



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



**ERKEN EVRE SOL MEME KANSERLERİNDE ALAN İÇİNDE  
ALAN KONFORMAL RADYOTERAPİ (FIELD in FIELD-KRT),  
TANJANSİYEL YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ (tYART),  
İKİ TANJANSİYEL VOLÜMETRİK AYARLI ARK TERAPİ  
(tVMAT) ve SÜREKLİ TANJANSİYEL VOLÜMETRİK AYARLI  
ARK TERAPİ (cVMAT) PLANLAMA TEKNİKLERİNİN  
DOZİMETRİK ÖZELLİKLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**GÜLÜMSER İBİŞOĞLU**

**(YÜKSEK LİSANS)**

**BURSA-2016**



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



**ERKEN EVRE SOL MEME KANSERLERİNDE ALAN İÇİNDE  
ALAN KONFORMAL RADYOTERAPİ (FIELD in FIELD-  
KRT), TANJANSİYEL YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ  
(tYART), İKİ TANJANSİYEL VOLÜMETRİK AYARLI ARK  
TERAPİ (tVMAT) ve SÜREKLİ TANJANSİYEL  
VOLÜMETRİK AYARLI ARK TERAPİ (cVMAT) PLANLAMA  
TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK ÖZELLİKLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**GÜLÜMSER İBİŞOĞLU**

**(YÜKSEK LİSANS TEZİ)**

**DANIŞMAN:**

**Doç.Dr. Sibel Kahraman ÇETİNTAŞ**

**BURSA-2016**

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

**ETİK BEYANI**

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum

“Erken Evre Sol Meme Kanserlerinde Alan İçinde Alan Konformal Radyoterapi (Field in Field-KRT), Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (tYART), İki Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (tVMAT) ve Sürekli Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Radyoterapi (eVMAT) Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Özelliklerinin Karşılaştırılması” adlı çalışmanın, proje safhasından sonuçlanmasına kadar geçen bütün süreçlerde bilimsel etik kurallarına uygun bir şekilde hazırlandığımı ve yararlandığım eserlerin kaynaklar bölümünde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir ve beyan ederim.

Adı Soyadı

Tarih ve İmza


Gülümser İBİŞOĞLU

01/09/2016



## SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Yüksek Lisans öğrencisi Gülümser İBİŞOĞLU tarafından hazırlanan Erken Evre Sol Meme Kanserlerinde Alan İçinde Alan Konformal Radyoterapi (Field in Field-KRT), Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (tYART), İki Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (tVMAT) ve Sürekli Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Radyoterapi (cVMAT) Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Özelliklerinin Karşılaştırılması konulu Yüksek Lisans tezi ..27../09../2016...günü, 10:00...-11:30 saatleri arasında yapılan tez savunma sınavında jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile kabul edilmiştir.

	<u>Adı-Soyadı</u>	<u>İmza</u>
<b>Tez Danışmanı</b>	Doç. Dr. Sibel Kahraman ÇETİNTAŞ	
<b>Üye</b>	Prof. Dr. Z. Gökay KAYNAK	
<b>Üye</b>	Doç. Dr. Evrim Bayman METCALFE	
<b>Üye</b>		
<b>Üye</b>		

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

Prof.Dr. Ülgen GÜNAY  
Enstitü Müdürü

TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU

01 / 09 / 2016

**Adı Soyadı:** Gülümser İBİŞOĞLU

**Anabilim Dalı:** Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

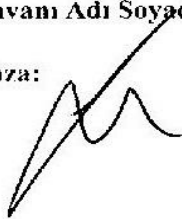
**Tez Konusu:** Erken Evre Sol Meme Kanserlerinde 4 Farklı Radyoterapi Tedavi  
Tekniğinin Dozimetrik Karşılaştırılması

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

**DANIŞMAN ONAYI**

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

**İmza:**



## İÇİNDEKİLER

Dış Kapak	
İç Kapak	
ETİK BEYAN.....	II
KABUL ONAY.....	III
TEZ KONTROL ve BEYAN FORMU .....	IV
İÇİNDEKİLER .....	V
TÜRÇE ÖZET .....	VIII
İNGİLİZCE ÖZET .....	IX
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Memenin Anatomisi.....	3
2.2. Meme Kanseri .....	4
2.3. Memenin Lenfatik Sistemi .....	5
2.3.1. Aksiller Lenf Bezleri.....	5
2.3.2. Supraklavikular Lenf Yolu.....	7
2.3.3. Karaciğere Giden Lenf Yolu .....	7
2.3.4. Karşı Memeye Giden Lenf Yolu.....	8
2.4. Meme Kanserinde Evreleme .....	8
2.5. Meme Kanseri Tedavi Yöntemlerinin Belirlenmesi .....	8
2.5.1. Cerrahi Yöntemler.....	9
2.5.1.1. Meme Koruyucu Cerrahiler .....	9
2.5.1.2. Mastektomi .....	9
2.5.2. Radyoterapi Yöntemleri.....	10
2.5.3. Sistemik Tedavi Yöntemleri .....	10
2.6. Meme Kanserinde Radyoterapi.....	10
2.6.1. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi Tekniği (3B - KRT) .....	11
2.6.2. Alan İçinde Alan Konformal Radyoterapi Tekniği (FiF-KRT) .....	12
2.6.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniği (YART) .....	12
2.6.3.1. Step and Shoot Çok Yapraklı Kolimatör Tekniği .....	13
2.6.3.2. Sliding Window Çok Yapraklı Kolimatör Tekniği.....	13
2.6.4. Parsiyel Meme Işınlaması (PIM).....	14
2.6.5. Elektron, Elektron-Elektron ve Elektron-Foton Kombinasyonu .....	16
2.6.6. Volümetrik Ayarlı Ark Terapi Tekniği (VMAT) .....	17
2.7. Meme Kanseri Hastalarda Radyoterapi Toksisiteleri.....	18
2.7.1. Cilt Toksisitesi ve Meme Ödemi.....	19
2.7.2. Yağ Nekrozu.....	20
2.7.3. RT Pnömonisi ve Pulmoner Fibrozis .....	20
2.7.4. Kardiyompati ve Perikard Hasarı .....	21
2.7.5. Brakiyal Pleksopati.....	21
2.7.6. İkincil Tümörler.....	22
2.8. Planları Karşılaştırma Parametreleri .....	23
2.8.1. Doz Hacim Histogramı (DVH) .....	23
2.8.2. Doz Homojenliği ve Konformalitesi .....	24
2.9. Tedavi Planlama Algoritmaları .....	25
2.9.1. Düzeltme – Ölçüm Tabanlı Algoritmalar .....	26
2.9.2. Model – Tabanlı Algoritmalar.....	27

2.9.3. Monte Carlo Tabanlı Algoritmalar.....	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	30
3.1. GEREÇLER .....	30
3.1.1. Siemens Somatom Emotion Duo BT-Simülatör Ünitesi .....	30
3.1.2. Monaco 5.1 Tedavi Planlama Sistemi .....	31
3.1.3. CMS XIO 5.00 3 Boyutlu Tedavi Planlama Sistemi.....	34
3.1.4. SPSS Veri Analiz Programı .....	35
3.2. YÖNTEM.....	36
3.2.1. Alan içinde Alan Konformal Radyoterapi Tekniği (FiF – KRT).....	37
3.2.2. Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (tYART).....	38
3.2.3. Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (tVMAT).....	39
3.2.4. Sürekli Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (cVMAT) .....	40
3.2.5. İstatistiksel Analiz.....	40
4. BULGULAR .....	42
4.1. Hedef Volüm (CTV <sub>in</sub> ) .....	43
4.1.1. CTV <sub>in</sub> ' e ait D <sub>max</sub> (Gy / cm <sup>3</sup> ) Verilerinin Sonuçları.....	43
4.1.2. CTV <sub>in</sub> ' e ait D <sub>ort</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	45
4.1.3. CTV <sub>in</sub> ' e ait D <sub>%98</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	47
4.1.4. CTV <sub>in</sub> ' e ait Konformalite Numarası (CN) Verilerinin Sonuçları .....	49
4.1.5. CTV <sub>in</sub> ' e ait Homojenite Katsayısı (HI) Verilerinin Sonuçları.....	51
4.2. Kritik Organ Sol Akciğerde Oluşan Dozların Bulguları.....	53
4.2.1. Sol Akciğerde Oluşan D <sub>max</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları .....	53
4.2.2. Sol Akciğerde Oluşan D <sub>ort</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	55
4.2.3. Sol Akciğerde Oluşan V <sub>5</sub> (%) Verilerinin Sonuçları.....	57
4.2.4. Sol Akciğerde Oluşan V <sub>10</sub> (%) Verilerinin Sonuçları.....	59
4.2.5. Sol Akciğerde Oluşan V <sub>20</sub> (%) Verilerinin Sonuçları.....	61
4.2.6. Sol Akciğerde Oluşan V <sub>30</sub> (%) Verilerinin Sonuçları.....	62
4.2.7. Sol Akciğerde Oluşan V <sub>50</sub> (%) Verilerinin Sonuçları.....	64
4.3. Kritik Organ LAD ve Kalpte Oluşan Dozların Bulguları.....	66
4.3.1. LAD'de Oluşan D <sub>max</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları .....	66
4.3.2. LAD'de Oluşan D <sub>ort</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	68
4.3.3. Kalpte Oluşan D <sub>max</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	69
4.3.4. Kalpte Oluşan D <sub>ort</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları .....	71
4.3.5. Kalpte Oluşan V <sub>5</sub> (%) Verilerinin Sonuçları .....	72
4.3.6. Kalpte Oluşan V <sub>10</sub> (%) Verilerinin Sonuçları.....	74
4.3.7. Kalpte Oluşan V <sub>20</sub> (%) Verilerinin Sonuçları.....	75
4.3.8. Kalpte Oluşan V <sub>30</sub> (%) Verilerinin Sonuçları.....	77
4.3.9. Kalpte Oluşan V <sub>50</sub> (%) Verilerinin Sonuçları.....	79
4.4. Karşı Organ Sağ Memede Oluşan Dozların Bulguları.....	81
4.4.1. Sağ Memede Oluşan D <sub>max</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları .....	81
4.4.2. Sağ Memede Oluşan D <sub>ort</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	83
4.4.3. Sağ Memede Oluşan V <sub>3</sub> (%) Verilerinin Sonuçları.....	85
4.4.4. Sağ Memede Oluşan V <sub>5</sub> (%) Verilerinin Sonuçları .....	87
4.5. Karşı Organ Sağ Akciğerde Oluşan Dozların Bulguları.....	89
4.5.1. Sağ Akciğerde Oluşan D <sub>max</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları .....	89
4.5.2. Sağ Akciğerde Oluşan D <sub>ort</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları.....	91
4.6. Normal Dokuda Oluşan Dozların Bulguları.....	93
4.6.1. Normal Dokuda Oluşan V <sub>3</sub> (%) Verilerinin Sonuçları .....	93

4.6.2. Normal Dokuda Oluşan $V_5$ (%) Verilerinin Sonuçları .....	95
4.6.3. Normal Dokuda Oluşan $V_{10}$ (%) Verilerinin Sonuçları.....	97
4.6.4. Normal Dokuda Oluşan $V_{20}$ (%) Verilerinin Sonuçları.....	99
4.6.5. Normal Dokuda Oluşan $V_{30}$ (%) Verilerinin Sonuçları.....	100
4.6.6. Normal Dokuda Oluşan $V_{40}$ (%) Verilerinin Sonuçları.....	102
4.6.7. Normal Dokuda Oluşan $V_{50}$ (%) Verilerinin Sonuçları.....	104
4.7. “Monitor Unit” (MU) Verilerinin Bulguları .....	106
4.7.1. 4 Farklı Planlama Tekniği İçin MU Verilerinin Sonuçları .....	106
5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	108
5.1. Hedef Volüm CTV <sub>in</sub> Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	108
5.2. Kritik Organ Sol Akciğerde Oluşan Dozların Değerlendirilmesi .....	110
5.3. Kritik Organ LAD ve Kalpte Oluşan Dozların Değerlendirilmesi .....	112
5.4. Karşı Organ Sağ Memede Oluşan Dozların Değerlendirilmesi .....	113
5.5. Karşı Organ Sağ Akciğerde Oluşan Dozların Değerlendirilmesi.....	114
5.6. Normal Dokuda Oluşan Dozların Değerlendirilmesi .....	114
5.7. 4 Farklı Planlama Tekniği İçin “Monitor Unit” MU Değerlendirilmesi ...	116
6. KAYNAKLAR.....	118
7. SİMGELER VE KISALTMALAR.....	125
8. EKLER.....	127
9. TEŞEKKÜR.....	130
10. ÖZGEÇMİŞ.....	131



## ÖZET

Erken evre sol meme kanserli hastalarda meme koruyucu cerrahi (MKC) sonrası radyoterapi uygulamalarında Alan içinde Alan Konformal Radyoterapi (FiF - KRT), Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (tYART), Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (tVMAT) ve Sürekli Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Ark Terapi tedavi yöntemlerinin dozimetrik olarak karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Bu çalışmada on beş erken evre sol meme kanserli hastaya ait CT görüntüleri alınıp hedef ve kritik yapılar çizilmiştir. Bu hastaların CT görüntüleri üzerine, FiF - KRT (XiO TPS), tYART, tVMAT ve cVMAT (MONACO TPS) olmak üzere 4 farklı tedavi tekniği planlanmıştır. Yapılan simülasyon planlarda CTV (Klinik hedef hacmi), sol akciğer, sağ akciğer, kalp, LAD (sol inen atardamar), karşı meme ve sağlıklı doku dozları ile bunların yanı sıra CN (Konformalite Numarası), HI (Homojenite Katsayısı) ve MU değerleri bu 4 teknik için değerlendirilmiştir. FiF - KRT planları için 3 segmentli karşılıklı tanjansiyel alanlar kullanılmıştır. tYART planları FiF – KRT tekniğinde kullanılan tanjansiyel alanlarla aynı açılarda olup dinamik çok yapraklı kolimatör modu seçilmiştir. tVMAT ve cVMAT tekniklerinde FiF – KRT tekniğindeki iç-dış tanjansiyel alanlara  $\pm 15$  derece verilerek uygun açılar ile planlanmıştır. tVMAT planlarında 60 derecelik uygun gantry başlangıç açılarında tanjansiyel 2 dual (ters yönlü çakışık) parçalı ark kullanılmıştır. cVMAT tekniğinde ise uygun gantry başlangıç açılarında 230-240 derecelik parçalı dual ark kullanılmıştır.

Doz sarması, homojenite gibi hedef hacme ait değerlerde FiF - KRT tekniğine göre ters planlama teknikleri daha başarılıdır. Volümetrik ayarlı ark tedavi teknikleri cVMAT ve tVMAT kritik organlardaki yüksek dozları azaltmış fakat karşı meme ve karşı akc dozlarını arttırmıştır.

tYART tekniği; karşı meme, karşı akc ve sağlıklı dokulardaki düşük doz radyasyonunu azaltmada en az FIF kadar, kritik organlarda yüksek doz maruziyetini düşürmede ise en az kadar VMAT teknikleri kadar iyidir. MU değerleri FIF değerlerine yakın ve dolayısıyla ışınlama süresi diğer tekniklere göre daha kısadır.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, Meme Kanseri, FiF – KRT, YART, VMAT, Düşük Doz Volüm

## SUMMARY

### **DOSIMETRIC COMPARISON OF FIELD IN FIELD CONFORMAL RADIOTHERAPY (FiF-CRT), TANGENTIAL INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY (tIMRT), TWO TANGENTIAL VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY (tVMAT) AND CONTINUOUS TANGENTIAL VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY (cVMAT) PLANNING TECHNIQUES FOR EARLY STAGE LEFT - SIDED BREAST CANCER**

It is aimed to compare the dosimetric results of Field in Field Conformal Radiotherapy (FiF-CRT), Tangential Intensity Modulated Radiotherapy (tIMRT), Two Tangential Volumetric Modulated Arc Therapy (tVMAT) and Continuous Tangential Volumetric Modulated Arc Therapy (cVMAT) in the radiotherapy techniques after breast conserving surgical (BCS) for early stage left-sided patients.

In this study, CT images of fifteen patients with early-stage left-sided breast cancer were taken and targets and critical structures were drawn. Four different techniques such as FiF – CRT (XiO TPS), tYART, tVMAT cVMAT (MONACO TPS) are planned on the CT images of these patients. With the help of these simulation plans, CTV (clinical target volume), left lung, right lung, heart, LAD (left descending artery), contralateral breast and healthy tissue dose in addition CN (Conformity Number), HI (Homogeneity Index) and MU values assessments were conducted. We used two opposed tangential fields including 3-segments for FiF - CRT plans. tYART plans were planned with two tangential fields gantry angle is same in FiF - CRT. In tVMAT and cVMAT techniques were used arc which start at the angles of adding  $\pm 15^\circ$  used in FiF - CRT. tVMAT plans were planned in suitable gantry start angle with using  $60^\circ$  two dual (2 opposite direction) arcs. For cVMAT technique, in suitable gantry start angle  $230^\circ$ - $240^\circ$  dual arc was used.

Inverse planning techniques are more successful than FiF – CRT in values such as dose conformity and homogeneity belong to target volume. The volumetric arc therapy techniques cVMAT and tVMAT have reduced the high dose in critical organs but increased the contralateral critical organs like lung and breast.

tIMRT is as good as FiF, reducing the low radiation exposure of healthy tissue, right breast, right lung; and also tIMRT is decreasing high dose radiation as good as volumetric techniques tVMAT and cVMAT do. MU values of tIMRT are close to MU values of FiF technique so exposure time of tIMRT technique is the smallest.

**Key Words:** Radiotherapy, Breast Cancer, FiF-CRT, IMRT, VMAT, Low Dose Volume

## 1. GİRİŞ

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

Radyoterapi (RT) meme kanserinin tedavisinde cerrahi ve sistematik tedaviler ile birlikte hastalığın tedavisinde önemli bir yer tutmaktadır. Hastalığın evresine bağlı olarak RT lokal yineleme riskini azaltır, sağ kalımı artırır ve semptom palyasyonu sağlar (McGale ve ark., 2014; Recht ve ark., 2001). Erken evre meme kanserinde meme koruyucu cerrahi (MKC) sonrası RT, tedavinin mutlak bir komponenti kabul edilmektedir. Daha ileri evre olgularda adjuvan RT' nin yerel yineleme riskini azalttığı ve aksilla metastazı yapmış olgularda sağ kalımı arttırdığı gösterilmiştir (EBCTCG, 2000; Ragaz ve ark., 2005 ve Van de Steene ve ark., 2000).

1970'lerden sonra modern RT teknikleri kullanılarak erken evre meme kanserinde MKC sonrası RT ile mastektomiye lokal kontrol ve sağkalım açısından karşılatıran birçok randomize çalışmalar ve meta-analizler mevcuttur. (Gradishar ve ark., 2016; Lee ve ark., 2016).

EBCTCG ( Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group )'nin (2005 ve 2011) meta-analizlerinden elde edilen genel bulgular, MKC sonrası RT' nin, sadece nüks riskini azaltmakla kalmadığını, meme kanserinden ölüm riskini azalttığını da göstermiştir. Lokal nüksleri 10 yılda %30, meme kanserinden ölümleri 15 yılda %5 oranında RT' nin azalttığı bildirilmiştir. Aksillası pozitif tekrarlama riski yüksek olan hastalarda ise mastektomi sonrası RT' nin yerel nüksleri %17 oranında azalttığı belirlenmiştir.

MKC' yi takiben kemoterapi (KT) yapılsa dahi lokal nüksün kontrol altına alınması RT kadar başarılı değildir (EBCTCG, 2005). Lokal kontrolün daha iyi sağlanabilmesi ve sağkalımın daha da uzatılması için yüksek riskli hastalarda mastektomi sonrasında KT ve RT kombinasyonu standart tedavidir. MKC sonrası meme içinde lokal yineleme riski; RT yapıldığında %39'lardan %14 lere gerilemektedir (Fisher ve ark., 2002).

Bu nedenle günümüzde gelişen teknolojiyle birlikte MKC sonrasında RT' nin yanısıra uygulanan RT tekniğinin ve sağlık fiziği uzmanlarının önemi de artmıştır.

Meme dokusuna reçete edilen dozu en iyi şekilde vererek ve kritik organların da minimum dozu almasını sağlamak için çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Yapılan çalışmalar; VMAT tekniğinin de sık kullanılan FIF ve YART teknikleri kadar uygulanabilir olduğunu göstermiştir.

Popescu ve ark. (2010) sol meme kanserli mamaria internası olan 5 hastanın BT görüntüleri üzerine yaptıkları karşılıklı tanjansiyel alan, 9 alan YART ve VMAT sanal planlarını dozimetrik özelliklerine göre karşılaştırdıklarında karşılıklı tanjansiyel alan ve 9 alan YART tekniğine göre VMAT tekniğinin daha iyi sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir.

Pasler ve ark. (2015) lenf nodları pozitif sol meme kanserli 10 hastanın BT görüntüleri üzerine 230°'lik ark ve 50°'lik 2 parçalı ark VMAT tekniklerini dozimetrik olarak incelemişlerdir. İki teknik arasında dozimetrik ve uygulanabilirlik açısından farkın az olduğu belirtilmiştir. Hasta seçiminde ise yaş ve anatomik farklılıklara dikkat edilmesi önerilmiştir.

Zhao ve ark. (2015) 11 sol meme kanserli hasta BT görüntüleri üzerine 2 tanjansiyel alan YART (step and shoot), 4 alan YART (2 alan YART tekniğine LAD'ı çıkararak eklenmiş 2 alan daha), tVMAT(40°'lik 2 tanjansiyel parçalı ark) ve cVMAT tekniği uygulanmıştır. 2 alan YART tekniği MU ve tedavi süresi bakımından diğer tekniklere göre daha iyi olmasının yanında kalp ve koroner arterin korunması açısından da üstün bulunmuştur.

Bu çalışma ile erken evre sol meme kanserli hastaların BT görüntüleri üzerine yapılan; mümkün olduğunca sağlıklı dokuları koruyup hedef hacmin en az %98' inin reçete edilen dozun en az %95'ini alacak şekilde 4 farklı sanal tedavi planlama tekniğini dozimetrik olarak karşılaştırılması amaçlanmıştır.

