 5106 ± 87 cGy ve FIF tekniğinde 5061 ± 72 cGy olarak bulunmuştur. $D_{\%50}$ değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,005$).

PTV ortalama değerleri AAI tekniğinde 5162 ± 71 cGy, WAI tekniğinde 5097 ± 74 cGy ve FIF tekniğinde 5035 ± 58 cGy olarak bulunmuştur. PTV ortalama değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,000$).

Ortalama $D_{\%90}$ değerleri AAI tekniğinde 4855 ± 30 cGy, WAI tekniğinde 4838 ± 29 cGy ve FIF tekniğinde 4841 ± 26 cGy olarak bulunmuştur. $D_{\%90}$ değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,245$).

Anlamlı fark bulunan değerlerde farklılığı oluşturan tekniği belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanıldı. $D_{\%50}$ değeri için farklılığı oluşturanın AAI tekniği olduğu görüldü ($p < 0,016$). PTV ortalama değeri içinse farklılığı oluşturanın FIF tekniği olduğu görüldü ($p < 0,016$).

4.1.3 Konformite ve Homojenite İndeksi Değerleri

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre PTV için konformite indeksi (CI) ve homojenite indeksi (HI) değerleri Tablo 4.6'da verilmiştir.

Tablo 4.6 PTV için CI ve HI değerleri

Hasta No	CI			HI		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
1	2,22	1,94	1,56	0,22	0,16	0,14
2	1,8	1,57	1,35	0,23	0,16	0,13
3	1,81	1,78	1,19	0,14	0,14	0,11
4	2,04	1,93	1,77	0,19	0,17	0,16
5	1,65	1,52	1,37	0,16	0,15	0,1
6	2,34	2,29	0,94	0,16	0,15	0,1
7	1,42	1,45	1,01	0,2	0,18	0,15
8	0,94	1	0,73	0,17	0,13	0,11
9	0,98	1,17	1,03	0,2	0,18	0,15
10	0,92	0,6	0,6	0,19	0,12	0,1
11	1,33	1,35	1,09	0,21	0,17	0,14
12	1,65	1,71	1,27	0,22	0,2	0,14
13	1,77	1,85	1,26	0,2	0,18	0,13
14	1,82	1,8	1,53	0,16	0,18	0,13
15	2,28	1,97	1,51	0,16	0,13	0,1
16	1,69	1,73	1,09	0,18	0,16	0,11

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre PTV için CI ve HI değerlerine göre elde edilen istatistiksel sonuçları Tablo 4.7’de verilmiştir.

Tablo 4.7 PTV için CI ve HI değerleri istatistik sonuçları

	CI			HI		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
Ortalama	1,666	1,604	1,206	0,187	0,160	0,125
St.Sapma	0,45	0,42	0,31	0,03	0,02	0,02
Medyan	1,73	1,72	1,22	0,19	0,16	0,13
Maksimum	2,34	2,29	1,77	0,23	0,2	0,16
Minimum	0,92	0,60	0,60	0,14	0,12	0,10
p değeri		0,005			0,000	

Ortalama CI değerleri AAI tekniğinde $1,666\pm 0,45$, WAI tekniğinde $1,604\pm 0,42$ ve FIF tekniğinde $1,206\pm 0,31$ olarak bulunmuştur.

CI değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,005$).

Ortalama HI değerleri AAI tekniğinde $0,187\pm 0,03$, WAI tekniğinde $0,160\pm 0,02$ ve FIF tekniğinde $0,125\pm 0,02$ olarak bulunmuştur. HI değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,000$).

Anlamlı fark bulunan değerler için farklılığı oluşturan tekniği belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanıldı. CI ve HI değerleri için farklılığı oluşturanın FIF tekniği olduğu görüldü ($p < 0,016$).

4.2 Kalp ve Taraf Akciğer için Elde Edilen Bulgular

Taraf akciğer için hem sol hem de sağ meme kanserli hastaların verileri kullanılırken, kalp dozlarını değerlendirmede sadece sol meme kanserli hastaların verileri kullanılmıştır.

Tüm hastalarda farklı planlama tekniklerine göre taraf akciğer için maksimum ve ortalama doz değerleri ile V20 (20 Gy veya üzeri doz alan yüzde hacim) değerleri Tablo 4.8’de görülmektedir.

