

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MEME KANSERİ TEDAVİSİNDE FARKLI  
RADYOTERAPİ PLANLAMA TEKNİKLERİNİN  
KRİTİK ORGAN DOZLARI AÇISINDAN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

ÖZGE YÜREKLİ

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR – 2011

DEU.HSL.Msc-2009970110

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MEME KANSERİ TEDAVİSİNDE FARKLI  
RADYOTERAPİ PLANLAMA TEKNİKLERİNİN  
KRİTİK ORGAN DOZLARI AÇISINDAN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ÖZGE YÜREKLİ

Danışman: Prof.Dr. Münir Kınay  
Yardımcı Danışman: Yrd.Doç.Dr. Kadir Akgüngör

DEU.HSI.Msc-2009970110

## JÜRİ İMZALARI

Medikal Fizik Yüksek Lisans öğrencisi Özge Yürekli' nin "Meme Kanseri Tedavisinde Farklı Radyoterapi Planlama Tekniklerinin Kritik Organ Dozları Açısından Karşılaştırılması" isimli tez projesi tarafımızdan başarılı/başarısız bulundu.

1.Jüri Başkanı

Prof.Dr.Münir Kınay

2. Jüri Üyesi

Yrd.Doç.Kadir Akgüngör

3. Jüri Üyesi

Prof.Dr.H.Feyzi Alanyalı

4. Jüri Üyesi

Prof.Dr. İlknur Bilkay Görken

5. Jüri Üyesi

Prof.Dr. Rıza Çetingöz

1. Yedek Jüri Üyesi

Yrd.Doç.Dr. Özlem Karadeniz

2. Yedek Jüri Üyesi

Yrd.Doç.Dr. Hakan Epik

## İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER LİSTESİ.....	i
TABLO LİSTESİ .....	iv
ŞEKİL LİSTESİ .....	vi
KISALTMALAR.....	viii
TEŞEKKÜR.....	x
ÖZET .....	1
SUMMARY .....	3
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>5</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>7</b>
<b>2.1 Meme Anatomisi</b> .....	<b>7</b>
<b>2.2 Meme Kanserinde Tedavi</b> .....	<b>9</b>
<b>2.2.1 Cerrahi Tedavi Yöntemleri</b> .....	<b>10</b>
<b>2.2.2 Radyoterapi Yöntemleri</b> .....	<b>10</b>
<b>2.2.3 Sistemik Tedavi Yöntemleri</b> .....	<b>10</b>
<b>2.3 Hacim Tanımlamaları</b> .....	<b>11</b>
<b>2.3.1 Gros Tümör Hacim</b> .....	<b>12</b>
<b>2.3.2 Klinik Tümör Hacim</b> .....	<b>12</b>
<b>2.3.3 Planlanan Hedef Hacim</b> .....	<b>12</b>
<b>2.3.4 Tedavi Hacmi</b> .....	<b>12</b>
<b>2.3.5 Işınlanan Hacim</b> .....	<b>13</b>
<b>2.3.6 Riskli Organlar</b> .....	<b>13</b>
<b>2.4 Erken Evre (Evre I-II) Meme Kanserlerinde MKC Sonrası Radyoterapi</b> .....	<b>13</b>

2.5 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi .....	13
2.6 Alan İçinde Alan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi.....	16
2.7 Meme Bölgesinde Homojen Işınlamanın Sağlanması.....	17
2.8 Tedavi Planlamalarının Karşılaştırılması.....	17
2.8.1 Doz Hacim Histogramları .....	17
2.8.2 Doz Homojenliği.....	18
2.9 Radyoterapi Toksisiteleri .....	18
2.9.1 Kalp Toksisitesi.....	18
2.9.2 Pulmoner Toksisite.....	20
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>21</b>
3.1 Araştırmanın Tipi.....	21
3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı.....	21
3.3 Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları .....	21
3.4 Çalışma Materyali.....	22
3.4.1 Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcı .....	22
3.4.2 Bilgisayarlı Tomografi .....	23
3.4.3 Tedavi Planlama Sistemi .....	23
3.4.4 Uluslar arası Radyasyon Ölçümleri ve Birimleri Komitesinin 50 ve 62 Numaralı Raporu .....	24
3.4.5 Meme Atlası .....	24
3.5 Araştırmanın Değişkenleri .....	24
3.6 Veri Toplama Araçları .....	25
3.6.1 Veri Kayıt Formu .....	31
3.7 Araştırmanın Planı ve Takvimi .....	31
3.8 Verilerin Değerlendirilmesi.....	32
3.9 Araştırmanın Sınırlılıkları .....	33
3.10 Etik Kurul Onayı.....	33
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>34</b>
4.1 Hedef Hacim İçin Elde Edilen Veriler .....	35
4.2. Kritik Yapılar İçin Elde Edilen Veriler.....	39

<i>4.2.1 Sol Akciğer İçin Elde Edilen Veriler</i> .....	39
<i>4.2.2 Kalp İçin Elde Edilen Veriler</i> .....	44
<i>4.2.3 Karşı Meme İçin Elde Edilen Veriler</i> .....	48
<i>4.2.4 Tedavi Sürelerinden Elde Edilen Veriler</i> .....	51
<b>5.TARTIŞMA</b> .....	53
<b>6. SONUÇ</b> .....	59
<b>7. KAYNAKLAR</b> .....	60

## TABLO LİSTESİ

	Sayfa No
<b>Tablo 1.</b> Bir “veri kayıt formu” örneği.....	31
<b>Tablo 2.</b> CTV için doz homojenliği (IC) değerleri .....	37
<b>Tablo 3.</b> CTV için tüm hastaların ortalama doz homojenliği (IC) değerleri .....	38
<b>Tablo 4.</b> Planlamaların ikili olarak karşılaştırıldığında CTV doz homojenliğine (IC) ait P değerleri .....	38
<b>Tablo 5.</b> Sol akciğer için maksimum doz ( $D_{maks}$ ), ortalama doz ( $D_{ort}$ ), $V_{10}$ , $V_{20}$ ve $V_{30}$ değerleri .....	40
<b>Tablo 6.</b> Sol akciğer için tüm hastaların maksimum doz ( $D_{maks}$ ), ortalama doz ( $D_{ort}$ ), $V_{10}$ , $V_{20}$ ve $V_{30}$ değerleri .....	41
<b>Tablo 7.</b> Planlamaların ikili olarak karşılaştırıldığında sol akciğer $V_{10}$ , $V_{20}$ ve $V_{30}$ parametrelerine ait P değerleri .....	42
<b>Tablo 8.</b> Planlamaların ikili olarak karşılaştırıldığında sol akciğerin maksimum doz ( $D_{maks}$ ) ve ortalama dozuna ( $D_{ort}$ ) ait P değerleri .....	43
<b>Tablo 9.</b> Kalp için $V_5$ , $V_{10}$ , $V_{20}$ ve $V_{30}$ değerleri .....	45
<b>Tablo 10.</b> Kalp için tüm hastaların $V_5$ , $V_{10}$ , $V_{20}$ ve $V_{30}$ değerleri .....	46
<b>Tablo 11.</b> Planlamaların ikili olarak karşılaştırıldığında kalp $V_5$ , $V_{10}$ , $V_{20}$ ve $V_{30}$ parametrelerine ait P değerleri .....	47
<b>Tablo 12.</b> Karşı meme için maksimum doz ( $D_{maks}$ ) ve ortalama doz ( $D_{ort}$ ) değerleri .....	49

<b>Tablo 13.</b> Karşı meme için tüm hastaların maksimum doz ( $D_{maks}$ ) ve ortalama doz ( $D_{ort}$ ) değerleri .....	49
<b>Tablo 14.</b> Planlamaların ikili olarak karşılaştırıldığında karşı meme maksimum doz ( $D_{maks}$ ) ve ortalama doz ( $D_{ort}$ ) parametrelerine ait P değerleri .....	50
<b>Tablo 15.</b> Tüm Hastalara ait MU değerleri .....	51
<b>Tablo 16.</b> Tüm hastalara ait ortalama MU değerleri .....	52
<b>Tablo 17.</b> Planlamaların ikili olarak karşılaştırıldığında tedavi süresine (MU) ait P değerleri .....	52



## ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa No
Şekil 1. Sagittal Meme Kesiti .....	7
Şekil 2. Aksilla Anatomisi .....	8
Şekil 3. Aksilla Lenf Nodları .....	9
Şekil 4. Farklı hacimlerin şematik gösterimi .....	11
Şekil 5. Tanjansiyel açıların tayini .....	15
Şekil 6. İzosentrik meme simülasyonu .....	15
Şekil 7. “Varian” marka lineer hızlandırıcı cihazı .....	22
Şekil 8. “ Picker” marka BT cihazı .....	23
Şekil 9. Konturlanan yapıların transvers eksendeki görüntüleri .....	26
Şekil 10. 3BKRT SSD planındaki CTV ’nin transvers kesitteki doz dağılımları .....	27
Şekil 11. 3BKRT SAD planındaki CTV ’nin transvers kesitteki doz dağılımları .....	27
Şekil 12. Alan içinde alan tekniği kullanılan plandaki CTV ’nin transvers kesitteki doz dağılımları .....	28
Şekil 13. Alan içinde alan tekniğinde kullanılan alanların sagittal kesitten görünümü (a) İç tanjansiyeye ait açık alan (b) Çok yapraklı kolimatörlerle %108’ lik izodozun kapatıldığı durum (c) Çok yapraklı kolimatörlerle %105’ lik izodozun kapatıldığı durum (d) Dış tanjansiyeye ait açık alan (e) Çok yapraklı kolimatörlerle %108’ lik izodozun kapatıldığı durum (f) Çok yapraklı kolimatörlerle %105’ lik izodozun kapatıldığı durum .....	30
Şekil 14. (a) 3BKRT SAD planındaki (b) 3BKRT SSD planındaki (c) FIF planındaki CTV ’nin transvers kesitteki doz dağılımları .....	35
Şekil 15. CTV için farklı planlama tekniklerinden elde edilen DVH eğrisi .....	36

<b>Şekil 16.</b> 3BKRT SAD, SSD ve FIF tedavi modellerine göre 3 farklı planlama yapılan olgunun sol akciğer için DVH eğrileri.....	39
<b>Şekil 17.</b> 3BKRT SAD, SSD ve FIF tedavi modellerine göre 3 farklı planlama yapılan olgunun kalp için DVH eğrileri.....	44
<b>Şekil 18.</b> 3BKRT SAD, SSD ve FIF tedavi modellerine göre 3 farklı planlama yapılan olgunun karşı meme için DVH eğrileri.....	48

## KISALTMALAR

<b>MKC</b>	: Meme Koruyucu Cerrahi
<b>RT</b>	: Radyoterapi
<b>KT</b>	: Kemoterapi
<b>3B</b>	: 3-Boyutlu
<b>3BKRT</b>	: 3-Boyutlu Konformal Radyoterapi
<b>SSD</b>	: Kaynak-Cilt Mesafesi
<b>SAD</b>	: Kaynak-Eksen Mesafesi
<b>FIF</b>	: Alan İçinde Alan (Field In Field )
<b>YART</b>	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
<b>IMRT</b>	: Intensity Modulated Radiotherapy
<b>TPS</b>	: Tedavi Planlama Sistemi
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>ICRU</b>	: International Commission on Radiation Units & Measurements
<b>TD</b>	: Tolerans Dozu
<b>UICC</b>	: Union for International Cancer Control
<b>EBCTCG</b>	: Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group
<b>AICC</b>	: American Joint Committee on Cancer
<b>GTV</b>	: Görüntülenen Tümör Volümü (“Gross Tumor Volume”)
<b>CTV</b>	: Klinik Hedef Volüm (“Clinical Target Volume”)
<b>PTV</b>	: Planlanan Hedef Volüm (“Planning Target Volume”)
<b>TV</b>	: Tedavi Volümü (“Treatment Volume”)

<b>IV</b>	: Işınlanan Volüm (“Irradiated Volume”)
<b>OAR</b>	: Risk Altındaki Organlar (“Organs at Risk”)
<b>IM</b>	: Internal Margin (“Internal Margin”)
<b>ITV</b>	: Internal Hedef Volüm (“Internal Target Volume”)
<b>SM</b>	: Set-up Margin (“Set-up Margin”)
<b>PRV</b>	: Planlanan Risk Altındaki Organ Volümü (“Planning Organs at Risk Volume”)
<b>MLC</b>	: Çok Yapraklı Kollimatör (“Multi Leaf Collimator”)
<b>Gy</b>	: Gray
<b>DVH</b>	: Doz-Volüm Histogramı (“Dose-Volume Histogram”)
<b>D<sub>min</sub></b>	: Minimum Doz
<b>D<sub>maks</sub></b>	: Maksimum Doz
<b>D<sub>ort</sub></b>	: Ortalama Doz
<b>V<sub>5</sub></b>	: En az 5 Gy radyasyon dozu alan hacminin yüzde (%) değeri
<b>V<sub>10</sub></b>	: En az 10 Gy radyasyon dozu alan hacminin yüzde (%) değeri
<b>V<sub>20</sub></b>	: En az 20 Gy radyasyon dozu alan hacminin yüzde (%) değeri
<b>V<sub>30</sub></b>	: En az 30 Gy radyasyon dozu alan hacminin yüzde (%) değeri
<b>BEV</b>	: Işın Gözüyle Görünüş (“Beam Eye View”)
<b>DRR</b>	: Dijital Olarak Oluşturulmuş Radyograf (“Digitally Reconstructed Radiograph”)
<b>MeV</b>	: Milyon Elektron Volt
<b>IC</b>	: İnhomojenlik Katsayısı (Inhomogeneity Coefficient)

## TEŞEKKÜR

Değerli bilgileriyle beni bilgilendiren, birlikte çalışmaktan gurur duyduğum danışman hocam Sayın Prof.Dr. Münir Kınay' a ve eş danışman hocam Sayın Yrd.Doç.Dr. Kadir Akgüngör'e,

Bilgi ve deneyimleriyle destek olan, ilgili bölümlerin yazılmasında büyük özveri ve titizlik gösteren değerli hocalarım Prof.Dr. İlknur Bilkay Görken ve Prof.Dr. Rıza Çetingöz'e,

Tez çalışmam süresince emek, destek, hoşgörü ve yönlendirmesiyle çok büyük destek olan Medikal Fizik Uzmanı Şeyda Kınay ve Öğr.Gör. Zafer Karagüler' e ,

Çalışmalarımı yönlendiren, araştırmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyen, desteğini her zaman hissettiren, kendime güvenmemi sağlayan, dostluğunu paylaşmaktan büyük mutluluk duyduğum Medikal Fizik Uzmanı Ayşe Dağlı' ya,

Tez çalışmamı Özel Onkomer Onkoloji Merkezinde yapmamı ve deneyim edinmemi sağlayan Sayın Dr. Hüseyin Ordu, Prof.Dr. Serdar Özkök, Uzm. Dr. Füsün Göçen ve Medikal Fizik Uzmanı Burçin Paidar' a,

Tezimin istatistiksel değerlendirmeleri konusundaki yardımları için Dokuz Eylül Üniversitesi Halk Sağlığı Anabilim Dalı' nda görevli Dr. Özlem Pekel'e,

Medikal fizikçi olarak yetişmemde emeği geçen Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı' ndaki değerli hocalarıma,

Çalışmamdaki kritik yapı kontur çizimlerindeki katkılarından dolayı Dokuz Eylül Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi Dr. Ahmet Ergin Çapar' a,

Bana varlığıyla destek olan Sait Uygun' a,

Herşeyden önemlisi beni bu günlere getiren, herşeyi başarabileceğime her zaman inanan ve beni inandıran, sevgi ve özveri ile tüm yaşamım boyu destekleyen, attığım her adımda var gücüyle arkamda olan, hep daha iyiye ulaşmamı dileyen aileme,

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

Özge Yürekli  
Temmuz 2011, İZMİR

# MEME KANSERİ TEDAVİSİNDE FARKLI RADYOTERAPİ PLANLAMA TEKNİKLERİNİN KRİTİK ORGAN DOZLARI AÇISINDAN KARŞILAŞTIRILMASI

Özge Yürekli

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı, İnciraltı-İzmir

[ozgeyurekli@yahoo.com](mailto:ozgeyurekli@yahoo.com)

## ÖZET

**Amaç:** Bu çalışmada MKC sonrası RT planlanan sol meme kanserli hastaların, 3B konformal kaynak-cilt mesafeli (SSD), kaynak-eksen mesafeli (SAD) ve alan içinde alan YART (Field in Field Intensity Modulated Radiotherapy, FIF-IMRT) olmak üzere üç farklı teknik ile hazırlanan planları, doz-hacim homojenliği, karşı meme, kalp ve sol akciğerin aldığı dozlar göz önünde bulundurularak karşılaştırılması amaçlandı.

**Gereç ve Yöntem:** Bu çalışmada MKC sonrası RT uygulanmış, CTV hacmi ortalama 420.93 cc olan (minimum 373.77 cc, maksimum 460.25 cc), BT görüntüleri uygun tedavi pozisyonunda alınmış erken evre sol meme kanserli hastalardan oluşan 10 kişilik hasta grubu tedavi planlama sisteminden retrospektif olarak bulundu. Bu hastalara ait planlama amacıyla çekilen bilgisayarlı tomografi verileri kullanılarak Eclipse® (Eclipse®, version 8.1; Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) marka tedavi planlama sistemi ile hastaların üç farklı teknikteki sanal tedavi planları oluşturuldu. Elde edilen veriler SPSS 15.0 istatistiksel analiz programında Friedman ve Wilcoxon signed rank test kullanılarak analiz edildi. İstatistiksel anlamlılık için p değerinin 0.005'ten küçük olması gerekliliği kabul edildi.

**Bulgular:** Planlamaların ikili gruplar halinde karşılaştırılması sonucunda doz homojenliği açısından SAD ve SSD planları arasında anlamlı bir fark bulunmadı (p=0.009). Alan içinde alan tekniğine göre yapılan planlamalar ile hem SSD hem de SAD yöntemine göre planlamalar arasında ortalama doz homojenliği açısından fark anlamlılık sınırında bulundu (p=0.005). Sol akciğer  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  parametreleri açısından FIF ile SAD, FIF ile SSD ve SAD ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken;  $V_{10}$  parametresi açısından FIF ile SAD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı (p=0.059). Sol akciğer  $D_{maks}$  parametresi açısından SAD ile SSD ve FIF ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında

bulunurken FIF ile SAD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı ( $p=0.007$ ).  $D_{ort}$  parametresi açısından ise SSD ile SAD ve FIF ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken FIF ile SAD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı ( $p=0.386$ ). Kalp ortalama  $V_5$ ,  $V_{10}$  ve  $V_{20}$  parametresi açısından; FIF ile SAD, SAD ile SSD ve FIF ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulundu ( $p=0.005$ ). Ortalama  $V_{30}$  parametresi açısından FIF ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken; SSD ile SAD ve FIF ile SAD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı (sırasıyla  $p=0.059$ ,  $p=0.047$ ). Karşı memenin aldığı ortalama maksimum doz değeri açısından FIF ile SSD ve FIF ile SAD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken; SAD ile SSD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı ( $p=0.015$ ). Karşı memenin aldığı ortalama doz değeri açısından FIF ile SSD, FIF ile SAD ve SAD ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulundu ( $p=0.005$ ). Tedavi süreleri açısından FIF ile SSD, FIF ile SAD ve SAD ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulundu ( $p=0.005$ ).

**Sonuç:** Çalışmada MKC sonrası RT planlanan sol meme kanserli hastaların, 3BKRT SAD, SSD ve alan içinde alan YART olmak üzere üç farklı teknik ile hazırlanan planları, doz-hacim homojenliği, karşı meme, kalp ve sol akciğerin aldığı dozlar göz önünde bulundurularak karşılaştırıldı. Verilerin analizi sonucunda; alan içinde alan YART tekniğinin, 3BKRT SAD ve SSD ışınlama tekniklerine göre daha iyi sonuçlar verdiği, CTV' de daha homojen doz dağılımı elde edilirken kritik organ dozlarında da belirgin düşüşler olduğu gözlemlendi.

**Anahtar Sözcükler:** Meme kanseri, konformal radyoterapi, alan içinde alan yoğunluk ayarlı radyoterapi.

# THE COMPARISON OF CRITICAL ORGAN DOSES IN DIFFERENT RADIOTHERAPY TECHNIQUES FOR TREATMENT OF BREAST CANCER

Özge Yürekli

Dokuz Eylül University, Institute of Health Sciences

Medical Physics Department, Inciraltı-Izmir

[ozgeyurekli@yahoo.com](mailto:ozgeyurekli@yahoo.com)

## SUMMARY

**Objective:** In this study, it was aimed to compare the prepared plans of three different radiotherapy techniques of left breast cancer patients after breast conserving surgery (BCS) according to three dimensional conformal radiotherapy (3DCRT) with source skin distance (SSD) and source axis distance (SAD) and field in field intensity modulated radiotherapy (FIF-IMRT).

**Material and Methods:** In this study, ten early breast cancer patients, who had radiotherapy after BCS, were randomly selected retrospectively from the treatment planning system. For these patients, the average CTV was 420.93 cc (range, 373.77 cc- 460.25 cc.) The CT-scan data of these patients, which were taken with the aim of planning, were used to form three different form of virtual treatment plans with Eclipse<sup>®</sup> (Eclipse<sup>®</sup>, version 8.1, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) treatment planning system. The data obtained was analysed in the SPSS 15.0 statistical analysis program by using Friedman and Wilcoxon signed rank tests.