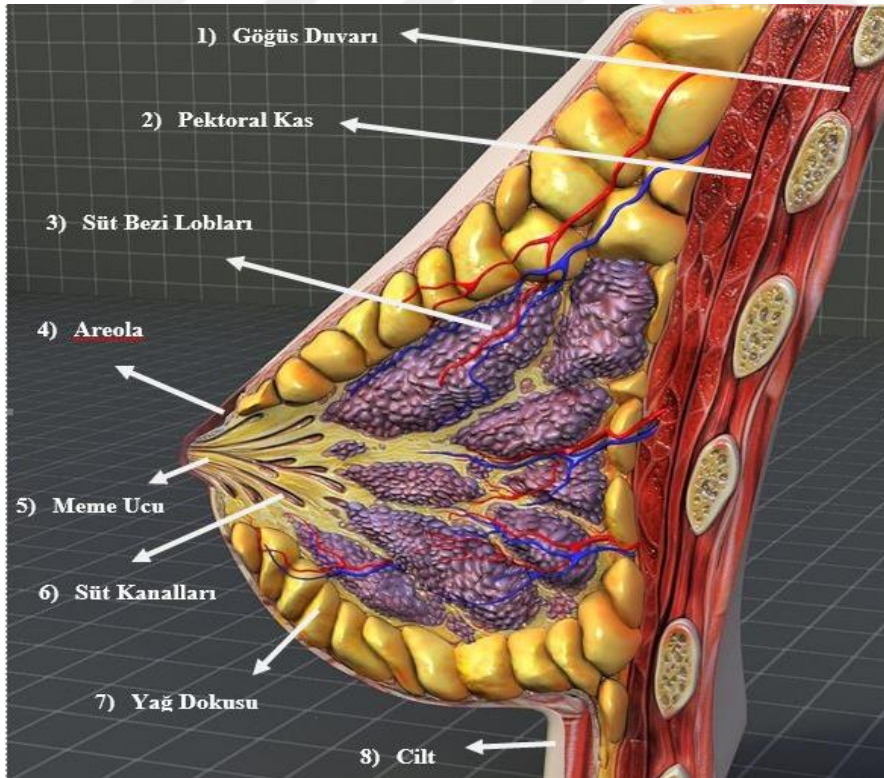
Bunun yanı sıra sağ kalımı yüksek, erken evre meme kanserli hastalar için sağlıklı dokulardaki ve karşı memedeki saçılan düşük dozlar da incelenerek; ikincil kanser riskleri açısından ilerideki literatür çalışmaları için ek bilgi olacaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Memenin Anatomisi

Temel görevi süt üretmek olan, fetal dönemde 5. ve 6. haftadan itibaren kadınlarda hayat boyu gelişimi ve değişimi devam eden memeler ciltteki en büyük salgı bezleridir. Memenin mikro ve makro anatomik yapısında her bir menstrüel sıklısta, gebelikte, laktasyon döneminde ve son olarak menapoz döneminde değişiklikler meydana gelir (McGuire, 2016).

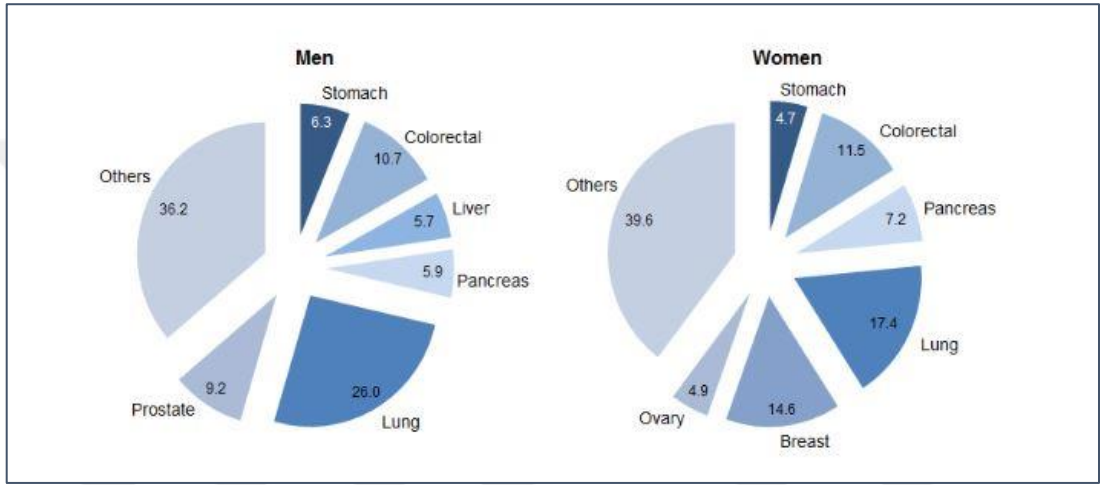
Memenin dış görünümü etnik ve kültürel farklılıklara göre değişir. Yetişkin bir kadının memesi göğüs duvarındaki pektoral kasa bağlı durumdadır. İçerisinde memeye şeklini veren, etrafı yağ dokusu ile çevrili süt bezleri bulunur. Hormonsal değişikliklerle süt üreten bu bezler ile meme başı arasında geniş süt kanalları vardır. Meme başını çevreleyen koyu pigmentli bölgeye areola denir (Darlington, 2015) (Şekil 1).



Şekil 1: Memenin anatomisi

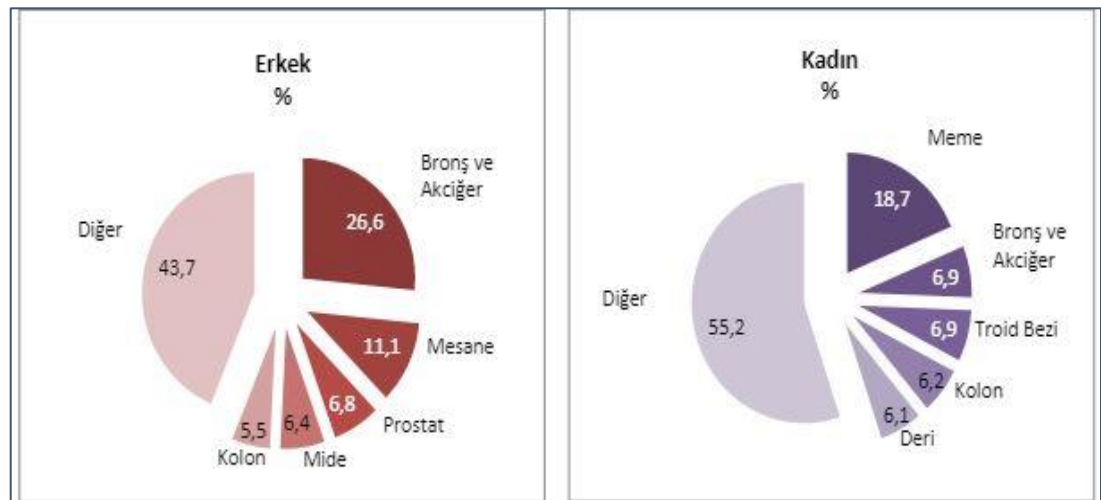
## 2.2. Meme Kanseri

Kanser; erken tanının önemli olduğu, tanısı ve tedavisinin farklı uzmanlık dallarının iş birliğini gerektiren tüm dünyanın ve ülkemizin en önemli sağlık sorunudur. OECD ülkeleri 2013 yılı sağlık istatistiklerine göre genel ölümlerin %25'ini kanser oluşturur. Kadınlarda meme kanserinden sebepli ölüm %15'lik oran ile akciğer kanserinden sonra ikinci sırada yer alır (Şekil 2).



Şekil 2: OECD Ülkeleri Arasında Kanserden Ölüm Oranları (OECD Health Statistics, 2015)

Türkiye Kamu Hastaneleri Kurumu'na (TKHK) kayıtlı hastaneler tarafından raporlanan 2014 yılı istatistiksel verilere göre kadın hastalarda %18,7 lik oran ile meme kanseri en sık görülen kanser türüdür (Sülekli, 2015) (Şekil 3).



Şekil 3: Tedavi altına alınan kanser türleri (TKHK,2014)

### 2.3. Memenin Lenfatik Sistemi

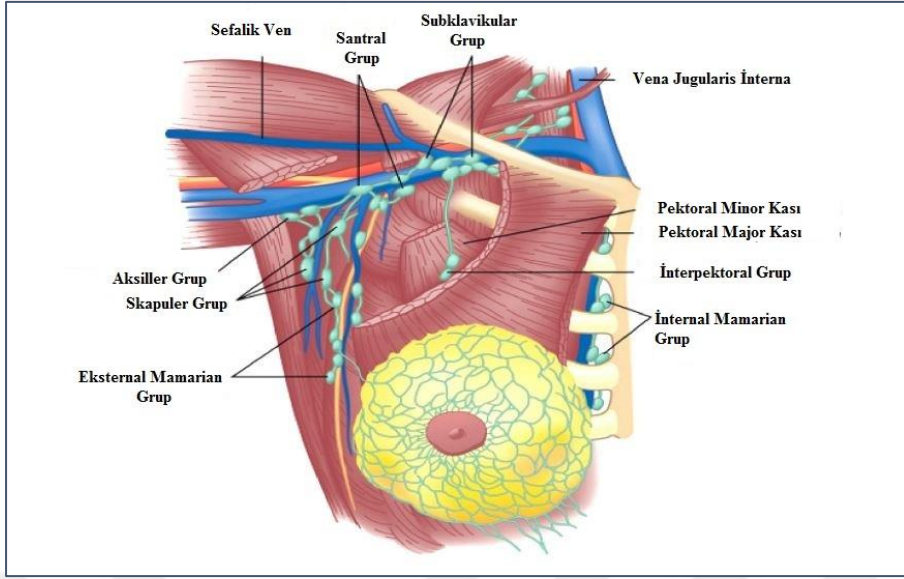
Memenin lenfatik dolaşımı yüzeysel ve derin olmak üzere ikiye ayrılır. Memenin yüzeysel lenfatikleri esas olarak derin lenfatikler aracılığı ile aksiller lenf bezlerine ikincil olarak da mammaria interna lenf bezlerine ve subklavikular lenf bezlerine drene olurlar.

Memenin lenfatik sistemi üzerine yapılan çalışmalar %80-97 oranında başlıca akımın aksillaya, %20-25 oranında hem aksillaya hem mamaria interna lenf bezlerine ve %3-6 oranında da sadece mamaria interna lenf nodları doğru olduğunu göstermiştir (Cody, 2010).

#### 2.3.1. Aksiller Lenf Bezleri

Memeden gelen lenf akımının önemli çıkış bölgesini oluşturan sayısı 20 ile 40 arasında değişen aksilla lenf bezleri anatomik olarak 6 gruptur.

- Eksternal Mamarian (Anterior yada Pektoral) Grup 5-6 lenf bezi içerir.
- Skapuler (Posterior veya Subskapuler) Grup 5-7 lenf bezi içerir.
- Santral Grup: Aksillanın merkezindeki deri ve fasyanın altında bulunan oldukça büyük, 6-12 lenf bezi ve aksiler yağ dokusunu içerir. Bundan dolayı en kolay muayene edilebilen lenf bezleridir. Diğer grupların lenfatikleri çoğunlukla bu gruba drene olduğu için metastazlar da en sık bu grupta olur.
- İnterpektoral Grup (Rotter): 1-4 adet lenf bezi içerir. Memeden direk lenfatik drenaj alır. Fakat lenfatik sıvı buraya uğramadan aksiler ya da diğer lenfatik gruplara drene de olabilir.
- Aksiller Grup (Lateral):4-6 adet lenf bezi bulundurur. Üst ekstremitenin büyük kısmının lenfatik drenajını alır.
- Subklavikular Lenf Bezleri (Apikal): 3-7 lenf bezi içerir (Şekil 4).



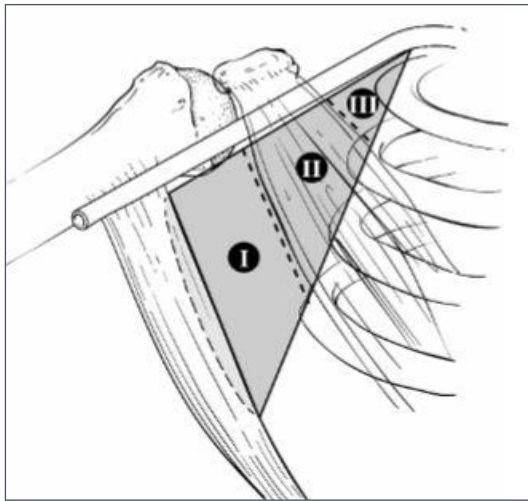
**Şekil 4: Memenin lenfatik sistemi ve aksiller lenf nodları**

Klinik kullanımda, RT uygulamalarında aksillada 3 seviyeli sınıflama tercih edilir. Aksilla lenfatikleri aşağıdan yukarıya doğru:

- Alt Grup Lenf Bezleri (Seviye 1): Lateral, pektoral ve subskapular lenf bezlerini içerir. Pektoralis minör kasının lateralinde ve aşağısındadır.
- Orta Grup Lenf Bezleri (Seviye 2): Santral lenf bezlerini içerir.

Pektoralis minor kasına yerleşir.

- Üst Grup Lenf Bezleri (Seviye 3): İnfraklavikuler lenf bezleri de denir.
- Pektoralis minör kasının üst kenarının yukarısında yer alır (Şekil 5).



**Şekil 5: Aksiller Lenf Seviyeleri**



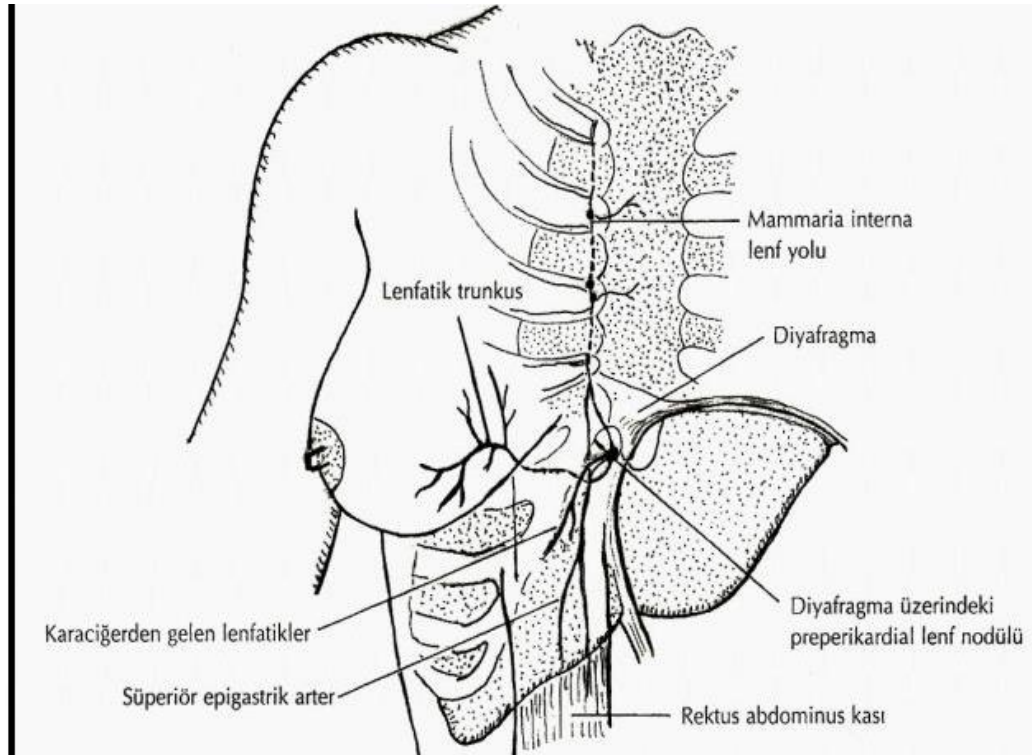
Bunların haricinde meme kanseri yayılımında son derece önemli olan lenf yolları da vardır.

### 2.3.2. Supraklavikular Lenf Yolu

Lenfatik akım; vena jugularis interna ile vena subklavianın birleşim yeri civarında bulunan sentinel bezler tarafından bir süre engellendiği zaman, hastalık ters yönde supraklavikular bölgedeki servikal grubun lenf bezlerine yayılır. Bazen de tümör hücreleri aksiler lenf bezi filtresini alayarak doğrudan doğruya supraklavikular lenf bezlerine giderler.

### 2.3.3. Karaciğere Giden Lenf Yolu

Rektus abdominus kasının lenfatikleri, metastazların meme kanserinden karaciğere ulaşmasını sağlayan bir yol oluşturur. Mammaria interna lenf yolunda ilk üç interkostal aralık düzeyinde metastazlara bağlı bir durdurma olduğunda, lenfatik akımın yönü tersine çevrilebilir ve kanser embolisi rektus kasındaki lenfatik yolla memeden karaciğere ulaşabilir (Şekil 6).



Şekil 6: Mamaria interna lenf yolu ve karaciğere giden lenfatik yol

### **2.3.4. Karşı Memeye Giden Lenf Yolu**

Anatomik çalışmalar memenin ve üzerindeki cildin lenfatiklerinin normal olarak karşı taraf lenfatiklerine drene olmadığını göstermiştir. Ancak bir memede gelişen karsinom her yönde yayılmaya başladığı ve memenin esas lenfatik drenaj yolları metastaz ile bir dereceye kadar bloke olduğu zaman; karşı taraftaki göğüs duvarı cildine, memeye ve aksillaya lenfatik bir yayılma beklenebilir (Cabioğlu, 2012; Haydaroğlu, 2014).

### **2.4. Meme Kanseri Evreleme**

Tedavinin gidişatını belirleyen önemli bir prognostik faktör tümör evresidir. Kanserin yayılımı ve ciddiyeti hakkında belli standartlara göre bilgi edinilmesini sağlamak amacıyla tümör evreleme sistemleri kullanılmaktadır. Tümör boyutu (T), aksiller lenf nodlarına yayılım (N) ve uzak bölgelere yayılım (M); TNM Evreleme Sistemi'nde kullanılan kıstaslardır (Ferahman, 2006).

### **2.5. Meme Kanseri Tedavi Yöntemlerinin Belirlenmesi**

Meme kanseri tedavisi ve tanısı multidisipliner bir yaklaşımla incelenip tedavisi planlanmalıdır. Böylelikle tedavi şekli ve takibi disiplinli bir şekilde ilerler. Hasta konseylerinde; meme cerrahları, radyasyon onkoloğu, medikal onkolog, patoloji uzmanı, radyoloji uzmanı, nükleer tıp uzmanı, gerektiğinde diyetisyen ve psikolog yer almalıdır. RT almasına karar verilmiş bir hastanın tedavisi de ekip çalışması gerektirir. Radyasyon Onkolojisi Uzmanı, Sağlık Fiziği Uzmanı, RT Teknikeri ve Hemşiresi bu ekip içindedir. Hastanın tedavi planlamasının belirlenmesinde aşağıdaki durumlar göz önünde bulundurulur (Başaran ve Çabuk, 2008);

- Kanserin süt kanalı dışına çıkıp çıkmaması
- Kanserin tipi ve çoğalma kapasiteleri
- Koltuk altı lenf bezlerine metastaz
- Tümör çapı ve derecelendirilmesi
- Hormon duyarlılık reseptörlerinin varlığı

- Kanser hücrelerindeki yapı ve bazı özel proteinlerin artışı
- Hastanın yaşı ve genel sağlık durumu (Türker ve Dizdar, 2011)

### 2.5.1. Cerrahi Yöntemler

Genellikle tedavi; kanserli dokunun cerrahi olarak çıkarılması ve koltukaltı lenf bezlerinin de temizlenmesiyle başlar. Cerrahi yöntemler; memenin alınmadan korunmasına yönelik ve memenin tamamının alınmasına yönelik olmak üzere iki ana başlık altına alınabilir.

#### 2.5.1.1. Meme Koruyucu Cerrahiler

Özellikler erken evre meme kanserlerinde kanserli dokunun çıkarıldığı fakat memenin alınmadığı sonrasında radyoterapinin standart tedavi olarak kabul edildiği ameliyatlardır.

- Lumpektomi (Tümörektomi): Tümör ile birlikte etrafındaki meme dokusunun küçük oranda çıkarıldığı ameliyatlardır.
- Kadranektomi (Parsiyel Mastektomi): Tümör ile birlikte etrafındaki meme dokusunun büyük oranda hatta meme altı kaslarının da çıkarıldığı ameliyatlardır.

#### 2.5.1.2. Mastektomi

Kozmetik sonuç gözetmeksizin memenin alındığı ameliyatlardır.

- Total Mastektomi: tümör ile birlikte meme dokusunun tamamının alındığı ameliyatlardır.
- Modifiye Radikal Mastektomi; Tümör ile birlikte tüm meme dokusu, koltuk altı bezlerinin büyük bir kısmı ve göğüs ön duvarı kaslarının da bir kısmının çıkarıldığı ameliyatlardır.
- Radikal Mastektomi; tümör ile birlikte tüm meme dokusu, koltuk altı bezlerinin ve göğüs ön duvarı kasının tamamının çıkarıldığı ameliyatlardır (Bulak, 1999).

## 2.5.2. Radyoterapi Yöntemleri

- Ekternal Radyoterapi
  - 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
  - FIF<sub>FORWARD</sub> (Alan İçinde Alan)
  - FIF<sub>INVERSE</sub>
  - Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)
  - Parsiyel Meme Işınlaması
  - Elektron / Elektron – Elektron / Foton - Elektron Tedavisi
  - Hacimsel Ayarlı Radyoterapi
- Brakiterapi

## 2.5.3. Sistemik Tedavi Yöntemleri

- Kemoterapi
- Hormonal Tedavi
- İmmünoterapi

## 2.6. Meme Kanserinde Radyoterapi

Meta-analizler sonucunda meme kanserli hastalarda RT' nin uygun endikasyonlarda ve modern yöntemler kullanıldığında, hastaliksız ve genel sağ kalıma olumlu katkıları olduğu gösterilmiştir (Whelan ve ark., 2000). RT' nin amacı, sağlam dokuları korurken hedef hacimde homojen ve tümör kontrolü için gerekli doz dağılımını ( $\pm$  %5) sağlamaktadır. Meme kanserli olgularda RT teknikleri, ışınlanması gereken bölgenin anatomik yapısına bağlı olarak (meme, toraks duvarı, bölgesel lenfatikler) farklı derinlik ve geometride hedef volümler olması nedeniyle, güçlük ve farklılıklar göstermektedir. Teknolojik gelişmeler ve klinik uygulamadaki deneyimlerin artmasıyla, avantajlı simülasyon ve tedavi teknikleri geliştirilmiştir. Megavoltaj tedavi ekipmanlarının kullanımıyla başlayan modern RT süreci, tedavi planlamasında bilgisayar teknolojisinden yararlanma ve hedef hacimlerin belirlenmesinde avantajlar sağlamıştır. Modern RT planlamasında BT- simülatörden

alınan görüntüler üzerinde, hedef ve kritik organ- doku volümleri çizilerek bilgisayar ortamında oluşturulan 3B görüntüler kullanılmaktadır. Planlama bilgisayarları ile çok sayıda teknik gözden geçirilerek optimal plan oluşturulur. Tedavi planının hastaya özel 3B görüntülerin kullanılması ile hazırlandığı konformal RT tekniğinde; subklinik hastalığı içeren bölgelere 25 fraksiyonda 50 Gy doz, boost dozu olarak da primer tümöre ve ilgili lenf nodlarına 5 fraksiyonda 10 Gy doz verilmektedir (Khan ve Gibbons, 2014).