Tablo 4.8 Taraf akciğer için maksimum ve ortalama doz değerleri ile V20 hacimleri

Hasta No	Maksimum (cGy)			Ortalama (cGy)			V20 (% hacim)		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
1	5553	5452	5271	1610	1621	1445	31,55	31,78	28,85
2	5464	5486	5191	1198	1216	1126	23,13	23,39	22,2
3	5456	5446	5219	1075	1086	947	20,99	25,73	19,13
4	5428	5457	5372	1266	1297	1190	24,8	25,12	23,28
5	5186	5314	5142	1057	1088	808	21,15	21,47	16,07
6	5497	5470	5208	1254	1260	1020	24,5	24,6	20,78
7	5288	5377	5183	1082	1103	849	21,04	21,26	16,5
8	5018	5139	5047	749	777	623	14,77	15,15	11,92
9	5208	5350	5243	580	599	556	11,15	11,43	10,77
10	4992	5037	4930	214	218	173	3,57	3,69	2,9
11	5256	5329	5129	885	908	701	17,15	17,42	13,35
12	5546	5599	5280	1275	1298	1188	24,83	25,08	23,92
13	5484	5431	5271	1214	1231	1049	23,67	23,88	20,76
14	5529	5486	5269	1238	1253	1104	24,44	24,7	21,74
15	5240	5365	5178	918	959	768	17,93	18,4	14,84
16	5437	5438	5057	1385	1406	1170	27,52	27,73	23,65

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre taraf akciğer için maksimum ve ortalama doz ile V20 üzerinden elde edilen istatistik sonuçları Tablo 4.9'da verilmektedir.

Tablo 4.9 Taraf akciğer için maksimum ve ortalama doz değerleri ile V20 hacimleri istatistik sonuçları

	Maksimum (cGy)			Ortalama (cGy)			V20 (% hacim)		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
Ortalama	5348	5386	5186	1062	1082	919	20,76	21,30	18,17
St.Sapma	182	137	108	337	337	311	6,74	6,84	6,4
Medyan	5432	5434	5199	1140	1159	983	22,14	23,6	19,9
Maksimum	5553	5599	5372	1610	1621	1445	31,55	31,78	28,85
Minimum	4992	5037	4930	214	218	173	3,57	3,69	2,9
p değeri	0,001			0,135			0,139		

Ortalama taraf akciğer maksimum doz değerleri AAI tekniğinde 5348 ± 182 cGy, WAI tekniğinde 5386 ± 137 cGy ve FIF tekniğinde 5186 ± 108 cGy olarak bulunmuştur.

Taraf akciğer maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,001$).

Taraf akciğer ortalama doz değerleri AAI tekniğinde 1062 ± 337 cGy, WAI tekniğinde 1082 ± 337 cGy ve FIF tekniğinde 919 ± 311 cGy olarak bulunmuştur.

Taraf akciğer ortalama doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,135$).

Ortalama taraf akciğer V20 hacim değerleri AAI tekniğinde %20,76±%6,74, WAI tekniğinde %21,30±%6,84 ve FIF tekniğinde %18,17±%6,4 olarak bulunmuştur.

Taraf akciğer V20 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p=0,139).

Anlamlı fark bulunan değerler için farklılığı oluşturan tekniği belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanıldı. Taraf akciğer maksimum doz değeri için farklılığı oluşturanın FIF tekniği olduğu görüldü (p<0,016).

Sol meme kanserli hastalarda kalp için maksimum ve ortalama doz değerleri ile V10 (10 Gy veya üzeri doz alan yüzde hacim) ve V30 (30 Gy veya üzeri doz alan yüzde hacim) değerleri Tablo 4.10'da görülmektedir.

Tablo 4.10 Sol meme kanserli hastalarda kalp için maksimum ve ortalama doz değerleri ile V10 ve V30 değerleri

Hasta No	Maksimum(cGy)			Ortalama(cGy)			V10(% hacim)			V30(% hacim)		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
1	5482	5434	5221	662	670	555	13,87	13,97	12,53	9,91	10,05	8,2
2	5304	5258	5200	1153	1174	1102	25,44	25,64	23,99	19,97	20,3	19,13
3	5410	5407	5066	473	478	373	10,37	10,45	8,86	6,32	6,41	4,75
4	5334	5338	5325	772	800	681	17,35	17,66	14,84	12,01	12,33	10,68
5	5097	5175	5119	702	725	515	16,04	16,28	11,6	10,83	11,14	7,58
6	5346	5320	5132	484	488	340	10,43	10,49	7,27	6,57	6,65	4,43
7	5109	5188	5082	439	448	339	9,34	9,48	7,33	5,59	5,73	4,16
8	4907	5087	4980	212	217	191	4	4,15	3,84	1,77	1,89	1,68
9	5100	5220	5173	308	318	280	7,04	7,28	6,43	3,07	3,28	3,05
10	4919	4969	4870	398	409	296	9,43	9,66	6,98	5,1	5,35	3,37

Sol meme kanserli hastalar için farklı planlama tekniklerine göre kalp için maksimum ve ortalama doz ile V10 ve V30 değerleri üzerinden elde edilen istatistik sonuçları Tablo 4.11'de verilmektedir.