**Results:** According to the analysis of the data generated, it was found that the difference in terms of dose homogeneity between the techniques of planning by FIF-IMRT and 3DCRT by SAD and SSD showed only border significance ( $p=0.005$ ). The difference in terms of dose homogeneity between SAD and SSD plans were not significance ( $p=0.009$ ). While left lung  $V_{20}$ ,  $V_{30}$  dose parameters were found at border significance between FIF with SAD plans and FIF with SSD plans and SAD with SSD, left lung  $V_{10}$  dose parameter was no significant difference between FIF and SAD plans ( $p=0.059$ ). And while the difference between SAD with SSD and FIF with SSD was found at border significance according to  $D_{max}$  parameter at



the left lung, the difference between FIF with SAD plans were not significant ( $p=0.007$ ). On the other hand, the difference between SSD with SAD plans and FIF with SSD plans were at border significance according to  $D_{\text{mean}}$  parameter of left lung while the difference between FIF and SAD plans was not significant ( $p=0.386$ ). The difference between FIF with SAD plans and SAD with SSD plans and FIF with SSD plans were at border significance according to heart  $V_5$ ,  $V_{10}$  and  $V_{20}$  parameters ( $p=0.005$ ). While the difference between FIF with SSD plans was found at border significance according to  $V_{30}$  parameter at the heart, the difference between SSD with SAD plans and FIF with SAD plans were not significant ( $p=0.059$ ,  $p=0.047$ , respectively). While the difference of maximum dose value of contralateral breast between FIF with SSD and FIF with SAD plans was at border significance. There was no difference between SAD and SSD plans ( $p=0.015$ ). The difference between FIF with SSD and FIF with SAD and SAD with SSD plans was found at border significance according to the mean dose value of contralateral Breast ( $p=0.005$ ). And the difference between FIF with SSD and FIF with SAD plans and SAD with SSD plans was found at border significance according to treatment period ( $p=0.005$ ).

**Conclusion:** In this study, the prepared plans of three different radiotherapy techniques of left breast cancer patients after breast conserving surgery (BCS) according to three dimensional conformal radiotherapy (3DCRT) with source skin distance (SSD) and source axis distance (SAD) and field in field intensity modulated radiotherapy (FIF-IMRT) were compared. According to the analysis of the data generated, it was found that the FIF-IMRT techniques is much better than 3DCRT with SAD with SSD techniques when dose distribution at CTV, doses received by critical organs are concerned.

**Key Words:** Breast cancer, conformal radiotherapy, intensity modulated radiation therapy, field in field.

## **1. GİRİŞ VE AMAC**

Meme kanseri kadınlar arasında en sık görülen kanser türü olup, kadınlarda görülen malign tümörlerin yaklaşık %30'unu oluşturmaktadır (1). Kadınlarda kansere bağlı ölüm nedenleri sıralamasında akciğer kanserinden sonra ikinci sırada yer almaktadır (2).

Meme kanseri tedavisinde radyoterapi (RT), adjuvan tedavi olarak önemli bir yer tutmaktadır. RT' nin hem lokal kontrolü arttırdığı, hem de genel sağkalımı uzattığı bildirilmektedir (3). Bu durum, hem meme koruyucu cerrahi (MKC), hem de mastektomi sonrası yapılan RT için geçerlidir. MKC sonrası RT' nin lokal kontrol ve sağkalıma olan katkısı randomize çalışmalarla gösterilmiştir. Bu randomize çalışmalarda bir tedavi kolunu sadece MKC oluştururken, diğer tedavi kolunda MKC' ye meme RT' si eklenmiştir. RT' nin eklenmesi ile tüm hastalarda meme içi nüks anlamlı şekilde azalmıştır (4).

Kritik organ ve dokularda RT sonrası pek çok değişiklik meydana gelmektedir. Akciğerin radyasyona yanıtı radyasyon pnömonisi olarak adlandırılmaktadır. RT' de elde edilen sonuçlara göre yüksek dozlarda radyasyon akciğerlerde fibrozise yol açmaktadır. Kalbin radyasyona yanıtı ise radyasyon karditi olarak bilinmektedir. Yüksek doz radyasyon uygulamasından sonra miyokarda yapısal değişiklikler görülebilmektedir. RT' den sonra miyokard enfarktüsü, sıklıkla perikardit, perikardiyal efüzyon (sıvı toplanması), perikard adezyonları (yapışma) ve fibrozis (büzüşme) oluşmaktadır (5).

Karşı meme de ise ikinci malignite gelişme riski artabilmektedir. Riskin derecesi ve yaygınlığı radyasyon dozuna bağlıdır (5,6).

Meme ışınlanmasında verilen doz miktarını kısıtlayan kavramlar minimum ve maksimum tolerans dozlarıdır. Normal doku ve organların tolerans sınırlarının üzerinde doz verilmemelidir. Minimum tolerans dozu (TD 5/5) ışınlanan doku veya organda 5 yıl içerisinde % 5 oranında geç radyasyon hasarına neden olan doz miktarıdır ve doz limiti değerlerini belirlemektedir. Maksimum tolerans dozu (TD 50/5) ise, 5 yıl içerisinde ışınlanan doku veya organda % 50 oranında komplikasyona neden olan doz miktarıdır. Meme ışınlanmasında kritik organlardan biri olan tüm akciğerin ışınlanması durumunda (her iki akciğer) TD5/5 değeri 15 Gy, TD50/5 değeri 20 Gy iken parsiyel (100 cm<sup>2</sup>) ışınlamalarda TD 5/5 30 Gy ve TD 50/5 değeri 35 Gy' dir. Akciğerin %25' inin 20 Gy ve üzerinde doz alması durumunda pnömonisi riski artmaktadır. Kalbin % 60' ı için TD 5/5 değeri 45 Gy iken TD 50/5 değeri 55

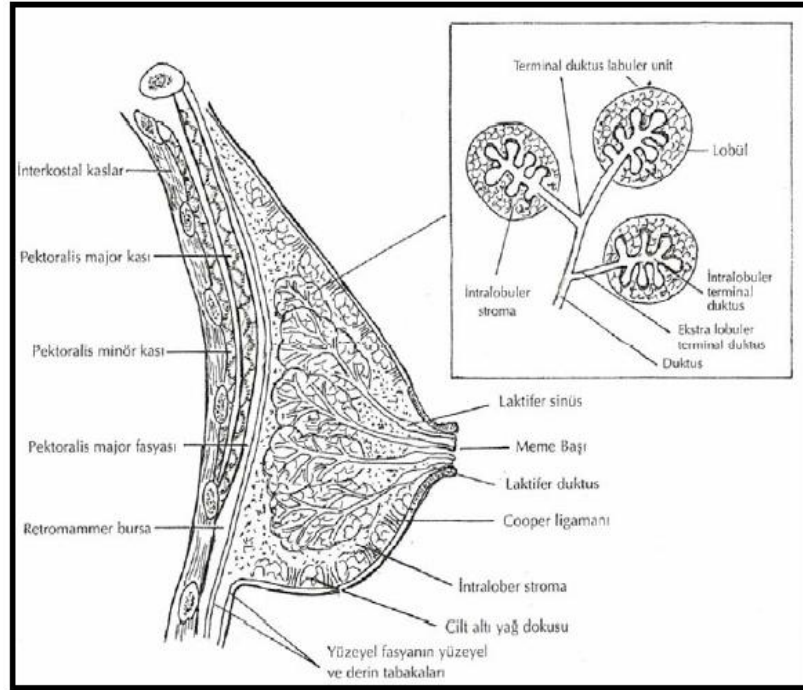
Gy' dir. Kalbin 35 Gy ve üzerinde doz alması durumunda kardiyak (miyokardit) riskinde artma gözlenmektedir (5).

Meme kanserindeki RT teknikleri bölgenin anatomik yapısı, kontur düzensizlikleri, farklı derinlik ve düzlemlerde klinik hedef hacimlerin olması nedeniyle farklılıklar göstermektedir. Hedef hacim homojen olarak ışınlanırken kalp ve akciğer gibi kritik organların ve karşı sağlam memenin en az şekilde doz alması sağlanmaktadır. Bu çalışmada MKC sonrası RT planlanan sol meme kanserli hastaların, üç farklı teknik ile hazırlanan sanal planları, doz-hacim homojenliği, karşı meme, kalp ve sol akciğerin aldığı dozlar göz önünde bulundurularak karşılaştırıldı.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1 Meme Anatomisi**

Meme glandının boyutları kişiden kişiye değişiklik gösterir. Laktasyon döneminde olmayan ortalama bir meme 150-225 gr ağırlığındadır. Laktasyon dönemindeki bir memenin ağırlığı ise 500 gr'ı geçebilir. Matur kadın memesi, superiorda ikinci ya da üçüncü kaburgalar seviyesinden, inferiorda altıncı ya da yedinci kaburgalar seviyesindeki meme altı kıvrımına kadar uzanır. Lateralinde, anterior ya da mid-aksiller çizgi, medialinde sternumun lateral sınırı yer alır (Şekil 1). Memenin aksiller kuyruğuna "Spence" adı verilir. Aksiller kuyruk anterior aksiler kıvrıma kadar uzanır. Memenin üst yarısı, özellikle de üst dış kadranı diğer kadranslardan daha fazla glanduler doku içerir (7).

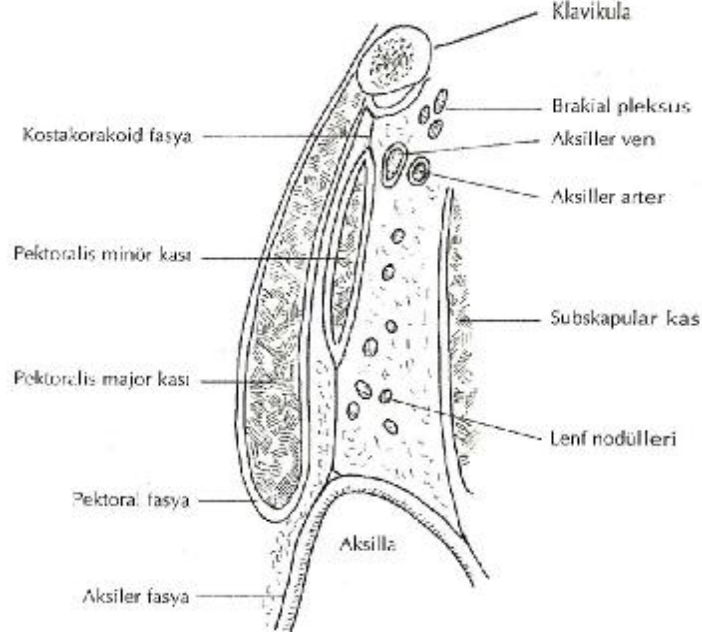


**Şekil 1. Sagittal Meme Kesiti (8)**

### **Aksilla**

Aksilla toraks duvarı ile üst ekstremité arasındaki piramit şeklindeki boşluktur. Dört duvarı, bir tabanı ve apeksi vardır. Taban kısmını aksiller fasya ve cilt oluşturur. Anterior

duvarı pektoralis majör ve minör kasları meydana getirir (Şekil 2). Posterior duvar ise skapulanın anterior yüzeyinde yer alan subskapular kas tarafından oluşturulur. Lateral duvar korakobrakialis ve biceps kasları meydana getirir. Medial duvar serratus anterior kası tarafından oluşturulur (7).



**Şekil 2.** Aksilla Anatomisi (8)

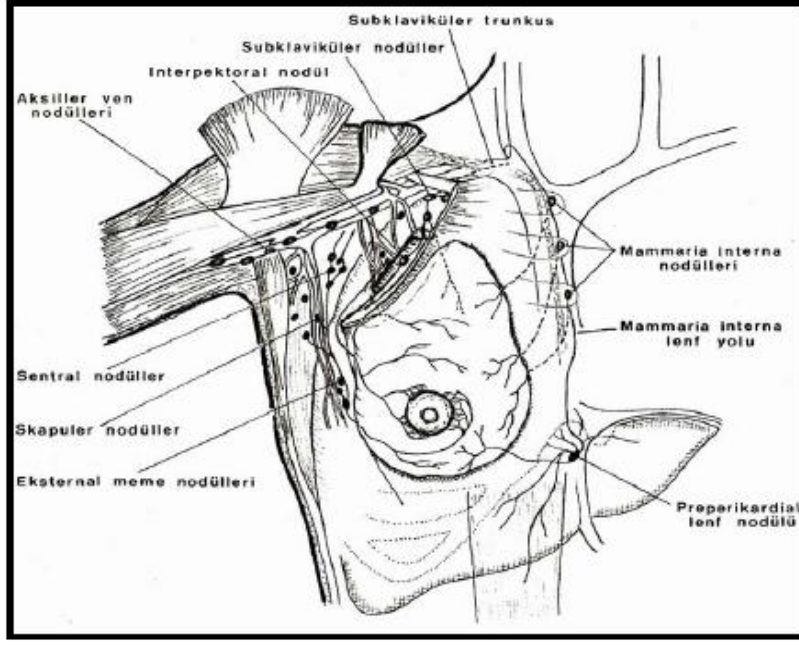
### **Memenin lenfatik drenajı:**

Memenin lenfatik drenajı genellikle üç yoldan olur;

**Aksiller yol:** Meme üst ve alt yarısından gelen lenfi toplayan ikinci ve üçüncü interkostal boşluk hizasında yerleşmiş ana istasyondur (%75-97).

**Mamaria interna yolu:** Parasternal yerleşimli meme medialinin ve bir miktar lateralinin lenfatik akımını alan nodlardır (%3-25).

**Transpektoral yol:** Pektoralis majör kasını delerek supraklavikuler nodlara ulaşır (Şekil 3) (9,10).



**Şekil 3.** Aksilla Lenf Nodları (8)

## 2.2 Meme Kanseri Tedavi

Meme kanseri tedavisi multidisipliner yaklaşım gerektirir. Her olgu için; tümörün çapı ve evresi, kanser hücrelerinin tipi, aksilla lenf bezlerine ya da vücudun diğer organlarına yayılımın olup olmadığı, tümörün hormon reseptörlerinin durumu, kanser hücrelerindeki genetik materyalin tipi, kanser hücrelerinin büyüme oranı, olgunun yaşı ve genel sağlık durumu gibi etkenler göz önünde bulundurularak tedavi kararı verilmektedir (4, 11).

Erken evre meme kanserinde cerrahi sonrası kemoterapi (KT) ve RT ile 10 yıllık sağkalım % 70-80'lere ulaşırken, lokal kontrol uzun yaşam süresi olan bu hastalarda ciddi bir problem olmaya devam etmiştir. Bunun üzerine yapılan metaanalizlerde postoperatif RT' nin lokal kontrolü arttırdığı gösterilmiştir (12,13). Artmış lokal kontrolün yanı sıra RT' nin uzak metastaz üzerine de olumlu katkılar sağladığı gösterilmiştir (14).

2005 yılında "Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group" (EBCTCG) tarafından yapılan metaanalizde; MKC sonrası RT' nin lokal nüksleri 5 yılda %19, mastektomi sonrası ise %17 oranında azalttığı ve postoperatif radyoterapinin 1-3 lenf nodu pozitif hastalarda, 4 ve üzeri lenf nodu pozitif hastalardaki kadar etkili olduğu bildirilmiştir. 15 yıllık meme kanserinden ölüm oranının da RT yapılan MKC'li hastalarda %5.3, mastektomili

hastalarda ise %4.4 azaldığı rapor edilmiştir. Metaanaliz, 4 lokorejyonel nüksün önlenmesinin 15 yılda bir meme kanserinden ölümü önleyeceğini de göstermiştir (15). 2005 yılı EBCTCG'nin meta-analizinde radyoterapinin izole lokal nüksleri 10 yılda %30, meme kanserinden ölümleri 15 yılda %5 oranında azalttığı rapor edilmiştir (15).

Meme kanseri tedavisinde amaç yüksek lokal ve sistemik kontrolün yanı sıra iyi kozmetik sonuç elde etmektir. Bu nedenle özellikle erken evre kanser tedavisinde MKC yaklaşımları popülerlik kazanmış, lokal ileri evrede ise neoadjuvan sistemik tedavi sonrası MKC yaklaşımları mastektomiye alternatif olarak sunulmuştur (16).

Erken evre meme kanserinde MKC+RT ile mastektomiye karşılaştırılan randomize çalışmalarda her iki tedavi yöntemi arasında sağkalım farkı gösterilememiştir (17). Günümüzde non-invaziv ve erken evre invaziv meme kanserlerinin tedavisinde MKC+RT standart yaklaşım olarak benimsenmektedir (16).

### ***2.2.1 Cerrahi Tedavi Yöntemleri***

- i. Mastektomi
  - Radikal mastektomi
  - Genişletilmiş radikal mastektomi
  - Modifiye radikal mastektomi
  - Total mastektomi
- ii. Meme koruyucu cerrahi
  - Lumpektomi ya da geniş lokal eksizyon
  - Kadranektomi

### ***2.2.2 RT Yöntemleri***

- i. Eksternal RT
  - 3 boyutlu meme radyoterapisi
  - Yoğunluk ayarlı radyoterapi
  - Parsiyel meme ışınlanması
- ii. Brakiterapi

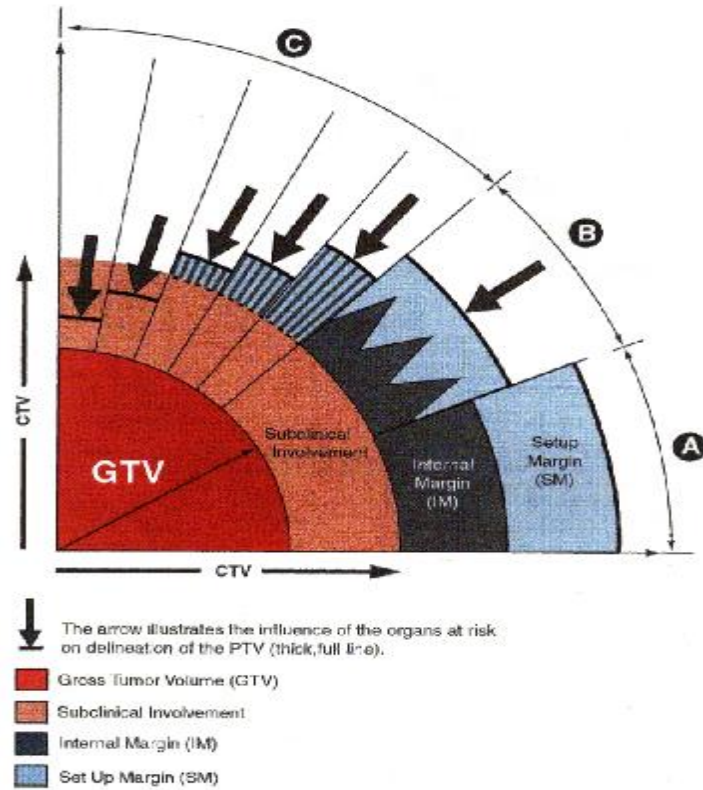
### ***2.2.3 Sistemik Tedavi Yöntemleri***

- i. KT
- ii. Hormonal tedavi

### iii. İmmünoterapi

## 2.3 Hacim Tanımlamaları

ICRU ( The International Commission on Radiation Units and Measurements ) doz tanımlarında belirsizliği yok eden ve duyarlılığa dayanan çeşitli hacimler tanımlamıştır. ICRU iki boyutlu tedavi planlamasında hacim kavramlarını ortaya koyan ilk raporunu 1978’de (ICRU 29) ve diğerini ise (ICRU 50) 1993’te yayınlamıştır. ICRU 29’a göre tedavi planlaması için tanımlanan hacim “Hedef Hacim”dir. ICRU 50’de tanımlanan “Planlanan Hedef Hacim” (Planning Target Volume- PTV) ICRU 29’da tanımlanan “Hedef Hacim” ile hemen hemen aynıdır ve bu yüzden iki tanımda aynı hacmi içerir. ICRU 50’ye göre tedavi planlaması için öncelikle iki hacmin tanımlanması gerekmektedir. Bu hacimler “Gros Hedef Hacim” (Gross Target Volume- GTV) ve “Klinik Hedef Hacim” (Clinical Target Volume- CTV)’dir. Tedavi planlaması süresince ayrıca “Riskli Organlar” (Organs At Risk-OAR) tanımlanmalıdır. Tedavi planlaması yapıldıktan sonra tanımlanabilecek diğer hacimler ise “Tedavi Hacmi” ve “Işınlanan Hacim”dir (Şekil 4) (18,19,20).



Şekil 4. Farklı hacimlerin şematik gösterimi (20)



### **2.3.1. Gros Tümör Hacim**

Gross tümör hacmi, malign büyümenin görülebilir veya palpe edilebilir boyutlarıdır. GTV, primer tümör, metastatik lenfadenopati veya diğer metastazlardan meydana gelmiştir. GTV genellikle malign büyümenin tümör hücrelerinin en yoğun olduğu kısımlarını kapsar. Eğer tümör çıkarılmışsa, daha önce cerrahi tedavi yapılmışsa tarif edilemez (19).