Meme kanserinin RT' sinde, bitişik alanlar arasında sıcak ve soğuk doz bölgelerinin önlenmesi, periferik lenfatiklerde yeterli doz dağılımının oluşturulması, akciğer, kalp gibi riskli organların, mediastinel dokuların maksimum korunması, kozmetik açıdan kabul edilebilir sonuçların elde edilmesi, kolay uygulanabilir ve tekrar edilebilir "set-up" koşullarının sağlanması amaçlanmaktadır.

MKC uygulanan hastalarda simülasyon ve hasta sabitleme memenin şeklinin ve völümünün tüm yönlerde değişmesi ve stabil olmaması nedeni ile daha problemlidir (Çetintaş ve Altay, 2014).

Tedavi planlama sistemlerinin yazılımlarının gelişen teknolojiye paralel güncellenmesi ve ışın demetleri şekillendirme sisteminin çok yapraklı kolimatörlerle daha konformal planlar elde edilmesiyle karmaşık planlama tekniklerinin çeşitliliği artmıştır. Meme RT' sinde de farklı yoğunluktaki ve farklı şekildeki alt segment ışınlamaları ile memenin şekline uygun daha konkav bir izodoz görünümü elde edilmiş ve akciğer, kalp gibi hedef hacmin yakınındaki riskli organların aldıkları radyasyon dozları minimum olacak şekilde korunmuştur. Hedef hacmin reçete edilen doz sarmasının olabildiğine homojen ve konformal olması meme kanseri hastaları gibi sağ kalımı yüksek hastalar için bir avantajdır.

### **2.6.1. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi Tekniği (3B - KRT)**

3B – KRT planlaması yapılırken uygun gantry açıları belirlenir ve hedef hacim etrafındaki kritik organlar için belirlenmiş tolerans doz sınırlamaları doz-volüm histogramı yardımı ile incelenir.

Tümörün yerleşimine ve hastanın kalınlığına göre kaynak – alan merkezi mesafesi ayarlanır. Tümör yerleşimi cilde yakınsa kaynak- alan mesafesi kullanılan

enerji aralığına ve kaynağına göre 80 ~100cm (SSD tekniği) seçilir. Her bir alan açısı değişiminde alan girişi noktası yeniden ayarlanır.

Erken evre meme kanserlerinde ise genellikle ışınlanacak hedef hacimde uygun bir alan merkezi seçilerek eş merkezli (izosentrik) RT tekniği uygulanır.

İstenilen doz değerlerine ulaşmaya kadar gantry açısı, doz değerleri değiştirilerek planlama yapılır. Memenin anatomik yeri ve yapısından kaynaklı oluşan hedef hacimdeki doz heterojenliğini gidermek amacıyla 15°, 30°, 45° ve 60°'lik kama filtreler kullanılabilir.

### **2.6.2. Alan İçinde Alan Konformal Radyoterapi Tekniği (FiF-KRT)**

3B-KRT tabanlı, çok yapraklı kolimatör sistemi yardımıyla ve alt segmentlerin doz yoğunluklarının ayarlanarak hedef hacimde yüksek doz, riskli organlarda ise daha keskin doz düşüşü elde edilen ileri planlama segmental yoğunluk ayarlı RT tekniğidir.

FiF-KRT tekniğinde; 3B-KRT tekniğinde kullanılan kama filtrelerin yerine sıcak alanları kapatacak şekilde soğuk alanlara alt segmentler eklenir. Hedef hacimde istenilen homojen doz dağılımı elde edilene kadar devam edilir.

### **2.6.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniği (YART)**

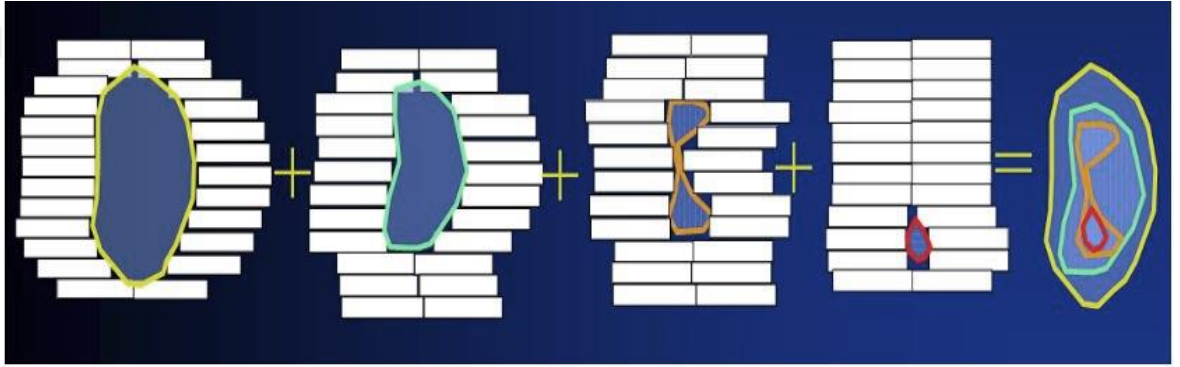
Ters planlama YART tekniğinde; referans edilen doz miktarını hedef hacme verirken kritik organ tolere doz değerlerine göre alt segmentlerin şekil ve yoğunlukları optimizasyon algoritmaları ile belirlenir.

Sağlık fiziyi uzmanı tarafından enerji, gantry açıları, kolimatör açısı ve öncelikli korunması gereken kritik organ doz değerleri tedavi planlama sistemine girilir. Sisteme girilen bu doz sınırlandırmaları ile her bir alana ait birçok alt segment oluşturularak farklı yoğunluktaki doz haritaları oluşturulur.

YART tekniği günümüzde çok yapraklı kolimatörlerin hareketine bağlı olarak “step and shoot” ve “sliding window” şeklinde kullanılıyor.

### 2.6.3.1. Step and Shoot Çok Yapraklı Kolimatör Tekniği

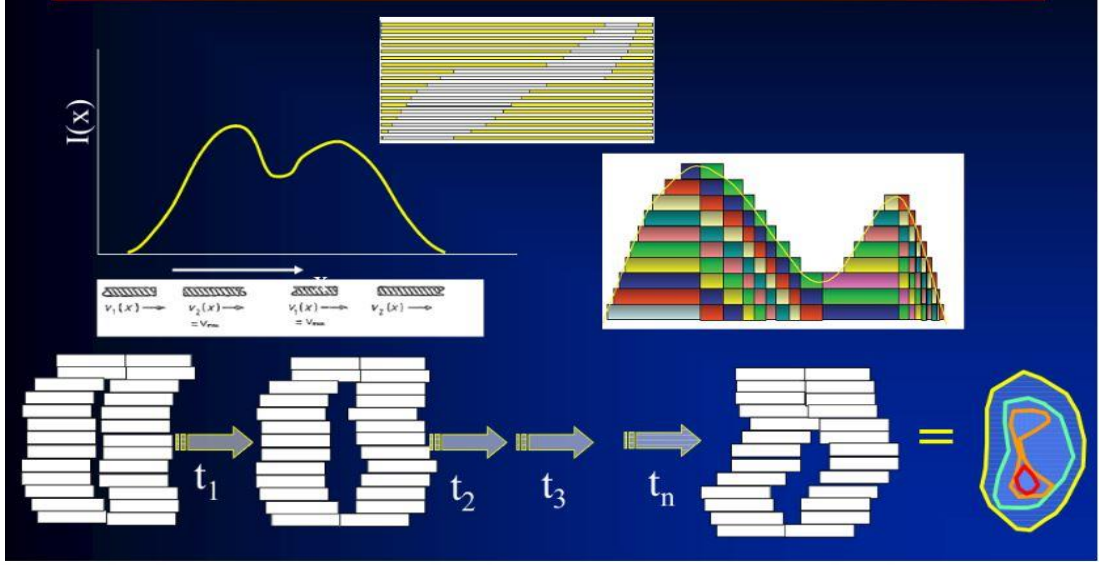
Farklı yoğunlukta doz profili elde edebilmek için ışınlama yapılacak segmentler çok yapraklı kolimatör (MLC) sistemi ile şekillenir. Her bir alan içindeki eş doz dağılımlı alt segmentler; herhangi bir operatör yardımı olmaksızın üst üste gelerek farklı yoğunlukta doz dağılımı oluşturur. Statik YART tekniği olarak da adlandırılan bu teknikte; çok yapraklı kolimatörler tedavi planlama sistemi (TPS) tarafından önceden belirlenen her bir segmentin şeklini alır ve ışınlama yapılır. Segment geçişleri sırasında ışınlama yapılmaz.



Şekil 7: "Step and Shoot" YART Tekniği

### 2.6.3.2. Sliding Window Çok Yapraklı Kolimatör Tekniği

Dinamik YART tekniği olarak da bilinen bu teknikte; tüm lif çiftleri beraber hareket ederek iki boyutlu şiddet ayarlaması yaparak şiddeti değiştirilmiş ışın demeti oluştururlar. Liflerin hızları kullanılan planlama algoritması tarafından ayarlanarak optimize edilir. Bu tekniğin kullanılabilmesi için liflerin saniyede 2 cm'den fazla hızla hareket etmesini sağlayan iyi bir motor sürücüsüne sahip olmalıdır (Şekil 8) (Acun ve ark., 2011).



Şekil 8: "Sliding Window" YART Tekniği

#### 2.6.4. Parsiyel Meme Işınlaması (PIM)

Parsiyel meme ışınlaması; tümör yatağı etrafına sınırlı meme dokusuna RT uygulanması olarak tanımlanmasıdır. Akselere yapılan parsiyel meme ışınlamasında (APMI) ise yüksek dozlar kullanılarak toplam tedavi zamanı kısaltılmaktadır. Günümüzdeki çalışmalarda PMI/APMI ile tüm meme ışınlamalarında kıyaslanabilir düzeyde sonuçlarla lokal düzeyde kontrol oranları elde edilmiş ve tümör boyutu küçük olan hastalarda mükemmel kozmetik sonuçlara ulaşılmıştır.

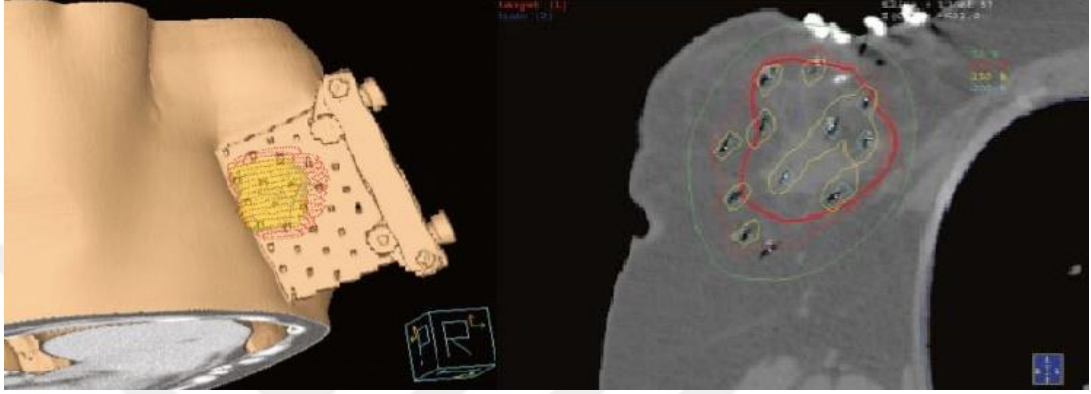
PMI, tümör yatağının 1-2 cm emniyet sınırı ile brakiterapi, intraoperatif radyoterapi (IORT) veya eksternal ışınlama (3B-KRT) yöntemleri kullanılarak uygulanan hiperfraksiyone RT şeklindedir.

➤ İntraoperatif Radyoterapi (İORT): Cerrahi sırasında RT' nin radyasyon onkoloğu ve sağlık fiziği uzmanı tarafından gerekli doz hesabı yapıldıktan sonra direk ve tek seans olarak tümör yatağına uygulanmasıdır (Güney ve İnan, 2015).

İORT 4-20 MeV elektron ya da  $\approx 50\text{kV}$  enerjili X-ışını kullanılabilir. Bu yaklaşımın dezavantajı tümör yatağına uygulanan düşük enerjili X-ışınlarının kalıntı tümör hücreleri için düşük dozda kalabilmesidir.

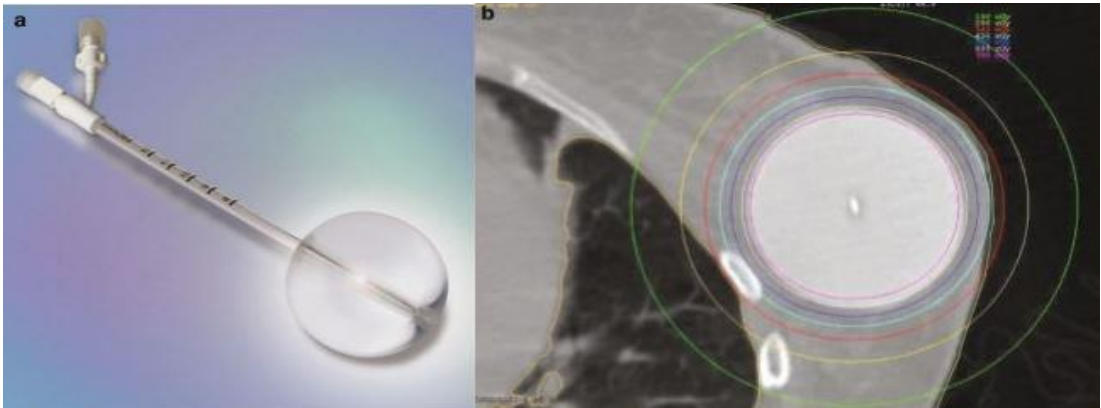


- Çok Kateterli (Interstitial) Brakiterapi: Lumpektomiden hemen sonra veya ayrı bir seansta uygulanan, ultrasonografi (USG) veya BT klavuzluğunda (10-15 kateter ile), yüksek doz kaynağı olarak  $\text{Ir}^{192}$ 'nin kullanıldığı ve 2 fraksiyon arası enaz 6saat olmak üzere günde 2 kez 3,4 Gy/fx'dan toplam 34 Gy doz verilen parsiyel meme ışınlaması tekniğidir (Şekil 9).



Şekil 9: Çok Kateterli (Interstitial) Brakiterapi

- Balon (Mammosite) Yöntemi: Multikateter brakiterapideki teknik zorluklar nedeniyle kullanım alanı geniş, yüzeyi lumpektomi kavitesine uygun Mammosite balon brakiterapi aplikatörleri geliştirilmiştir (Şekil 10). Basitleştirilmiş bir braki terapi yöntemi olan bu yöntemde cerrahi kavite uyumsuzluğu doz dağılımını etkileyebilmektedir (Akbörü ve ark., 2013).

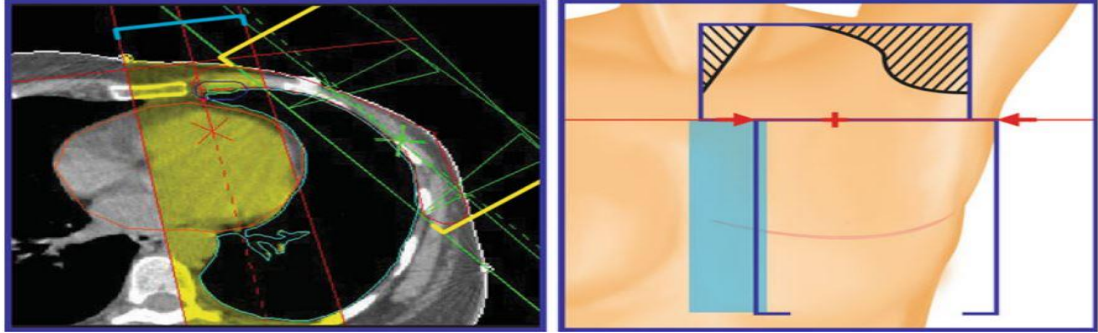


Şekil 10: Balon (Mammosite) Yöntemi

### 2.6.5. Elektron, Elektron-Elektron ve Elektron-Foton Kombinasyonu

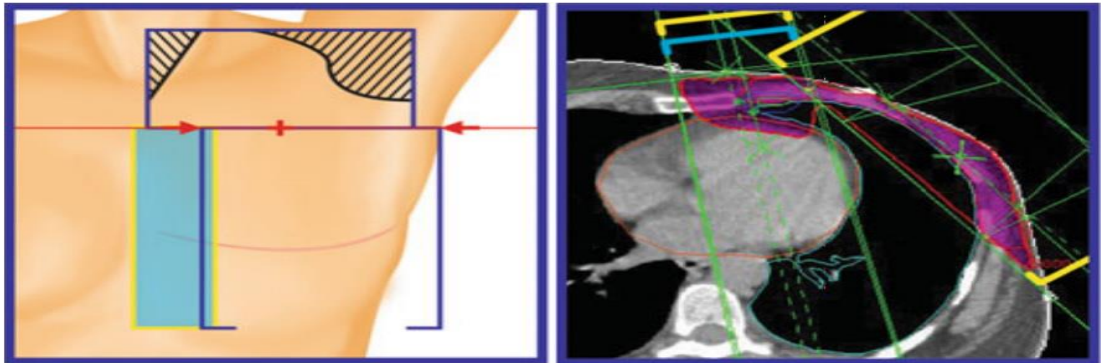
Elektron demetleri geçtiği ortamda fotonlara göre birim uzunlukta yüksek enerji bırakırlar. Cilt, göğüs duvarı, boyun kitleleri gibi yüzeye yakın yerleşimli tümörlerde kısa erişimli elektron demetleri ile tedavi tercih edilir.

- 4 Alan Tekniği: Mammaria interna (Mİ) lenf bezlerinin ışınlanması durumunda; supraklaviküler ve tanjansiyel ışınlarına ek olarak mammaria interna ön elektron ışını (4 alan tekniği) kullanılır. Kalp, aynı taraf akciğer ve karşı meme dozlarını azaltmak için medial göğüs duvarı kısmı Mİ elektron ışını ile ışınlanır (Şekil 11).



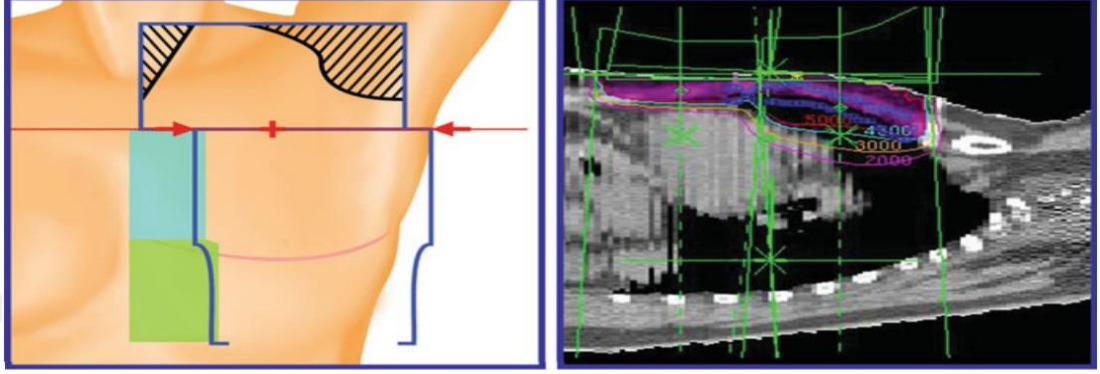
Şekil 11: 4 Alan Tekniği

- 5 Alan Tekniği: Mİ' ya verilecek doz foton-elektron kombinasyonu (5 alan tekniği) ile de verilebilir. Bu teknikte Mİ foton ve elektron alanına uygun açı verilerek tanjansiyel alanlar ile çakışma önlenmeli ve karşı meme dozu dikkate alınarak ağırlıkça dozun ~ %60'ı elektron ~ %40 foton ışınından tamamlayıcı olarak verilmelidir (Şekil 12).



Şekil 12: 5 Alan Tekniği

- Bölünmüş Elektron Tekniği: Kalp ve aynı taraf akciğer dozları daha da azaltmak için Mİ kısmı bölünmüş 2 elektron alanı çakıştırılarak (Bölünmüş elektron tekniği ) ışınlanır (Şekil 13).



Şekil 13: Bölünmüş Elektron Tekniği

- Elektron Arc Terapi: Hedef doku derinliği son derece değişken ve uzun skara sahip mastektomili hastalarda elektron- foton kombinasyonu tekniğinin yerine tercih edilebilir. Bu teknikte (iç-dış yönde) toraks yarıçapının dikkate alınabileceği şekilde farklı derinlikte, genişlikte ve farklı enerjilerde segmentler oluşturulur.
- Elektron Kaydırma: Bu tekniğin uygulanması gantry açılarındaki farklılıklara göre lateral ve merkezi 3 elektron alanının haftalık kaydırılması şeklinde planlanır (Koylu ve ark., 2013).

#### 2.6.6. Volümetrik Ayarlı Ark Terapi Tekniği (VMAT)

Volümetrik ayarlı ark terapi tekniği; YART tekniği gibi planlamanın gereksinimlerine göre tümör dozunu arttırırken riskli organ toksitelerini en aza indirmeyi hedefleyen, volümetrik olarak doz hesaplamasını da içeren ark tabanlı gelişmiş RT planlama tekniğidir. Gantry dönüş hızı, çok yapraklı kolimatörlerin birbirinden bağımsız hızları ve doz çıkış hızının zamanın bir fonksiyonu olarak değişkenlik göstermesi 4 boyutlu hesaplama avantajı sunar (Otto, 2008).