Tablo 4.11 Sol meme kanserli hastalarda kalp için maksimum ve ortalama doz değerleri ile V10 ve V30 değerleri istatistik sonuçları

	Maksimum(cGy)			Ortalama(cGy)			V10(% hacim)			V30(% hacim)		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
Ortalama	5201	5240	5117	560	572	467	12,331	12,506	10,367	8,114	8,313	6,703
St.Sapma	202	143	128	272	278	266	6,10	6,13	5,80	5,30	5,37	5,15
Medyan	5206	5239	5125	478	483	356	10,4	10,47	8,095	6,445	6,53	4,59
Maksimum	5482	5434	5325	1153	1174	1102	25,44	25,64	23,99	19,97	20,3	19,13
Minimum	4907	4969	4870	212	217	191	4	4,15	3,84	1,77	1,89	1,68
p değeri	0,217			0,453			0,412			0,503		

Ortalama kalp maksimum doz değerleri AAI tekniğinde 5201 ± 202 cGy, WAI tekniğinde 5240 ± 143 cGy ve FIF tekniğinde 5117 ± 128 cGy olarak bulunmuştur.

Kalp maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,217$).

Kalp ortalama doz değerleri AAI tekniğinde 560 ± 272 cGy, WAI tekniğinde 572 ± 278 cGy ve FIF tekniğinde 467 ± 266 cGy olarak bulunmuştur.

Kalp ortalama doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,453$).

Ortalama kalp V10 hacim değerleri AAI tekniğinde $12,331 \pm 6,10$, WAI tekniğinde $12,506 \pm 6,13$ ve FIF tekniğinde $10,367 \pm 5,80$ olarak bulunmuştur.

Kalp V10 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,412$).

Ortalama kalp V30 hacim değerleri AAI tekniğinde $8,114 \pm 5,30$, WAI tekniğinde $8,313 \pm 5,37$ ve FIF tekniğinde $6,703 \pm 5,15$ olarak bulunmuştur.

Kalp V30 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,503$).

4.3 Karşı Meme için Elde Edilen Bulgular

TPS kullanılarak elde edilen verilerde, tedavisi planlanan 16 hasta (10 sol, 6 sağ) için karşı meme verileri alınmış ve aştığıda yer alan tablolar yardımıyla ifade edilmeye çalışılmıştır.

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre karşı meme için maksimum ve ortalama doz değerleri Tablo 4.12'de görölmektedir.

Tablo 4.12 Karşı meme için maksimum ve ortalama doz değerleri

Hasta No	Maksimum(cGy)			Ortalama(cGy)		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
1	221	219	120	23	23	18
2	173	177	94	19	18	17
3	122	124	60	13	13	11
4	955	1009	344	42	43	25
5	201	208	71	20	20	14
6	87	87	52	12	12	10
7	110	112	43	12	12	10
8	88	88	60	12	11	11
9	192	199	121	14	14	12
10	168	174	87	14	14	12
11	157	160	70	15	15	13
12	488	500	300	24	24	20
13	1462	1507	596	34	34	21
14	290	298	67	12	12	9
15	2059	2219	814	24	24	14
16	134	136	62	13	13	11

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre karşı meme için maksimum ve ortalama doz değerleri üzerinden elde edilen istatistik sonuçları Tablo 4.13’de verilmektedir.

Tablo 4.13 Karşı meme için maksimum ve ortalama doz değerleri istatistik sonuçları

	Maksimum(cGy)			Ortalama(cGy)		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
Ortalama	431	451	185	18,9375	18,875	14,25
St.Sapma	571	610	224	8,77	9,01	4,64
Medyan	182	188	79	14,5	14,5	12,5
Maksimum	2059	2219	814	42	43	25
Minimum	87	87	43	12	11	9
p değeri		0,010			0,089	

Ortalama karşı meme maksimum doz değerleri AAI tekniğinde 431 ± 571 cGy, WAI tekniğinde 451 ± 610 cGy ve FIF tekniğinde 185 ± 224 cGy olarak bulunmuştur.

Karşı meme maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,010$).

Karşı meme ortalama doz değerleri AAI tekniğinde $18,9375\pm 8,77$ cGy, WAI tekniğinde $18,875\pm 9,01$ cGy ve FIF tekniğinde $14,25\pm 4,64$ cGy olarak bulunmuştur.

Karşı meme ortalama doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,089$).

Anlamli fark bulunan değerlerde farklılığı oluşturan tekniği belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanıldı. Karşı meme maksimum doz değeri için farklılığı oluşturanın FIF tekniği olduğu görüldü ($p < 0,016$).

Tüm hastalarda farklı planlama tekniklerine göre karşı meme için V0.01 (0.01 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim), V0.6 (0.6 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim), V1 (1 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim) ve V2 (2 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim) değerleri Tablo 4.14'de grlmektedir.