### **2.3.2. Klinik Tümör Hacim**

Klinik deneyler GTV'nin etrafında genellikle subklinik yayılma (örneğin malign hücreler, küçük hücreler, mikro genişlemeler) olduğunu göstermektedir. Görülebilir tümöre mikroskobik hastalığın eklenmesiyle "Klinik Hedef Hacim" oluşur. GTV'nin etrafında CTV olarak belirlenen marjin klinik deneyimler ve bazı durumlarda patolojik çalışmalarla tarif edilmektedir. Bu hacmin tedavinin amacına ulaşmak için uygun olarak tedavi edilmesi gerekir (19).

### **2.3.3. Planlanan Hedef Hacim**

Planlanan hedef hacim (PTV), tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır. Ayrıca bu tanım önceden belirlenen ve hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılmaktadır (19).

PTV, CTV içindeki bütün dokuların kararlaştırılmış dozu almalarını sağlamak için CTV'den daha büyük hacmi ışınlayacak prensibe sahip olmalıdır. 1999'da yayınlanan ICRU 62'de tedavi süresince hastaların kilo kaybı ya da kazancı, rektum ve mesane doluluğu, hasta hareketleri gibi nedenlerden kaynaklanan değişiklikler için CTV'ye "İnternal Marjin"ler (Internal Margin-IM) eklenerek "Internal Hedef Hacim" (Internal Target Volume-ITV) tanımlanır. Ayrıca set-up belirsizliklerini hesaba katmak için ITV'ye bir set-up marjini eklenerek "Planlanan Hedef Hacim" elde edilir (20).

### **2.3.4. Tedavi Hacmi**

Tedavi tekniğinin sınırlamalarına izin vermek için hedef hacim etrafında ek alanlar bırakılmalıdır. Böylece minimum hedef dozu bu fazla alanı uygun şekilde içine alacak hedef hacimden geçen bir izodoz ile belirlenir. Bu izodoz yüzeyi ile kaplanan hacme "Tedavi

Hacmi” denir. Tedavi hacmi genel olarak hedef hacimden daha büyüktür. Tedavi tekniğine göre değişir. Radyasyon onkololoğu tarafından seçilir ve tanımlanır.

### **2.3.5. Işımlanan Hacim**

Normal doku toleransı konusunda önemli sayılan bir absorbe dozu alan hacme (örneğin belirlenmiş hedef dozun % 50’si veya daha fazlasını alan) “Işımlanan Hacim” denir. Işımlanan hacim tedavi hacminden daha büyüktür ve kullanılan tedavi tekniğine bağlıdır.

### **2.3.6. Riskli Organlar**

Hedef hacmin yanındaki veya içindeki konumu tedavi planlamasını etkileyen özellikle radyoduyarlı organlardır ( akciğer, kalp vb.) (20).

## **2.4 Erken Evre (Evre I-II) Meme Kanserlerinde MKC Sonrası Radyoterapi**

RT, meme kanseri tedavisinde adjuvan tedavi olarak önemli bir yere sahiptir (21). Evre I-II invaziv meme kanserleri tedavisinde son yıllarda MKC sonrası RT uygulanması giderek artan oranda kabul görmeye başlamıştır. MKC sonrası RT’ nin yerini araştıran faz III çalışmalarda ve metaanalizlerde tüm meme RT’si ile hem lokal kontrolün hem de genel sağkalımın anlamlı oranda arttığı gösterilmiştir (15, 21).

MKC’ nin en önemli avantajı memenin korunması ve yaşam kalitesinin korunmasıdır. Yalnızca MKC tedavi ile MKC sonrası RT’yi karşılaştıran randomize çalışmalarda ise sağkalımda önemli bir farklılık sağlanmamasına rağmen lokal nüks varlığı RT uygulanmayanlarda anlamlı derecede yüksek olarak bulunmuştur (22).

Tüm literatür çalışmalarının vardığı ortak sonuç hem invaziv meme kanserinde hem de invaziv olmayan meme kanserinde MKC yapılmışsa tedaviye mutlaka tüm meme RT’nin eklenmesidir. Günümüzde invaziv meme kanserinde MKC sonrası standart yaklaşım tüm meme 45-50 Gy RT sonrası tümör yatağına ek 10-15 Gy doz verme şeklindedir (16).

## **2.5 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi**

Meme kanseri tedavisinde RT yerini sağlamlaştırırken, memeye uygun doz dağılımını ve kritik organlara minimum doz verilmesini sağlamak için çeşitli teknikler geliştirilmiştir.

Meme kanserindeki RT teknikleri bölgenin anatomik yapısı, kontur düzensizlikleri, farklı derinlik ve düzlemlerde klinik hedef hacimlerin olması nedeniyle farklılıklar göstermektedir.

Erken evre meme kanseri tedavisi için uygulanacak 3B tedavi planlama tekniğinde medial ve lateral alanlar, memeye istenilen dozu verebilmek için tanjansiyel olarak ayarlanır, uygun gantri açıları belirlenir ve planlanan pozisyonda kalp ve akciğer hacimleri hesaplanır. Kaynak-cilt mesafeli (SSD) ve kaynak-eksen mesafeli (SAD) olmak üzere iki tür tanjansiyel meme ışınlama tekniği vardır.

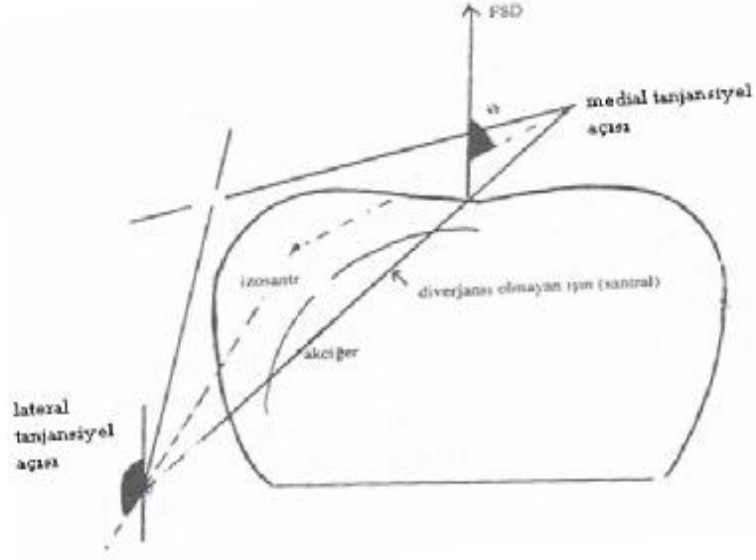
SSD tekniğinde; tanjansiyel alanların merkezi cilt üzerine kaynaktan belli bir uzaklıkta (80-100 cm.) olacak şekilde yerleştirilir. Eşmerkezli ışınlama tekniğinde (SAD) ise; ışınlanacak olan alanlarda kaynak tümör mesafesi, tümörün yerleşimine ve hastanın kalınlığına göre belli uzaklığa (80-100 cm.) ayarlanır (23).

3BKRT en büyük avantajı hedef hacimde risk altındaki organların hacimlerinin ve aldıkları dozların hesaplanabilmesidir. Eğer planlama sonunda çok fazla akciğer ve kalp hacminin ışınlandığı gözlenirse alan girişleri ve diğer parametreler değiştirilerek istenilen sonuca ulaşıncaya kadar planlama tekrar edilebilir (6,11). Doz homojenitesini sağlayabilmek için de 15-60 derecelik kamalar kullanılabilir.

Meme ışınlanmasında ilk önemli aşama simülasyondur (23). SSD ve SAD yöntemi ile meme simülasyonu:

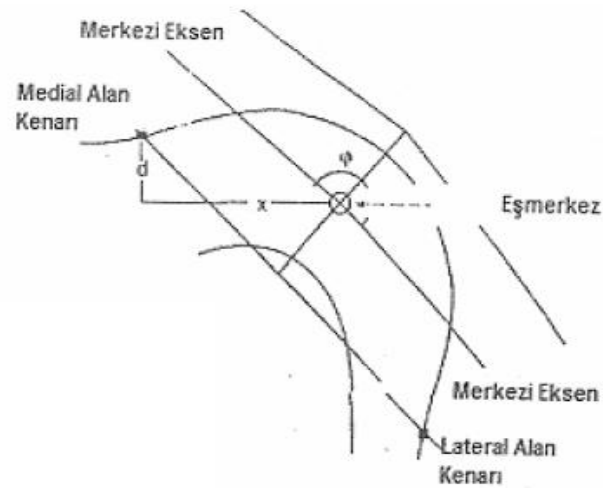
Meme board (eğik düzlem) üzerinde tedaviye uygun sırtüstü pozisyon verilen hastada baş sağlam meme tarafına çevrilerek karşıya ve hafif yukarıya bakar. Her iki kol baş üstünde, bacaklar bitişik olacak şekilde yerleştirilir. Eğik düzlemde sternumun eğimini ortadan kaldırmak için gerekli açı verilir. Tanjansiyel alanların alt sınır uzanımı, iç ve dış alan girişleri hasta cildi üzerinde işaretlenir. Simülasyon koşulları ve alan özellikleri her hastanın kendisine özgüdür.

Tanjansiyel ışınlamada ışın demeti planlanan hacme belli bir açı ile verilir. Tanjansiyel ışın açısı ( medial ve lateral ), santral ( aksiyal ) ışının dikey ile yaptığı açıdır ( Şekil 5 ). Medial ve lateral tanjansiyel açıların toplamı 180 derecedir.



**Şekil 5.** Tanjansiyel açıların tayini (23)

Tekniklerin çoğunda SCF ve tanjansiyel alanların bitleştirilmesi optimum set-up amaçlanmaktadır. Her tekniğin ana noktası yüksek doz bölgelerinin meydana geldiği alan birleşim boyunca diverjansı önlemektir. Yüksek dozdan kaçınma işlemleri hesap ve fluoroskopik tekniklerle tayin edilen kolimatör ve masa açısı içerir. Bu teknikler için lineer hızlandırıcılara ihtiyaç vardır ve eşmerkezli simülasyonla (Şekil 6) birlikte, mükemmel alan birleşimi sağlayan tekniklerdir (24).



**Şekil 6.** İzosentrik meme simülasyonu (23)

## 2.6 Alan İçinde Alan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Teknolojinin gelişmesi, bilgisayarlı tedavi planlama sistemlerinin ve RT uygulama aygıtlarının geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Farklı tedavi teknikleri kullanılarak tümörlü dokuya maksimum homojen doz verilirken, çevredeki kritik yapılar daha iyi korunabilmektedir.

Meme RT' sinde alan içinde alan YART tekniği manual olarak yapılan YART tekniğinin temeli olarak kabul edilir. Alan içinde alan tekniği sıcak doz alanlarının ana alanlar altına açılan segmentler ile düşürülerek homojen doz dağılımının sağlandığı YART planlama tekniğine karşılık gelir. Tekniğin amacı; doz dağılımındaki sıcak noktaları ortadan kaldırmaktır (25). Bu tedavi yönteminin avantajı, 3B tedavi yöntemlerine göre daha homojen doz dağılımı sağlaması ve risk altındaki normal organ dozlarının daha düşük olmasına imkan tanınmasıdır (26). Bu teknik ile elde edilmiş konformal doz dağılımları kritik organların daha iyi korunabilmesi ve tümöre yüksek dozlar verilebilmesi nedenleri ile lokal kontrolü artırma ve yan etkileri azaltma açısından önemli avantajlar sağlamaktadır. Bu teknikte hedeflenen yoğunluk ayarlaması sadece statik çok yapraklı kolimatör (Multi Leaf Collimator-MLC) içeren foton alanları ile yapılır. Yoğunluğu ve atom numarası dokuya eşdeğer olan ve RT' de doku eksikliğini gidermek amacıyla cilt üzerine yerleştirilen bolus maddesi bu teknikte kullanılabilirken kama filtre ve blok kullanılmaz (27).

Meme tedavilerinde hastanın anatomik yapısına bağlı olarak standart teknikler ile yapılan tedavi planlamalarında doz homojenliğinin sağlanabilmesinde güçlüklerle karşılaşılabilir. ICRU 62' ye göre PTV hacminin %95-%107 doz dağılımının içinde kalması gerekir. Özellikle büyük ve geniş memelerde kama filtre kullanılarak yapılan planlamalarda sıcak doz alanları meydana gelmektedir. Alan içinde alan yöntemi bu sıcak doz alanlarını kolaylıkla ortadan kaldırmamızı sağlar. Alan içinde alan tedavi planlamasının ilk basamağında düzenli ya da düzensiz açık alanlara CTV' yi %95' lik izodozun saracağı şekilde tedavi planlaması yapılır. Oluşan sıcak alanlar kademeli olarak ana alanlar içine açılan ve bu sıcak bölgeleri dışarıda bırakan yeni alt alanların tedavi alanlarına eklenmesiyle azaltılır. Bu azalma ana alanlar ile altına açılan yeni alanlar arasında ışınlar ağırlık verilmesi ile sağlanır. Böylece planlamadaki sıcak alanlar ortadan kaldırılarak homojen bir doz dağılımı elde edilir.

## 2.7 Meme Bölgesinde Homojen Işınlamanın Sağlanması

Meme RT' sinde lokal kontrolü sağlamak için, tüm hacimlerde, dozun homojen olarak dağılımı gerekmektedir. Işınlamanın amacı, dokularda kalan malign hücrelerden kaynaklanabilecek yinelenme olasılığını minimuma indirmek ve cilt lenfatiklerini yeterince ışınlamaktır (11,12). Memenin anatomik yapısından dolayı, meme içindeki doz dağılımının homojenliğini sağlamak için, kama filtreler veya kompensatör filtreler kullanılır (28).

Kama filtreler genelde 15, 30, 45 ve 60 derecelik olarak kullanılır. Modern lineer hızlandırıcılarda sabit açılara bağlı kalmadan istenen kama filtre değeri seçilebilir. Kama filtre, memedeki homojen doz dağılımı göz önüne alınarak, medial veya lateral alanlardan birinde veya her ikisinde kullanılabilir. Meme tabanından tepesine kadar, dozlardaki değişim %5'den fazla olmamalıdır (29). Tüm meme Co-60 veya 4-6 MV X-ışınları ile tedavi edilmelidir (30,31).

## 2.8 Tedavi Planlarının Karşılaştırılması

Tedavi planlamaları izodoz eğrileri ve doz hacim histogramları (DVH) kullanılarak doğrudan karşılaştırılabilir. Ayrıca planların nicel karşılaştırmaları hedef hacimdeki Doz Homojenliği parametresi (IC - Inhomogeneity Coefficient) kullanarak yapılabilmektedir (32).

### 2.8.1 Doz Hacim Histogramları

Doz dağılımının izodoz eğrileri şeklinde gösterimi sadece uniform doz, yüksek doz ya da düşük doz bölgelerini göstermek için değil aynı zamanda anatomik yerleşimlerini ve yayılımlarını göstermek için de kullanışlıdır. 3B tedavi planlamasında, bu bilgi zorunludur fakat hedef ve kritik organlar gibi belirlenmiş yapılar doz hacim histogramlarıyla desteklenmelidir. Bir DVH, sadece ne kadarlık hacmin ne kadar doz aldığına ilişkin nicel bilgiyi sağlamakla kalmaz aynı zamanda ilgili anatomik yapıların her biri için tek bir eğride tüm doz dağılımını özetler. Bu nedenle DVH, verilen bir planı değerlendirmek ve rakip planları karşılaştırmak için oldukça iyi bir araçtır (33).

DVH'ler diferansiyel formda ya da kümülatif formda gösterilebilir. İlk olarak ilgili hacim voksel olarak adlandırılan ve bir voksel içinde dozun değer değiştirmedığı yeterli küçüklükteki volüm elementlerine bölüştürülür. İlgili yapı hacminin diferansiyel DVH'i o

kutuya tahsis edilen doz aralığı içindeki doza sahip tüm voksellerin toplam hacimlerini belirten kutu histogramıdır.

Diferansiyel form doz değişimi ve homojenliğinin hızlı görsel incelemesini iyi bir şekilde vermektedir. Bu form; hedef hacimdeki soğuk noktaları ve normal organlardaki sıcak noktaları bulmada oldukça iyidir. Kümülatif form, sıcak ya da soğuk noktalarda dokunun toplam hacmini değerlendirmeyi kolaylaştırır ve daha fazla tercih edilen bir formattır (34).

### **2.8.2 Doz Homojenliği**

Doz homojenliği CTV'nin minimum ve maksimum dozlarının ( $D_{min}$ ,  $D_{maks}$ ) karşılaştırılmasıyla veya en az %90, %95, ve %100'lük CTV kapsamı oranı ile değerlendirilir. Hedef hacimdeki doz homojenliği öncelikle Homojenlik Katsayısı (IC-Inhomogeneity Coefficient) ve Doz Homojenliği ile tanımlanır.

$$IC=(D_{maks} -D_{min})/D_{min} \quad \text{ya da} \quad IC=(D_{\%5} -D_{\%95})/D_{ort} \quad (\text{en uygun } IC=0)$$

$D_{\%5}$  ve  $D_{\%95}$ , CTV'nin %5 ve %95'ne karşılık gelen DVH eğrilerindeki doz sınırlarını ve  $D_{ort}$  ise hedef hacmin ortalama dozunu göstermektedir.

### **2.9 Radyoterapi Toksisiteleri**

Meme kanserinde erken tanı, varolan tedavilerdeki standartların artması ve sistemik olarak daha etkin tedavilerin kullanılması ile yaşam süresinin artması sonucu daha fazla sayıdaki meme kanserli hastada tedavilere bağlı yan etkilerin gelişimi izlenmektedir. Bu durum tedavinin yan etkilerine dikkat gereğini artırmıştır (6, 35, 36).

RT; DNA hasarı ile direkt veya serbest radikaller ile indirekt etki yaparak hücrelerde hasar oluşturur. RT tedavisinde temel amaç tümörlü dokuyu tahrip ederken sağlam dokulara minimal zarar vermektir. RT'ye bağlı etkileri akut ve kronik olarak iki şekilde değerlendirmek uygundur (37).

#### **2.9.1 Kalp Toksisitesi**

Adjuvan RT'ye bağlı kardiyak sekeller önemle üzerinde durulması gereken diğer bir konudur. Akut toksisitede daha çok iletim ve ritm bozuklukları görülür. Medyan 7 yıllık izlemde 1500'den fazla hastayı kapsayan bir seride hastaneye yatmayı gerektirecek perikardit

gelişme oranı %0.4 olarak hesaplanmıştır. Perikarditlerin çoğu ilk altı ayda görülmektedir. Riskli hastalarda özellikle sol taraf ışınlanması yapılacaksa bilgisayarlı planlama ile kalbin doz-volüm histogramları çıkarılmalıdır. Kronik etki, kardiomyopati şeklindedir (38, 39, 40).

Meme kanserli hastalarda post-operatif RT ile kardiyak komplikasyonlar arasında ilişki araştırılırken, iyi ışınlama tekniği kullanılmış seriler göz önüne alınmalıdır; çünkü RT' nin başarılı olabilmesi için iyi teknikle ve yeterli dozda verilmesi şarttır. RT tekniği açısından yapılmış randomize Stockholm I çalışmasında hastalar modifiye radikal mastektomiden sonra takip veya adjuvan RT kollarına randomize edilmişler ve kardiyak-vasküler mortalite incelenmiştir. 16 yıl ortalama takipten sonra, meme kanseri dışındaki ölüm nedenleri bakımından ışınlanan ve ışınlanmayan gruplar arasında bir fark görülmemiş, genel sağ kalımda istatistiksel anlamlılık sınırında adjuvan RT yapılanlarda bir avantaj belirmiştir. Ancak en yüksek miyokard dozunu alan alt grupta (sol tarafı, cobalt-60 ile tanjansiyel ışınlananlar) iskemik kalp hastalığına bağlı ölümler, hiç ışınlanmamışlara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (relatif risk: 3.2  $p < 0.05$ ). Miyokartta daha az ışın alan hastalarda (toraks duvarı ve mamma interna zinciri elektron ile ışınlanan veya sağ meme ışınlanması yapılan hastalar) böyle bir artış görülmemiştir (41). Kardiyak toksisite mamma interna RT' sine, RT tekniği ve antrasiklin bazlı KT' ye bağlıdır. Yüksek riskli hastalar (70 yaş üzeri, antrasiklin tedavisi almış olanlar, sol taraf ışınlanması yapılanlar) RT alanına giren kalp volümü ve kalbin aldığı doz açısından daha dikkatli ve yakından izlenmelidir (42).

Cuzick 1949 ile 1979 yılları arasında mastektomi sonrası adjuvan RT ve izleme alınan 10 randomize çalışmanın metaanalizinde, kardiyak mortalitenin adjuvan ışınlananlarda arttığını göstermiştir. Megavoltaj döneminde ışınlanmış hastalarda kardiyak mortalite rölatif riski hiç RT almamışlara göre 1.35 bulunmuştur. ( $p = 0.18$ ); ortavoltaj ve megavoltaj dönemleri bir arada değerlendirildiğinde bu risk 1.62 olmuştur ( $p = 0.001$ ) (3).

Sol meme ışınlamalarında; kalp RT alanı içinde kaldığı için koroner arter hastalıkları ve miyokardiyal enfarktüs riski sağ meme ışınlamalarına göre daha yüksektir. Özellikle sol meme ışınlamalarında unutulmaması gereken diğer bir önemli nokta ise; bu hastalarda kalp toksisitesi bulunan sistemik ajanların da (KT) kullanılmış olmasıdır (43).