YART ve VMAT tekniklerinde yüksek konformiteye katkı sağlayan değişik yoğunlukta birçok ışın kullanılır. Bu durum her radyasyon ışın demetinin kendi içinde

yoğunluğu değişen küçük ışın demetlerine (beamlet) bölünmesiyle elde edilir. Bu şekilde hedef hacim üzerinde daha konkav ve daha homojen doz dağılımı elde edilmesine rağmen YART ve VMAT tekniği MU miktarını ve sağlıklı doku üzerindeki düşük doz saçılımının artmasına neden olur. MU miktarındaki artış ve düşük doz radyasyonun varlığı çocuklarda ve sağ kalımı yüksek hastalarda ikincil kanser riski açısından önem kazanır.

1995 senesinde ilk olarak Yu tarafından ışınlama devam ederken dinamik MLC ve gantri rotasyonu içeren yoğunluk ayarlı ark terapi fikrini ortaya attı. Bu yaklaşımda birkaç farklı gantry açısı üzerinde denendi (Chen ve ark., 2011). IMAT taki en büyük sorun bir açıdan diğer açığa dönerken ışın şekilleri arasında bağlantının sağlanabilmesi için bir hesaplama ihtiyacı duymasındır. Bu zorluğun üstesinden gelmek için invers planlama çözüm olarak bitişik kontrol noktaları arasında liflere max hareket kısıtlaması getirmiştir. Bu liflerin hareket kısıtlanması yapılan planın uygulanabilirliğini sağlar ve aynı zamanda planın kalitesini, doğruluğunu ve verimliliğini etkiler.

Daha sonra fizikçiler çoklu ark kullanmak yerine dinamik MLC yoğunluk ayarlı tek bir arkın yeterli olabileceğini fark ettiler ve VMAT kavramı ortaya çıktı. Yapılan çalışmalar açisal doz değişkenliği ile arc sayısını ve tedavi süresini azaltacak planlamaların modern lineer hızlandırıcılar ile mümkün olabileceğini göstermiştir. VMAT'ın avantajı ışınlama süresinde zamanın bir fonksiyonu olarak gantry hızı, doz hızı ve MLC hareketlerinin hızı değişkenlik göstermesi ve IMAT ile YART (step and shoot)'ye kıyasla kritik organ doz toksitesini düşürür ve MU miktarını düşürerek ikincil kanser riskini azaltmasıdır (Taqaddas, 2014).

## **2.7. Meme Kanseri Hastalarda Radyoterapi Toksisiteleri**

Meme radyoterapisi lokal kontrolü ve genel sağ kalım oranını arttırmasından dolayı erken evre meme kanseri tedavisinde önemli bir role sahiptir (Mukesh ve ark., 2013). Radyasyonun ne tür bir toksisiteye neden olacağını bilmek meme kanserlerinde önemlidir. Tüm meme veya memesi alınmış hastalardaki RT toksisiteleri; cilt, göğüs duvarı, akciğer ve kalp gibi organlarda akut ve geç etki olarak görülebilir.

Lenfatiklerin ışınlanması da eklendiğinde omuz, brakial pleksus, aksiller lenfatikler de potansiyel radyasyon hasarına uğrayabilecek organlardır

Genel olarak radyasyon, meme kanseri sonrası lumpektomi ve post-mastektomi hastaları için günlük aktivitelerini bozmayacak şekilde çok iyi tolere edilir. Tedavinin akut yan etkileri genellikle benzerdir ve tedavi bittikten 4-6 hafta içerisinde düzelir. Cilt reaksiyonları ve yorgunluk hissi yaygın olarak erken dönemde görülen etkilerdir.

Geç ve kronik etkileri iki gruba ayrılabiliriz: daha yaygın olarak memenin görünümünde devamlı (persistent) meme ödemi, pigment koyulaşması ve fibrozis; nadiren de olsa radyasyonun organlar üzerindeki kalıcı etkisi brakial pleksopati, radyasyon pnömonisi, kalp morbiditesi ve ya ikincil kanserler gibi önemli sağlık sorunları oluşturabilir.

### **2.7.1. Cilt Toksisitesi ve Meme Ödemi**

Cilt reaksiyonu; meme kanserli hastaların %90'ından fazlasında RT boyunca en sık görülen yan etkidir. Cilt iki bölüme ayrılır: epidermis (dış katmalar) ve dermis (alt tabakalar). Epiderminin en alttaki bazal hücre tabakası, hücre bölünmesinin çoğunluğunun bulunduğu ve radyasyonun ilk hedefidir bu yüzden erken radyasyonun erken etkisi bu tabakada görülür (White ve Joiner, 2008).

Yaş deskuamasyon hastalarının %5-15'inde sıklıkla meme altı katlanma bölgelerinde gözlenir. Radyasyonun ciltteki erken etkilerini azaltmaya yönelik çalışmalarda; sabun ve suyla RT alanlarını yıkayanlarda ve hyalüronik asit, steroid içeren kremlerin kullanıldığında bu tür reaksiyonların azaldığı görülmüştür (Campbell ve ark., 1992; Liguori ve ark., 1997 ve Roy ve ark., 2001).

Meme ödemi ve ciltte kalınlaşma, RT'ye bağlı olarak iltihap salımının artması ve vasküler geçirgenliğin artması sonucu; RT sonrası ilk 4 -8. haftada gözlenir. Dermis ve mamaria interna lenfatiklerinin de kalınlaşması bu duruma eşlik eder. Özellikle aksiler bölgeye RT uygulanması da meme ve lenf ödem riskini arttırmaktadır.

Maunsell ve ark. (1993)' nın 223 hastanın 3. Aydaki problemleri değerlendirmesinde; hastaların %82'sinde aynı taraf kolda %24'ünde kol ödemi, %32'sinde hareket kısıtlılığı, %55'inde ağrı gözlenmiştir.

Diğer bir çalışmada meme ödemi aksiler diseksiyon yapılmayanlarda %20 iken diseksiyon yapılanlarda %80 gözlenmiş (Clarke ve ark., 1982).

En sık komplikasyonlar olarak, ödem, omuz hareketlerinde kısıtlılık, hareket sırasında ağrı, duyuşsal veya motor kayıp ve pektoral kas fibrozisi olarak bildirilmiştir (Erickson ve ark., 2001).

### **2.7.2. Yağ Nekrozu**

RT'nin tamamlanmasından haftalar-aylar sonra hatta nadiren de olsa yıllar sonra da gözlenebilir. Cerrahi tekniğı ve RT doz – teknikleri gelişimi ile ilgilidir. Pürülan (irinli) olmayan iltihaplanma ve absorpsiyon sonucunda ortaya çıkar. Sıklıkla cilt altında kalınlaşmaya yol açan ağrısız bir kitle şeklinde kendini gösterir. Görünüm itibariyle kötü sınırlı büyük kalsifikasyonlar içeren bir kitle şeklinde görüntülenir bu yüzden malign bir lezyon sınılma ihtimali yüksektir. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) yağ sinyalinin tespit edilmesine olanak verildiğinden ayırt edici yöntem olarak MRG seçilmelidir. Çünkü meme tümörlerinde santral yağlanma mevcut değıldir (Boyages ve ark., 1988).

### **2.7.3. RT Pnömonisi ve Pulmoner Fibrozis**

1-3 ay içinde gelişmeye başlar. Klinik olarak pnömani fazı ve sonrası fibrozis fazı olarak ikite ayrılır. Akciğer grafisi ve ya BT'de RT alanında opasite ve inflamasyon bulguları ile karakterizedir. Meme ışınlamalarında gelişen RT teknikleriyle görülme sıklığı ve fibrozise ilerleyiş azalmıştır. Başka bir akciğer rahatsızlığı olmadığı sürece günler içinde geriler ve sıklıkla tamamen düzelir (Recht, 2003).

Pulmoner fibrozis; akciğer parankimi ve plevradaki hasar sonucu ilk 12 ay boyunca gelişmeye devam eder ve çoğunlukla geriler. Işınlanan akciğer volümü, RT dozu, RT tekniğı, akciğer hasarı yapan KT ajanlarının kullanılması ve kişisel faktörler (kollagen hastalıklar, diyabet vb...) hasarın ciddiyetini belirler (Guenther ve ark., 1996).

#### **2.7.4. Kardiyompati ve Perikard Hasarı**

1970'deki RT teknikleriyle kalp dozu ortalama 13 Gy civarındayken günümüzde kalp ortalama dozu 2 Gy civarına düşmüştür. Bu nedenle modern RT tekniklerinin uygulandığı hastalarda RT' ye bağlı kardiyak mortalitede artış gözlenmediği bi çok çalışmada belirtilmiştir (Gyenes ve ark., 1998; Zambetti ve ark., 2001). Fakat sol meme özellikle de sol göğüs duvarı ışınlamalarında kardiyotoksik ilaçların kullanılması ve uygun RT tekniklerinin kullanılmaması kardiyak toksisiteyi arttırabilir. Başlıca kronik toksisiteler sol ventrikül fonksiyon bozukluğu (ritim bozukluğu), kardiyompati sayılabilir.

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 (Fidaner ve ark., 2001).

Yapılan bir çalışmada 1958 ve 2001 yılları arasında RT görmüş hastaların ana koroner vakaları araştırılmış. Meme kanseri ışınlamalarında RT sırasında kalbin aldığı doz ile iskemik kalp hastalığı oranının arttığı belirlenmiş. Kalp ortalama dozuyla orantılı olan bu artış RT' den sonra ilk birkaç yıl içinde başlayıp en az yirmi yıl boyunca devam etmiş ve kardiyak risk faktörü olan kadınlarda daha yüksek artışlar olduğu belirlenmiştir (Darby ve ark., 2013).

#### **2.7.5. Brakiyal Pleksopati**

Gerek aksiller diseksiyon uygulaması gerekse aksiler bölgeye RT uygulanması; brakiyal pleksopati riskini arttıran önemli faktörlerdir. Ancak, aksiller diseksiyon sırasında direkt brakiyal pleksus hasarına bağlı olarak gelişen pleksopatiler veya nüks lezyonların basısına bağlı olarak gelişen pleksopatiler ile ayırıcı tanıya gidilmesi önemlidir. Pierce ve arkadaşları tarafından yapılan bir retrospektif değerlendirmede, hem RT dozunun hem de KT uygulanmasının pleksopati oranını etkilediği gösterilmiştir. Bu çalışmada, aksiler dozun <50 Gy olduğu ve KT uygulanmayan hastalarda, brakiyal pleksopati oranı sadece %0,4 olurken, yine aynı

düşük dozla birlikte KT verildiğinde ise bu oranın %3,4'e yükseldiği gösterilmiştir. Aksiler doz >50 Gy olanlarda da pleksopati oranları KT verilmediğinde %3, verildiğinde ise %8 olarak bulunmuştur. Ancak gelişen brakial pleksopatilerin sadece %20'sinin ciddi ve kalıcı olduğu belirlenmiştir. Yüksek fraksiyon dozları da brakial pleksopati riskini arttırmaktadır (Lin ve ark., 2013; Pierce ve ark., 1992).

#### **2.7.6. İkincil Tümörler**

RT'e bağlı gelişen ikincil tümörler, ilk ışınlamada saçılan doza bağlı olarak gelişen karşı meme tümörü ve diğer tümörler olarak iki ayrı başlık altında incelenebilir. En modern teknikler ile dahi karşı memeye bir miktar doz saçılması önlenemez, ancak saçılan dozun minimal olması sağlanabilir. Obedian ve ark. (2000)'nin serisinde ise MKC ve RT uygulanan toplam 1029 hasta ile sadece mastektomi yapılan 1387 hastanın yaklaşık 15 yıllık uzun dönem takip sonuçları incelenmiştir. Her iki grup arasında meme ve meme dışı tümör gelişimi açısından minimal farklılıklar saptanmıştır. 45 yaş ve öncesi tedavi alanlarda 15 yılda meme kanseri ve meme dışı diğer tümörlerin gelişme oranı, MKC uygulananlarda %10 ve %5 olurken mastektomi uygulananlarda ise %7 ve %4 olarak bildirilmiştir (Obedian ve ark., 2000).

RT alanı içinde en sık gelişen maligniteler yumuşak doku sarkomları ve anjiosarkomlardır. Fransa'dan Gustav-Roussy Enstitüsünün çalışmasında ise 10 yıllık insidans %0,2; 20 yıllık insidans %0,4 ve 30 yıllık insidans %0,8 olarak bulunmuştur (Taghian ve ark., 1991).

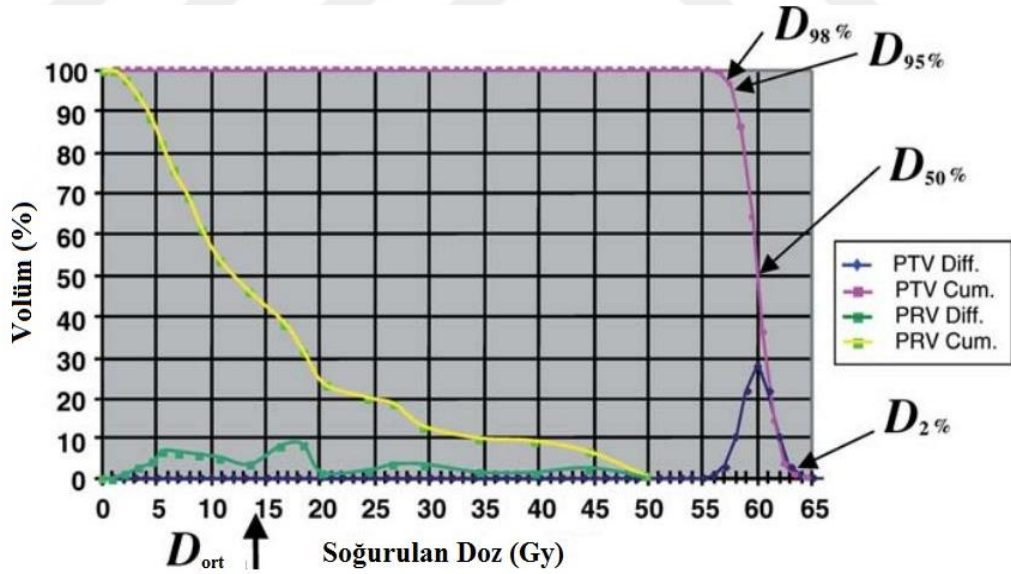
Sekonder anjiosarkoma ise, RT almış kadınlarda, genellikle 65 yaş üzerinde gözlenmektedir. Diğer radyasyona bağlı sarkomlardan farklı olarak kutanöz anjiosarkom radyasyondan sonra kısa sürede ortaya çıkabilir (Buatti ve ark., 1994).



## 2.8. Planları Karşılaştırma Parametreleri

### 2.8.1. Doz Hacim Histogramı (DVH)

Bir radyoterapi tedavi planından beklenen planlanan hedef hacimde (PTV) homojen bir doz dağılımı elde ederken aynı zamanda risk altındaki organdaki radyasyon hasarını minimize etmek ve max doz oluşabilecek noktaları kontrol altına almaktır. Bu amaç doğrultusunda bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri (TPS) bir dizi geçici planlar simüle ederler. TPS bu planları oluştururken PTV ve tanımlanan her riskli organ (OAR) için tedavi alanında izodoz eğrileriyle birlikte doz volüm histogramlarını içerir. Her geçici planın izodoz eğrileri ve DVH' ları fiziksel ve radyobiyojik parametrelere bağlı olarak analiz edilerek TPS tarafından en optimum plan sunulur. DVH' larına yardımcı dozimetrik ölçümleri içeren fiziksel tabanlı katsayı kriterleri oluşturulmuştur (CI, HI). TPS'de yapılan planların diferansiyel ve toplam doz-volüm histogramları ile hedef hacim ya da risk altındaki organların aldığı dozlar değerlendirilebilir (Şekil 14) (Alfonso ve ark., 2015).



Şekil 14: PTV ve OAR'a ait Diferansiyel ve Kümülatif Doz-Volüm Histogramının (DVH) Şematik Gösterimi

### 2.8.2. Doz Homojenliği ve Konformalitesi

Doz homojenitesi (HI) ve konformalitesi (CI) soğurulan dozun kalitesini gösterir. Homojenite hedef volümdeki doz bütünlüğünü; konformalite ise reçete edilen doz bölgesinin hedef volüm ile uyumunu karakterize etmektedir.

Hedef hacimdeki doz homojenliği diferansiyel DVH'lerde ani artış (delta fonksiyonu) kümülatif DVH'lerde ise keskin bir düşüş şeklinde beklenir. Uluslar Arası Birimler ve Ölçümler Komisyonu (ICRU)'nun 83 nolu raporunda kullanılması önerilen HI aşağıdaki gibidir:

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

HI'in sıfıra yakınsaması hedef hacimde soğurulan dozun oldukça homojen olması demektir.

**D<sub>%2</sub>**: Hedefin %2'lik hacminin aldığı maksimum dozu,

**D<sub>%98</sub>**: Hedefin %98'lik hacminin aldığı minimum dozu,

**D<sub>%50</sub>**: Hedefin %50 hacminin aldığı dozu

temsil eder (ICRU, 2010).

Konformalite indeksi (CI) reçetelen dozun %95 ini alan hedef hacim ve buna karşılık gelen PTV hacmi olarak ya da birçok farklı şekilde hesaplanmıştır ancak yetersiz kapsama durumlarında başarız olur (Van't Riet ve ark., 1997). Bu yüzden Van't Riet ve arkadaşları tarafından hedef hacim doz sarma faktörü (CVF) ve sağlıklı dokuyu içeren Konformalite Numarası (CN) tanımlanmıştır (Marnitz ve ark., 2015).

Yani CN hedef hacim ve sağlıklı doku ışınlanmasını birlikte ele almıştır. Formülize edilmesi aşağıdaki gibidir:

$$CN = \frac{TV_{RI}}{TV} \times \frac{TV_{RI}}{V_{RI}}$$

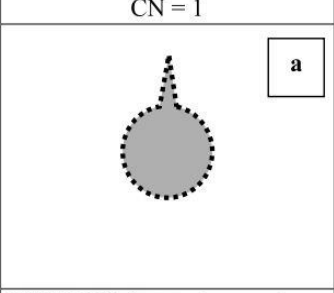
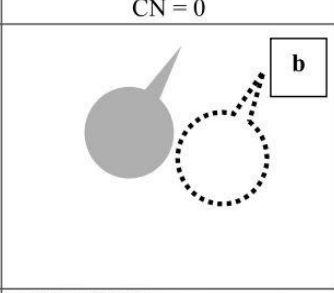
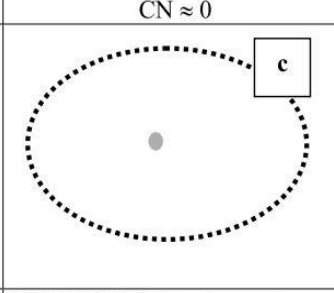



CN: Konformalite Numarası

$TV_{RI}$ : Reçete edilen dozu alan hedef hacim

TV: Tedavi edilmesi gereken hedef hacim

$V_{RI}$ : Reçete edilen dozu alan toplam hacim

CN değeri 0 ile 1 arasında değişir (Şekil 15). İdeali 1 ve 1'e yakınsamasıdır (a). CN'in 0'a yakınsaması hedef hacmin reçete edilen dozu alamadığını (b) ya da ışınlanan bölgenin hedef hacme göre çok büyük olduğunu gösterir (c) (Feuvret ve ark., 2006).

CN = 1	CN = 0	CN $\approx$ 0
		
TV: Hedef Hacim  $V_R$ : Reçete edilen izodozun hacmi	TV: Hedef Hacim  $V_R$ : Reçete edilen izodozun hacmi	TV: Hedef Hacim  $V_R$ : Reçete edilen izodozun hacmi
$TV = 5 \text{ cm}^3$ $V_{RI} = 5 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 5 \text{ cm}^3$	$TV = 5 \text{ cm}^3$ $V_R = 5 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 0 \text{ cm}^3$	$TV = 5 \text{ cm}^3$ $V_R = 1600 \text{ cm}^3$ $TV_{RI} = 5 \text{ cm}^3$ $TV \ll \ll \ll V_R$
$\frac{TV_{RI} \times TV_{RI}}{TV \times V_R} = 1$	$\frac{TV_{RI} \times TV_{RI}}{TV \times V_R} = 0$	$\frac{TV_{RI} \times TV_{RI}}{TV \times V_R} \approx 0$

Şekil 15: CN Konformalite Numarası'nın Şematik Gösterimi

## 2.9. Tedavi Planlama Algoritmaları

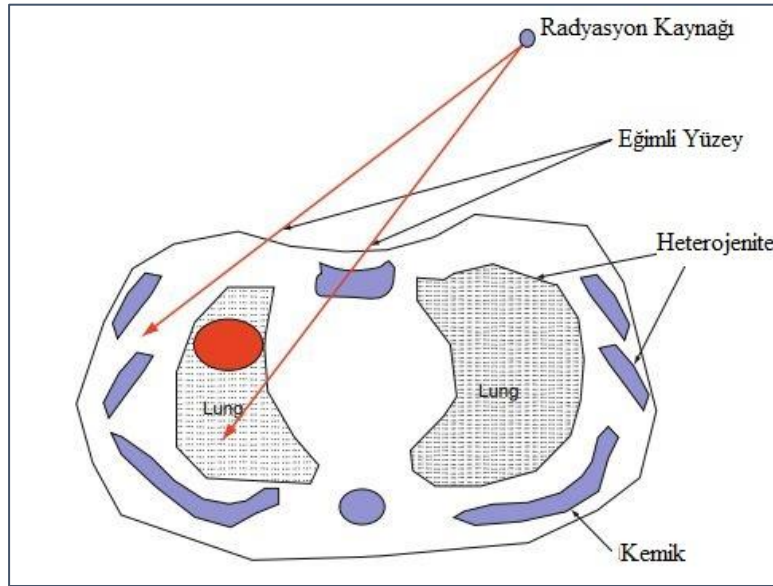
Herhangi bir lineer hızlandırıcı ile üretilen radyasyonun hasta üzerindeki etkisi; doz hesaplanması: birincil fotonları, saçılan foton ve elektronları bunların fiziksel özelliklerini: enerji tipinin spektrumunu, tüm yönlerde dağılımını ve ilerleme eksenine dik düzlemdeki akının bilinmesi gibi kompleks bilgileri gerektirir. Modern bilgisayarlı planlama sistemleri ile radyasyon ve doku etkileşimi gerçeğe yakın simüle edebilecek doz hesaplama algoritmaları oluşturulabilir (Oelkfe ve Scholz, 2006).