Tablo 4.14 Karşı meme için V0.01, V0.6, V1 ve V2 değerleri

Hasta No	V0.01(% hacim)			V0.6(% hacim)			V1(% hacim)			V2(% hacim)		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
1	100	100	100	7,91	7,65	3,64	3,83	3,66	0,03	0,01	0,01	0
2	100	100	100	3,7	3,61	1,74	1,44	1,31	0	0	0	0
3	100	100	100	1,85	1,84	0	0,13	0,14	0	0	0	0
4	100	100	100	18,4	18,47	8,54	10,63	10,91	3,21	3,51	3,67	0,27
5	100	100	100	6,51	6,49	0,19	2,67	2,68	0	0	0	0
6	100	100	100	0,33	0,3	0	0	0	0	0	0	0
7	100	100	100	0,11	0,11	0	0	0	0	0	0	0
8	100	100	100	0,74	0,7	0	0	0	0	0	0	0
9	100	100	100	3,61	3,49	0,73	0,54	0,57	0	0	0	0
10	100	100	100	3,64	3,51	1,2	0,82	0,81	0	0	0	0
11	100	100	100	1,62	1,63	0,04	0,31	0,33	0	0	0	0
12	100	100	100	9,33	9,21	4,51	3,85	3,74	0,72	0,29	0,3	0,06
13	100	100	100	15,21	15,13	7,08	8,33	8,26	1,52	1,62	1,63	0,22
14	100	100	100	3,74	3,65	0,01	0,35	0,37	0	0,01	0,01	0
15	100	100	100	8,8	8,74	3,19	3,95	3,96	0,75	1,1	1,17	0,22
16	100	100	100	2,35	2,33	0,01	0,3	0,3	0	0	0	0

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre karşı meme için V0.01, V0.6, V1 ve V2 üzerinden elde edilen istatistik sonuçları Tablo 4.15'de verilmektedir.

Tablo 4.15 Karşı meme için V0.01, V0.6, V1 ve V2 üzerinden elde edilen istatistik sonuçlar

	V0.01(% hacim)			V0.6(% hacim)			V1(% hacim)			V2(% hacim)		
	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF	AAI	WAI	FIF
Ortalama	100	100	100	5,49	5,43	1,93	2,322	2,315	0,3894	0,4088	0,4244	0,048
St.Sapma	0	0	0	5,31	5,31	2,736	3,180	3,21	0,86	0,95	0,99	0,09
Medyan	100	100	100	3,67	3,56	0,46	0,68	0,69	0	0	0	0
Maksimum	100	100	100	18,4	18,47	8,54	10,63	10,91	3,21	3,51	3,67	0,27
Minimum	100	100	100	0,11	0,11	0	0	0	0	0	0	0
p değeri		1,000			0,009			0,006			0,579	

Ortalama karşı meme V0.01 hacim değerleri AAI tekniğinde %100±%0, WAI tekniğinde %100±%0 ve FIF tekniğinde %100±%0 olarak bulunmuştur.

Karşı meme V0.01 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=1,000$).

Ortalama karşı meme V0.6 hacim değerleri AAI tekniğinde $5,49\pm 5,31$, WAI tekniğinde $5,43\pm 5,31$ ve FIF tekniğinde $1,93\pm 2,736$ olarak bulunmuştur.

Karşı meme V0.6 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,009$).

Ortalama karşı meme V1 hacim değerleri AAI tekniğinde $2,322\pm 3,180$, WAI tekniğinde $2,315\pm 3,21$ ve FIF tekniğinde $0,3894\pm 0,86$ olarak bulunmuştur.

Karşı meme V1 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,006$).

Ortalama karşı meme V2 hacim değerleri AAI tekniğinde $0,4088\pm 0,95$, WAI tekniğinde $0,4244\pm 0,99$ ve FIF tekniğinde $0,048\pm 0,09$ olarak bulunmuştur.

Karşı meme V2 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,579$).

Anlamlı fark bulunan değerlerde farklılığı oluşturan tekniği belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanıldı. Karşı meme V0.6 ve V1 değeri için farklılığı oluşturanın FIF tekniği olduğu görüldü ($p < 0,016$).

5.TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu tez çalışmasında, meme kanseri hastalarında göğüs duvarı ışınlaması için birer 3BKRT tekniği olan AAI ve WAI teknikleri ile bir YART tekniği olan FIF tekniği kullanılarak, öncelikli olarak karşı meme; sonrasında ise hedef hacim, taraf akciğer ve kalbin aldığı dozların değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmaya mastektomili 16 meme kanseri hastası dâhil edilmiştir.

Yakın geçmişe kadar radyasyonun karşı memedeki kanser riskini araştıran çalışmaların sonuçları bu artışın minimal düzeyde ya da hiç olmadığı yönündeydi (3). Lakin yapılan son çalışmalardan birisi olan Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group'un yürüttüğü bir çalışmaya göre radyasyonun karşı meme kanserinde göz ardı edilemeyecek bir artışa sebep olduğunu gösterilmiştir. Buda karşı meme kanserinin potansiyel bir risk olduğu sonucuna bizi götürmektedir. Women's Environmental, Cancer and Radiation Epidemiology çalışmalarına göre ise radyoterapi alan grupta özellikle karşı memenin medial ve orta kısmında karşı meme kanseri riskinin arttığı gösterilmiştir (5).