### ***2.9.2 Pulmoner Toksikite***

Erken evre MKC sonrası RT alan olgularda semptomatik pnömoni, nadiren izlenmektedir. Genellikle derin yerleşimli tümörlerde yüksek enerjili elektron boostlarında alan altındaki akciğer de bu etki daha şiddetli görülmektedir. Fakat bu oran ortalama %2 civarındadır (44). Gagliardi'nin çalışmasında meme kanserinde oluşan pulmoner komplikasyonlar; erken dönem radyasyon pnömonisi ve geç dönem akciğer fibrozisi olarak pek çok çalışmada olduğu gibi rapor edilmiştir (40). Bu çalışmada akciğer doz volüm histogramları çıkarılması sonrası radyasyon pnömonisi ışınlanan akciğer volümüne bağlı bulunmuştur. 60 yaş üzeri olgularda radyasyon pnömonisi gençlere göre daha fazla izlenmiştir. Periferik lenfatik ışınlama yapılan hastalarda akciğer apeksinde fibrozis hemen her zaman gelişmesine rağmen, pnömoninin semptomatik hale gelmesi %10'dan daha düşük oranlarda (sıklıkla %1-12 arasında) bildirilmektedir (39).

### **3. GEREK VE YÖNTEM**

#### **3.1 Araştırmanın Tipi**

Hastalara ait arşiv materyali retrospektif olarak tarandı; Eclipse® marka tedavi planlama sistemi (Eclipse®, version 8.1; Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) kullanılarak seçilmiş olgu grubunda yeni planlar oluşturuldu. Oluşturulan planlardan elde edilen yeni veriler analiz edildi. Sonuçlar değerlendirildi.

#### **3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı**

Çalışma, 01.01.2011 – 10.05.2011 tarihleri arasında Özel Onkomer Onkoloji Merkezinde gerçekleştirildi.

#### **3.3 Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları**

MKC uygulanmış erken evre sol meme kanseri tanılı ve Onkomer Özel Onkoloji Merkezi'nde adjuvan 3BKRT uygulanmış 10 olgu çalışmaya dahil edildi. Olguların çalışmaya dahil edilme ve dışlanma kriterleri aşağıdaki gibidir:

##### ***3.3.1 Dahil Edilme Kriterleri***

- Erken evre sol meme kanseri tanısı almış olmak
- Evre T1/T2-N0 olmak
- CTV hacmi minimum 373.77 cc, maksimum 460.25 cc ve ortalama 420.93 cc olmak
- BT görüntüleri; meme boardunda her iki kol baş üstünde ve baş sağlam memeye bakacak şekilde sırtüstü pozisyonda alınmış olmak
- MKC uygulanmış olmak
- Adjuvan RT endikasyonu konmuş olmak

##### ***3.3.2 Dışlanma Kriterleri***

- Erken evre sol meme kanseri dışında tanısı olmak
- Evresi T1/T2-N0 dışında olmak
- CTV hacmi belirlenen sınırların dışında olmak
- BT görüntüleri belirlenen pozisyondan farklı bir pozisyonda alınmış olmak
- Mastektomi operasyonu geçirmiş olmak

- Neoadjuvan ya da palyatif RT endikasyonu konmuş olmak

### 3.4 Çalışma Materyali

Çalışmada materyal olarak, Onkomer Özel Onkoloji Merkezi'nde bulunan TPS arşivinden (Eclipse<sup>®</sup>, version 8.1; Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) 01.01.2011–01.02.2011 tarihleri arasında retrospektif olarak bulunan MKC sonrası RT uygulanmış erken evre sol meme kanserli hastalardan oluşan 10 kişilik hasta grubu ve bu hastalara ait planlama için çekilen bilgisayarlı tomografi verileri ile hastaların üç farklı teknikteki sanal tedavi planlamalarına ait parametreler kullanıldı.

#### 3.4.1 Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcı

Çalışmada Onkomer Özel Onkoloji Merkezi'nde bulunan “Varian” marka, “Clinac DMX” model lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır (Şekil 7). Cihazda 6-15 MV X-ışını ve 6-9-12-15 MeV' luk elektron enerjileri mevcuttur. Hızlandırıcının sahip olduğu 0.5 cm genişliğindeki 120 dinamik lif (MLC) hareketleri sayesinde YART yapabilmektedir. Cihazın sahip olduğu özelliklerle “sliding window” ve “step and shoot” YART ile dinamik konformal ark tedavilerinin ayrı ayrı veya aynı tedavi içinde kullanılmasına imkan sunar.



Şekil 7. “Varian” marka lineer hızlandırıcı cihazı

### 3.4.2. Bilgisayarlı Tomografi

Çalışmada Onkomer Özel Onkoloji Merkezi'nde bulunan "Picker" marka, "2000S" model tüm vücut X-ışını bilgisayarlı tomografi tarayıcısı kullanılmıştır (Şekil 8). Kesit kalınlıkları 1-10 mm arasında değişik değerlerde seçilebilmektedir.

BT cihazı ile planlama görüntüleri alınırken, tüm hastalar meme boarduna her iki kol baş üstünde, baş sağlam memeye bakacak şekilde sırtüstü pozisyonda olacak şekilde yatırılır. Hasta BT masasında tedavi pozisyonunda hazırlanır ve immobilize edilir. Alan giriş kenarları ve kesişim noktaları radyoopak madde ile işaretlenir.



Şekil 8. "Picker" marka BT cihazı

### 3.4.3 Tedavi Planlama Sistemi

Çalışmada Varian firmasına ait "Eclipse<sup>®</sup> 8.1" tedavi planlama sistemi kullanıldı. Bu sistem BT aygıtından aktarılan görüntüleri ve RT aygıtlarının dozimetrik verilerini içerir. Eclipse<sup>®</sup>, 3B konformal, YART, elektron, proton ve brakiterapi dahil her tür tedavinin RT planlamasını sağlayan tedavi planlama sistemidir. Hedef hacimde ve normal dokularda oluşan doz miktarını kontrol edebilme olanağı sağlayan sistem, üç boyutlu doz dağılımı

oluşturabilmekte ve birçok RT tekniklerinin uygulanabilirliğini sağlayabilmektedir. Çalışmada kullanılan lineer hızlandırıcının verileri planlama sistemine yüklenmiş olup yapılan planlamalar tedavi aygıtına aktarılabilen ve bire bir uygulanabilmektedir.

Hastalara ait BT kesitlerinde eksternal kontur, kalp, akciğer, karşı meme, sol meme için CTV radyasyon onkoloğu tarafından konturlandı ve 3B görüntüler elde edildi. Tüm hacim tanımlamaları sonrasında her hasta için TPS' de üç farklı tedavi planı oluşturuldu.

#### ***3.4.4 Uluslar arası Radyasyon Ölçümleri ve Birimleri Komitesinin 50 ve 62 Numaralı Raporu (International Committee of Radiation measurements and Units ICRU50,62)***

RT'de üç boyutlu tedavi planlaması için gerekli olan hedef hacimlerin (Görülebilir tümör hacmi-GTV, Klinik hedef hacim-CTV, planlanan hedef hacim-PTV) ve riskli normal dokuların ayrıntılı olarak tanımlandığı rapor referans alınmıştır (29,45).

#### ***3.4.5 Meme Atlası***

Radyoterapi Onkoloji Grubu (RTOG) tarafından hazırlanan, dijital ortamda hedef hacimlerin ve riskli organların meme bölgesi için çekilmiş BT kesitlerinde tek tek konturlandığı referans kaynak kullanılmıştır (46).

### **3.5 Araştırmanın Değişkenleri**

Çalışmada olgulara ait farklı planlar üzerinde yapılan hesaplamalar sonucunda kalp, sol akciğer, karşı meme gibi dokuların ve CTV' nin aldığı maksimum ve minimum dozlar bulundu. Her üç teknikte de 6 MV X ışın enerjisi kullanılarak, 2 Gy' lik dozlarla ve günlük fraksiyonlar halinde, haftalık beş fraksiyonda, toplam 50 Gy verilerek sanal RT planları oluşturuldu. Sol akciğerin aldığı maksimum ve ortalama dozlar ( $D_{max}$ ,  $D_{ort}$ ) ile 10 Gy, 20 Gy ve 30 Gy alan hacimleri ( $V_{10}$ ,  $V_{20}$ ,  $V_{30}$ ); kalbin 5 Gy, 10 Gy, 20 Gy, 30 Gy alan hacimleri ( $V_5$ ,  $V_{10}$ ,  $V_{20}$ ,  $V_{30}$ ) ve karşı memenin aldığı maksimum ve ortalama dozlar ( $D_{max}$ ,  $D_{ort}$ ) bağımlı değişkenler, planlama tekniği ise bağımsız değişkendir.

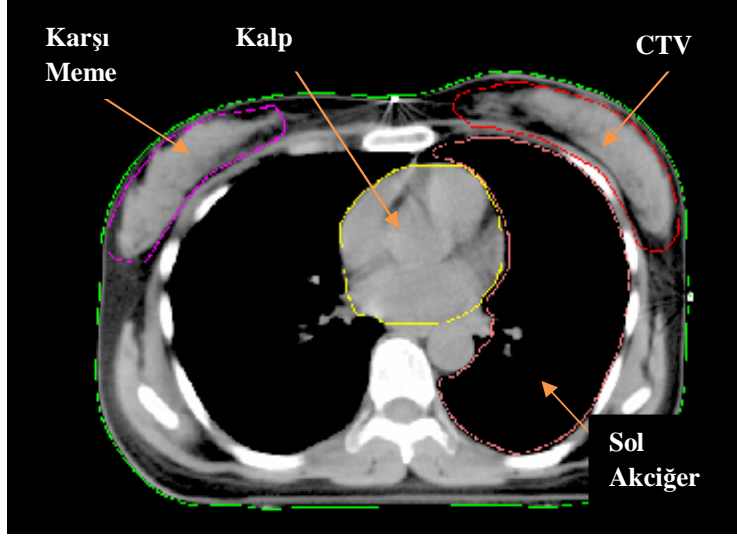
### 3.6 Veri Toplama Araçları

Bu çalışmada MKC sonrası RT planlanan sol meme kanserli hastaların, üç farklı teknik ile hazırlanan planları, doz-hacim homojenliği, karşı meme, kalp ve sol akciğerin aldığı dozlar göz önünde bulundurularak karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma doz hacim histogramları kullanılarak yapıldı. DVH ile tedavi bölgelerindeki homojen, yüksek ve düşük doz seviyeleri görülürken, korumak istenen normal dokuların da ne kadar doz aldığı, raporlarda verilen limitleri aşıp aşmadığı, seçilen referans izodozun CTV' yi yeterli sarıp sarmadığı görüldü.

Uygun alan, enerji, kama filtre ve ışın ağırlıkları gibi parametreler seçilerek CTV' nin %95' inin hedeflenen dozun %100' ünü alması ve dozun homojen olması sağlandı. DVH' larından yararlanarak sol akciğer, kalp, karşı meme gibi hedef dışındaki normal yapılarının aldığı maksimum ve ortalama dozlar karşılaştırıldı. Üç farklı teknikte oluşturulan planlarda gantri ve kolimatör açıları değiştirilmeden aynı kullanılmıştır. Üç teknikte de CTV' ye çok yapraklı kolimatör ile belirli marjlar verilerek ışınlama yapmak yerine çizilen CTV' ye göre alan oturtulup ışınlama yapılmıştır.

Sol meme kanserli hastaların BT kesitleri tedavi planlama sistemine aktarıldı. Tüm olgularda meme hedef hacmi ve kritik organlar radyasyon onkoloğu tarafından konturlandı (Şekil 9). Tüm hastaların mamografi verilerine ulaşamadığı için BT görüntülerindeki dens meme yapısı baz alınarak CTV' ler çizilmiştir. Meme sınırı; posteriorda pektoral kasla fasya sınırı, iki lateral ve anteriorda da dens meme yapısı minimal yağ dokusunu içerecek şekilde CTV olarak çizildi. Anteriorda sınır cilt yüzeyinin 3-5 mm altında seçilmiştir. Tüm olgularda CTV konturları radyasyon onkoloğu tarafından oluşturuldu ve kontrolleri gerçekleştirildi. Çalışmada tümör boyutu CTV için 373.77 cc – 460.25 cc (ortalama 420.93 cc) olarak sınıflandırılmıştır.

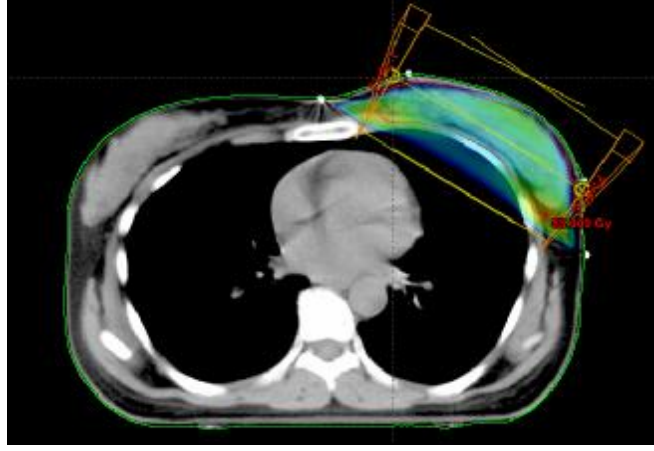
Kalp konturu; kalbin apeksi, ventriküller, atrium, kardiyak septumu içerek şekilde kalp tabanının sonlandığı, kalbin büyük damarlarının (inen-çıkan aort, vena cava) giriş ve çıkışının olduğu seviyeye kadar sınırlar içine alındı. Kalp konturlarının kontrolü ve düzeltilmesi radyoloji uzmanı tarafından yapıldı.



**Şekil 9.** Konturlanan yapıların transvers eksendeki görüntüleri

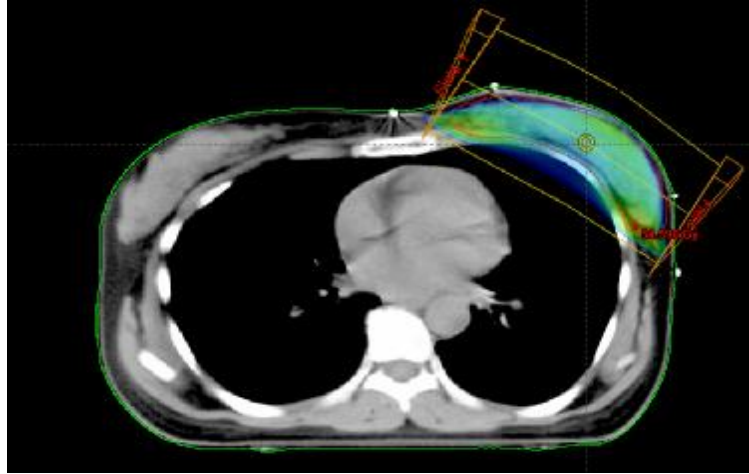
Meme ışınlanmasında verilen doz miktarını kısıtlayan kavramlar minimum ve maksimum tolerans dozlarıdır. Normal doku ve organların tolerans sınırlarının üzerinde doz verilmemelidir. Meme ışınlanmasında kritik organlardan biri olan akciğerin tüm ışınlanması durumunda (her iki akciğer) TD5/5 değeri 15 Gy, TD50/5 değeri 20 Gy iken parsiyal (100 cm<sup>2</sup>) ışınlamalarda TD 5/5 30 Gy ve TD 50/5 değeri 35 Gy' dir. Akciğerin %25' inin 20 Gy ve üzerinde doz alması durumunda pnomoni riski artmaktadır. Kalbin % 60' ı için TD 5/5 değeri 45 Gy iken TD 50/5 değeri 55 Gy' dir. Kalbin 35 Gy ve üzerinde doz alması durumunda kardiyak (miyokardit) riskinde artma gözlenmektedir (5). Tüm bu sınırlamalar göz önünde bulundurularak her üç teknikte de 6 MVX ışın enerjisi kullanılarak, 2 Gy' lik dozlarla ve günlük fraksiyonlar halinde, haftalık beş fraksiyonda, toplam 50 Gy verilerek sanal RT planları oluşturuldu.

Akciğerin aldığı maksimum ve ortalama dozlar ( $D_{max}$ ,  $D_{ort}$ ) ile 10 Gy, 20 Gy ve 30 Gy alan hacimleri ( $V_{10}$ ,  $V_{20}$ ,  $V_{30}$ ); kalbin 5 Gy, 10 Gy, 20 Gy, 30 Gy alan hacimleri ( $V_5$ ,  $V_{10}$ ,  $V_{20}$ ,  $V_{30}$ ) ve karşı memenin aldığı maksimum ve ortalama dozlar ( $D_{max}$ ,  $D_{ort}$ ) incelendi.



**Şekil 10.** 3BKRT SSD planındaki CTV 'nin transvers kesitteki doz dağılımları

3BKRT SSD tekniğine göre oluşturulan planlarda tanjansiyel alanların merkezi cilt üzerine kaynaktan 100 cm uzaklıkta olacak şekilde yerleştirildi. Radyasyon onkoloğu tarafından çizilen CTV' ye göre alan boyutu belirlendi. Akciğer dokusunun maksimum 2-3 cm. civarında alana girmesine dikkat edildi. 6 MV-X ışını enerjisi, uygun kama filtre, uygun gantri ve kolimatör açısı seçilerek sanal planlama oluşturuldu (Şekil 10). Oluşturulan sanal planlamada CTV' nin %95' inin hedeflenen dozun %100' ünü aldığı izodoz seçildi.



**Şekil 11.** 3BKRT SAD planındaki CTV 'nin transvers kesitteki doz dağılımları

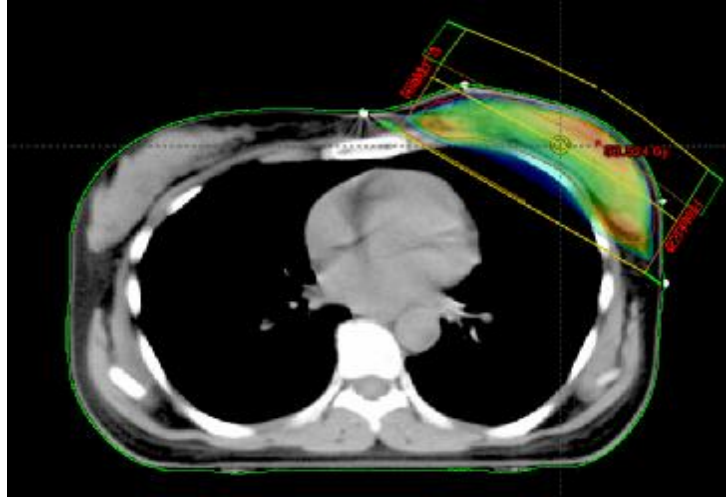
Hastaların 3BKRT SAD tekniğine göre oluşturulan planlarında ise ışınlanacak olan alanlarda izosentir mesafesi, tümörün yerleşimine ve hastanın kalınlığına göre belli uzaklığa



(80-100 cm.) ayarlandı. SSD tekniğinde olduğu gibi radyasyon onkoloğu tarafından çizilen CTV' yi içerecek uygun alan boyutu belirlendi. Akciğer dokusunun maksimum 2-3 cm. civarında alana girmesine dikkat edildi. 6 MV-X ışını enerjisi, uygun kama filtre, uygun gantri ve kolimatör açısı seçilerek sanal planlama oluşturuldu (Şekil 11). Oluşturulan sanal planlama CTV' nin %95' inin hedeflenen dozun %100' ünü aldığı izodoza normalize edildi.

3BKRT SAD ve SSD ışınlama tekniklerine göre planlamalarda tanjansiyel alanların alt kenarları birbirine koplanar olarak yerleştirilmiştir, böylece akciğere doğru olan diverjans korunmuştur.

Hastaların alan içinde alan tekniğine göre oluşturulan planlarında ise; ana alanlar altına açılan segmentler ile sıcak doz alanlarının düşürülerek homojen doz dağılımının elde edilmesine çalışıldı (Şekil 12). Bu teknikte hedeflenen yoğunluk ayarlaması sadece statik çok yapraklı kolimatör (MLC) içeren foton alanları ile yapıldı.