Yaygın kullanılan doz hesaplama algoritmaları genellikle 3 ana başlık altında toplanır. İlki su fantomundaki doz dağılımının ölçümlerine dayalı doku heterojenitesi

ve doku eksiklerinin hesaplanabilmesi için yarı-ampirik yaklaşımları içeren düzeltme tabanlı algoritmalar. İkincisi doz kernel ve birincil radyasyonun hasta üzerindeki dağılımını hesaplayan model-tabanlı algoritmalarıdır. Üçüncüsü ise enerjinin iletimi ve absorblanması sırasında hastanın geometrisini de dikkate alarak doz dağılımını hesaplayan bilgisayar tabanlı Monte – Carlo simülasyonlarıdır (Wang ve Ma, 2013).

### 2.9.1. Düzeltme – Ölçüm Tabanlı Algoritmalar

Yüksek enerjili fotonlar için doz algoritmaları ilk olarak etkileşeceği ortamın homojen tamamının su olduğu varsayılarak oluşturuldu. Düzenli tedavi alanları elde etmek için; doku hava oranı, doku fantom oranı, yüzde derin doz (PDD), output faktörü ve eksen dışı oranlar gibi genel doz fonksiyonlarının ölçümleri su fantomunda referans koşulları altında yapılır. Hasta içindeki doz seçilen özel tedavi alanları için bu ölçümleri extrapole edilerek ve hasta yüzeyindeki eksik dokunun dahil edilmesi ya da doku heterojenitelerinin yaklaşık olarak değerlendirilebilmesi için çeşitli düzeltme algoritmaları uygulanarak hesaplanır (Şekil 16). Bunlar düzeltme tabanlı algoritmalar olarak adlandırılır. Neredeyse tamamen ölçümlere dayalı bu algoritmalar hızlıdır. Enerjinin hastaya aktarılması sırasında oluşan ikincil elektronlar ve saçılmaları ayırt edemez (Oelkfe ve Scholz, 2006).

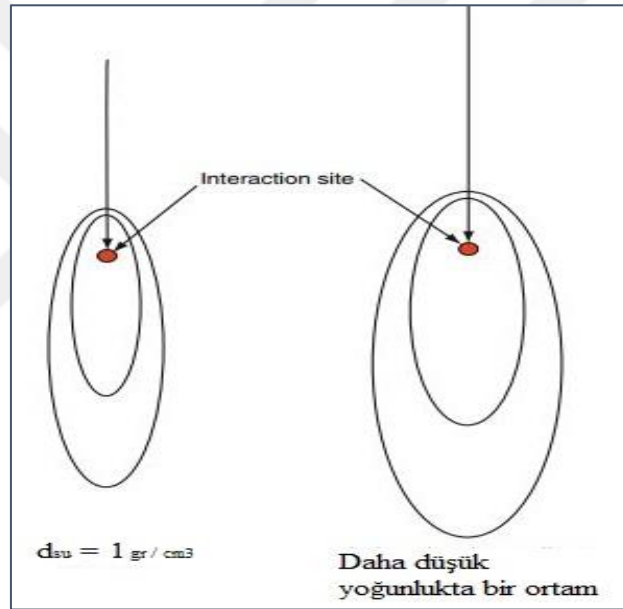


Şekil 16: Işının geliş yönü, yüzey düzensizliği ve heterojeniteyi gösteren şematik diyagram

## 2.9.2. Model – Tabanlı Algoritmalar

Eğer hasta içindeki soğurulan doz fiziksel olaylara dayandırılarak hesaplanmak isteniyorsa; enerji aktarımıyla ilgili bazı parametrelerin modellenmesi gerekir.

Bu durum; farklı enerjilerdeki radyasyonun iletimi ve su da soğurulması sırasında gerçekleşen birincil foton – doku etkileşimini tanımlayan doz kernel kavramının da hesaba katılmasıyla mümkün olur. Bu doz kerneller homojen olmayan hasta geometrisinde uygulanabilmesi için karşılaştıkları kısmi doku yoğunluklarına göre ölçeklendirilir. Yani farklı konumlardaki doz kerneller yoğunluk doku ve çeşitliliğinden dolayı aynı olmayacaktır (Şekil 17).



Şekil 17: Aynı foton enerjileri için sudaki ve daha az yoğun ortamdaki noktasal doz kernellerin şematik gösterimi

Model – Tabanlı algoritmalar heterojen ortamlarda absorblanan doz için daha gerçekçi sonuç verir çünkü homojen olmayan hasta anatomisi, oldukça hassas grid alanlarıyla örneklendirilen Hounsfield Units (HU) değerleri ile kesitsel yoğunluk ayarlaması yapılarak üç boyutlu hasta BT görüntüleriyle temsil edilir.

Enerji absorpsiyonunun ilk basamağında öncelikle, primer fotonların absorpsiyonu düşünülür ve birim kütle başına enerji yayılımı TERMA (Total Energy Released Per Unit Mass) ile ifade edilir. Sonrasında, ikincil elektronlar ve fotonlar ile bu enerjinin iletimi belirli doz kernel'lerin kullanılması ile hesaba katılır. Primer foton

akısı, TERMA ve doz kernelleri, homojen ve inhomojen ortamlarda doz hesaplamalarında kullanılırlar (Oelkfe ve Scholz, 2006).

Model tabanlı algoritmalarda en genel yaklaşım superposition metodudur. Bu metod da herhangi bir noktadaki doz hesaplaması enerji spektrumuna bağlı olarak birincil fotonların tüm etkileşimlerini içeren doz kernellerinin küresel koordinatlardaki dağılımlarının TERMA da ışın içine katılarak üst üste toplanmasıyla hesaplanır. Superposition yaklaşımı homojen ortamdaki doz hesaplaması için oldukça karmaşık bir uygulamadır fakat ilgili bölgedeki homojen olamayan dokular için doz hesaplamasında kullanılması uygundur.

Convolution yaklaşımında doz kernellerinin ötelenmesine bağlı etkileşim alanlarının değişmediği varsayılır ve kartezyen koordinatlarda gösterilir. Doz kerneller sadece ilk etkileşimin olduğu nokta ile dozun ölçüldüğü herhangi bir nokta arasındaki uzaklığa bağlı bir fonksiyon haline gelir (Oelkfe ve Scholz, 2006).

### **2.9.3. Monte Carlo Tabanlı Algoritmalar**

Monte Carlo tekniği ile diğer teknikler arasındaki temel fark analitik ve sayısal yaklaşımları sağlayabilen ve modellenecek parametrelerdeki bir dizi olası doz dağılımını hesaplayabilmek için rastgele sayı üretici kullanılmasıdır. Bu methodta birçok durum simüle edilerek güvenilir ortalama değerler elde edilir.

Monte Carlo doz hesaplamasında her bir iyonize parçacığın (RT' de genellikle fotonlar ve elektronlar) ilgili hedef hacimde izlediği yol simüle edilir. Radyasyonun madde içerisinde ilerlerken Compton Saçılması (fotonlar için) ya da Coloumb saçılması (elektronlar için) gibi etkileşimler yapar. Farklı etkileşimler için olası doz dağılımlar ve rastgele sayı üretici kullanılarak belli bir yönde hıza sahip parçacığın belirlenen konumdaki bir sonraki etkileşimi bu program ile modellenir. Vokseller içindeki doz hacim içindeki tüm etkileşimleri hesaba katarak birim kütle başına enerji miktarını hesaplar.

Monte Carlo doz hesaplanmasının dayandırıldığı temeller:

- Fiziksel Modelleme: Monte carlo yazılımında fiziksel modellemeler genellikle değişmezler. Yani enerjinin taşınması sırasında öncelikle temel fiziksel yasalar uygulanır. Fotonlar gerçeğe benzer bir şekilde simüle edilir. Genel olarak foton tipi etkileşimlerde dikkate alınan monte carlo tedavi planlama kodları fotoelektrik etki, Compton saçılması, Rayleigh saçılması ve çift oluşumdur. Madde içinde elektron enerjisinin absorblanmasının modellenmesi sırasında ise; atom çekirdeği tarafından filtrelenen elastik saçılma, atomun yörünge elektronlarıyla etkileşerek ya iyonizasyona ya da uyarılmaya neden olduğu inelastik çarpışmalar, Bremsstrahlung X-ışını ve Auger elektronu üretimi bunu takiben devam eden iyonizasyonlar kodlanırlar. Sadece yüksek elektron enerjilerinde meydana gelen nükleer reaksiyonlar genellikle ihmal edilirler.
- Etkileşim veri tabloları: Monte carlo programı ile her bir element için meydana gelen etkileşim tipinin olasılıkları yani etkileşim veri tabloları sağlanır.
- Rastgele sayı üretici: Monte carlo yöntemi doğal olarak olasılık örnekleme dağılımları için rastgele sayı üretici gerektirir. Üretilen rastgele sayıların uzunluğu ve dağılımının homojenliği monte carlo kodlamasının güvenilirliği için çok önemlidir.
- Geometri: Geometri kullanıcı tarafından belirlenir. Doz dağılımının hesaplanacağı bölgede karmaşık geometrilere ek bir skorlamaya ihtiyaç duyar.
- Ortam Heterojenitesi: Ortam özelliklerinin programa tanıtılması gerekir. Çoğu programda etkileşim ortamı elemental bileşim ve yoğunluk bakımından belirtilmiştir. Genellikle ortam verileri olarak BT görüntülerinin verileri kullanılır.
- Kaynak Tanımı: Parçacıkların enerjilerine göre açısal dağılımlarının bilinmesi ile etkileşimin başlangıç noktası tahmin edilebilir.
- Skorlama: Birincil radyasyon ile ikincil soğurulan radyasyonun birbirinden ayrılabilmesi için teorik sayım ya da skorlama fonksiyonu kullanılır.
- Varyans azaltma ve yaklaşımlar: Monte carlo hesaplamaları varyans azaltma tekniklerinin etkinliğini arttırmak için geliştirilmiştir. Varyans azaltma teknikleri hesaplama kalitesini artıran istatistiksel methodlardır (Reynaert ve ark., 2007).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. GEREÇLER

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

Siemens Somatom Emotion Duo Bilgisayarlı Tomografi ve simülator ünitesi 16 adet dedektöre sahip olması nedeniyle kısa sürede geniş alan boyutlarına kadar (45x153 cm<sup>2</sup>) tarama yaparak, 1mm uzaysal çözünürlükle yüksek kalite çözünürlükte görüntüler elde edebilmektedir. 3 boyutlu lazer sistemli,  $\pm 300^\circ$  gantry hareketine sahip BT cihazı RT uygulamaları için tasarlanmıştır. Elde edilen kesit görüntülerinin 3boyutlu rekonstrüksiyon görüntüleri dijital ortamda DICOM aracılığı ile tedavi planlama bilgisayarlarına gönderilerek sorunsuz veri aktarımını sağlar, planın kalitesini artırır. Çalışmamızda kullanılan BT görüntüleri; hasta masaya supine yatırılıp meme boardı yardımıyla sol kol yukarıda olacak ve baş sağlam memeye bakacak şekilde 5mm aralıklarla çekilmiştir.



Şekil 18: Uludağ Üniversitesi Rad. Onk. A.D.'nda Radyoterapi için kullanılan Bilgisayarlı Tomografi – Simülator Ünitesi

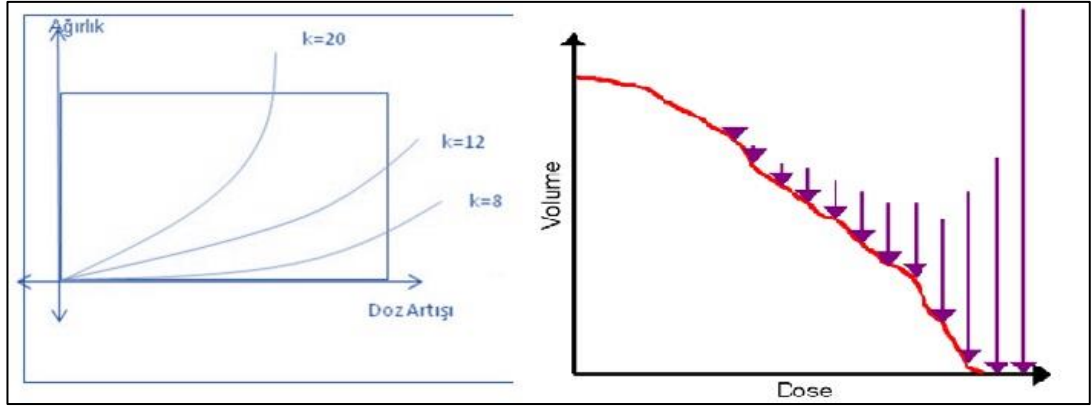


### 3.1.2. Monaco 5.1 Tedavi Planlama Sistemi

Monaco 5.1 TPS; 3B –KRT, YART ( “Step and Shoot”, “Sliding Window” ), VMAT gibi modern RT tekniklerini uygulama çeşitliliğini bize sunan yazılım programıdır. Sistemde 6 ve 15 Milyon Volt (MV) foton enerjileri bulunmaktadır. İleri planlamada Superposition / Convolution, ters planlamada ise Monte Carlo hesaplama algoritmasını kullanmaktadır. Kliniğimizde bulunan Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcı cihazının TPS’dir. Windows işletim sistemini kullanmakta olup DICOM uyumu sayesinde sisteme bilgi aktarımı yapılabilmektedir. Sorunsuz veri aktarımı sayesinde hastanın BT görüntüleri kullanılarak sanal tedavi planları yapılıp değerlendirilir. Çalışmamızda tYART, tVMAT, cVMAT tedavi planları 6 MV foton enerjisi kullanılarak Monte Carlo hesaplama algoritmasıyla yapılmıştır.

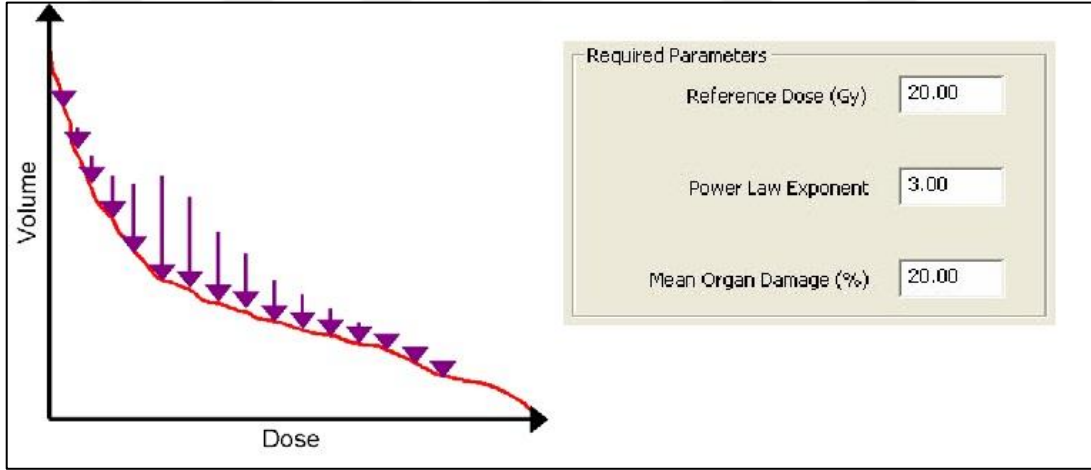
Monaco 5.1 TPS’de kompleks planların hesaplanmasında yardımcı biyolojik ve doz tabanlı değer fonksiyonları mevcuttur. Çalışmamızda “Serial” ve “Paralel” biyolojik tabanlı değer fonksiyonlarının yanında “Target Penalty”, “Quadratic Overdose” ve “Maximum” doz tabanlı değer fonksiyonları kullanılmıştır (IMS, 2013).

➤ Serial: Biyolojik tabanlı olan bu yardımcı fonksiyon ile kısmen yüksek doza maruz kalmasına rağmen fonksiyonunu tamamen yitirebilecek kritik seri organların doz sınırlandırılması yapılır. Spinal kord ve sinirsel yapıda olan kritik organlar seri organlara örnektir. 0 ile 20 arasında fonksiyona girilen “k” değeri ile sınırlandırılan dozun belirtilen organda maruziyetini önlemek için çalışma derecelendirmesi yapılır. “k” değeri arttıkça fonksiyon doz – hacim grafiğinin bu bölgelerinde daha yoğun çalışır (Şekil 19).



Şekil 19: Serial değer fonksiyonunda girilen “k” katsayısının DVH üzerindeki etkisi

- Paralel: Yüksek doz maruziyeti durumunda bir kısmı zarar görüp işlevsiz hale gelse de kalan kısmıyla fonksiyonunu devam ettirebilen organlar paralel organ olarak tanımlanır. Biyolojik tabanlı paralel değer fonksiyonu ile doz maruziyetini tolere edebilecek hacim yüzdesi, sınırlandırılması istenen doz değeri ve 1 ile 4 arasında değişen k değerleri girilir. Bu kriterlere göre DVH’de o bölgeye ağırlık verir (Şekil 20).

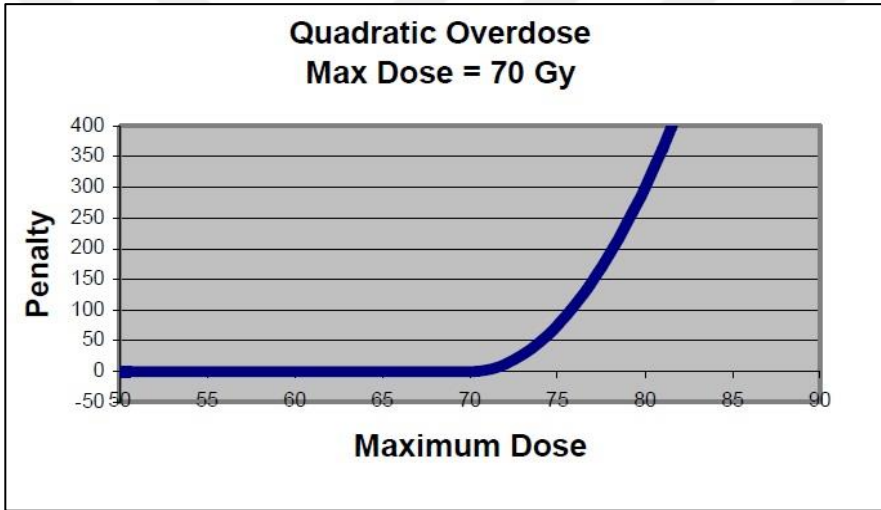


Şekil 20: Paralel değer fonksiyonunun gerektirdikleri ve DVH üzerindeki etkisi

- Target Penalty: Fiziksel tabanlı olan bu fonksiyon ile tanımlanan hedef hacmin en min doz değeri sisteme girilir. TPS bunu sağlamak adına ikinci dereceden polinom şeklinde çalışarak doz farkı üretir ve tedavi edilecek bölgenin alması gereken min dozu sağlamaya çalışır. Fakat elde edilen doz dağılımının konformalitesinin sağlanabilmesi için dozu hedef hacme doğru iten ek değer fonksiyonları da kullanılmalıdır (IMS, 2013; Korkmaz, 2015).

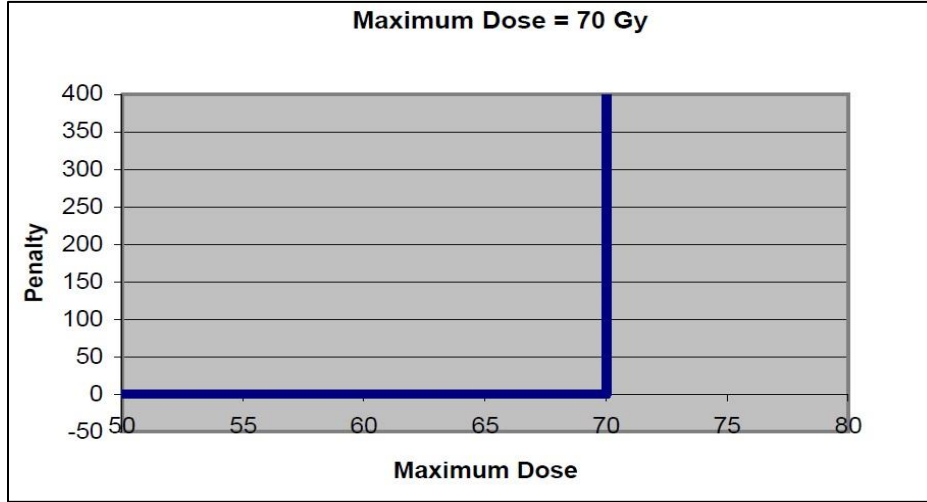
➤ Quadratic Over Dose: Bu değer fonksiyonu hem riskli organlar hem de hedef tümör için yüksek doz değerlerini sınırlayıcı olarak kullanılan fiziksel doz tabanlı değer fonksiyonudur. Bu değer fonksiyonu “Target Penalty” değer fonksiyonuna yardımcı olarak kullanıldığında hedef hacim içerisinde reçete edilen dozun bir miktar fazlasının oluşabilmesine izin vererek yüksek dozların kontrol altına alınmasını sağlar. İzin verilen bu değer aşağı yukarı tolere edilecek şekilde tanımlanır.

İlkine göre belirli marjlar verilerek birden fazla Quadratic Overdose değer fonksiyonu kullanılabilir. Böylelikle hedef hacim dışında da oluşabilecek yüksek dozların sınırlandırılması yapılır ve etrafındaki kritik organların yüksek doz maruziyeti engellenerek konformal bir izodoz dağılımı elde edilir ( Şekil 21).



Şekil 21: Temsili Quadratic Overdose değer fonksiyonu

➤ Maximum Dose: Fiziksel doz tabanlı olan bu değer fonksiyonu uygulanan hacim içerisinde oluşabilecek maksimumları kontrol altına alan güçlü bir fonksiyondur. Hacim içerisinde Maximum Dose değer fonksiyonuna tanımlanan doz değeri bir engel gibi davranır ve zorlayıcı değerlerde tutulup dikkatli kullanılmadığı zaman planın konformalitesini düşürür, özellikle hedef hacmin reçete edilen dozu almamasına neden olabilir (Şekil 22) (IMS, 2013; Korkmaz, 2015).



Şekil 22: Temsili Maximum Doz değer fonksiyonu

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

FIF planlama tekniğinde Elekta marka işletim sistemi Linux olan CMS – XIO 5.00 TPS kullanılmıştır (Şekil 23).

**XiO®**  
Treatment Planning System

Patient File Maintenance

Teletherapy

Source File Maintenance

XiO is a comprehensive 3D IMRT treatment planning platform that combines the latest tools and most robust dose calculation algorithms with an intuitive, user-friendly interface, allowing users to generate plans quickly and accurately to optimize radiation therapy delivery.