Williams ve arkadaşları (5), insan benzeri bir RANDO fantom üzerinde tüm memeye 5000 cGy tedavi dozu vererek açık tanjansiyel, lateral wedgeli ışınlama, medial-lateral wedgeli ışınlama, basit segmentli ışınlama (her ışın başına 3 segment), kompleks segment YART (her ışın başına 5 segment) ve beamlet YART ışınlama (>100 segment) tekniklerinin TLD'ler yardımıyla karşı meme dozuna olan etkisini araştırmışlardır. Buna göre ortalama karşı meme dozları açık tanjansiyel tekniğinde 31 cGy, basit segmentli tekniğinde 32 cGy, kompleks segment YART'de 34 cGy, beamlet YART'de 34 cGy, lateral wedgeli de 46cGy, medial ve lateral wedgeli de 96 cGy olarak bulunmuştur. Sonuçlar; meme radyoterapisinde özellikle medial alandaki wedgenin yerine segmentler kullanarak; hem doz homojenitesinin sağlanabileceğini hemde karşı meme dozunun mümkün olduğunca düşük tutulabildiğini bize göstermektedir. Bizim çalışmamızda ortalama karşı meme dozları AAI tekniğinde 18.937 ± 8.77 cGy, WAI

teknğinde 18.875 ± 9.01 cGy ve FIF tekniğinde 14.25 ± 4.64 cGy olarak bulunmuştur. Bu sonuçlardan da anlaşılacağı üzere FIF tekniği karşı memedeki ortalama dozu düşürmede etkili bir yöntemdir.

Borghero ve arkadaşları (6); bir meme fantomu üzerinde tüm memeye 5000 cGy tedavi dozu vererek TLD'ler yardımıyla sadece lateral wedgeli (30 dereceli wedge), medial-lateral wedgeli (15'er dereceli wedge) ve FIF ışınlama tekniklerini karşı meme dozları açısından karşılaştırmışlardır. Buna göre ortalama karşı meme dozları; sadece lateral wedgeli teknikte 96,25 cGy, medial-lateral wedgeli teknikte 112,5 cGy, ve FIF tekniğinde 77,25 cGy olarak ölçülmüştür. Sonuçlar özellikle medial alandaki wedgenin karşı meme dozunu artırıcı etkisini ve karşı meme dozu açısından en iyi tekniğin FIF tekniği olduğunu göstermektedir. Bizim sonuçlarımız bu çalışmayla uyumlu çıkmıştır.

Yavas ve arkadaşları (7); 20 sol meme kanseri hastası ile yaptıkları çalışmada fiziksel wedgeli tanjansiyel alan tekniği ile FIF tekniğini TPS üzerinden dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır. Tüm hastalar için reçetelenen tedavi dozu 5000 cGy olarak belirlenmiştir. Ortalama karşı meme dozları fiziksel wedgeli tanjansiyel alan teknikte $129,5 \pm 64,1$ cGy, FIF tekniğinde ise $57 \pm 33,8$ cGy olarak bulunmuştur. Karşı meme dozlarının, wedge kullanılmayan FIF tekniğinde daha düşük olduğu tespit edilmiş ve çalışmanın sonuçları bizim sonuçlarımız ile uyumlu çıkmıştır.

Tez çalışmamızda karşı meme maksimum doz değerleri AAI tekniğinde 431 ± 571 cGy, WAI tekniğinde 451 ± 610 cGy ve FIF tekniğinde 185 ± 224 cGy olarak bulunmuştur. Buna göre FIF tekniği ile yapılan radyoterapi planlarına ait karşı meme maksimum doz değerleri AAI ve WAI teknikleri ile yapılan planlara göre sırasıyla %57 ve %59 daha düşük çıkmıştır.

Tez çalışmamızda ortalama karşı meme maksimum doz değerlerinin RTOG protokollerinin önerdiği 300-330 cGy dozlarının altında tutulması gerekliliğini sağlar nitelikte olup AAI ve WAI teknikleri karşı memede benzer doz değerlerine sahipken, FIF tekniğinin düşük doz avantajı karşı meme açısından görülmektedir.

Baycan ve arkadaşları (8); MKC geçirmiş 18 sol meme kanserli hasta üzerinde yaptıkları çalışmada 3BKRT tekniği ile FIF tekniğini dozimetrik olarak

karşılaştırmışlardır. Karşı meme V1 ve V2.5 hacim değerleri 3BKRT tekniğinde sırasıyla $29,52 \pm 15,2$ ve $2,66 \pm 3,17$, FIF tekniğinde ise sırasıyla $4,45 \pm 5,15$ ve $0,64 \pm 1,12$ olarak bulunmuştur. Sonuçta ortalama karşı meme V1 ve V2.5 hacim değerleri FIF tekniğiyle yapılmış planlarda daha düşük bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ortalama karşı meme V0.01, V0.6, V1 ve V2 hacim değerleri AAI, WAI ve FIF teknikleri üzerinden karşılaştırılmış ve en düşük hacim değerlerini FIF tekniğinde sağladığı görülmüştür.