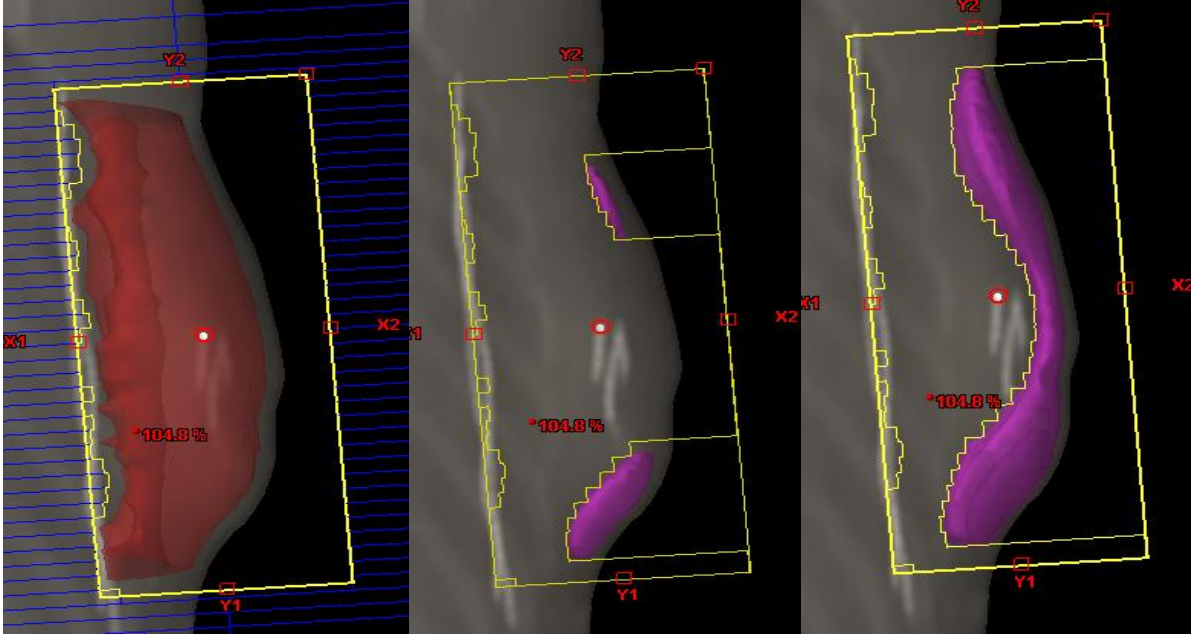


**Şekil 12.** Alan içinde alan tekniği kullanılan plandaki CTV 'nin transvers kesitteki doz dağılımları

Alan içinde alan tedavi planlamasının ilk basamağında düzenli yada düzensiz açık alanlara CTV' yi %95' lik izodozun saracağı şekilde tedavi planlaması yapıldı. Oluşan sıcak alanlar kademeli olarak ana alanlar içine açılan ve bu sıcak bölgeleri dışarıda bırakan yeni alt alanların tedavi alanlarına eklenmesiyle azaltıldı (Şekil 13). Bu azalma ana alanlar ile altına açılan yeni alanlar arasında dozlara ağırlık verilmesi ile sağlandı. Böylece planlamadaki sıcak

alanlar ortadan kaldırılarak homojen bir doz dağılımı elde edildi. Diğer iki planda olduğu gibi 6 MV-X ışını enerjisi kullanıldı. Oluşturulan sanal planlama CTV' nin %95' inin hedeflenen dozun %100' ünü aldığı izodoza normalize edildi. Tüm meme dokusuna hedeflenen doz verilirken maksimum ve minimum dozlar kabul edilir sınırlarda tutulmaya çalışıldı. Çevre organların aldığı doz minimumda tutulmuştur.

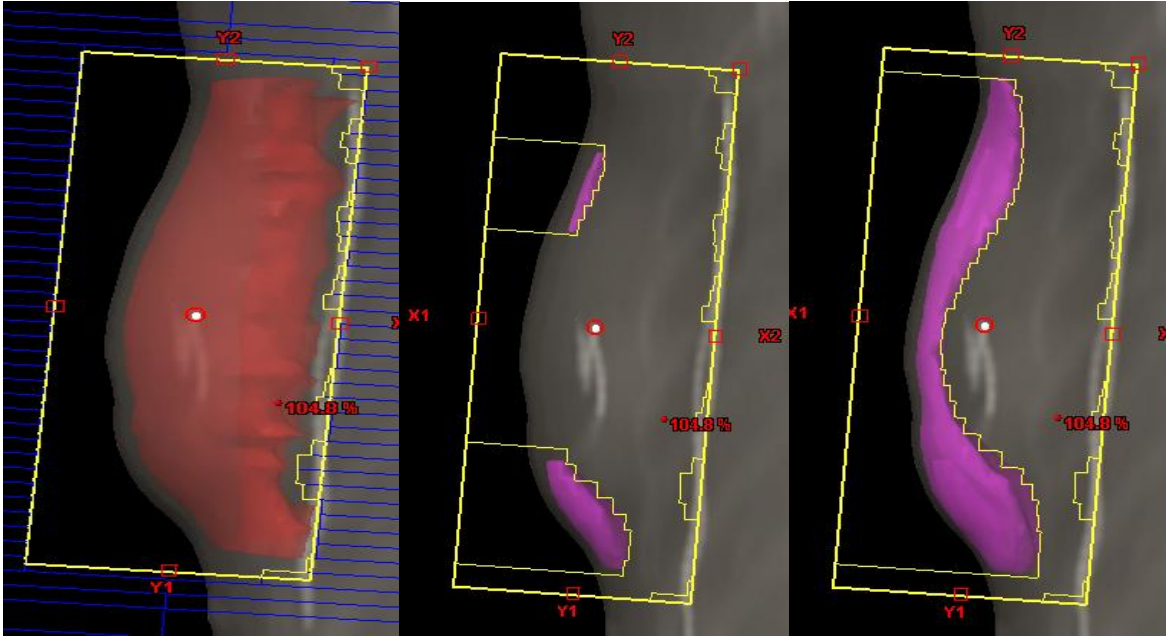
MKC sonrası RT planlanan sol meme kanserli hastaların, üç farklı teknik ile hazırlanan planları, doz hacim histogramları kullanılarak doz-hacim homojenliği, karşı meme, kalp ve sol akciğerin aldığı dozlar ve tedavi süreleri açısından karşılaştırıldı.



(a)

(b)

(c)



(d)

(e)

(f)

**Şekil 13.** Alan içinde alan tekniğinde kullanılan alanların sagittal kesitten görünümü (a) İç tanjansiyele ait açık alan (b) Çok yapraklı kolimatörlerle %108' lik izodozun kapatıldığı durum (c) Çok yapraklı kolimatörlerle %105' lik izodozun kapatıldığı durum (d) Dış tanjansiyele ait açık alan (e) Çok yapraklı kolimatörlerle %108' lik izodozun kapatıldığı durum (f) Çok yapraklı kolimatörlerle %105' lik izodozun kapatıldığı durum

### 3.6.1 Veri Kayıt Formu:

Çalışmada her olgunun ilgili parametreleri, dokümente edilmek üzere söz konusu olguya ait “veri kayıt formu”na işlendi.

Hastalar	Kritik Yapı											
	V <sub>5</sub> (%)			V <sub>10</sub> (%)			V <sub>20</sub> (%)			V <sub>30</sub> (%)		
	SAD	SSD	FIF	SAD	SSD	FIF	SAD	SSD	FIF	SAD	SSD	FIF
1												
2												
3												
.												

**Tablo 1.** Bir “veri kayıt formu” örneği.

### 3.7 Araştırmanın Planı ve Takvimi

Literatür Taraması

01.01.2011–01.02.2011

↓

Kullanılacak Arşiv Materyalinin Taranması ve Hasta Seçimi

01.02.2011–15.02.2011

↓

## Tedavi Planlarının Yapılması

15.02.2011–10.03.2011



## Veri Toplama

10.04.2011–20.04.2011



## Analiz ve Değerlendirme

20.04.2011–10.05.2011



## Yazım

10.05.2011–24.07.2011

### 3.8 Verilerin Değerlendirilmesi

Her olgu için 3BKRT SSD ve SAD ışınlama tekniğine göre yapılmış tedavi planlarının ve alan içinde alan YART planlarının DVH' leri incelenerek CTV için  $D_{\%5}$ ,  $D_{\%95}$  ve  $D_{ort}$  doz değerleri kaydedildi. Yine bu DVH' lerden sol akciğer doz-volüm parametrelerinden  $V_{10}$ ,  $V_{20}$ ,  $V_{30}$ ,  $D_{maks}$  ve  $D_{ort}$  değerleri, kalp doz-volüm parametrelerinden  $V_5$ ,  $V_{10}$ ,  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  değerleri, karşı meme doz-volüm parametrelerinden  $D_{maks}$  ve  $D_{ort}$  değerleri retrospektif olarak karşılaştırıldı. Bu karşılaştırmada hedef hacim ve kritik yapılara ait parametrelerdeki farklar SPSS 15.0 istatistiksel analiz programında Friedman ve Wilcoxon signed rank test kullanılarak analiz edildi.

Olgu sayısı 30'un altında olduğu için non-parametrik bir test kullanılması gerekliliği saptandı. Ayrıca karşılaştırmada 3 ilişkili veri karşılaştırılacağı için Friedman test tercih

edildi. Grupların ikili karşılaştırılmasında ise Wilcoxon signed rank test kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık için p değerinin 0.05'ten küçük olması gerekliliği kabul edildi.

### **3.9 Araştırmanın Sınırlılıkları**

Çalışmanın retrospektif olması ve olgu sayısının sınırlı olması çalışmanın güçsüz yanlarıdır.

### **3.10 Etik Kurul Onayı**

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 31 Ocak 2011 tarih ve 55-GOA protokol numaralı 2011/03-18 karar ile; 'Meme Kanseri Tedavisinde Farklı Radyoterapi Planlama Tekniklerinin Kritik Organ Dozları Açısından Karşılaştırılması' isimli projenin onayı alındı.

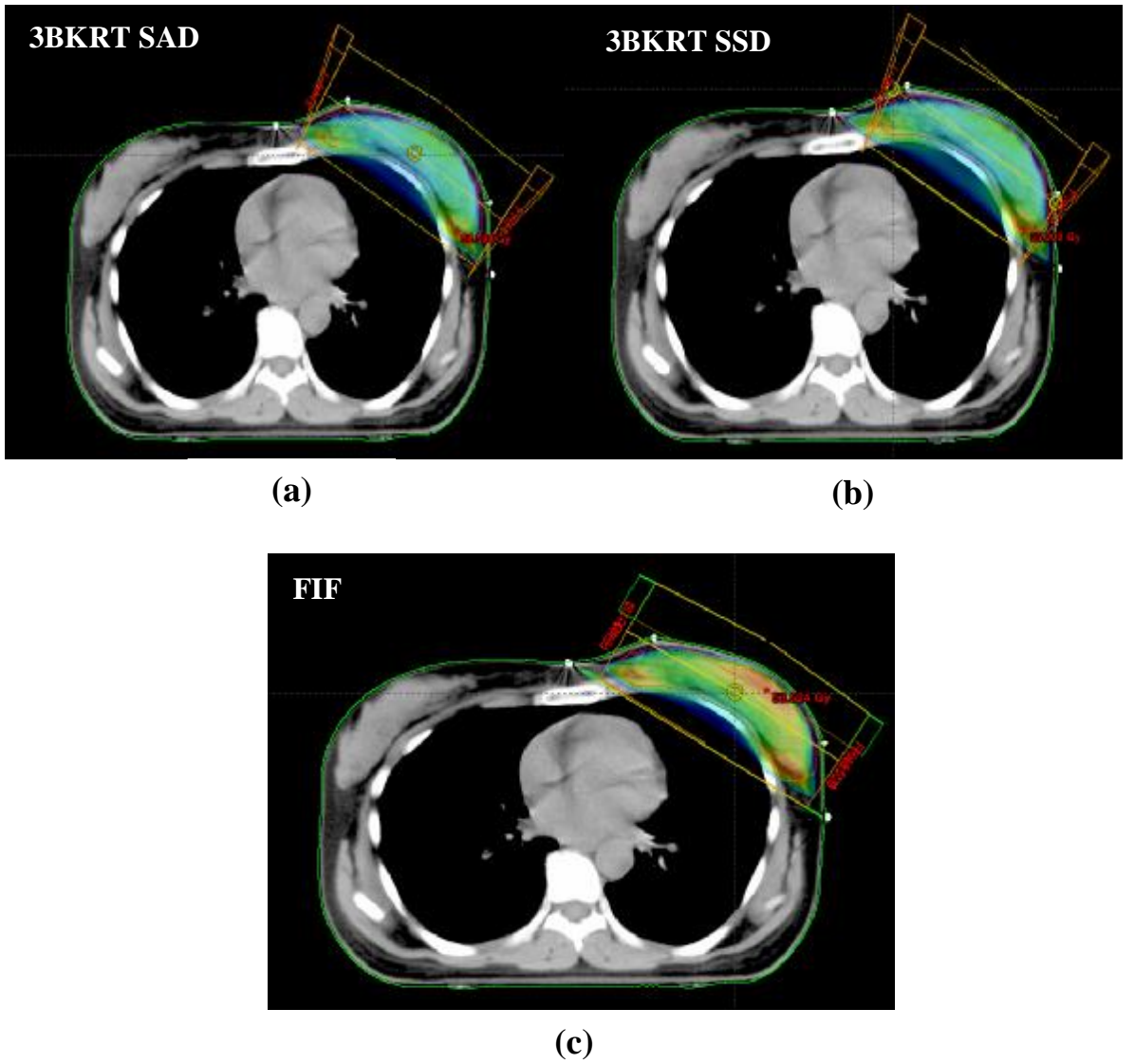
#### **4.BULGULAR**

Erken evre sol meme kanseri tanılı 10 hastanın 3BKRT SSD ve SAD ışınlama tekniğine göre yapılmış tedavi planları ve alan içinde alan YART planları hedef hacim ve kritik yapıların aldığı dozlar açısından karşılaştırıldı. Hedef hacim içindeki doz homojenliği hedef içindeki  $D_{\%5}$ ,  $D_{\%95}$  ve  $D_{ort}$  kullanılarak hesaplandı ve doz homojenliği üç plan tekniği için karşılaştırıldı.

10 hastada 30 farklı planlamadan elde edilen doz dağılımları, klinik hedef hacim ve kritik organlar için minimum, maksimum, ortalama dozlar ve doz-hacim parametreleri  $\pm$  standart sapma olarak belirlenmiş ve Tablo 2 – 17' de verilmiştir.

#### 4.1 Hedef Hacim İçin Elde Edilen Veriler

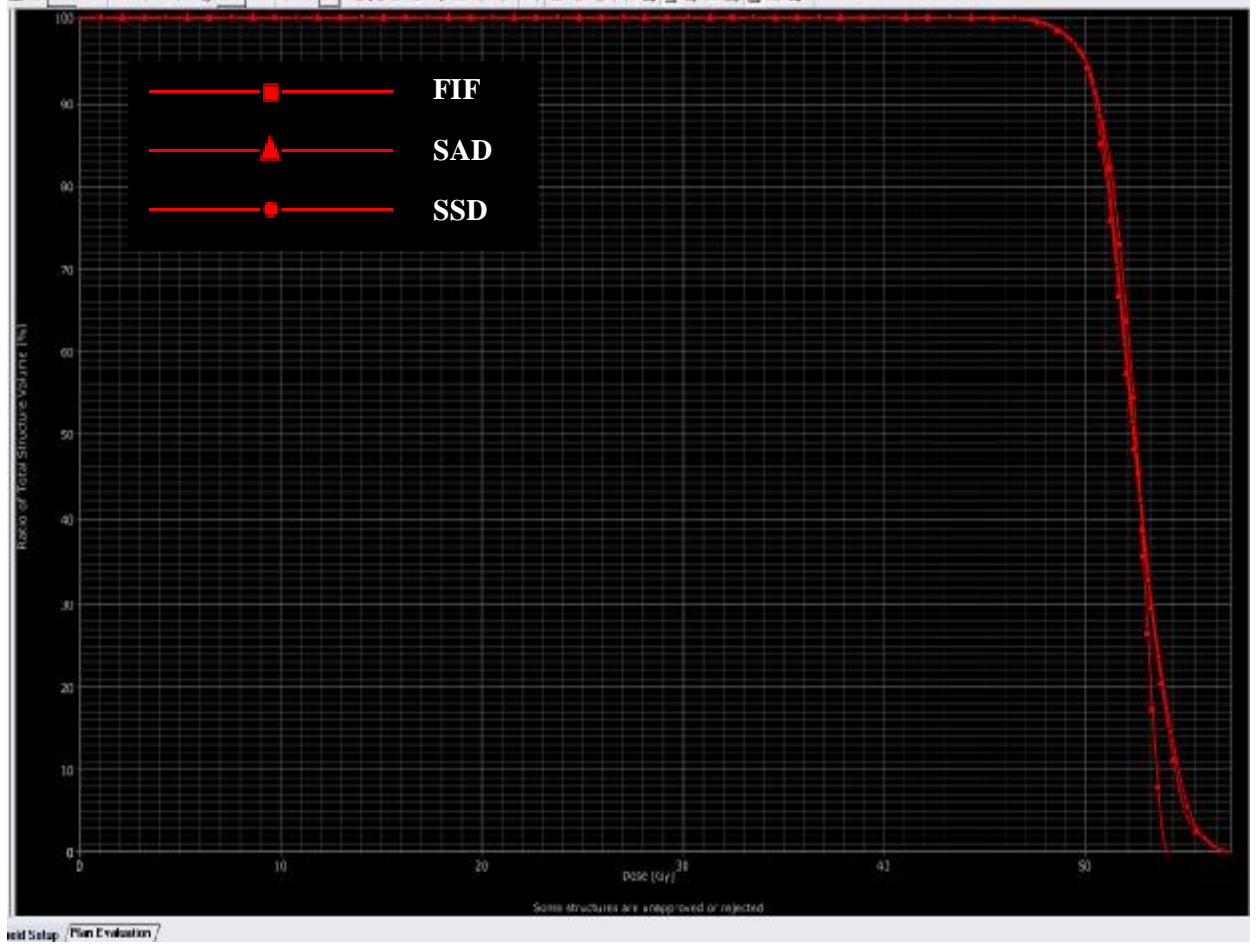
Şekil 14' de MKC sonrası RT planlanmış 373.77 cm<sup>3</sup> hacimli CTV' ye sahip sol meme kanserli hastanın 3BKRT SAD ve SSD ışınla ma tekniğine göre oluşturulmuş planlarının ve alan içinde alan YART planının transvers kesitteki doz dağılımları gösterilmiştir. Tüm veriler CTV 'ye 25 gün uygulanan, günlük fraksiyon dozu 2 Gy' lik tedavi sonucunda elde edilmiştir.



**Şekil 14.** (a) 3BKRT SAD planındaki (b) 3BKRT SSD planındaki (c) FIF planındaki CTV' nin transvers kesitteki doz dağılımları



MKC sonrası RT planlanmış sol meme kanserli hastaya ait CTV için 3BKRT SAD, 3BKRT SSD ve alan içinde alan YART planlarına ait DVH eğrileri Şekil 15’ de verilmiştir.



Şekil 15. CTV için farklı planlama tekniklerinden elde edilen DVH eğrisi

Hedef hacim içindeki doz homojenliği hedef içindeki  $D_{\%5}$ ,  $D_{\%95}$  ve  $D_{ort}$  kullanılarak hesaplanmıştır. CTV için;

$$IC=(D_{\%5} -D_{\%95})/D_{ort}$$

bağıntısıyla hesaplanan doz homojenliği IC (en uygun IC=0) değerleri tüm hastalar ve her bir planlama tekniği için Tablo 2. 'de gösterilmiştir.

**Tablo 2.** CTV için doz homojenliği (IC) değerleri

<b>Hastalar</b>	<b>Homojenlik Katsayısı (IC)</b>		
	<b>SAD</b>	<b>SSD</b>	<b>FIF</b>
<b>1</b>	0.116	0.119	0.101
<b>2</b>	0.107	0.109	0.092
<b>3</b>	0.101	0.104	0.095
<b>4</b>	0.118	0.120	0.117
<b>5</b>	0.124	0.123	0.097
<b>6</b>	0.122	0.124	0.119
<b>7</b>	0.111	0.113	0.102
<b>8</b>	0.119	0.122	0.117
<b>9</b>	0.118	0.119	0.098
<b>10</b>	0.119	0.120	0.099

Tablo 2' de tüm hastalar için hedef içindeki  $D_{\%5}$ ,  $D_{\%95}$  ve  $D_{ort}$  kullanılarak bulunan doz homojenliği değerleri sıralanmıştır.

**Tablo 3.** CTV için tüm hastaların ortalama doz homojenliği (IC) değerleri

<b>CTV</b>	<b>SAD (Ort±Std Sapma)</b>	<b>SSD (Ort±Std Sapma)</b>	<b>FIF (Ort±Std Sapma)</b>	<b>P DEĞERİ</b>
<b>IC DEĞERİ</b>	0.115±0.007	0.117±0.006	0.103±0.01	0.000

Tablo 3'te görüldüğü üzere, ortalama doz homojenliği katsayısı SAD yönteminde 0.115±0.007, SSD yönteminde 0.117±0.006, alan içinde alan yönteminde ise 0.103±0.01 bulundu. Tablo 3 ' de ortalama doz homojenliği ile ilgili SAD, SSD ve FIF planları arasında fark anlamlı bulunmuştur (p<0.005).