**Impac Medical Systems, Inc.**  
13723 Riverport Drive, Suite 100,  
Maryland Heights, MO 63043, U.S.A.  
support@elekta.com www.elekta.com

**ELEKTA**

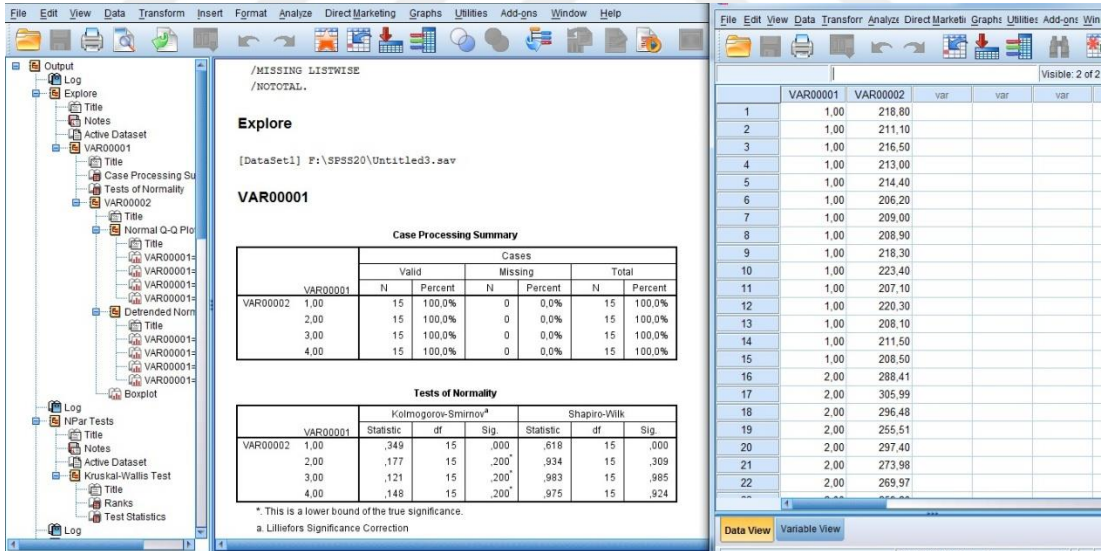
Jul 21 2016 08:56 PM

Şekil 23: CMS – XiO TPS

CMS XiO 5.00 TPS (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA); yeni araçları ve sağlıklı doz hesaplama algoritmalarını birleştirerek doğru dağılımını sağlayan kapsamlı bir 3D YART tedavi planlama platformudur. 2D, 3D, çok yapraklı kolimatör (ÇYK) tabanlı YART, katı kompensatör tabanlı YART ve brakiterapi gibi tedavi modalitelerini içerir. Dinamik konformal arc terapi ve stereotaktik RT de ayrıca desteklenmiştir. Sahip olduğu hesaplama algoritmaları fotonlar için; Clarkson, Fast Fourier Transform (FFT) (Hızlı Fourier Dönüşüm), Superposition, Convolution, elektron için ise Pencil Beam algoritmasıdır. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilir ve DVH görüntüleyebilir.

### 3.1.4. SPSS Veri Analiz Programı

Çalışma kapsamında 15 erken evre sol meme kanserli hastanın sanal tedavi planlarından elde edilen dozimetrik verilerin değerlendirilmesi için SPSS 20.0 (Statistical Package for Social Sciences) paket programı kullanılmıştır (Şekil 24).



Şekil 24: SPSS 20.0 İstatiksel Veri Analiz Programı

### 3.2. YÖNTEM

Çalışmamızda Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda daha önce RT görmüş 15 erken evre sol meme kanserli hastanın mevcut BT görüntüleri üzerine dozimetrik olarak karşılaştırmak amacıyla yeniden planlama yapılmıştır. Her bir hasta için Elekta marka CMS – XiO 5.00 TPS' nde ileri planlama FIF- KRT ve MONACO 5.1 TPS' nde ters planlama tYART, tVMAT ve cVMAT olmak üzere 4 farklı planlama yapılmıştır. Tüm planlarda 6MV X-ışınları kullanılmıştır. Ters planlama teknikleriyle daha kıyaslanabilir olması açısından hedef hacmin % 98 volümünün en az reçete edilen dozun %95'ini alması plan kabul şartımızdır. Ayrıca tüm planlarda reçete edilen doz 50 Gy 25 fraksiyon olarak uygulanmıştır.

Hedef hacim olarak görünen meme dokusu CTV (Clinic Target Volume) olarak tanımlanmıştır. Sol akciğer, kalp, sol ön inen arter LAD (left anterior descending artery), sağ akciğer ve karşı meme ise risk altındaki organlardır. BT görüntüleri radyasyon onkoloğu tarafından daha öncesinde konturlanmıştır. Cilt dozundan kaçınmak amacıyla CTV hacmi 5mm cilt içerisine çekilerek CTV<sub>in</sub> (CTV – inner) olarak tanımlanmıştır. Tüm planlardaki hedef hacim değerlendirmeleri CTV<sub>in</sub> üzerinden yapılmıştır. Ters planlama teknikleri için optimizasyon işlemlerinde kullanılmak üzere ise CTV<sub>in</sub> hacmine 0,8 cm marj verilerek dış kontur ve akciğer volümü çıkarılarak PTV hacmi oluşturulmuştur. Ayrıca sağ kalımı yüksek erken evre meme kanserlerinde normal dokudaki düşük doz değerlendirilmesi amacıyla tüm hacimden PTV hacmi dışarlanarak ND (Normal Doku) tanımlaması yapılmıştır.

tYART, tVMAT, cVMAT planlama teknikleri için riskli organ tolere doz sınırlandırmaları olarak aşağıdaki değerler ters planlama için TPS sistemine girilmiştir;

Sol Akciğer ; V20 < %10, V10 < %30, V5 < %40

Sağ Akciğer ; Dmean < 2Gy

Kalp ; V25 < % 10, V2 < %70

Karşı Meme; V2 < %10

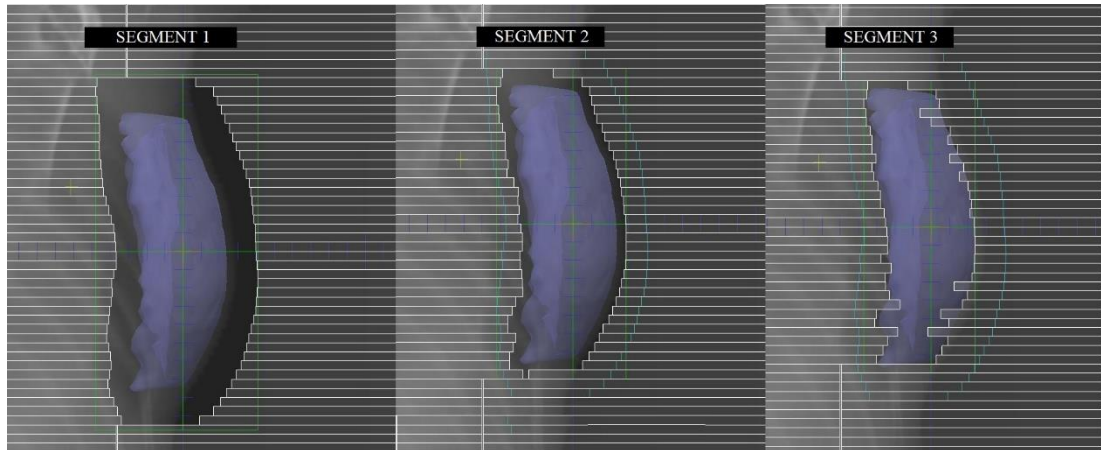
Maksimum dozun CTV<sub>in</sub> içinde %109'u geçmemesi dikkate alınmıştır. Reçete edilen dozun hedef hacmi daha konformal sarabilmesi için "patient" Quadratic Overdose fonksiyonu ile desteklenmiştir (Şekil 25).

Structure	Cost Function	Enabled	Status	Manual	Weight	Reference Dose (cGy)	Multicriterial	Isoconstraint
PTV	Target Penalty	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	1.00			5000.0
	Quadratic Overdose	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	0.01	5200.0		100.0
	Maximum Dose	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	19.12			5450.0
Lung(L)	Parallel	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	0.02	2000.0	<input type="checkbox"/>	20.00
	Parallel	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	0.25	1000.0	<input type="checkbox"/>	30.00
	Parallel	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	48.95	500.0	<input type="checkbox"/>	40.00
Lung(R)	Serial	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	0.08		<input type="checkbox"/>	200.0
Heart	Parallel	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	0.01	2500.0	<input type="checkbox"/>	10.00
	Parallel	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	0.10	200.0	<input type="checkbox"/>	70.00
Karsi Meme	Parallel	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	1700.04	200.0	<input type="checkbox"/>	10.00
patient	Quadratic Overdose	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	0.01	5000.0	<input type="checkbox"/>	100.0
	Quadratic Overdose	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	0.01	4500.0	<input type="checkbox"/>	70.0
	Quadratic Overdose	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	0.01	3800.0	<input type="checkbox"/>	50.0
	Quadratic Overdose	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	104.52	3000.0	<input type="checkbox"/>	30.0
	Maximum Dose	<input checked="" type="checkbox"/>	On	<input type="checkbox"/>	0.01			5100.0

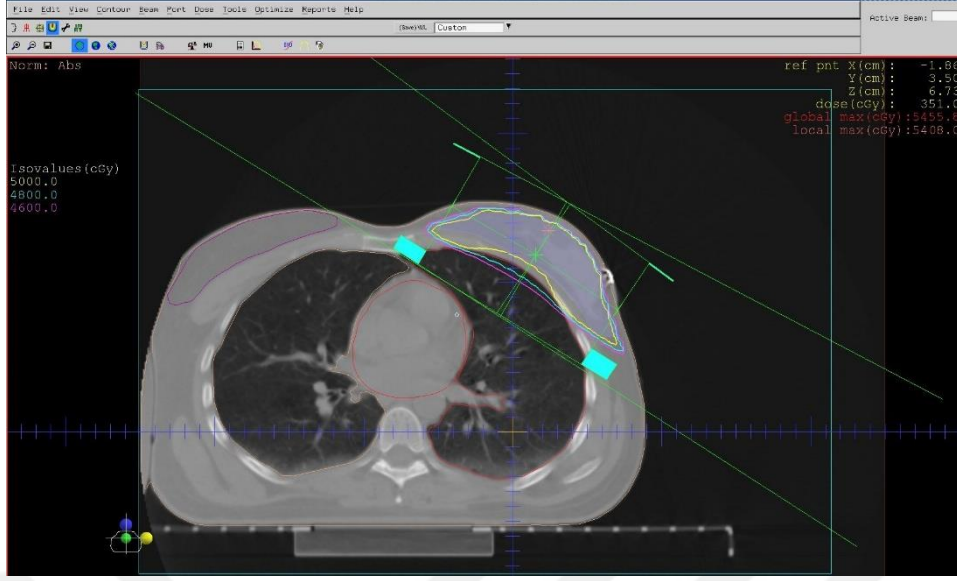
Şekil 25: Tüm ters planlama tekniklerinde kullanılan kısıtlayıcı fonksiyonlar

### 3.2.1. Alan içinde Alan Konformal Radyoterapi Tekniği (FiF – KRT)

Alan içinde alan tekniğinde  $300^{\circ} \pm 10^{\circ}$  lik memenin ve karşı memenin durumuna uygun iki tanjansiyel alanlar kullanıldı. CTV<sub>in</sub> içindeki yüksek dozları düşürmek amacıyla alan başına 3 segment oluşturuldu (Şekil 26). Hedef hacmin  $1\text{cm}^3$ 'ü içinde oluşan maksimum dozun %108'i aşmamasına ve reçete edilen 50Gy dozun en az %98'sini almasına dikkat edildi (Şekil 27). Algoritma olarak superposition algoritması seçildi.



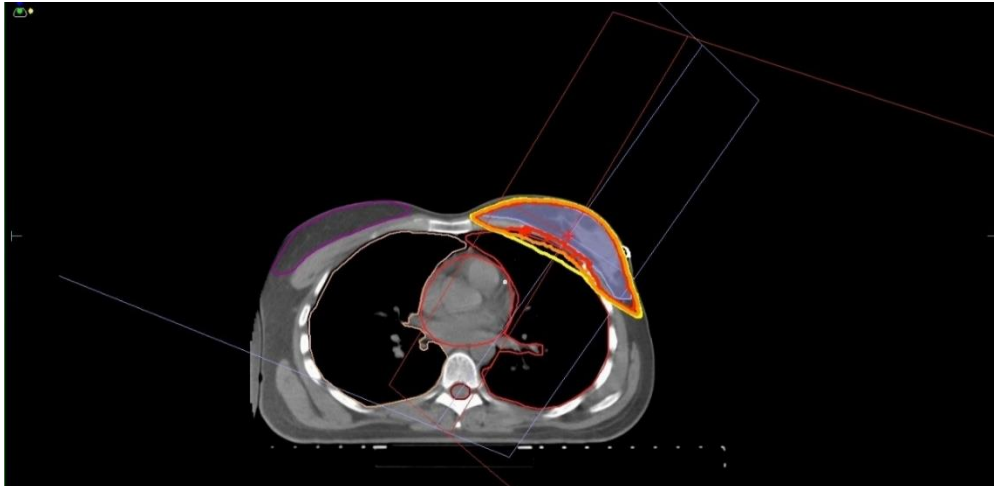
Şekil 26: FiF – KRT için oluşturulan alt segmentler



Şekil 27: Yapılan FIF – KRT planları (XIO – CMS TPS)

### 3.2.2. Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (tYART)

Elekta marka XiO planlama sisteminden MONACO TPS' ne aktarılan hastaların CT görüntülerine FIF – KRT tekniğinde kullanılan tanjansiyel alanlar kullanılarak uygun açılarda tYART ters planlama yapılmıştır (Şekil 28). Bu teknikte 6MV foton ışınları kullanılmıştır. Dinamik çok yapraklı kolimatör modu seçilmiştir. Kullanılan tanjansiyel alanların açıları hastanın anatomik yapısına ve meme hacmine göre değişiklik göstermektedir. Doz hesaplamalarında Monte Carlo algoritması kullanılarak “min. segment width (cm)” 1 cm, “control point” 140, “grid spacing (cm)” 0,3cm ve “statistical uncertainty (%)” 0,5 olarak ayarlanmıştır.

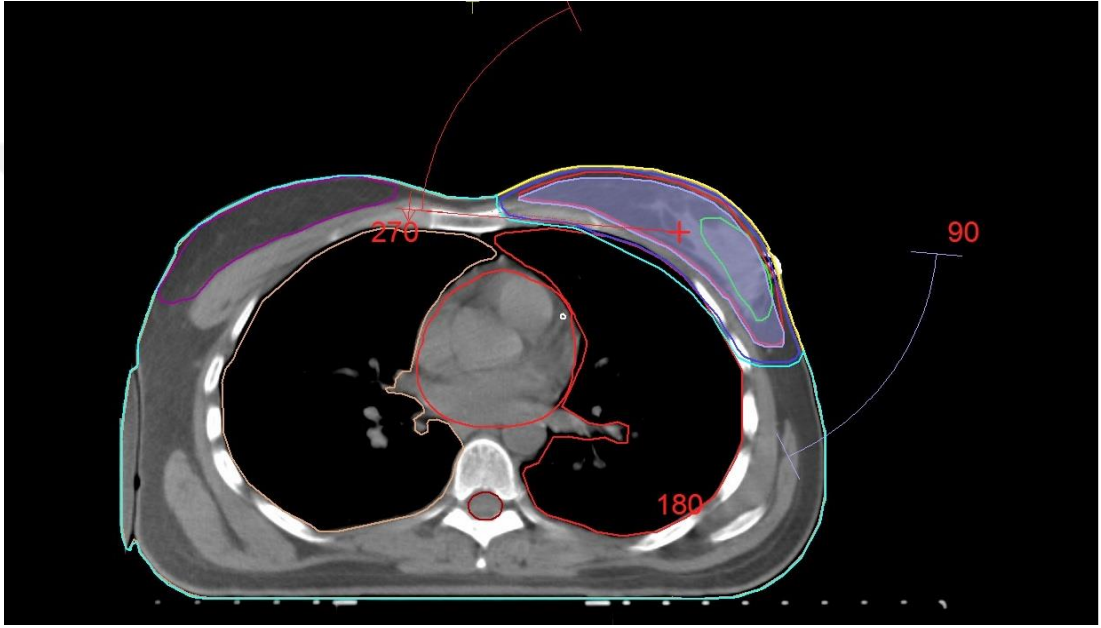


Şekil 28: Yapılan tYART planları (MONACO TPS)

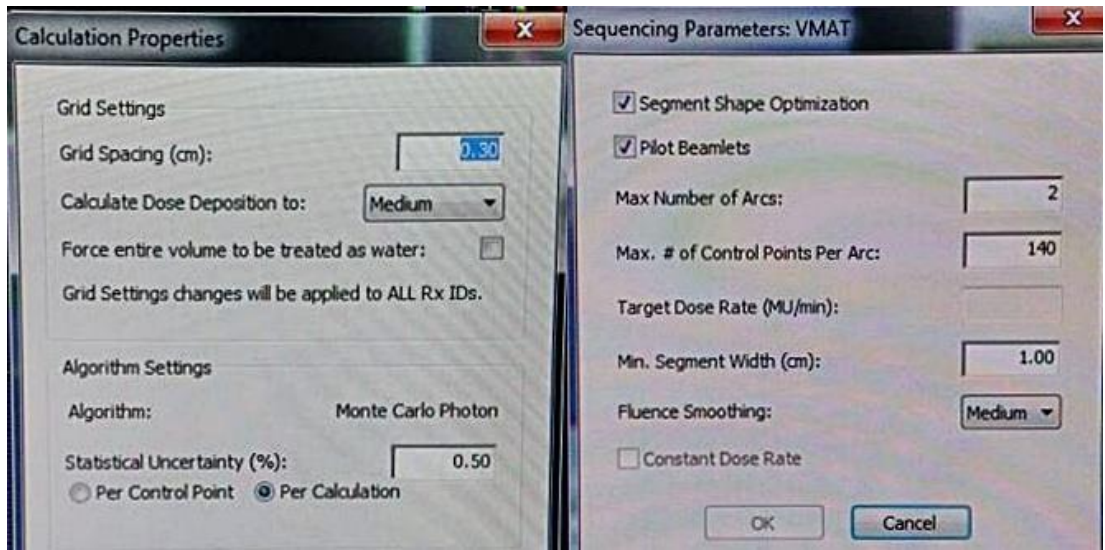


### 3.2.3. Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (tVMAT)

Bu teknikte FIF – KRT ve tYART tekniğinde kullanılan tanjansiyel alanlara  $\pm 15^\circ$  eklenerek başlangıç açıları hastanın anatomik yapısına uygun seçilmiştir.  $60^\circ$ 'lik her bir tanjansiyel alanlar için ters yönlü 2 ark kullanılmıştır (Şekil 29). tYART tekniğinde kullanılan “min. segment width (cm)”, “control point”, “grid spacing” ve “statistical uncertainty” parametreleri aynı bırakılmıştır (Şekil 30).



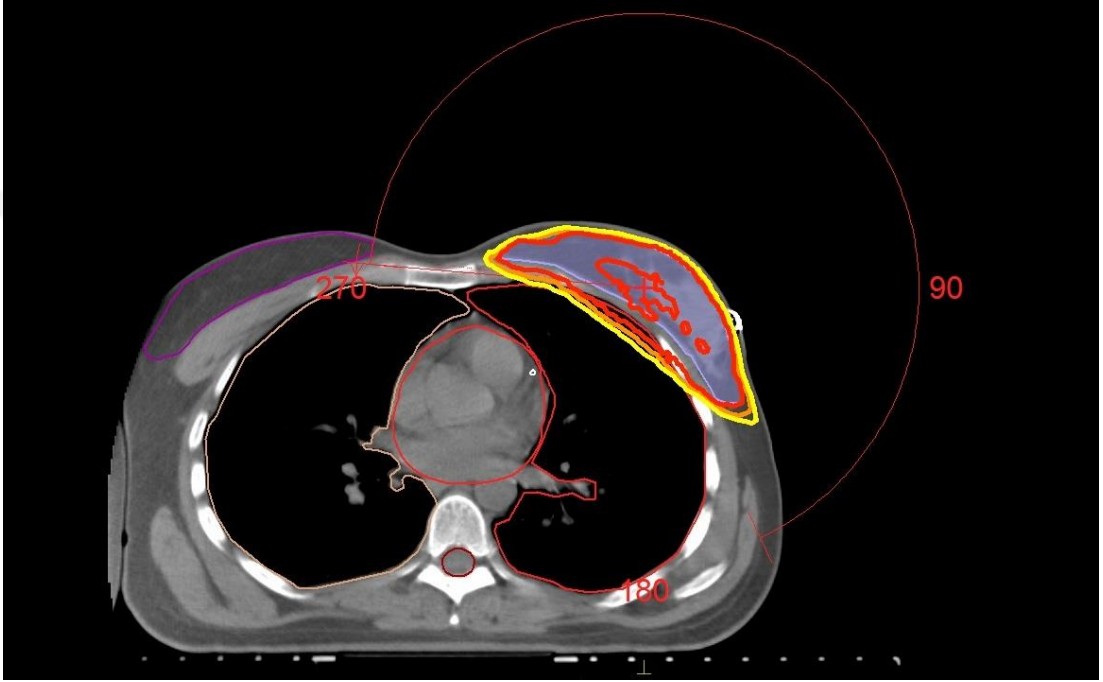
Şekil 29: Yapılan tVMAT planları (MONACO TPS)



Şekil 30: Ters planlama teknikleri için plan parametreleri

### 3.2.4. Sürekli Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (cVMAT)

Sürekli tanjansiyel volümetrik ayarlı ark tedavi tekniğinde tVMAT tekniğinin başlangıç açısı kullanılarak tanjansiyel alanları kapsayacak şekilde 230° - 240°'lik yay oluşturulmuştur. Oluşturulan bu yay ters yönlü 2 ark içermektedir. Plan parametreleri ve doz kısıtlayıcı fonksiyonlar diğer ters planlama teknikleriyle aynıdır (Şekil 31).