Al-Rahbi ve arkadaşları (9); 20 sol meme kanseri (10 tanesi mastektomi, 10 tanesi MKC geçirmiş) hastası üzerinde yaptıkları çalışmada 3BKRT, FIF ve ters-YART tekniklerini dozimetrik olarak karşılaştırılmıştır. Ortalama karşı meme V0.01, V0.6, V1, V2 ve V5 hacim değerlerinden elde edilen sonuçlara göre FIF tekniğinin en düşük hacim değerlerini sunduğu görülmektedir. Bizim sonuçlarımız bu çalışmayla uyumlu çıkmıştır.

Onal ve arkadaşları (10); MKC geçirmiş 30 meme kanseri (15 sol meme, 15 sağ meme) hastası üzerinde yaptığı çalışmada toplam tedavi dozunu 5000 cGy olarak belirlemişlerdir. Bu çalışmada tek wedge, bilateral wedge ve FIF tekniklerini dozimetrik olarak karşılaştırmışlardır. Ortalama karşı meme V1, V2 ve V5 hacim değerleri tek wedge tekniğinde sırasıyla $3,26$, $1,16$ ve $0,13$; bilateral wedge tekniğinde sırasıyla $3,4$, $1,23$ ve $0,13$; FIF tekniğinde ise sırasıyla $2,04$, $0,57$ ve $0,11$ olarak bulunmuştur. Bulgular FIF tekniğinin lehine sonuçlanmış ve bizim sonuçlarımız bu çalışmayla uyumlu çıkmıştır.

Tedavi esnasında kullanılan alan şekillendiriciler primer ışının niteliğini değiştirirken saçılmış ışınların oluşmasına neden olurlar. Konvansiyonel meme radyoterapisinde karşı meme dozu da esas itibarıyla saçılan bu dozdan oluşmaktadır. Bu doz, cihaza ait bölümlerden, wedgelerden ve koruyucu bloklardan saçılan ışınlardan kaynaklanır. Karşı memedeki wedge saçılmasının ana katkısı medial alandan olurken, az bir kısmı da lateral alandan kaynaklanır. Araştırmacılar reçetelenen tedavi dozunun 5000 cGy olduğu meme ışınlamalarında karşı memenin yaklaşık 500 cGy civarında bir radyasyon dozu aldığını yaptıkları çeşitli çalışmalarda rapor etmişlerdir (31).

Bu tez çalışmamızda ise karşı meme dozları bakımından, AAI ile WAI teknikleri arasında belirgin bir farkın görülmediği dikkat çekmektedir. Lakin WAI tekniğinde alan şekillendirici olarak wedgelerin kullanılmasından dolayı karşı memede AAI tekniğine nazaran daha yüksek dozların görülmesi beklenmekteydi.

Joosten ve arkadaşları (12); mastektomili sağ meme kanseri bir hastanın verileri üzerinden yaptıkları bir çalışmada, MC simülasyonunu kullanarak farklı tanjansiyel meme ışınlama tekniklerinin alan dışı saçılmış doza olan etkisini 35'ten fazla organ üzerinden araştırmışlardır. Elde ettikleri bulguları da ticari olarak kullanılan XİO TPS'den elde ettikleri verilerle karşılaştırmışlardır. Buna göre alan dışı dozun %40'dan fazla bir kısmının lineer hızlandırıcının kafa kısmından saçılan radyasyon kaynaklı olduğunu ve bu saçılan radyasyonu modellemede TPS'nin MC'ye nazaran yetersiz olduğunu göstermişlerdir. Yaptıkları bu çalışmada tanjansiyel meme ışınlamasında 2BRT, 3BKRT ve hibrit YART tekniklerini kullanarak MC ve TPS üzerinden elde ettikleri dozimetrik verileri karşılaştırmışlardır. Buna göre, 2BRT tekniğine göre ortalama karşı meme dozu TPS için 100 cGy, MC için 96,4 cGy olarak bulunmuştur ve MC'ye göre %4 oranında fazla doz hesaplanmıştır. 3BKRT tekniğine göre ortalama karşı meme dozu TPS için 123 cGy, MC için 195,2 cGy olarak bulunmuştur ve MC'ye göre %37 oranında az doz hesaplanmıştır. Hibrit YART tekniğine göreyse ortalama karşı meme dozu TPS için 80 cGy iken MC için 107,4 cGy olarak bulunmuştur ve MC'ye göre %25 oranında az doz hesaplanmıştır.

Yukarıdaki gerekçeler ve bulgular göz önüne alındığında, bu tez çalışmasındaki AAI ile WAI tekniklerini kullanarak TPS'den elde edilen karşı memeye ait bulgularda wedge etkisinin görülemeyişinin sebepleri daha iyi anlaşılmaktadır. Öyle ki, 3BKRT tekniği kullanılarak TPS'de karşı meme dozunun MC gibi son derece gerçekçi bir simülasyondan elde edilen verilere göre %37 oranında düşük tespit edilmesi bu durumu açıklar niteliktedir.