**Tablo 4.** Planlamaların ikili olarak karşılaştırıldığında CTV doz homojenliğine (IC) ait P değerleri

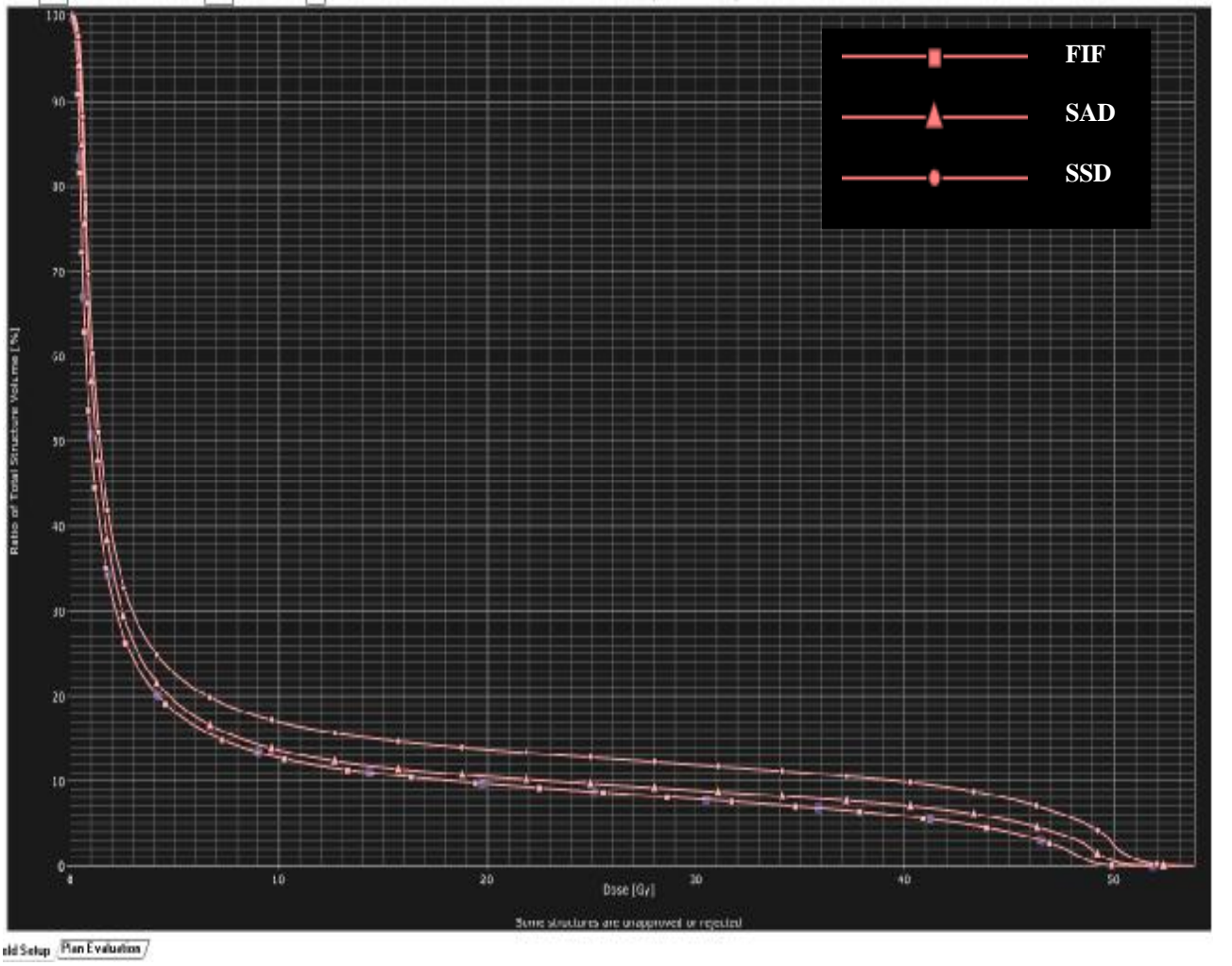
<b>PLANLAMA TEKNIĞİ</b>	<b>SAD/SSD (Ort±Std Sapma)</b>	<b>FIF/SAD (Ort±Std Sapma)</b>	<b>FIF/SSD (Ort±Std Sapma)</b>
<b>P DEĞERİ</b>	<b>0.009</b>	0.005	0.005

Tablo 4' de ise planlamaların ikili gruplar halinde karşılaştırıldığđı görülmektedir. Verilerin analizi sonucunda doz homojenliği açısından SAD ve SSD planları arasında anlamlı bir fark bulunmadı. Alan içinde alan tekniğine göre yapılan planlamalar ile hem SSD hem de SAD yöntemine göre planlamalar arasında ortalama doz homojenliği açısından fark anlamlılık sınırında bulundu (p<0.005).

## 4.2. Kritik Yapılar İçin Elde Edilen Veriler

MKC sonrası RT planlanan sol meme kanserli bir hastanın doz hacim histogramlarından elde edilen kritik organların DVH eğrileri Şekil 16, Şekil 17 ve Şekil 18’ de gösterilmiştir.

### 4.2.1 Sol Akciğer İçin Elde Edilen Veriler



Şekil 16. 3BKRT SAD, SSD ve FIF tedavi modellerine göre 3 farklı planlama yapılan olgunun sol akciğer için DVH eğrileri.

**Tablo 5.** Sol akciğer için maksimum doz ( $D_{maks}$ ), ortalama doz ( $D_{ort}$ ),  $V_{10}$ ,  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  değerleri

<b>SOL AKCİĞER</b>															
<b>Hastalar</b>	<b><math>V_{10}</math> (%)</b>			<b><math>V_{20}</math> (%)</b>			<b><math>V_{30}</math> (%)</b>			<b><math>D_{maks}</math> (Gy)</b>			<b><math>D_{ort}</math> (Gy)</b>		
	SAD	SSD	FIF	SAD	SSD	FIF	SAD	SSD	FIF	SAD	SSD	FIF	SAD	SSD	FIF
<b>1</b>	13.64	14.82	13.16	11,73	12,61	11.61	9.21	11,14	8,55	52,34	53,69	51,40	6,46	7,39	5,65
<b>2</b>	10.49	12.04	10.04	8.61	10.43	8.36	7.56	8.42	7.20	51.60	52.91	51.05	5.12	5.38	5.04
<b>3</b>	13.27	16.19	13.94	11.89	13.57	11.34	9.29	11.25	8.76	52.97	53.66	52.09	5.51	6.29	6.94
<b>4</b>	12.19	13.92	11.24	9.12	11.25	9.03	8.09	10.07	7.22	50.68	52.61	50.15	5.28	5.97	5.46
<b>5</b>	14.47	16.20	14.17	12.63	13.24	12.42	10.53	11.35	10.12	52.50	53.10	51.74	6.98	7.61	6.05
<b>6</b>	10.63	11.97	10.05	8.48	9.83	8.14	7.13	7.60	6.54	50.97	51.05	50.43	5.12	5.48	5.09
<b>7</b>	12.72	13.46	12.09	10.17	11.47	10.05	8.73	9.26	7.74	51.84	52.18	50.98	5.03	6.78	5.47
<b>8</b>	14.07	15.63	13.96	11.91	14.10	11.74	9.41	12.77	8.56	52.61	52.80	51.77	6.71	7.84	5.98
<b>9</b>	13.51	14.83	13.24	11.45	13.78	11.16	8.52	11.81	7.05	52.13	53.42	51.87	6.16	6.97	5.61
<b>10</b>	11.04	12.74	10.55	9.21	10.85	9.05	7.24	9.39	6.49	51.46	52.74	51.49	5.29	5.92	5.16

**Tablo 6.** Sol akciğer için tüm hastaların maksimum doz ( $D_{maks}$ ), ortalama doz ( $D_{ort}$ ),  $V_{10}$ ,  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  değerleri

<b>Sol Akciğer</b>	<b>SAD (Ort±Std Sapma)</b>	<b>SSD (Ort±Std Sapma)</b>	<b>FIF (Ort±Std Sapma)</b>	<b>P DEĞERİ</b>
<b><math>V_{10}</math> (%)</b>	12.60±1.45	14.18±1.60	12.24±1.66	0.000
<b><math>V_{20}</math> (%)</b>	10.52±1.57	12.11±1.53	10.29±1.55	0.000
<b><math>V_{30}</math> (%)</b>	8.57±1.08	10.31±1.62	7.82±1.16	0.001
<b><math>D_{maks}</math> (Gy)</b>	51.91±0.73	52.81±0.78	51.29±0.63	0.000
<b><math>D_{ort}</math> (Gy)</b>	5.76±0.74	6.56±0.88	5.64±0.57	0.002

Tablo 6’ da görüldüğü üzere, sol akciğer ortalama  $V_{10}$  parametresi SAD planında %12.60±1.45, SSD planında %14.18±1.60, FIF planında ise %12.24±1.66 bulundu. Sol akciğer ortalama  $V_{20}$  parametresi SAD planında %10.52±1.57, SSD planında %12.11±1.53, FIF planında ise %10.29±1.55 bulundu. Sol akciğer ortalama  $V_{30}$  parametresi SAD planında %8.57±1.08, SSD planında %10.31±1.62, FIF planında ise %7.82±1.16 bulundu. Sol akciğerin aldığı maksimum doz değeri SAD planında 51.91±0.73 Gy, SSD planında 52.81±0.78 Gy, FIF planında ise 51.29±0.63 Gy bulundu. Sol akciğerin aldığı ortalama doz değeri SAD planında 5.76±0.74 Gy, SSD planında 6.56±0.88 Gy, FIF planında ise 5.64±0.57 Gy bulundu. Tablo 6 ‘da sol akciğer maksimum doz ( $D_{maks}$ ), ortalama doz ( $D_{ort}$ ),  $V_{10}$ ,  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  değerleri ile ilgili SAD, SSD ve FIF planları arasındaki fark anlamlı bulundu ( $p<0.005$ ).

**Tablo 7.** Planlamaların ikili olarak karşılaştırıldığında sol akciğer  $V_{10}$ ,  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  parametrelerine ait P değerleri

<b>SOL AKCİĞER</b>									
	<b><math>V_{10}</math> (%)</b> <b>(Ort±Std Sapma)</b>			<b><math>V_{20}</math> (%)</b> <b>(Ort±Std Sapma)</b>			<b><math>V_{30}</math> (%)</b> <b>(Ort±Std Sapma)</b>		
	<b>SAD/SSD</b>	<b>FIF/SAD</b>	<b>FIF/SSD</b>	<b>SAD/SSD</b>	<b>FIF/SAD</b>	<b>FIF/SSD</b>	<b>SAD/SSD</b>	<b>FIF/SAD</b>	<b>FIF/SSD</b>
<b>P DEĞERİ</b>	0.005	<b>0.059</b>	0.005	0.005	0.005	0.005	0.005	0.005	0.005

Tablo 7' de ise planlamaların ikili gruplar halinde karşılaştırıldığı görülmektedir. Verilerin analizi sonucunda  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  parametreleri açısından FIF ile SAD, FIF ile SSD ve SAD ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken;  $V_{10}$  parametresi açısından FIF ile SAD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı.

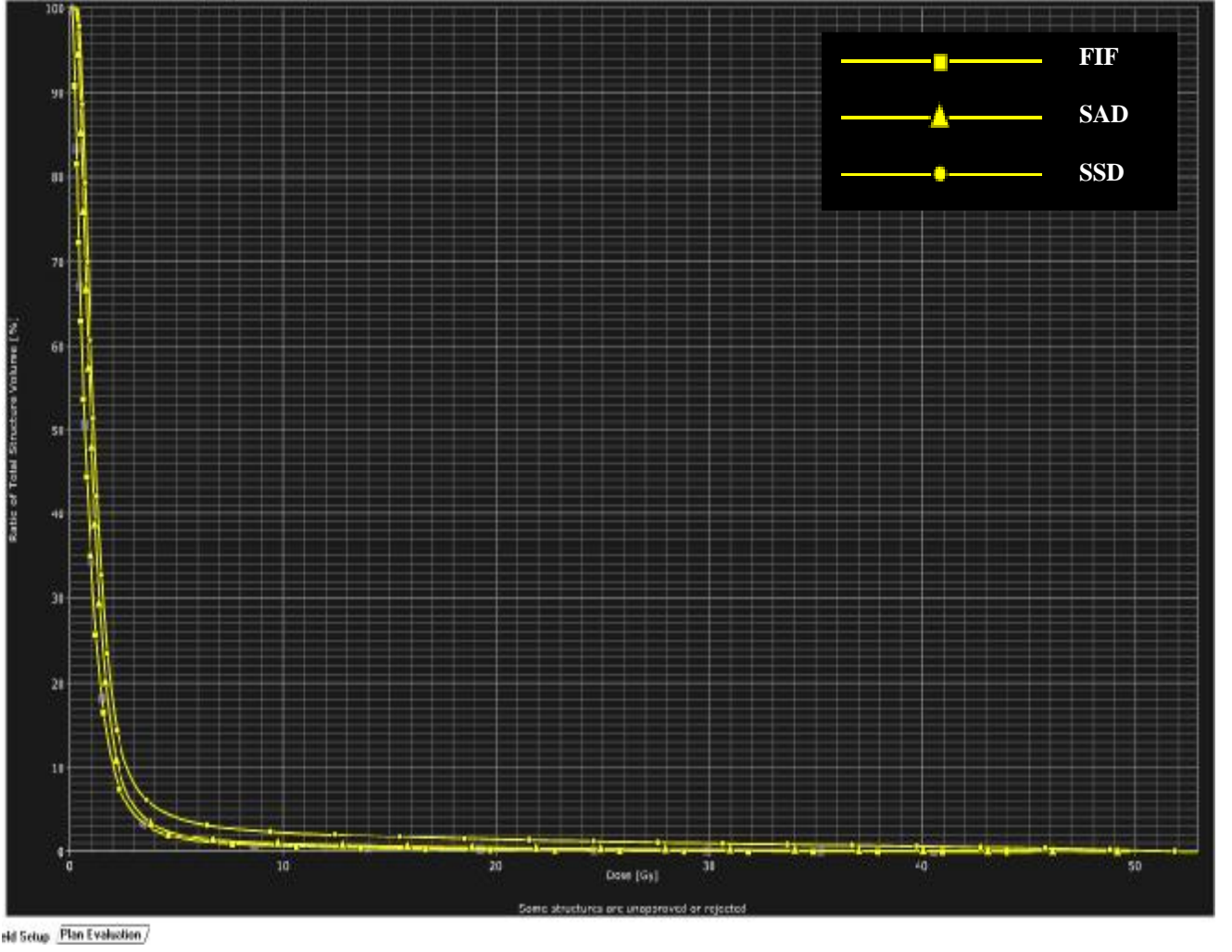
**Tablo 8.** Planlamaların ikili olarak karşılaştırıldığında sol akciğerin maksimum doz ( $D_{maks}$ ) ve ortalama dozuna ( $D_{ort}$ ) ait P değerleri

SOL AKCİĞER						
$D_{maks}$ (Gy)			$D_{ort}$ (Gy)			
	SAD/SSD (Ort±Std Sapma)	FIF/SAD (Ort±Std Sapma)	FIF/SSD (Ort±Std Sapma)	SAD/SSD (Ort±Std Sapma)	FIF/SAD (Ort±Std Sapma)	FIF/SSD (Ort±Std Sapma)
P DEĞERİ	0.005	<b>0.007</b>	0.005	0.005	<b>0.386</b>	0.005

Tablo 8’ de ise planlamaların ikili gruplar halinde karşılaştırıldığı görülmektedir. Verilerin analizi sonucunda  $D_{maks}$  parametresi açısından SAD ile SSD ve FIF ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken FIF ile SAD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı.  $D_{ort}$  parametresi açısından ise SSD ile SAD ve FIF ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken FIF ile SAD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı.



#### 4.2.2 Kalp İçin Elde Edilen Veriler



Şekil 17. 3BKRT SAD, SSD ve FIF tedavi modellerine göre 3 farklı planlama yapılan olgunun kalp için DVH eğrileri.

**Tablo 9.** Kalp için  $V_5$ ,  $V_{10}$ ,  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  değerleri

<b>KALP</b>												
<b>Hastalar</b>	<b><math>V_5</math> (%)</b>			<b><math>V_{10}</math> (%)</b>			<b><math>V_{20}</math> (%)</b>			<b><math>V_{30}</math> (%)</b>		
	<b>SAD</b>	<b>SSD</b>	<b>FIF</b>	<b>SAD</b>	<b>SSD</b>	<b>FIF</b>	<b>SAD</b>	<b>SSD</b>	<b>FIF</b>	<b>SAD</b>	<b>SSD</b>	<b>FIF</b>
<b>1</b>	3.27	4.13	3.17	2.16	2.19	2.04	1.13	1.29	1.06	0.09	0.97	0.41
<b>2</b>	2.59	3.72	2.49	1.84	2.05	1.76	0.79	1.06	0.65	0.54	0.61	0.36
<b>3</b>	2.06	3.89	1.94	1.16	1.71	1.09	0.47	0.94	0.31	0.33	0.47	0.21
<b>4</b>	2.85	3.26	2.67	1.54	1.84	1.33	0.69	1.04	0.56	0.42	0.53	0.20
<b>5</b>	3.96	4.16	3.84	2.26	2.64	2.13	1.03	1.18	0.93	0.73	0.84	0.25
<b>6</b>	2.54	3.63	2.48	1.32	1.69	1.19	0.63	0.97	0.45	0.43	0.55	0.12
<b>7</b>	3.85	4.11	3.55	2.53	2.64	2.16	1.26	1.35	1.09	0.86	0.91	0.52
<b>8</b>	4.13	5.19	3.97	2.83	2.94	2.41	1.43	1.49	1.16	0.93	0.98	0.64
<b>9</b>	4.07	4.95	3.75	2.03	2.38	1.94	0.98	1.07	0.71	0.74	0.83	0.61
<b>10</b>	2.91	3.35	2.84	1.81	1.96	1.71	0.73	0.96	0.53	0.51	0.31	0.26

**Tablo 10.** Kalp için tüm hastaların V<sub>5</sub>, V<sub>10</sub>, V<sub>20</sub> ve V<sub>30</sub> değerleri

<b>Kalp</b>	<b>SAD (Ort±Std Sapma)</b>	<b>SSD (Ort±Std Sapma)</b>	<b>FIF (Ort±Std Sapma)</b>	<b>P DEĞERİ</b>
<b>V<sub>5</sub> (%)</b>	3.22±0.74	4.04±0.63	3.07±0.69	0.000
<b>V<sub>10</sub> (%)</b>	1.94±0.52	2.20±1.43	1.77±0.45	0.000
<b>V<sub>20</sub> (%)</b>	0.91±0.30	1.13±0.18	0.75±0.29	0.000
<b>V<sub>30</sub> (%)</b>	0.55±0.25	0.70±0.23	0.30±0.18	0.003

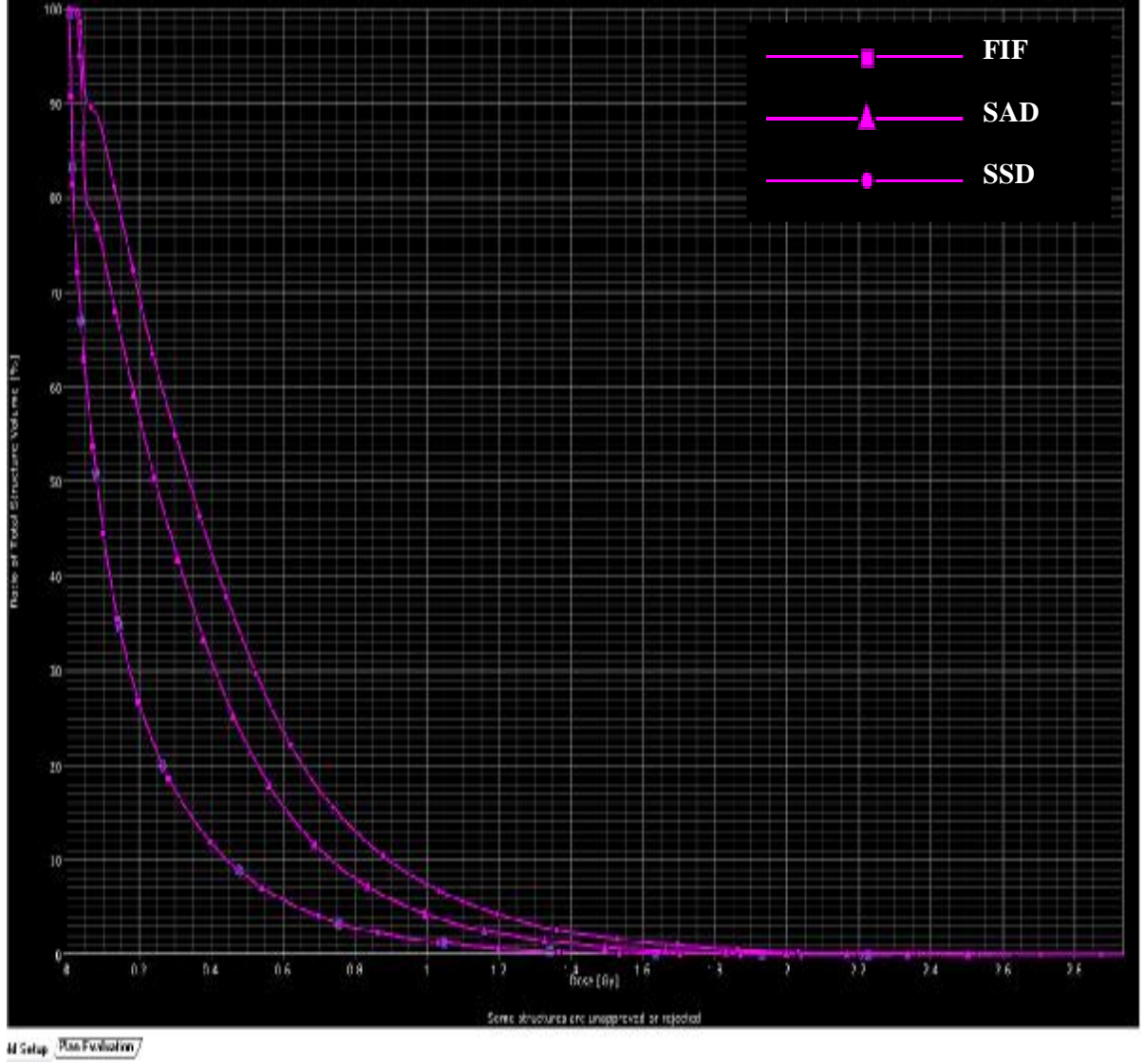
Tablo 10' da görüldüğü üzere, kalp ortalama V<sub>5</sub> parametresi SAD planında %3.22±0.74, SSD planında %4.04±0.63, FIF planında %3.07±0.69 bulundu. Kalp ortalama V<sub>10</sub> parametresi SAD planında %1.94±0.52, SSD planında %2.20±1.43, FIF planında %1.77±0.45 bulundu. Kalp ortalama V<sub>20</sub> parametresi SAD planında %0.91±0.30, SSD planında %1.13±0.18, FIF planında %0.75±0.29 bulundu. Kalp ortalama V<sub>30</sub> parametresi SAD planında %0.55±0.25, SSD planında %0.70±0.23, FIF planında %0.30±0.18 bulundu. Tablo 10 'da kalp V<sub>5</sub>, V<sub>10</sub>, V<sub>20</sub> ve V<sub>30</sub> değerleri ile ilgili SAD, SSD ve FIF planları arasında fark anlamlı bulundu (p<0.005).