Şekil 31: Yapılan cVMAT planları (MONACO – TPS)

### 3.2.5. İstatistiksel Analiz

15 erken evre sol meme kanserli hastanın FIF – KRT, tYART, tVMAT, cVMAT olmak üzere 4 farklı RT tekniği istatistiksel olarak karşılaştırılırken; normal dağılımlarına uygunluğu SPSS programında “Shapiro – Wilk” testi ile değerlendirilmiştir. Tüm verilerin normal dağılıma uygunluğu sonucunda “One Way Anova” yani tek yönlü varyans analizi yapılmıştır. Parametrik koşullar sağlanıyorsa ikili karşılaştırmalar için “Benferroni” testi kullanılmıştır. Verilerden herhangi bir tanesi normal dağılıma uymuyorsa ikiden fazla bağımsız değişken için parametrik olmayan “Kruskal – Wallis” testi kullanılmıştır. Parametrik koşulların uygunluğu durumunda “Mann – Whitney U” testi ile analiz edilmiştir. İstatistiksel analizler

sonucunda tüm veriler için; ortalama, medyan, maksimum, minimum ve standart sapma değerleri gösterilmiştir. Veriler SPSS 20 programı ile  $p \leq 0,05$  anlamlılık düzeyi kabul edilerek analiz edilmiştir.



#### 4. BULGULAR

Retrospektif çalışmamızda Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda daha önceden RT almış 15 erken evre sol meme kanseri hastanın sistemde mevcut BT görüntüleri kullanılarak her bir hasta için 4 farklı plan simülasyonları yapılmıştır. Hedef hacim, kritik riskli organlar ve ND dozlarının DVH yardımıyla karşılaştırılmasında kullanılan göstereimler ve açıklamaları Tablo 1' de gösterilmiştir.

**Tablo 1: Kullanılan terimler ve açıklamaları**

Gösterim	Açıklama
$D_{max}$ (Gy)	İlgili hacimdeki maksimum doz (CTV <sub>in</sub> için 1cm <sup>3</sup> 'teki doz miktarı)
$D_{ort}$ (Gy)	İlgili hacimdeki, ortalama doz
$D_{%98}$ (Gy)	İlgili hacmin %98'inin aldığı doz
CN	Konformalite Numarası
HI	Homojenite Katsayısı
$V_3$ (%)	İlgili hacmin, 3 Gy doz alan yüzdesi
$V_5$ (%)	İlgili hacmin, 5 Gy doz alan yüzdesi
$V_{10}$ (%)	İlgili hacmin, 10 Gy doz alan yüzdesi
$V_{20}$ (%)	İlgili hacmin, 20 Gy doz alan yüzdesi
$V_{30}$ (%)	İlgili hacmin, 30 Gy doz alan yüzdesi
$V_{40}$ (%)	İlgili hacmin, 40 Gy doz alan yüzdesi
$V_{50}$ (%)	İlgili hacmin, 50 Gy doz alan yüzdesi

4 farklı tedavi planlama tekniğinin karşılaştırıldığı bu çalışmada CTV<sub>in</sub>'e ait DVH'ları yardımıyla hedef hacme ait D<sub>max</sub> (Gy / cm<sup>3</sup>), D<sub>ort</sub> (Gy), D<sub>%98</sub> (Gy), CN ve HI değerleri karşılaştırılmıştır. Her bir riskli organ için ise D<sub>max</sub> (Gy), D<sub>ort</sub> (Gy) değerlerinin yanı sıra ilgili organların yüksek doz ve düşük doz bölgeleri plan DVH'ları ile değerlendirilmiştir. Ayrıca 4 farklı teknik için MU karşılaştırması yapılmıştır.

#### 4.1. Hedef Volüm (CTV<sub>in</sub>)

##### 4.1.1. CTV<sub>in</sub>' e ait D<sub>max</sub> (Gy / cm<sup>3</sup>) Verilerinin Sonuçları

Erken evre sol meme kanseri 15 hasta için yapılan 4 farklı tedavi planlama tekniğinde CTV<sub>in</sub> hacminin 1cm<sup>3</sup>'ündeki maksimum doz değerleri ve istatistiksel analizinin sonuçları, sırasıyla Tablo 2 ve Tablo 3'de verilmiştir.

**Tablo 2: CTV<sub>in</sub>'e ait D<sub>max</sub> (Gy/cm<sup>3</sup>) verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	54,85	53,29	52,95	53,47
2	54,32	53,62	53,88	53,78
3	54,61	53,31	53,94	53,79
4	54,37	53,24	54,17	53,67
5	54,32	53,46	53,45	54,17
6	54,35	53,46	53,26	53,69
7	54,43	53,46	53,48	53,46
8	54,26	53,77	53,11	53,74
9	54,87	53,63	54,03	53,68
10	54,49	53,84	53,59	53,70
11	54,59	53,40	53,94	52,77
12	54,80	53,04	53,65	53,88
13	54,39	53,68	53,42	52,97
14	54,39	53,21	53,59	53,70
15	54,33	53,25	53,65	53,55

**Tablo 3: CTV<sub>in</sub>'e ait D<sub>max</sub> (Gy/cm<sup>3</sup>) cinsinden 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	<b>FIF - KRT</b>	<b>tYART</b>	<b>tVMAT</b>	<b>cVMAT</b>
<b>Ortalama</b>	54,49	53,44	53,61	53,60
<b>Medyan</b>	54,39	53,46	53,59	53,69
<b>Minimum</b>	54,26	53,04	52,95	52,77
<b>Maksimum</b>	54,87	53,84	54,17	54,17
<b>Std. Sapma</b>	±0,20	±0,23	±0,35	±0,34

D<sub>max</sub> (Gy/cm<sup>3</sup>) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Medyan D<sub>max</sub> (Gy/cm<sup>3</sup>) değerleri bakımından, en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT (54,39±0,20), en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tYART (53,46±0,23)'dir (Tablo 3).

D<sub>max</sub> (Gy/cm<sup>3</sup>) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 4'te gösterilmektedir.

**Tablo 4: CTV<sub>in</sub>'e ait D<sub>max</sub> (Gy/cm<sup>3</sup>) istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,000
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	0,148
tYART ile cVMAT	0,037
tVMAT ile cVMAT	0,683

#### 4.1.2. CTV<sub>in</sub>' e ait D<sub>ort</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 5'te 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için CTV<sub>in</sub> hacmine ait D<sub>ort</sub> (Gy) değerleri verilmektedir.

**Tablo 5: CTV<sub>in</sub>'e ait D<sub>ort</sub> (Gy) verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	53,05	51,18	50,99	51,24
2	52,48	51,71	51,39	51,62
3	52,67	51,26	51,18	51,17
4	52,58	51,41	51,98	51,67
5	52,23	51,30	50,93	51,11
6	52,16	51,39	51,05	51,72
7	52,55	51,79	51,34	50,89
8	52,14	51,49	51,46	52,07
9	53,16	51,36	51,97	51,39
10	52,50	51,90	51,78	51,90
11	52,55	51,70	51,21	50,56
12	53,09	51,41	51,43	51,84
13	52,35	51,63	51,22	50,96
14	52,67	51,04	51,33	51,69
15	52,10	51,27	51,33	51,28

4 farklı tedavi planlama tekniğinde CTV<sub>in</sub> hacmine ait D<sub>ort</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 6'da verilmiştir.

**Tablo 6: CTV<sub>in</sub>'e ait Gy cinsinden 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	52,55	51,45	51,37	51,41
<b>Medyan</b>	52,55	51,41	51,33	51,39
<b>Minimum</b>	52,10	51,04	50,93	50,56
<b>Maksimum</b>	53,16	51,90	51,98	52,07
<b>Std. Sapma</b>	±0,34	±0,24	±0,32	±0,43

D<sub>ort</sub> (Gy) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Ortalama  $D_{ort}$  (Gy) değerleri bakımından, en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $52,55\pm0,34$ ), en kk değere sahip tedavi planlama tekniği ise tVMAT ( $51,37\pm0,32$ )’dir (Tablo 6).

$D_{ort}$  (Gy) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 7’de gösterilmektedir.

**Tablo 7: CTVin’e ait  $D_{ort}$  (Gy) istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,000
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	1,000
tYART ile cVMAT	1,000
tVMAT ile cVMAT	1,000



#### 4.1.3. CTV<sub>in</sub>' e ait D<sub>%98</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 8'de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için CTV<sub>in</sub> hacmine ait D<sub>%98</sub> (Gy) değerleri verilmektedir.

**Tablo 8: CTV<sub>in</sub>'e ait D<sub>%98</sub> (Gy) verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	47,52	49,20	48,42	49,41
2	48,36	48,49	47,74	49,80
3	48,08	47,97	47,50	48,96
4	47,81	48,92	48,95	47,48
5	47,75	47,92	47,85	48,25
6	48,11	47,89	48,25	50,05
7	48,39	49,76	48,37	48,44
8	48,16	48,66	49,49	50,34
9	47,68	47,54	48,86	49,10
10	48,08	47,70	49,50	49,01
11	48,27	48,63	48,85	48,39
12	48,03	48,59	48,50	49,43
13	48,31	47,98	48,08	49,10
14	48,39	47,91	48,11	50,11
15	49,02	48,47	49,03	48,87

4 farklı tedavi planlama tekniğinde CTV<sub>in</sub> hacmine ait D<sub>%98</sub> (Gy) istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 9'da verilmiştir.

**Tablo 9: CTV<sub>in</sub>'e ait Gy cinsinden 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	48,13	48,31	48,50	49,11
<b>Medyan</b>	48,11	48,20	48,42	49,10
<b>Minimum</b>	47,52	47,54	47,50	47,48
<b>Maksimum</b>	49,02	49,76	49,50	50,34
<b>Std. Sapma</b>	±0,37	±0,57	±0,61	±0,77

D<sub>%98</sub> (Gy) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Ortalama  $D_{\%98}$  (Gy) değerleri bakımından, en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği cVMAT ( $49,11\pm0,77$ ), en kk değere sahip tedavi planlama tekniği ise FIF - KRT ( $48,13\pm0,37$ )'dir (Tablo 9).

$D_{\%98}$  (Gy) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 10'da gösterilmektedir.

**Tablo 20: CTV<sub>in</sub>'e ait  $D_{\%98}$  (Gy) istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	1,000
FIF - KRT ile tVMAT	0,586
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	1,000
tYART ile cVMAT	0,040
tVMAT ile cVMAT	0,040

#### 4.1.4. CTV<sub>in</sub>' e ait Konformalite Numarası (CN) Verilerinin Sonuçları

Tablo 11'de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için CTV<sub>in</sub> hacmine ait konformalite numarası (CN) değerleri verilmektedir.

**Tablo 11: CTV<sub>in</sub>' e ait konformalite numarası (CN) verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	0,61	0,67	0,62	0,67
2	0,64	0,63	0,64	0,66
3	0,66	0,67	0,63	0,67
4	0,71	0,78	0,71	0,71
5	0,63	0,63	0,64	0,64
6	0,74	0,72	0,62	0,72
7	0,63	0,67	0,61	0,67
8	0,63	0,68	0,63	0,67
9	0,64	0,70	0,61	0,62
10	0,54	0,71	0,67	0,72
11	0,63	0,71	0,71	0,76
12	0,56	0,62	0,63	0,63
13	0,61	0,63	0,61	0,66
14	0,65	0,64	0,64	0,68
15	0,69	0,70	0,64	0,70

4 farklı tedavi planlama tekniğinde CTV<sub>in</sub> hacmine ait konformalite numarası (CN) istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 12'de verilmiştir.

**Tablo 12: CTV<sub>in</sub>' e ait CN değerleri için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,010)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	0,64	0,68	0,64	0,68
<b>Medyan</b>	0,64	0,67	0,63	0,66
<b>Minimum</b>	0,54	0,62	0,61	0,62
<b>Maksimum</b>	0,74	0,78	0,72	0,77
<b>Std. Sapma</b>	±0,05	±0,04	±0,03	±0,05

CN değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Medyan CN değerleri bakımından, en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği tYART ( $0,67\pm 0,04$ ), en kk değere sahip tedavi planlama tekniği ise tVMAT ( $0,63\pm 0,03$ )'dir (Tablo 12).

CN değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 13'da gösterilmektedir.

**Tablo 13: CTV<sub>in</sub>'e ait CN değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,045
FIF - KRT ile tVMAT	0,806
FIF - KRT ile cVMAT	0,015
tYART ile tVMAT	0,019
tYART ile cVMAT	0,967
tVMAT ile cVMAT	0,060

#### 4.1.5. CTV<sub>in</sub>' e ait Homojenite Katsayısı (HI) Verilerinin Sonuçları

Tablo 14'de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için CTV<sub>in</sub> hacmine ait homojenite katsayısı (HI) değerleri verilmektedir.

**Tablo 14: CTV<sub>in</sub>' e ait homojenite katsayısı (HI) verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	0,13	0,09	0,08	0,07
2	0,11	0,09	0,11	0,07
3	0,12	0,11	0,11	0,09
4	0,12	0,07	0,09	0,11
5	0,12	0,10	0,10	0,10
6	0,12	0,10	0,09	0,06
7	0,11	0,06	0,09	0,09
8	0,11	0,09	0,06	0,06
9	0,13	0,11	0,09	0,08
10	0,12	0,11	0,07	0,08
11	0,11	0,09	0,07	0,08
12	0,12	0,08	0,09	0,08
13	0,11	0,10	0,09	0,07
14	0,11	0,09	0,09	0,06
15	0,10	0,08	0,08	0,08

4 farklı tedavi planlama tekniğinde CTV<sub>in</sub> hacmine ait homojenite katsayısı (HI) istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 15'de verilmiştir.

**Tablo 15: CTV<sub>in</sub>' e ait HI değerleri için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	0,12	0,09	0,09	0,08
<b>Medyan</b>	0,12	0,09	0,09	0,08
<b>Minimum</b>	0,10	0,06	0,06	0,06
<b>Maksimum</b>	0,13	0,11	0,11	0,11
<b>Std. Sapma</b>	±0,01	±0,01	±0,01	±0,02

HI değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Ortalama HI değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği cVMAT ( $0,08\pm 0,02$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise FIF – KRT ( $0,12\pm 0,01$ )’dir (Tablo 15).

HI değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 16’da gösterilmektedir.

**Tablo 16: CTV<sub>in</sub>’e ait HI değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,000
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	1,000
tYART ile cVMAT	0,038
tVMAT ile cVMAT	0,242

## 4.2. Kritik Organ Sol Akciğerde Oluşan Dozların Bulguları

### 4.2.1. Sol Akciğerde Oluşan $D_{max}$ (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 17’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sol akciğerde oluşan  $D_{max}$  değerleri verilmektedir.

**Tablo 17: Sol akciğerde oluşan  $D_{max}$  (Gy) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	53,28	51,85	54,45	53,83
2	53,02	52,12	53,22	53,88
3	52,12	52,08	52,51	50,94
4	52,09	50,62	52,36	52,72
5	52,37	50,97	52,70	52,44
6	51,60	51,99	53,98	53,21
7	51,88	50,30	53,66	53,72
8	53,52	51,60	53,59	52,83
9	53,46	51,07	54,31	53,71
10	52,55	52,56	53,88	53,02
11	53,85	52,71	50,00	53,62
12	53,03	52,86	54,06	53,59
13	52,90	52,18	53,52	52,80
14	52,70	51,42	52,66	53,39
15	50,77	51,59	54,02	53,40

4 farklı tedavi planlama tekniğinde sol akciğerde oluşan  $D_{max}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 18’de verilmiştir.

**Tablo 18: Sol akciğerde oluşan  $D_{max}$  için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları ( $p=0,000$ )**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	52,61	51,73	53,26	53,14
<b>Medyan</b>	52,70	51,85	53,59	53,39
<b>Minimum</b>	50,77	50,30	50,00	50,94
<b>Maksimum</b>	53,85	52,86	54,45	53,88
<b>Std. Sapma</b>	$\pm 0,82$	$\pm 0,75$	$\pm 1,12$	$\pm 0,76$

Sol akciğerde oluşan  $D_{max}$  (Gy) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği tYART ( $51,85 \pm 0,75$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tVMAT ( $53,59 \pm 1,12$ )'dir (Tablo 18).

$D_{max}$  (Gy) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 19'da gösterilmektedir.

**Tablo 19: Sol akciğerde oluşan  $D_{max}$  (Gy) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,005
FIF - KRT ile tVMAT	0,023
FIF - KRT ile cVMAT	0,045
tYART ile tVMAT	0,000
tYART ile cVMAT	0,000
tVMAT ile cVMAT	0,389



#### 4.2.2. Sol Akciğerde Oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 20’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sol akciğerde oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) değerleri verilmektedir.

**Tablo 20: Sol akciğerde oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	7,63	9,29	9,55	8,55
2	6,32	7,79	7,91	8,65
3	7,52	8,73	8,34	7,96
4	8,08	8,80	8,89	10,40
5	8,79	10,72	9,58	9,61
6	8,00	7,77	9,60	9,28
7	8,12	8,80	10,10	9,70
8	8,44	8,50	10,81	10,44
9	9,34	8,99	10,92	10,33
10	9,51	8,25	8,72	8,69
11	11,51	13,48	10,42	11,49
12	7,25	9,94	8,14	9,14
13	9,09	11,43	9,97	9,54
14	7,24	10,82	8,27	9,01
15	7,63	7,67	9,76	9,08

4 farklı tedavi planlama tekniğinde sol akciğerde oluşan D<sub>ort</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 21’de verilmiştir.

**Tablo 21: Sol akciğerde oluşan D<sub>ort</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,014)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	8,30	9,40	9,40	9,46
<b>Medyan</b>	8,08	8,80	9,58	9,28
<b>Minimum</b>	6,32	7,67	7,91	7,96
<b>Maksimum</b>	11,51	13,48	10,92	11,49
<b>Std. Sapma</b>	±1,24	±1,61	±0,98	±0,91

Sol akciğerde oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Medyan  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $8,08\pm 1,24$ ), en byk değere sahip tedavi planlama tekniği ise tVMAT ( $9,58\pm 0,98$ )’dir (Tablo 21).

$D_{ort}$  (Gy) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 22’de gösterilmektedir.

**Tablo 22: Sol akciğerde oluşan  $D_{ort}$  (Gy) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,037
FIF - KRT ile tVMAT	0,004
FIF - KRT ile cVMAT	0,004
tYART ile tVMAT	0,624
tYART ile cVMAT	0,461
tVMAT ile cVMAT	1,000

#### 4.2.3. Sol Akciğerde Oluşan V<sub>5</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 23’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sol akciğerde oluşan V<sub>5</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 23: Sol akciğerde oluşan V<sub>5</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	23,83	28,80	34,52	32,40
2	21,54	24,97	31,42	38,21
3	25,98	28,79	35,23	36,88
4	26,99	30,80	32,13	37,31
5	26,83	32,21	34,49	39,38
6	26,52	32,04	38,07	38,13
7	27,32	30,47	35,98	35,41
8	27,15	28,85	40,88	37,48
9	28,79	29,92	36,15	34,66
10	29,08	26,67	34,70	36,60
11	33,57	39,21	37,92	40,17
12	23,12	29,85	29,03	34,82
13	27,70	34,36	35,17	36,10
14	23,48	32,86	30,57	36,12
15	24,27	24,70	39,52	35,76

4 farklı tedavi planlama tekniğinde sol akciğerde oluşan V<sub>5</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 24’te verilmiştir.

**Tablo 24 Sol akciğerde oluşan V<sub>5</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	26,41	30,30	35,05	36,62
<b>Medyan</b>	26,83	29,92	35,17	36,60
<b>Minimum</b>	21,54	24,70	29,03	32,40
<b>Maksimum</b>	33,57	39,21	40,88	40,17
<b>Std. Sapma</b>	±2,95	±3,68	±3,30	±1,96

Sol akciğerde oluşan V<sub>5</sub> (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Ortalama  $V_5$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $26,41 \pm 2,95$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise cVMAT ( $36,62 \pm 1,96$ )’dir (Tablo 24).

$V_5$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 25’te gösterilmektedir.

**Tablo 25: Sol akciğerde oluşan  $V_5$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,005
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	0,000
tYART ile cVMAT	0,000
tVMAT ile cVMAT	0,966

#### 4.2.4. Sol Akciğerde Oluşan V<sub>10</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 26’da 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sol akciğerde oluşan V<sub>10</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 26: Sol akciğerde oluşan V<sub>10</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	18,60	22,50	21,51	22,40
2	16,45	18,84	22,13	21,80
3	19,99	20,92	23,51	21,63
4	20,74	21,91	22,92	27,57
5	21,78	25,36	24,49	27,23
6	20,86	24,26	25,54	25,85
7	21,36	22,01	26,98	25,72
8	22,08	21,77	29,62	28,30
9	23,71	23,51	27,30	25,97
10	23,85	20,07	24,29	24,62
11	27,79	31,16	28,30	30,02
12	18,69	23,26	21,54	22,93
13	22,53	27,38	25,45	24,76
14	18,27	25,60	21,75	23,01
15	19,47	18,74	28,58	25,40

4 farklı tedavi planlama tekniğinde sol akciğerde oluşan V<sub>10</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 27’de verilmiştir.

**Tablo 27: Sol akciğerde oluşan V<sub>10</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,001)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	21,08	23,15	24,93	25,15
<b>Medyan</b>	20,86	22,50	24,49	25,40
<b>Minimum</b>	16,45	18,74	21,51	21,63
<b>Maksimum</b>	27,79	31,16	29,62	30,02
<b>Std. Sapma</b>	±2,78	±3,29	±2,73	±2,49

Sol akciğerde oluşan V<sub>10</sub> (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Ortalama  $V_{10}$  değerleri bakımından, en kucuk değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $21,08\pm 2,78$ ), en buyuk değere sahip tedavi planlama tekniği ise cVMAT ( $25,15\pm 2,49$ )’dir (Tablo 27).

$V_{10}$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 28’te gösterilmektedir.

**Tablo 28: Sol akciğerde oluşan  $V_{10}$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,302
FIF - KRT ile tVMAT	0,003
FIF - KRT ile cVMAT	0,001
tYART ile tVMAT	0,556
tYART ile cVMAT	0,357
tVMAT ile cVMAT	1,000

#### 4.2.5. Sol Akciğerde Oluşan V<sub>20</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 29’da 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sol akciğerde oluşan V<sub>20</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 29: Sol akciğerde oluşan V<sub>20</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	14,52	18,22	15,56	14,42
2	12,06	14,64	13,26	13,6
3	15,08	16,21	13,87	12,59
4	15,43	16,29	15,91	19,8
5	17,38	20,96	16,66	16,74
6	15,95	19,02	16,09	15,96
7	16,03	16,37	19,24	18,2
8	17,2	16,4	19,9	20,02
9	18,78	17,56	20,16	19,48
10	19,08	15,4	14,95	14,68
11	22,54	25,94	21,16	22,25
12	14,18	19	14,67	15,81
13	17,97	22,73	17,7	16,59
14	13,78	21,11	14,16	15,04
15	15,18	14,28	15,92	16,1

4 farklı tedavi planlama tekniğinde sol akciğerde oluşan V<sub>20</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 30’da verilmiştir.