Yang ve arkadaşları (13); 16 meme kanseri (11 sol meme, 5 sağ meme) hastası üzerinde tanjansiyel alanları kullanarak açık ışın tekniği, wedge filtre tekniği, konvansiyonel FIF ve modifiye FIF tekniklerine göre planlar yapmıştır. Tüm planlamalar için tedavi dozu 5040 cGy'dir. PTV'nin ciltten 5 mm içeri çekildiği planlar için PTV maksimum dozu; açık ışın tekniğinde $5367,096 \pm 56,448$ cGy, wedge filtreli

teknikte $5332,824 \pm 35,28$ cGy, konvansiyonel FIF tekniğinde $5241,096 \pm 22,176$ cGy ve modifiye FIF tekniğinde ise $5242,104 \pm 29,232$ cGy olarak bulunmuştur. Buna göre FIF teknikleri bizlere en düşük ortalama PTV maksimum dozu sunarak, 3BKRT tekniklerine nazaran bir avantaj sağladığını göstermektedir. Bu tez alışmasında ise PTV maksimum dozları AAI tekniğinde $5840 \pm 170,72$ cGy, WAI tekniğinde $5579 \pm 143,98$ cGy ve FIF tekniğinde ise $5361,88 \pm 79,44$ cGy olarak bulunmuştur. Bu bağlamda teknikler kendi aralarında kıyaslandığında en düşük PTV maksimum doz değerini FIF tekniğinin sunduğu görülebilmektedir. Burada WAI tekniği wedgeleri, FIF tekniği ise ÇYK'ları yardımıyla, PTV'deki sıcak bölgeleri kapatarak doz homojenitesini iyileştirirken; AAI tekniği bu iki alan şekillendiriciden de mahrum olduğundan diğerlerine nazaran daha yüksek dozları PTV için bize sunmaktadır. Sonuçlar literatürle uyumludur.

Onal ve arkadaşları (10); yaptıkları çalışmada ortalama HI değerlerini tek wedgeli teknikte $0,131 \pm 0,025$, bilateral wedgeli teknikte $0,128 \pm 0,025$ ve FIF tekniğinde ise $0,117 \pm 0,021$ olarak bulmuşlardır. Buna göre FIF tekniği ile yapılan planlara ait ortalama HI'nın tek wedge ve bilateral wedge kullanılarak yapılan 3BKRT tekniklerine nazaran sırasıyla %10,7 ve %8,6 daha iyi çıktığı dolayısıyla FIF tekniğinin PTV'ye daha homojen bir doz dağılımı sunduğu görülmüştür. Bu tez alışmasında ise tüm hastalar için hesaplanan ortalama HI değerleri AAI tekniğinde $0,187 \pm 0,03$, WAI tekniğinde $0,160 \pm 0,02$ ve FIF tekniğinde ise $0,125 \pm 0,02$ olarak bulunmuştur. HI değeri idealde 0 olmalıdır. Buna göre FIF tekniği ile yapılan planlara ait ortalama HI değerleri AAI ve WAI tekniklerine göre sırasıyla %33 ve %22 daha iyi çıkmıştır. Sonuç olarak FIF tekniğiyle yapılan planlar PTV'ye daha homojen bir doz dağılımı sunduğu anlaşılmaktadır. Sonuçlar literatürle uyumludur.

Baycan ve arkadaşları (8); yaptıkları çalışmada, ortalama CI değerlerini 3BKRT tekniğinde $1,450 \pm 0,33$ ve FIF tekniğinde $1,310 \pm 0,30$ olarak bulmuşlardır. Sonuçta FIF tekniği ile yapılan planlarda hedef hacme verilmek istene dozun PTV'yi daha iyi sardığı görülmektedir. Bu tez çalışmasında ise 16 hasta için ortalama CI değerleri AAI tekniğine göre 1,67, WAI tekniğine göre 1,60 ve FIF tekniğine göreyse 1,21 olarak bulunmuştur. Konformite indeksi değeri idealde 1 olmalıdır. Buna göre FIF tekniğinin hem AAI hem de WAI tekniklerine göre CI bağlamında üstün olduğu, yani

planlamalarda verilmek istenen dozun PTV hacmini daha iyi sardığı görülmektedir. Bunun nedeni ise FIF tekniğinde kullanılan alt alanlardır. Bu alt alanlar ana alanın altına doz dağılımını optimize edecek şekilde açılır ve ağırlandırılır. Bu bağlamda wedgelerin etkisinden daha iyi bir etki ve konformite sağlanmış olur. Sonuçlar literatür uyumludur.

Sonuç olarak, tanjansiyel göğüs duvarı ışınlamalarında karşı meme dozunu düşürürken hedef hacimde daha homojen bir doz dağılımı sağlayan FIF tekniğinin, kullanılan teknikler arasında radyoterapinin amaçlarına en iyi hizmet eden teknik olduğu belirlenmiştir.