**Tablo 11.** Planlamaların ikili olarak karşılaştırıldığında kalp  $V_5$ ,  $V_{10}$ ,  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  parametrelerine ait P değerleri

<b>KALP</b>												
	<b><math>V_5</math> (%)</b> <b>(Ort±Std Sapma)</b>			<b><math>V_{10}</math> (%)</b> <b>(Ort±Std Sapma)</b>			<b><math>V_{20}</math> (%)</b> <b>(Ort±Std Sapma)</b>			<b><math>V_{30}</math> (%)</b> <b>(Ort±Std Sapma)</b>		
	<b>SAD/</b> <b>SSD</b>	<b>FIF/</b> <b>SAD</b>	<b>FIF/</b> <b>SSD</b>	<b>SAD/</b> <b>SSD</b>	<b>FIF/</b> <b>SAD</b>	<b>FIF/</b> <b>SSD</b>	<b>SAD/</b> <b>SSD</b>	<b>FIF/</b> <b>SAD</b>	<b>FIF/</b> <b>SSD</b>	<b>SAD/</b> <b>SSD</b>	<b>FIF/</b> <b>SAD</b>	<b>FIF/</b> <b>SSD</b>
<b>P</b> <b>DEĞERİ</b>	0.005	0.005	0.005	0.005	0.005	0.005	0.005	0.005	0.005	<b>0.059</b>	<b>0.047</b>	0.005

Tablo 11’ de ise planlamaların ikili gruplar halinde karşılaştırıldığı görülmektedir. Verilerin analizi sonucunda ortalama  $V_5$ ,  $V_{10}$  ve  $V_{20}$  parametresi açısından; FIF ile SAD, SAD ile SSD ve FIF ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulundu. Ortalama  $V_{30}$  parametresi açısından FIF ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken; SSD ile SAD ve FIF ile SAD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı.

### 4.2.3 Karşı Meme İçin Elde Edilen Veriler



Şekil 18. 3BKRT SAD, SSD ve FIF tedavi modellerine göre 3 farklı planlama yapılan olgunun karşı meme için DVH eğrileri.

**Tablo 12.** Karşı meme için maksimum doz ( $D_{maks}$ ) ve ortalama doz ( $D_{ort}$ ) değerleri

Hastalar	KARŞI MEME					
	$D_{maks}$ (Gy)			$D_{ort}$ (Gy)		
	SAD	SSD	FIF	SAD	SSD	FIF
1	2.89	3.16	2.41	0.37	0.36	0.19
2	2.21	2.54	1.98	0.25	0.34	0.20
3	2.63	2.93	2.30	0.33	0.43	0.17
4	2.41	2.65	2.10	0.30	0.41	0.15
5	3.42	3.94	3.07	0.41	0.49	0.27
6	2.14	2.47	1.96	0.21	0.23	0.09
7	2.55	2.94	2.41	0.31	0.42	0.16
8	3.17	3.38	2.85	0.38	0.50	0.11
9	2.82	3.21	2.53	0.36	0.45	0.19
10	2.37	2.73	1.96	0.27	0.38	0.10

**Tablo 13.** Karşı meme için tüm hastaların maksimum doz ( $D_{maks}$ ) ve ortalama doz ( $D_{ort}$ ) değerleri

Karşı Meme	SAD (Ort±Std Sapma)	SSD (Ort±Std Sapma)	FIF (Ort±Std Sapma)	P DEĞERİ
$D_{maks}$ (Gy)	2.66±0.42	2.99±0.45	2.35±0.38	0.000
$D_{ort}$ (Gy)	0.31±0.06	0.40±0.07	0.16±0.05	0.000

Tablo 13' den görüldüğü üzere karşı memenin aldığı ortalama maksimum doz değeri SAD planında  $2.66\pm 0.42$  Gy, SSD planında  $2.99\pm 0.45$  Gy, FIF planında  $2.35\pm 0.38$  Gy bulundu. Karşı memenin aldığı ortalama doz değeri SAD planında  $0.31\pm 0.06$  Gy, SSD planında  $0.40\pm 0.07$  Gy, FIF planında  $0.16\pm 0.05$  Gy bulundu. Tablo 13 'de karşı meme doz ( $D_{maks}$ ) ve ortalama doz ( $D_{ort}$ ) değerleri ile ilgili SAD, SSD ve FIF planları arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.005$ ).

**Tablo 14.** Planlamaların ikili olarak karşılaştırıldığında karşı meme maksimum doz ( $D_{maks}$ ) ve ortalama doz ( $D_{ort}$ ) parametrelerine ait P değerleri

<b>KARŞI MEME</b>						
	<b><math>D_{maks}</math> (Gy)</b>			<b><math>D_{ort}</math> (Gy)</b>		
	<b>(Ort±Std Sapma)</b>			<b>(Ort±Std Sapma)</b>		
	<b>SAD/SSD</b>	<b>FIF/SAD</b>	<b>FIF/SSD</b>	<b>SAD/SSD</b>	<b>FIF/SAD</b>	<b>FIF/SSD</b>
<b>P DEĞERİ</b>	<b>0.015</b>	0.005	0.005	0.005	0.005	0.005

Tablo 14' de ise planlamaların ikili gruplar halinde karşılaştırıldığı görülmektedir. Verilerin analizi sonucunda karşı memenin aldığı ortalama maksimum doz değeri açısından FIF ile SSD ve FIF ile SAD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken; SAD ile SSD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı. Karşı memenin aldığı ortalama doz değeri açısından FIF ile SSD, FIF ile SAD ve SAD ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulundu.

#### 4.2.4 Tedavi Sürelerinden (MU) Elde Edilen Veriler

**Tablo 15.** Tüm Hastalara ait MU değerleri

<b>Hastalar</b>	<b>TOPLAM MU</b>		
	<b>SAD</b>	<b>SSD</b>	<b>FIF</b>
<b>1</b>	230	257	224
<b>2</b>	240	270	235
<b>3</b>	244	275	235
<b>4</b>	238	268	232
<b>5</b>	244	276	238
<b>6</b>	242	279	236
<b>7</b>	244	274	235
<b>8</b>	248	288	236
<b>9</b>	250	280	234
<b>10</b>	248	285	244



**Tablo 16.** Tüm hastalara ait ortalama MU değerleri

	<b>SAD</b> <b>(Ort±Std</b> <b>Sapma)</b>	<b>SSD</b> <b>(Ort±Std</b> <b>Sapma)</b>	<b>FIF (Ort±Std</b> <b>Sapma)</b>	<b>P DEğERİ</b>
<b>MU</b> <b>DEğERİ</b>	242±5.82	275±8.87	234±4.97	0.000

Tablo 16 ‘da ortalama tedavi sürelerinin SAD planında 242±5.82 MU, SSD planında 275±8.87 MU, FIF planında ise 234±4.97 MU bulundu. Tablo 16 ‘da ortalama tedavi süresi ile ilgili SAD, SSD ve FIF planları arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.005$ ).

**Tablo 17.** Planlamaların ikili olarak karşılaştırıldığında tedavi süresine (MU) ait P değerleri

	<b>SAD/SSD</b> <b>(Ort±Std Sapma)</b>	<b>FIF/SAD</b> <b>(Ort±Std Sapma)</b>	<b>FIF/SSD</b> <b>(Ort±Std Sapma)</b>
<b>P DEğERİ</b>	0.005	0.005	0.005

Tablo 17’ de ise planlamaların ikili gruplar halinde karşılaştırıldığı görülmektedir. Verilerin analizi sonucunda ortalama tedavi süreleri açısından FIF ile SSD, FIF ile SAD ve SAD ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulundu.

## **5. TARTIŞMA**

Teknolojinin gelişmesi, bilgisayarlı tedavi planlama sistemlerinin ve RT uygulama aygıtlarının geliştirilmesine olanak sağlamıştır. Farklı tedavi teknikleri kullanılarak tümörlü dokuya maksimum homojen doz verilirken, çevredeki kritik yapılar daha iyi korunabilmektedir.

Bu çalışmada MKC sonrası RT planlanan sol meme kanserli hastaların, 3BKRT SSD, SAD ve alan içinde alan YART olmak üzere üç farklı teknik ile hazırlanan planları, doz-hacim homojenliği, karşı meme, kalp ve sol akciğerin aldığı dozlar göz önünde bulundurularak karşılaştırılması amaçlandı.

Meme tedavilerinde hastanın anatomik yapısına bağlı olarak standart teknikler ile yapılan tedavi planlamalarında doz homojenliğinin sağlanabilmesinde güçlüklerle karşılaşılabilir. Tüm meme dokusunda hedeflenen doza yakın doz dağılımı elde etmek ve PTV' yi tedavi volümü dışına kaçırmamak sağkalım ve toksite açısından önemlidir (6). ICRU 62'ye göre PTV hacminin %95-%107 doz dağılımının içinde kalması gerekir.

Ercan ve arkadaşlarının MKC sonrası RT uygulanan 20 hasta ile yaptığı retrospektif çalışmada, alan içinde alan tekniği ile yapılan RT planına ait homojenlik katsayısının bilateral ve lateral kama filtre kullanılarak yapılan 3BKRT planının homojenlik katsayısına göre sırasıyla %7 ve %5.7 daha iyi çıktığı dolayısıyla alan içinde alan tekniğine göre yapılan RT planlarındaki PTV sarmasının diğer 3BKRT planlarına göre daha homojen olduğu görülmüştür (26).

Woo ve arkadaşlarının MKC sonrası RT uygulanan 12 hasta ile yaptığı retrospektif çalışmada, PTV' deki doz homojenliği PTV "*Dose Improvement*" ( $PDI_{index}$ ) formalizasyonu ile hesaplanmış ve alan içinde alan tekniğine göre yapılan RT planlarındaki ortalama  $PDI_{index}$  %76.4, elektronik kompensatör kullanılarak yapılan 3BKRT planında %65.8 ( $p=0.05$ ), dinamik kama filtre kullanılarak yapılan 3BKRT planında %41.8 ( $p<0.01$ ) ve konvansiyonel kama filtre kullanılarak yapılan 3BKRT planında ise %50.9 ( $p<0.01$ ) bulunmuştur. Buna göre; alan içinde alan tekniğine göre yapılan RT planlarındaki PTV' deki doz homojenliğinin diğer 3BKRT planlarına göre daha iyi olduğu görülmüştür (25).

Bauduceau ve arkadaşlarının 14 hastadan oluşan retrospektif çalışmasında YART ile %105 den fazla doz alan meme volümünü %6.9 azaldığı göstermiştir (47). Richmond ve ark. MLC tekniği ile %107 doz alan volümünü %19.8 'den %5.3'e düşüğünü bulmuşlardır (48).

Donovan ve arkadaşlarının 300 hasta ile yaptıkları bir çalışmada, konvansiyonel RT planları ile YART uygulanan planlar arasında memedeki doz dağılımını hesaplamışlardır. Buna göre meme üst orta ve alt olmak üzere üç bölüme ayrılmış ve her bölüm için ayrı doz değerlendirmesi yapılmıştır. Doz dağılımı %95-%105, >%105-%110 ve > %110 olmak üzere sınıflandırılmıştır. Standart konvansiyonel RT uygulanan kolda memenin üst bölümünün %50'si dozun %105-%110 'unu almış. %46'sı >%110 doz almış, sadece %4'ü %95-%105 lik dozu almıştır. Orta kısımda ise memenin %96'lık bölümü %95-%105 dozu, %1'lik kısmı >%110 doz almıştır. Memenin alt kısmında %62'lik bölüm dozun >%105-%110 kısmını, %8'lik bölüm ise dozun >%110'luk kısmını almıştır (49). YART planlamalarında ise memenin üst bölümünün %96'lık kısmı dozun %95-%105'ini, sadece %1'lik kısım dozun >%110'unu almıştır. Memenin orta bölümünde ise %99'luk meme volümü dozun %95-%105'ini, %1'lik bölümü dozun >%105-%110'unu almıştır. Memenin alt bölümünde %96'luk volüm dozun %95-%105'ini, %1'lik kısım dozun >%110'unu almıştır (49).

Sağlam'ın 3BKRT SAD ve SSD ışınlama tekniklerini incelediği tez çalışmasında ise, sol meme ve sol göğüs duvarına uygulanan SSD ve SAD tedavi teknikleri arasında doz homojenitesi açısından fark görülmemiştir (23).

Bu tez çalışmasında da, ortalama doz homojenli katsayısı alan içinde alan tekniğine göre oluşturulan RT planlarında  $0.103 \pm 0.01$ , 3BKRT SAD tekniğine göre oluşturulan planlamalarda  $0.115 \pm 0.007$ , 3BKRT SSD tekniğine göre oluşturulan planlamalarda  $0.117 \pm 0.006$  bulundu. Doz homojenliği açısından SAD ve SSD planları arasında anlamlı bir fark bulunmadı ( $p=0.009$ ). Alan içinde alan tekniğine göre yapılan planlamalar ile hem SSD hem de SAD yöntemine göre yapılan planlamalar arasında ortalama doz homojenliği açısından fark anlamlılık sınırında bulundu ( $p=0.005$ ). Dolayısıyla bu tez çalışmasında da alan içinde alan tekniğine göre oluşturulan sanal RT planlarının hedef hacim içindeki doz dağılımının diğer 3BKRT planlarına göre daha homojen olduğu literatür ile uyum içinde bulunduğu görüldü.

Anatomik yapı çeşitliliği ve meme hacminin hastaya göre farklılık göstermesi ışınlanan sol akciğer hacmini değiştirmektedir.

Sağlam' ın yaptığı tez çalışmasında, sol meme tanjansiyel ışınlamasında sol akciğerin almış olduğu ortalama radyasyon dozları için, en fazla doz SSD tekniğinde görülmüştür. SSD ve SAD tekniklerinde ortalama radyasyon dozları arasındaki fark %6 bulunmuştur. Bu sonucun tanjansiyel meme ışınlamalarında SSD tedavi tekniğinde kaynak-cilt mesafesinin SAD tedavi tekniğine göre daha fazla olmasından kaynaklandığı bilinmektedir. Ancak derinlere inildikçe saçılan dozlarının etkisi azalacağından sağ akciğerin aldığı ortalama dozlar karşılaştırıldığında fark bulunamamıştır (23).

Bornstein ve arkadaşları meme kanserli 40 hastada BT kullanarak ışınlanan akciğer volümünü hesaplamışlardır. Simülasyon filminde tanjansiyel alanın arka kenarı ile ön göğüs duvarı arasındaki dik mesafe olan santral akciğer mesafesi (SAM) ölçülmüş (52). RT tekniğinin akciğer volümüne etkisi büyük oranda SAM' ne bağlı bulunmuş. SAM 1.5 cm olduğunda tanjansiyel alandaki akciğer volümü yaklaşık olarak %6, SAM 2.5 cm iken ışınlanan akciğer volümü yaklaşık %16, SAM 3.5 cm olduğunda ışınlanan ipsilateral akciğer volümü %26 olarak hesaplanmıştır (50). Bu mesafenin 3 cm' den fazla olması özellikle sol memede önemli derecede kalp ve akciğer volümünün ışınlanmasına neden olmaktadır.

Ercan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, alan içinde alan tekniğine göre yapılan RT planlarında aynı taraftaki akciğerin  $V_{10}$  değeri %11.04±5.28,  $V_{20}$  değeri %8.95±4.83,  $V_{30}$  değeri %7.53±4.51 bulunmuştur. 3BKRT lateral kama filtre kullanılarak oluşturulan planlamalarda  $V_{10}$  değeri %11.38±5.37,  $V_{20}$  değeri %9.21±4.92,  $V_{30}$  değeri %7.81±4.62 bulunmuştur. 3BKRT bilateral kama filtre kullanılarak oluşturulan planlamalarda  $V_{10}$  değeri %11.68±5.48,  $V_{20}$  değeri %9.50±5.05,  $V_{30}$  değeri %8.10±4.75 bulunmuştur. Aynı taraftaki akciğerin  $V_{10}$ ,  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  parametreleri alan içinde alan tekniğine göre yapılmış planlamalarda 3BKRT tekniğine göre yapılmış planlamalara kıyasla daha düşük bulunmuştur (26).

Woo ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise, aynı taraftaki akciğerin 20 Gy ve üzeri alan hacmi karşılaştırılmış ve elektronik kompensatör, dinamik kama filtre konvansiyonel kama filtre kullanılarak oluşturulan 3BKRT planlarına göre alan içinde alan YART planlarında  $V_{20}$  parametresi daha düşük bulunmuştur (25).

Selvaraj ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, aynı taraftaki akciğerin aldığı ortalama doz ve  $V_{30}$  parametresi tanjansiyel “*sliding window*” YART (sIMRT) tekniğinde 3BKRT tekniklerine kıyasla sırasıyla %9.9 ve %2.2 daha düşük bulunmuştur (51).

Hong ve arkadaşlarının standart kama filtrelerle YART yaptığı çalışmasında ise, aynı taraftaki akciğer dozu 3BKRT tekniklerine oranla düşük bulunmuştur (52).

Bu tez çalışmasında da aynı taraftaki (sol) akciğer için bulunan sonuçlar literatür ile uyumludur. Sol akciğer ortalama  $V_{10}$  parametresi SAD planında %12.60±1.45, SSD planında %14.18±1.60, FIF planında ise %12.24±1.66 bulundu. Sol akciğer ortalama  $V_{20}$  parametresi SAD planında %10.52±1.57, SSD planında %12.11±1.53, FIF planında ise %10.29±1.55 bulundu. Sol akciğer ortalama  $V_{30}$  parametresi SAD planında %8.57±1.08, SSD planında %10.31±1.62, FIF planında ise %7.82±1.16 bulundu. Sol akciğerin aldığı maksimum doz değeri SAD planında 51.91±0.73 Gy, SSD planında 52.81±0.78 Gy, FIF planında ise 51.29±0.63 Gy bulundu. Sol akciğerin aldığı ortalama doz değeri SAD planında 5.76±0.74 Gy, SSD planında 6.56±0.88 Gy, FIF planında ise 5.64±0.57 Gy bulundu. 3BKRT SAD, 3BKRT SSD ve FIF tekniğine göre oluşturulan planlamalarda sol akciğer maksimum doz ( $D_{maks}$ ), ortalama doz ( $D_{ort}$ ),  $V_{10}$ ,  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  parametreleri arasındaki fark anlamlı bulundu ( $p=0.005$ ). Planlama tekniklerinin ikili karşılaştırılması sonucunda  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  parametreleri açısından FIF ile SAD, FIF ile SSD ve SAD ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken;  $V_{10}$  parametresi açısından FIF ile SAD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı.  $D_{maks}$  parametresi açısından SAD ile SSD ve FIF ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken FIF ile SAD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı.  $D_{ort}$  parametresi açısından ise SSD ile SAD ve FIF ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken FIF ile SAD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı.

Meme RT’ sinde ışınlama alanına giren diğer bir kritik organ ise kalptir. Gagliardi ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmalarında kalp dozu ile geç komplikasyonlar arasında doz-cevap ilişkisi tanımlamışlardır. Kalp hacminin %20’sinin 30 Gy üzerinde doz alması durumunda, riskin belirginleştiğini bildirmişlerdir (53).

Sağlam ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, tanjansiyel ışınlama yapılan sol meme ve sol göğüs duvarına uygulanan iki teknik (SAD ve SSD) arasında, ışınlama hacmi, maksimum ve ortalama dozlar arasındaki en büyük farkın %6’dan daha az olduğu görülmüştür (23). Bu

sonuçlara göre, karşılaştırılan tekniklerin geç kardiyak komplikasyon bakımından anlamlı bir risk taşımadığı söylenebilir. Sol meme ve sol göğüs duvarı için uygulanan iki teknik karşılaştırıldığında SAD tedavi tekniğinde ışınlanan kalp hacmi SSD tekniğine göre %3 daha az bulunmuştur. Kalbe zarar veren KT ilaçlarının kullanımı yaygınlaştıkça, ışınlanan kalp hacmini en az seviyede tutmak daha fazla önem kazanacaktır.

Ercan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise, kalbin 5, 10, 20 ve 30 Gy alan hacimleri karşılaştırılmış ve alan içinde alan tekniğine göre yapılan planlamalardaki  $V_5$ ,  $V_{10}$ ,  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  parametreleri lateral ve bilateral kama filtre kullanılarak oluşturulan 3BKRT planlamalarına göre daha düşük bulunmuştur. Kalbin ortalama doz değeri ise, bilateral ve lateral kama filtre kullanılarak oluşturulan planlamalara göre sırasıyla %14 ve %12 az bulunmuştur (26).

Selvaraj ve arkadaşlarının 3BKRT teknikleri ile “*sliding window*” YART (sIMRT) tekniklerinin karşılaştırıldığı çalışmada ise, sIMRT tekniğinde ortalama kalp dozu ve  $V_{30}$  parametresi daha düşük bulunmuştur (51).

Woo ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise, kalbin 40 Gy ve üzeri alan hacmi karşılaştırılmış ve elektronik kompensatör, dinamik kama filtre konvansiyonel kama filtre kullanılarak oluşturulan 3BKRT planlarına göre alan içinde alan YART planlarında  $V_{40}$  parametresi daha düşük bulunmuştur (25).

Bu tez çalışmasında da, kalp ortalama  $V_5$  parametresi SAD planında  $3.22 \pm 0.74$ , SSD planında  $4.04 \pm 0.63$ , FIF planında  $3.07 \pm 0.69$  bulundu. Kalp ortalama  $V_{10}$  parametresi SAD planında  $1.94 \pm 0.52$ , SSD planında  $2.20 \pm 1.43$ , FIF planında  $1.77 \pm 0.45$  bulundu. Kalp ortalama  $V_{20}$  parametresi SAD planında  $0.91 \pm 0.30$ , SSD planında  $1.13 \pm 0.18$ , FIF planında  $0.75 \pm 0.29$  bulundu. Kalp ortalama  $V_{30}$  parametresi SAD planında  $0.55 \pm 0.25$ , SSD planında  $0.70 \pm 0.23$ , FIF planında  $0.30 \pm 0.18$  bulundu. 3BKRT SAD, 3BKRT SSD ve FIF tekniğine göre oluşturulan planlamalarda kalp  $V_5$ ,  $V_{10}$ ,  $V_{20}$  ve  $V_{30}$  parametreleri arasındaki fark anlamlı bulundu ( $p=0.005$ ). Planlamalar ikili gruplar halinde karşılaştırıldığında ise, ortalama  $V_5$ ,  $V_{10}$  ve  $V_{20}$  parametresi açısından; FIF ile SAD, SAD ile SSD ve FIF ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulundu. Ortalama  $V_{30}$  parametresi açısından FIF ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken; SSD ile SAD ve FIF ile SAD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı.

RT sonrası karşı memede ise ikinci malignite gelişme riski artabilmektedir (5,6). Sağlam ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, sol meme ve sol göğüs duvarı ışınlamalarında SSD ve SAD tedavi teknikleri arasında, alan kenarına olan uzaklıklarına göre %18'e varan farklılıklar bulunmuştur. Bulunan değerlerin ışınlanan alan kenarına yakın olan noktalarda artması, kolimatördeki saçılmaların daha fazla olmasından kaynaklanır. En büyük fark alan kenarına en yakın noktada ölçülmüştür. Sağ memede alan kenarından laterale doğru gidildikçe kolimatörden kaynaklanan saçılmalar azalmaktadır. Bu yüzden SSD ve SAD tedavi teknikleri arasındaki farklarda %2'ye kadar düşmüştür (23).

Bhatnagar ve arkadaşlarının MKC sonrası RT uygulanan 83 hasta ile konvansiyonel tanjansiyel alanlar ile “*sliding window*” YART planlamalarının karşılaştırdığı çalışmasında, karşı meme dozu YART planlamalarında daha düşük bulunmuştur (54).

Woo ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise, karşı memenin 2 Gy ve üzeri alan hacmi karşılaştırılmış ve elektronik kompensatör kullanılarak oluşturulan 3BKRT planlarında %0.3, dinamik kama filtre kullanılarak oluşturulan 3BKRT planlarında %0.3, konvansiyonel kama filtre kullanılarak oluşturulan 3BKRT planlarında %2 ve alan içinde alan YART planlarında %0.3 bulunmuştur (25).

Bu tez çalışmasında da, karşı memenin aldığı ortalama maksimum doz değeri SAD planında  $2.66\pm 0.42$  Gy, SSD planında  $2.99\pm 0.45$  Gy, FIF planında  $2.35\pm 0.38$  Gy bulundu. Karşı memenin aldığı ortalama doz değeri SAD planında  $0.31\pm 0.06$  Gy, SSD planında  $0.40\pm 0.07$  Gy, FIF planında  $0.16\pm 0.05$  Gy bulundu. Karşı meme maksimum doz ( $D_{maks}$ ) ve ortalama doz ( $D_{ort}$ ) değerleri ile ilgili SAD, SSD ve FIF planlamaları arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.005$ ). Planlamaların ikili gruplar halinde yapılmış analizi sonucunda karşı memenin aldığı ortalama maksimum doz değeri açısından FIF ile SSD ve FIF ile SAD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulunurken; SAD ile SSD planları arasında anlamlı bir fark bulunamadı. Karşı memenin aldığı ortalama doz değeri açısından FIF ile SSD, FIF ile SAD ve SAD ile SSD planları arasında fark anlamlılık sınırında bulundu.

## **6.SONUCLAR**

Bu alışmada MKC sonrası RT planlanan sol meme kanserli hastaların, üç farklı teknik ile hazırlanan planları, doz-hacim homojenliği, karşı meme, kalp ve sol akciğerin aldığı dozlar göz önünde bulundurularak karşılaştırıldı. Çalışmanın sonuçları, genel olarak literatürle uyumlu çıkmıştır. Varolan bilgiler ışığında, MKC sonrası RT planlanan erken evre meme kanseri tedavi planlamasında alan içinde alan YART tekniğinin, 3BKRT SAD ve SSD ışınlama tekniklerine göre daha iyi sonuçlar verdiği, CTV' de daha homojen doz dağılımı elde edilirken kritik organ dozlarında da belirgin düşüşler olduğu gözlemlendi. Çalışmanın güçsüz yanlarında belirtilen olgu sayısının azlığı ve retrospektif arşiv taraması olması nedeniyle elde edilen sonuçlarla MKC sonrası RT planlanan erken evre meme kanseri tedavi planlamasında en avantajlı tekniğin önerilmesi için olgu sayısının artırılması ve prospektif bir çalışma yapılması gereklidir.



## **7. KAYNAKLAR**

1. Greenlee RT, Murray T, Bolden S ve ark. Cancer Statistics. C.A. Cancer J Clin 2000; 50: 7-33.
2. Silvenberg E, Lubera J. Cancer Statistics. C.A. Cancer J Clin 1987; 37: 19.
3. Cuzick J, Stewart H, Peto R, Houghton J ve ark. Cause Spesific Mortality in Long Term Survivors of Breast Cancer Who Participated in Trials of Radiotherapy. J Clin Oncol 1994; 12: 447-53.
4. Veronesi U, Luini A, Galimberti V, Zurrada S. Conservation Approaches For The Management of Stage I-II Carcinoma of The Breast. Milan Cancer Instute Trials. World J Surg 1994; 18: 70-5.
5. Barlaz S. Meme Kanserinde İnternal Mammary Lenf Nodu Zincirinin Elektron, Foton ve Mikst Elektron-Foton Tedavilerinin Doz Dağılımının ve Doz Hacim Histogramlarının Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı, 2005.
6. Göçen E. Meme Koruyucu Cerrahi Uygulanmış Meme Kanserli Hastalarda Konvansiyonel Radyoterapi ile Konformal Radyoterapi Tekniğinin Doz Dağılımı Açısından Değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi, Kartal Dr. Lütfi Kırdar Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Kliniği, 2008.
7. Topuz E, Aydın A, Dinçer M. Meme Kanseri. Nobel Tıp Kitabevi, 2003; 1-8.
8. Yalav Y. Erken Evre Meme Kanserli Hastalarda Sentinel Lenf Biyopsinin Yeri. Uzmanlık Tezi, Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Genel Cerrahi Anabilim Dalı, 2009.
9. Aydın A, Dinçer M, Topuz E. Meme Kanseri. Klinik Onkoloji, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Yayınları, İstanbul, 2000;70-74.
10. Chao CKS, Perez CA, Brady LW. Breast. In Radiation Oncology. Management Decisions, Lippincott-Raven, Philadelphia, 1999; 347 -351.
11. Yeşil A. Meme Kanseri Radyoterapisinde 3 Boyutlu Bilgisayarlı Planlama Ve Dozimetrik Sürecin Randofantom Üzerinde Termolüminesans Dozimetri İle Kontrolü. Yüksek Lisans Tezi, Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, 2009.
12. Early Breast Cancer Trialists Collaborative Group. Favorable and Unfavorable Effects on Long Term Survival of Radiotherapy for Early Breast Cancer. Lancet 2000; 355: 1757-1770.

13. Levitt SH. Is There a Role For Postoperative Adjuvant Radiation in Breast Cancer? Beautiful Hypothesis Versus Ugly Fact. Gilbert H. Fletcher Lecture. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988; 14: 787-796.
14. Ragaz J, Jackson SM, Le N ve ark. Adjuvant Radiotherapy and Chemotherapy in Node Positive Premenopausal Women with Breast Cancer. *N Engl J Med* 1997; 337: 956-62.
15. Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group. Effects Of Radiotherapy And Differences In The Extent Of Surgery For Early Breast Cancer On Local Recurrence And 15-Year Survival: An Over View Of The Randomised Trials. *Lancet* 2005, 366:2087-2106.
16. Ülger Ş. Meme Koruyucu Cerrahi Sonrası Radyoterapi: Tedavi Sonuçları Ve Prognostik Faktörler. Uzmanlık Tezi, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, 2008.
17. National Institutes of health Consensus Development Panel Consensus Statement: Treatment of early-breast cancer. *J Natl Cancer Inst Monogr* 1992; 11:11-20.
18. The International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 29. Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons and Electrons 1978.
19. The International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 50. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy 1993.
20. The International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy 1999 (Supplement to ICRU Report 50).
21. Vinh-Hung V, Verschraegen C. Breast Conserving Surgery With Or Without Radiotherapy: Pooled Analysis For Risks Of Ipsilateral Breast Tumor Recurrence And Mortality. *J. Natl Cancer Inst.* 2004; 96: 115-121.
22. Fisher B, Bauer M, Wickerman DL ve ark. Relation of number of positive axillary lymph nodes to the prognosis of patients with primary breast cancer: an NSABP update. *Cancer* 1983; 52: 1551.
23. Sağlam Y. Tanjansiyel Meme Işınlamasında Kaynak-Yüzey Mesafeli (SSD) ve Kaynak Eksen Mesafeli (SAD) Tedavi Tekniklerinin Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2006.
24. Marchal M. Three- Field Isocentric Breast Irradiation Using Asymmetric Jaws And A Tilt Board. *Radiotherapy and Oncology* 1993; 28:228-232.

25. Lee JW, Hong S, Choi KS, Kim YL ve ark. Performance Evaluation of Field-In-Field Technique for Tangential Breast Irradiation. *Jpn J Clin Oncol* 2008; 38(2): 158–163.
26. 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.
27. Korczynska BS, Sladowska A, Bogusz BR, Dyczek S ve ark. Comparison Between Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) and 3D Tangential Beams Technique Used in Patients with Early-Stage Breast Cancer Who Received Breast-Conserving Therapy. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* 2010; 15: 79-86.
28. Svensson GK, Bjorngard B, Larsen RD. A modified three technique for breast treatment. *International Journal of Radiation Oncology and Biology and Physics* 1980; 6:689-694.
29. International Commission On Radiation And Measurements, (ICRU) Report 50. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy. 1995; 27-31.
30. Perquin B, Mazon JJ, Glaubiger D. Conservative Teratment Of Breast Cancer In Europe. Report Of The Groupe Europeen De Curietherapie, Radiotherapy & Oncology 1986; 187-198.
31. Orton CG, Seibert JB. Depth Dose In Skin For Obliquely Incident Co- 60 Radiation. *British Journal Radiology* 1972; 45:271-275.
32. Dağlı A. Glioblastoma Multiform Tedavisinde Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi İle Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Tekniklerinin Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Tıbbi Radyofizik Programı, 2009.
33. Khan FM, The Physics of Radiation Therapy. In: Pine J, Standen M, Kairis LR, Boyce T. 3rd Edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2003; 42, 231, 467, 481.
34. Goitein M. Radiation Oncology A Physicist's Eye View, Springer, 200; 125.
35. Celiker R, Kutsal YG. Kanser Rehabilitasyonu. In: Oğuz H. Tıbbi Rehabilitasyon. Nobel Kitabevi; 1995. Sayfa 759-764.
36. Marciniak CM, Sliwa JA, Spill G, Heinemann AW ve ark. Functional Outcome Following Rehabilitation Of The Cancer Patient. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77:54-7.
37. Rubin P. Special Issue: Late Effects Of Normal Tissues LENT Concensus Conference; Including RTOG/EORTG SOMA Scalwes, San Francisco, California. August 26-28, 1992.

Int.J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1995; 31:1035-1360.

38. De Vita, Hellman S, Rosenberg SA. Cancer Principles and Practice of Oncology. 4 th edition. Philadelphia, JB Lipincott, 2000.
39. Perez C, Brady L. Principles and Practice of Radiation Oncolog. 4 th edition. Raven-Lipincott, 2004.
40. Gagliardi G, Lax Ingmar, Soderstrom S, Gynes G. Prediction Of Excess Risk Of Longterm Cardiac Mortality After Radiotherapy Of Stage I Breast Cancer. Radiotherapy and Oncology 1998; 46:63-71.
41. Rutqvist LE, Lax I, Fornander T. Cardiovascular Mortality In A Randomized Trial Of Adjuvant Radiationtherapy Versus Surgery Alone In Primary Breast Cancer. Int J Radiat OncolBiol Phys. 1992; 22:887-896.
42. Cuzick J, Stewart H, Rutqvist L ve ark. Cause Spesific Mortality In Long Term Survivors Of Breast Cancer Who Participated In Trials Of Radiotherapy. J Clin Oncol 1994; 12:447-53.
43. Fidaner C, Eser SY, Parkin DH. Incidence in Izmir in 1993-1994: First Result From Izmir Cancer Registry. Eur J Cancer 2001 Jan; 37(1): 83-92.
44. Goldhirsch A, Glick JH, Gelber RD ve ark. Meeting Highlights: International Consensus Panel On The Treatment Of Primary Breast Cancer. J Clin Oncol 2001; 19:3817-3827.
45. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 62. Prescribing, Recording, And Reporting Photon Beam Therapy. Bethesda, MD: ICRU, 1999.
46. <http://www.rtog.org/CoreLab/ContouringAtlases/BreastCancerAtlas.aspx>, Mart 2011.
47. Bauduceau O, Bollet MA,Pons P ve ark. The Use Of Computed Tomography In Radiotherapy Treatment Planning For Breast Cancer. How Does Conventional Radiotherapy Planning Compare With Virtual? J Buon. 2008 Apr-Jun; 13(2):245-51.
48. Richmond ND, Turner RN, Dawes P ve ark. Evaluation Of The Dosimetric Consequences Of Adding A Single Asymmetric Or MLC Shaped Field To A Tangential Breast Radiotherapy Tecnique. Radioth Oncol 2003; 67:165-170.
49. Donovan EM, Bleackley NJ, Evans PM ve ark. Dose-Position And Dose- Volume Histogram Analysis Of Standart Wedged And Intensity-Modulated Treatments In Breast Radiotherapy. The British Journal of Radiotherapy 2002; 75:967-973.
50. Bornstein BA, Cheng CW, Rhodes TM ve ark. Can Simulation Measurements Be

Used To Predict The Irradiated Lung Volume In The Tangential Fields In Patients Treated For Breast Cancer? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990; 18:181-187.

**51.** Selvaraj RN, Beriwal S, Pourarian RJ, Lalonde RJ ve ark. Clinical Implementation Of Tangential Field Intensity Modulated Radiation Therapy Using Sliding Window Technique And Dosimetric Comparison With 3D Conformal Therapy In Breast Cancer. *Med Dosim* 2007;32: 299–304.

**52.** Hong L, Hunt M, Chui C, Spirou S ve ark. Intensity Modulated Tangential Beam Irradiation Of The Intact Breast. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; 44:1155-64.

**53.** Gagliardi G, Lax I, Soderstrom S, Gynes G. Prediction Of Excess Risk Of Longterm Cardiac Mortality After Radiotherapy Of Stage I Breast Cancer. *Radiotherapy and Oncology*, 1998; 46:63-71.

**54.** Bhatnagar AK, Brandner E, Sonnik D, Wu A ve ark. Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) Reduce The Dose To The Contralateral Breast When Compared To The Conventional Tangential Fields For Primary Breast Irradiation. *Breast Cancer Res Treat* 2006; 96:41–6.

## ÖZGEÇMİŞ ÖZGE YÜREKLİ

TC Kimlik No / Pasaport No:	11882536396
Doğum Yılı:	1986
Yazışma Adresi :	Menderes Mah. 371 Sok. No:19 Çelik Apt. K:1 D:2 Buca İzmir/Türkiye
Telefon :	
e-posta :	ozgeyurekli@yahoo.com

### EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	FEN-EDEBİYAT FAKÜLTESİ	FİZİK	Lisans	2009

### AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
---------------	------	-------	-------------	------------	--------------

### UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları
-------------------

### DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

Son Bir Yılda Uluslararası İndekslere Kayıtlı Makale/Deleme İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı				
Son Bir Yılda Projeler İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı				
Yayınlara Alınan Toplam Atıf Sayısı				
Danışmanlık Yapılan Öğrenci Sayısı		Tamamlanan	Devam Eden	
	Yüksek Lisans			
	Doktora			
	Uzmanlık			
Diğer Faaliyetler (Eser/görev/faaliyet/sorumluluk/olay/üyelik vb.)				

### ÖDÜLLER

Ödülün Adı	Alındığı Kuruluş	Yılı
------------	------------------	------

## YAYINLARI

SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

Diğer yayınlar

Düzenleme Tarihi :01/06/2011

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

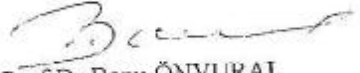
Konu: Karar hk. 62

15.02.2011

Prof.Dr.Münir KINAY  
Yrd.Doç.Dr.Kadir AKGÜNGÖR  
Yüksek Lis.Öğr.Özge YÜREKLİ

Kurulumuz tarafından 31.01.2011 tarih ve 55-GOA protokol numaralı 2011/03-18 karar ile kurulumuzda görüşülen "Meme Kanseri Tedavisinde Farklı Radyoterapi Planlama Tekniklerinin Kritik Organ Dozları Açısından Karşılaştırılması" konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

  
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL  
Başkan

Ek: Etik Kurul Kararı

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İnciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE  
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr



DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
TELEFON	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
FAKS	0 232 412 22 43
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	55-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ <input checked="" type="checkbox"/> AKADEMİK AMAÇLI <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Meme Kanseri Tedavisinde Farklı Radyoterapi Planlama Tekniklerinin Kritik Organ Dozları Açısından Karşılaştırılması
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr.Münir KINAY Yrd.Doç.Dr.Kadir AKGÜNGÖR Yüksek Lis.Öğr.Özge YÜREKLİ Radyasyon Onkoloji A.D
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/> ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>
ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input checked="" type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
OLGU RAPOR FORMU	Mevcut			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2011/03-18	Tarih:31.01.2011
	Prof.Dr.Münir KINAY ve Yrd.Doç.Dr.Kadir AKGÜNGÖR'ün sorumlusu, Yüksek Lis.Öğr.Özge YÜREKLİ'nin proje yürütücüsü olduğu "Meme Kanseri Tedavisinde Farklı Radyoterapi Planlama Tekniklerinin Kritik Organ Dozları Açısından Karşılaştırılması" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

**ETİK KURUL BİLGİLERİ**

<b>ÇALIŞMA ESASI</b>	Dokuz Eylül Üniversitesi Etik Kurul'ar Yönetmeliği , İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
----------------------	---

**ETİK KURUL ÜYELERİ**

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
				E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Ph.D.Besti ÜSTÜN (Başkan Yardımcısı)	Ph.D.Yüksek Hemşire	DEU Hemşirelik Yüksekokulu	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Osman AÇIKGÖZ	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Ph.D.Z.Candan ALGUN	Ph.D.Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Ph.D.Zuhal BAHAR	Ph.D. Yüksek Hemşire, Halk Sağlığında doktora	DEU Hemşirelik Yüksekokulu	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ömer Selahattin TOPALAK	İç Hastalıkları (Gastroenteroloji)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Derya ERÇAL	Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Genetik Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Servet AKAR	İç Hastalıkları (Romatoloji)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Hüseyin BASKIN	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.İşıl TEKMEK	Histoloji ve Embriyoloji	DEU Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.PhD.Meltem Kutlu GÜRSEL	Hukuk	D.E.Ü Hukuk Fakültesi İdare Hukuku Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
İhsan ÇELİKDEMİR	Sağlık mensubu olmayan üye	75. Yıl Özel İlköğretim Okulu Müdür Yrd.	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	