6. KAYNAKLAR

1. Breast Cancer Estimated Incidence, Mortality and Prevalence Worldwide in 2012. http://globocan.iarc.fr/pages/fact_sheets_cancer.aspx (Ulaşma Tarihi 3 Ocak 2013).
2. Gültekin M, Karabuğa M, Yıldız F ve ark. Comparison of chest wall and lymphatic radiotherapy techniques in patients with left breast carcinoma. *J. Breast Health* 2014; 10: 106-110.
3. Özmen V. Meme Hastalıkları Kitabı. 1.baskı, Güneş Tıp Yayınevi, Ankara, 2012; 522-534.
4. Schubert LK, Gondi V, Sengbusch E ve ark. Dosimetric comparison of left-sided whole breast irradiation with 3DCRT, forward-planned IMRT, inverse-planned IMRT, helical tomotherapy and tophotrapy. *Radiotherapy and Oncology*. 2011; 100: 241-246.
5. 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.* 2012; 82(5): 2079-2085.
6. Borghero YO, Salehpour M, McNeese MD ve ark. 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*. 2007; 82: 324-328.
7. Yavas G, Yavas C, Acar H. Dosimetric comparison of whole breast radiotherapy using field in field and conformal radiotherapy techniques in early stage breast cancer. *Iran J. Radiat. Res.* 2012; 10(3-4): 131-138.
8. Baycan D, Karacetin D, Balkanay AY ve ark. Field-in-field IMRT versus 3D-CRT of the breast. Cardiac vessels, ipsilateral lung, and contralateral breast absorbed doses in patients with left-sided lumpectomy: a dosimetric comparison. *Jpn. J. Radiol.* 2012; 30: 819-823.
9. 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*. 2013; 38(1): 22-29.
10. Onal C, Sonmez A, Arslan G ve ark. Dosimetric comparison of the field-in-field technique and tangential wedged beams for breast irradiation. *Jpn. J. Radiol.* 2012; 30: 218-226.
11. Lee JW, Hong S, Choi KS ve ark. Performance evaluation of field-in-field technique for tangential breast irradiation. *Jpn. J. Clin. Oncol.* 2008; 38(2): 158-163.

12. Joosten A, Matzinger O, Jeanneret-Sozzi W ve ark. Evaluation of organ-specific peripheral doses after 2-dimensional, 3-dimensional and hybrid intensity modulated radiation therapy for breast cancer based on Monte Carlo and convolution/superposition algorithms: Implications for secondary cancer risk assessment. *Radiotherapy and Oncology*. 2013; 106: 33-41.
13. Yang DS, Lee JA, Yoon WS ve ark. Whole breast irradiation for small-sized breasts after conserving surgery: is the field-in-field technique optimal?. *Breast Cancer*. 2014; 21: 162-169.
14. Ercan T, İğdem Ş, Alço G, Zengin F ve ark. Dosimetric comparison of field in field intensity-modulated radiotherapy technique with conformal radiotherapy techniques in breast cancer. *Jpn. J. Radiol*. 2010; 28: 283-289.
15. Chao KSC, Perez CA, Brady LW. Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları. Gemici C, Mayadağlı A, Parlak C (çeviri editörleri), Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul, 2004.
16. Topuz E, Aydın A, Dinçer M, Meme Kanseri. 1.baskı, Nobel Tıp Kitabevi, Ankara, 2003.
17. Somunoğlu S. Meme Kanserinde Risk Faktörleri, Fırat Sağlık Hizmetleri Dergisi. 2007; 2(5): 1-6.
18. Haydaroğlu A. Meme Kanserinde Modern Radyoterapi Uygulamaları. 1.baskı, Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir, 2014.
19. International Commission on Radiation Units and Measurements Report 62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. 1999.
20. Radiation Therapy Oncology Group 1005. A Phase III Trial Of Accelerated Whole Breast Irradiation With Hypofractionation Plus Concurrent Boost Versus Standard Whole Breast Irradiation Plus Sequential Boost For Early-Stage Breast Cancer, United States, 2014.
21. Radiation Therapy Oncology Group 0623. A Phase II Trial of Combined Modality Therapy with Growth Factor Support for Patients with Limited Stage Small Cell Lung Cancer, United States, 2014.
22. Uzal C. Kanserde Işınlama Teknikleri. 1.baskı, Öncü Limited, Ankara, 1995; 203-218.
23. Dirican B. Radyoterapi Ders Notları. Ankara, 2010.
24. Tunçel N. UROK. Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kurs Kitapçığı. Kuşadası, 2002.
25. Feuvret L, Noel G, Mazon J-J ve ark. Conformity Index: A Review. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*. 2006; 64(2): 333-342.

26. International Commission on Radiation Units and Measurements Report 83. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). 2010.
27. Akfırat C, Kurtman C. Üç boyutlu konformal radyoterapi planlaması. Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı. 2001; 2(1).
28. Ercan T. UROK. Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kurs Kitapçığı. Kuşadası, 2002.
29. Reference Material of Elekta Synergy Lineer Accelerator Manual. 2005.
30. XİO Kullanım Kılavuzu Sürüm 4.51, ELEKTA CMS SOFTWARE. 2009.
31. Alzoubi AS, Kandaiya S, Shukri A ve ark. Contralateral breast dose from chest wall and breast irradiation: local experience. Australas Phys. Eng. Sci. Med. 2010; 33: 137-144.