**Tablo 30: Sol akciğerde oluşan V<sub>20</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,230)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	16,34	18,28	16,61	16,75
<b>Medyan</b>	15,95	17,56	15,92	16,10
<b>Minimum</b>	12,06	14,28	13,26	12,59
<b>Maksimum</b>	22,54	25,94	21,16	22,25
<b>Std. Sapma</b>	±2,58	±3,25	±2,47	±2,69

Sol akciğerde oluşan V<sub>20</sub> (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (p>0,05).

Ortalama  $V_{20}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $16,34\pm 2,58$ ), en byk değere sahip tedavi planlama tekniği ise cVMAT ( $28,28\pm 3,25$ )’dir (Tablo 30).

#### 4.2.6. Sol Akciğerde Oluşan $V_{30}$ (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 31’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sol akciğerde oluşan  $V_{30}$  (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 31: Sol akciğerde oluşan  $V_{30}$  (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	11,68	13,92	10,56	9,29
2	8,82	11,13	8,9	9,15
3	11,01	12,73	7,92	6,77
4	11,84	12,76	11,5	14,1
5	14,07	17,67	11,51	10,4
6	12,22	15,16	10,86	9,86
7	12,22	12,79	13,82	12,73
8	13,42	12,58	14,03	14,18
9	15,03	13,15	15,03	14,65
10	15,27	11,96	9,34	8,86
11	18,93	22,43	16,01	16,37
12	10,65	15,81	9,71	10,95
13	14,53	19,05	13,22	12,15
14	10,6	17,65	9,76	10,03
15	11,82	10,97	9,96	10,45



4 farklı tedavi planlama tekniğinde sol akciğerde oluşan  $V_{30}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 32’de verilmiştir.

**Tablo 32: Sol akciğerde oluşan  $V_{30}$  için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları ( $p=0,005$ )**

	<b>FIF - KRT</b>	<b>tYART</b>	<b>tVMAT</b>	<b>cVMAT</b>
<b>Ortalama</b>	12,80	14,65	11,48	11,33
<b>Medyan</b>	12,22	13,15	10,86	10,45
<b>Minimum</b>	8,82	10,97	7,92	6,77
<b>Maksimum</b>	18,93	22,43	16,01	16,37
<b>Std. Sapma</b>	$\pm 2,47$	$\pm 3,27$	$\pm 2,42$	$\pm 2,62$

Sol akciğerde oluşan  $V_{30}$  (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Ortalama  $V_{30}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği cVMAT ( $11,33 \pm 2,62$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tYART ( $14,65 \pm 3,27$ )’dir (Tablo 32).

$V_{30}$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 33’te gösterilmektedir.

**Tablo 33: Sol akciğerde oluşan  $V_{30}$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,413
FIF - KRT ile tVMAT	1,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,855
tYART ile tVMAT	0,014
tYART ile cVMAT	0,009
tVMAT ile cVMAT	1,000

#### 4.2.7. Sol Akciğerde Oluşan V<sub>50</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 34’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sol akciğerde oluşan V<sub>50</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 34: Sol akciğerde oluşan V<sub>50</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	1,81	0,24	1,74	0,98
2	0,87	0,46	0,43	1,00
3	0,28	0,09	0,14	0,01
4	0,70	0,00	0,74	1,13
5	1,60	0,08	1,08	0,72
6	0,30	0,10	1,19	0,59
7	0,69	0,00	1,13	1,02
8	1,37	0,09	1,52	0,67
9	2,95	0,04	3,71	2,04
10	2,44	0,58	0,99	0,25
11	5,77	3,23	3,44	1,57
12	1,52	5,10	0,90	1,15
13	2,69	0,83	2,06	0,36
14	0,90	0,13	0,75	0,70
15	0,27	0,14	1,49	0,87

4 farklı tedavi planlama tekniğinde sol akciğerde oluşan V<sub>50</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 35’de verilmiştir.

**Tablo 35: Sol akciğerde oluşan V<sub>50</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,002)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	1,61	0,74	1,42	0,87
<b>Medyan</b>	1,37	0,13	1,13	0,87
<b>Minimum</b>	0,27	0,00	0,14	0,01
<b>Maksimum</b>	5,77	5,10	3,71	2,04
<b>Std. Sapma</b>	±1,44	±1,45	±1,00	±0,51

Sol akciğerde oluşan V<sub>50</sub> (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Medyan  $V_{50}$  değerleri bakımından, en kucuk değere sahip tedavi planlama tekniği tYART ( $0,13\pm 1,45$ ), en buyuk değere sahip tedavi planlama tekniği ise tYART ( $1,37\pm 1,44$ )’dir (Tablo 35).

$V_{50}$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 36’te gösterilmektedir.

**Tablo 36: Sol akciğerde oluşan  $V_{50}$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,002
FIF - KRT ile tVMAT	1,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,174
tYART ile tVMAT	0,001
tYART ile cVMAT	0,010
tVMAT ile cVMAT	0,074

### 4.3. Kritik Organ LAD ve Kalpte Oluşan Dozların Bulguları

#### 4.3.1. LAD'de Oluşan $D_{max}$ (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 37'de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için LAD'de oluşan  $D_{max}$  değerleri verilmektedir.

**Tablo 37: LAD'de oluşan  $D_{max}$  (Gy) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	53,14	51,40	51,81	51,60
2	51,45	51,44	47,80	48,66
3	48,86	50,56	45,50	45,89
4	50,33	50,15	45,41	46,89
5	51,64	50,86	48,07	49,05
6	44,78	48,50	43,58	45,92
7	42,87	48,16	41,82	40,78
8	41,93	40,31	42,17	41,30
9	53,30	49,79	50,28	49,06
10	52,32	51,18	51,05	49,19
11	53,64	49,68	46,54	49,10
12	41,84	49,91	44,29	45,41
13	50,38	49,74	44,88	42,89
14	47,15	49,88	46,59	48,10
15	50,49	49,74	46,97	45,56

4 farklı tedavi planlama tekniğinde LAD'de oluşan  $D_{max}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 38'de verilmiştir.

**Tablo 38: LAD'de oluşan  $D_{max}$  için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,010)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	48,94	49,42	46,45	46,63
<b>Medyan</b>	50,38	49,88	46,54	46,89
<b>Minimum</b>	41,84	40,31	41,81	40,78
<b>Maksimum</b>	53,64	51,44	51,81	51,60
<b>Std. Sapma</b>	±4,20	±2,69	±3,01	±3,11

LAD'de oluşan  $D_{max}$  (Gy) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği tVMAT ( $46,54 \pm 3,01$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise FIF – KRT ( $50,38 \pm 4,20$ )'dir (Tablo 38).

$D_{max}$  (Gy) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 39'da gösterilmektedir.

**Tablo 39: LAD'de oluşan  $D_{max}$  (Gy) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,539
FIF - KRT ile tVMAT	0,067
FIF - KRT ile cVMAT	0,061
tYART ile tVMAT	0,008
tYART ile cVMAT	0,002
tVMAT ile cVMAT	0,653

#### 4.3.2. LAD'de Oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 40'da 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için LAD'de oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) değerleri verilmektedir.

**Tablo 40: LAD'de oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	42,79	44,25	38,14	36,79
2	30,34	32,51	2,89	28,52
3	30,15	33,30	24,60	22,40
4	23,84	26,44	23,12	26,77
5	35,00	36,03	28,68	30,34
6	22,06	27,26	20,93	18,71
7	13,35	15,40	16,56	15,33
8	14,95	12,60	17,00	15,33
9	21,34	17,75	22,54	20,66
10	45,89	42,61	39,21	35,93
11	24,54	27,28	21,88	20,63
12	25,53	37,34	27,22	28,22
13	32,70	36,03	29,62	27,57
14	24,21	40,40	26,79	27,63
15	40,91	39,36	37,20	37,35

4 farklı tedavi planlama tekniğinde LAD'de oluşan D<sub>ort</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 41'de verilmiştir.

**Tablo 41: LAD'de oluşan D<sub>ort</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,266)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	28,51	31,24	25,09	26,14
<b>Medyan</b>	25,53	33,30	24,60	27,57
<b>Minimum</b>	13,35	12,60	2,89	15,32
<b>Maksimum</b>	45,89	44,25	39,21	37,35
<b>Std. Sapma</b>	±9,62	±9,90	±9,36	±7,22

Kalpte oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (p>0,05).

Ortalama  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği tVMAT ( $25,09\pm9,36$ ), en byk değere sahip tedavi planlama tekniği ise tYART ( $31,24\pm9,90$ )’dir (Tablo 41).

#### 4.3.3. Kalpte Oluşan $D_{max}$ (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 42’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için kalpte oluşan  $D_{max}$  değerleri verilmektedir.

**Tablo 42: Kalpte oluşan  $D_{max}$  (Gy) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	52,80	51,31	52,15	50,76
2	51,66	50,99	49,56	50,54
3	51,26	51,24	48,57	48,64
4	49,78	49,84	47,04	48,45
5	51,39	51,28	49,19	48,84
6	46,06	49,54	45,26	45,05
7	41,01	47,16	40,42	39,80
8	51,92	49,96	47,99	48,78
9	51,14	46,10	48,32	48,71
10	51,76	50,91	51,71	49,02
11	52,53	46,96	43,58	43,16
12	50,13	50,93	48,96	49,14
13	51,69	50,10	44,88	42,78
14	50,86	50,76	48,68	50,58
15	51,25	50,93	50,30	50,27

4 farklı tedavi planlama tekniğinde kalpte oluşan  $D_{max}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 43'te verilmiştir.

**Tablo 43: Kalpte oluşan  $D_{max}$  için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları ( $p=0,001$ )**

	<b>FIF - KRT</b>	<b>tYART</b>	<b>tVMAT</b>	<b>cVMAT</b>
<b>Ortalama</b>	50,35	49,87	47,78	47,63
<b>Medyan</b>	51,26	50,76	48,57	48,78
<b>Minimum</b>	41,01	46,10	40,42	39,80
<b>Maksimum</b>	52,80	51,31	52,15	50,76
<b>Std. Sapma</b>	$\pm 3,03$	$\pm 1,72$	$\pm 3,13$	$\pm 3,33$

Kalpte oluşan  $D_{max}$  (Gy) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği tVMAT ( $48,57 \pm 3,13$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise FIF – KRT ( $51,26 \pm 3,03$ )'dir (Tablo 43).

$D_{max}$  (Gy) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 44'te gösterilmektedir.

**Tablo 44: Kalpte oluşan  $D_{max}$  (Gy) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,041
FIF - KRT ile tVMAT	0,006
FIF - KRT ile cVMAT	0,001
tYART ile tVMAT	0,033
tYART ile cVMAT	0,009
tVMAT ile cVMAT	0,838



#### 4.3.4. Kalpte Oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 45’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için kalpte oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) değerleri verilmektedir.

**Tablo 45: Kalpte oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	5,37	8,00	7,63	5,55
2	4,88	6,77	6,18	6,31
3	5,37	6,32	5,11	4,50
4	2,89	4,46	4,43	5,49
5	7,89	10,04	8,18	7,80
6	2,65	4,16	4,52	4,86
7	1,64	2,38	3,35	3,53
8	3,71	3,72	5,31	5,06
9	3,29	3,17	5,82	5,05
10	8,57	7,09	6,58	6,16
11	5,36	7,03	5,95	5,38
12	4,67	8,10	5,84	6,10
13	3,86	6,03	6,00	7,76
14	3,69	6,87	5,03	5,18
15	6,30	6,19	7,60	6,24

4 farklı tedavi planlama tekniğinde kalpte oluşan D<sub>ort</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 46’de verilmiştir.

**Tablo 46: Kalpte oluşan D<sub>ort</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,127)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	4,67	6,02	5,84	5,66
<b>Medyan</b>	4,67	6,32	5,84	5,49
<b>Minimum</b>	1,64	2,38	3,35	3,53
<b>Maksimum</b>	8,57	10,04	8,18	7,80
<b>Std. Sapma</b>	±1,90	±2,08	±1,31	±1,13

Kalpte oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (p>0,05).

Ortalama  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en kuk değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $4,67\pm 1,90$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tYART ( $6,02\pm 2,08$ )’dir (Tablo 46).

#### 4.3.5. Kalpte Oluşan $V_5$ (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 47’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için kalpte oluşan  $V_5$  (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 47: Kalpte oluşan  $V_5$  (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	17,55	23,76	46,21	21,94
2	14,37	19,11	21,84	24,21
3	18,89	18,51	22,55	15,95
4	10,05	12,65	19,31	24,30
5	25,24	28,70	41,55	35,20
6	9,26	12,34	28,90	27,01
7	4,80	4,89	14,45	13,19
8	13,06	10,95	25,57	18,64
9	11,93	9,63	32,66	22,73
10	28,24	21,43	25,75	25,03
11	17,57	21,11	32,17	26,40
12	17,18	22,83	20,97	23,01
13	13,04	18,37	30,19	17,15
14	12,61	20,13	17,34	18,28
15	20,31	18,72	38,31	22,90

4 farklı tedavi planlama tekniğinde kalpte oluşan  $V_5$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 48’de verilmiştir.

**Tablo 48: Kalpte oluşan  $V_5$  için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları ( $p=0,000$ )**

	<b>FIF - KRT</b>	<b>tYART</b>	<b>tVMAT</b>	<b>cVMAT</b>
<b>Ortalama</b>	15,61	17,54	27,85	22,40
<b>Medyan</b>	14,37	18,72	25,75	22,90
<b>Minimum</b>	4,80	4,89	14,45	13,19
<b>Maksimum</b>	28,24	28,70	46,41	35,20
<b>Std. Sapma</b>	$\pm 6,10$	$\pm 6,26$	$\pm 9,13$	$\pm 5,35$

Kalpte oluşan  $V_5$  (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Ortalama  $V_5$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $15,61 \pm 6,10$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tVMAT ( $27,85 \pm 9,13$ )’dir (Tablo 48).

$V_5$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 49’da gösterilmektedir.

**Tablo 49: Kalpte oluşan  $V_5$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	1,000
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,053
tYART ile tVMAT	0,001
tYART ile cVMAT	0,346
tVMAT ile cVMAT	0,202

#### 4.3.6. Kalpte Oluşan V<sub>10</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 50’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için kalpte oluşan V<sub>10</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 50: Kalpte oluşan V<sub>10</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	13,08	18,71	22,04	12,23
2	10,97	14,52	15,07	14,81
3	13,91	13,06	10,26	7,80
4	6,06	8,54	9,47	13,16
5	19,18	22,08	17,91	20,49
6	5,77	8,40	7,81	8,39
7	2,54	3,07	6,34	5,16
8	8,58	7,43	11,75	10,00
9	7,06	5,72	14,34	9,87
10	22,01	16,02	16,56	16,20
11	12,70	15,73	13,39	12,86
12	13,06	17,82	14,38	14,82
13	8,96	13,16	13,50	9,82
14	8,35	14,34	9,97	9,72
15	15,57	13,95	19,26	14,84

4 farklı tedavi planlama tekniğinde kalpte oluşan V<sub>10</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 51’de verilmiştir.

**Tablo 51: Kalpte oluşan V<sub>10</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,577)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	11,19	12,84	13,47	12,01
<b>Medyan</b>	10,97	13,95	13,50	12,23
<b>Minimum</b>	2,54	3,07	6,34	5,16
<b>Maksimum</b>	22,01	22,08	22,04	20,49
<b>Std. Sapma</b>	±5,24	±5,23	±4,35	±4,67

Kalpte oluşan V<sub>10</sub> (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (p>0,05).

Ortalama  $V_{10}$  değerleri bakımından, en k¼¼k değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $11,19\pm5,24$ ), en b¼¼y¼¼k değere sahip tedavi planlama tekniği ise tVMAT ( $13,47\pm4,35$ )’dir (Tablo 51).

#### 4.3.7. Kalpte Oluşan $V_{20}$ (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 52’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için kalpte oluşan  $V_{20}$  (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 52: Kalpte oluşan  $V_{20}$  (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	9,13	14,73	9,06	6,84
2	8,40	10,93	8,89	8,66
3	9,39	9,89	5,71	4,50
4	3,43	5,90	4,36	6,71
5	14,37	18,20	11,70	11,38
6	3,28	5,56	2,84	2,79
7	0,97	1,79	2,52	2,11
8	5,38	4,49	6,34	5,80
9	4,06	3,03	6,41	5,01
10	16,02	12,01	9,69	9,19
11	8,94	12,07	6,91	5,62
12	9,13	14,63	8,97	9,14
13	5,82	9,12	7,68	5,62
14	4,75	10,99	5,97	5,88
15	11,53	9,86	10,61	9,20

4 farklı tedavi planlama tekniğinde kalpte oluşan  $V_{20}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 53'te verilmiştir.

**Tablo 53: Kalpte oluşan  $V_{20}$  için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları ( $p=0,146$ )**

	<b>FIF - KRT</b>	<b>tYART</b>	<b>tVMAT</b>	<b>cVMAT</b>
<b>Ortalama</b>	7,64	9,55	7,18	6,56
<b>Medyan</b>	8,40	9,89	6,91	5,88
<b>Minimum</b>	0,97	1,79	2,52	2,11
<b>Maksimum</b>	16,02	18,20	11,70	11,38
<b>Std. Sapma</b>	$\pm 4,24$	$\pm 4,64$	$\pm 2,70$	$\pm 2,56$

Kalpte oluşan  $V_{20}$  (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ( $p>0,05$ ).

Ortalama  $V_{20}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği cVMAT ( $6,56\pm 2,56$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tYART ( $9,55\pm 4,64$ )'dir (Tablo 53).

#### 4.3.8. Kalpte Oluşan V<sub>30</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 54'te 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için kalpte oluşan V<sub>30</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 54: Kalpte oluşan V<sub>30</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	6,50	11,08	4,73	3,77
2	6,51	8,21	5,55	5,51
3	6,12	7,52	3,16	2,54
4	1,82	4,00	1,49	2,29
5	10,95	14,94	7,81	6,75
6	1,60	3,54	0,95	0,97
7	0,24	0,95	0,93	0,71
8	3,32	2,40	3,40	3,10
9	2,57	1,12	3,60	2,75
10	11,85	9,02	5,44	4,13
11	6,52	9,23	2,46	1,41
12	5,32	12,08	4,83	5,01
13	3,65	6,63	3,91	1,95
14	2,96	8,47	3,40	3,68
15	8,44	7,28	6,52	5,64

4 farklı tedavi planlama tekniğinde kalpte oluşan V<sub>30</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 55'te verilmiştir.

**Tablo 55: Kalpte oluşan V<sub>30</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,005)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	5,22	7,10	3,88	3,35
<b>Medyan</b>	5,32	7,52	3,60	3,10
<b>Minimum</b>	0,24	0,95	0,93	0,71
<b>Maksimum</b>	11,85	14,94	7,81	6,75
<b>Std. Sapma</b>	±3,39	±4,07	±1,99	±1,81

Kalpte oluşan V<sub>30</sub> (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Ortalama  $V_{30}$  değerleri bakımından, en kucuk değere sahip tedavi planlama tekniği cVMAT ( $3,35\pm 1,81$ ), en buyuk değere sahip tedavi planlama tekniği ise tYART ( $7,10\pm 4,07$ )’dir (Tablo 55).

$V_{30}$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 56’da gösterilmektedir.

**Tablo 56: Kalpte oluşan  $V_{30}$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,537
FIF - KRT ile tVMAT	1,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,533
tYART ile tVMAT	0,026
tYART ile cVMAT	0,006
tVMAT ile cVMAT	1,000



#### 4.3.9. Kalpte Oluşan V<sub>50</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 57’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için kalpte oluşan V<sub>50</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 57: Kalpte oluşan V<sub>50</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	0,44	0,05	0,09	0,01
2	0,36	0,18	0,00	0,01
3	0,07	0,06	0,00	0,00
4	0,00	0,00	0,00	0,00
5	0,58	0,18	0,00	0,00
6	0,00	0,00	0,00	0,00
7	0,00	0,00	0,00	0,00
8	0,14	0,00	0,00	0,00
9	0,04	0,00	0,00	0,00
10	0,58	0,03	0,05	0,00
11	0,93	0,00	0,00	0,00
12	0,00	0,12	0,00	0,00
13	0,14	0,00	0,00	0,00
14	0,06	0,02	0,00	0,00
15	0,16	0,02	0,00	0,00

4 farklı tedavi planlama tekniğinde kalpte oluşan V<sub>50</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 58’de verilmiştir.

**Tablo 58: Kalpte oluşan V<sub>50</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	0,23	0,04	0,01	0,00
<b>Medyan</b>	0,14	0,02	0,00	0,00
<b>Minimum</b>	0,00	0,00	0,00	0,00
<b>Maksimum</b>	0,93	0,18	0,09	0,01
<b>Std. Sapma</b>	±0,28	±0,06	±0,03	±0,00

Kalpte oluşan V<sub>50</sub> (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Medyan  $V_{50}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği cVMAT ( $0,00\pm 0,00$ ), en byk değere sahip tedavi planlama tekniği ise FIF – KRT ( $0,14\pm 0,28$ )’dir (Tablo 58).

$V_{50}$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 59’te gösterilmektedir.

**Tablo 59: Kalpte oluşan  $V_{50}$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,041
FIF - KRT ile tVMAT	0,001
FIF - KRT ile cVMAT	0,001
tYART ile tVMAT	0,067
tYART ile cVMAT	0,026
tVMAT ile cVMAT	0,935

#### 4.4. Karşı Organ Sağ Memede Oluşan Dozların Bulguları

##### 4.4.1. Sağ Memede Oluşan $D_{max}$ (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 60'ta 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sağ memede oluşan  $D_{max}$  değerleri verilmektedir.

**Tablo 60: Sağ memede oluşan  $D_{max}$  (Gy) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	1,66	24,23	14,18	19,14
2	1,35	5,41	7,09	8,75
3	3,62	8,23	6,52	6,31
4	3,52	8,89	5,50	4,71
5	3,04	6,78	12,57	14,78
6	2,48	8,19	9,77	7,71
7	1,73	5,29	6,97	4,92
8	14,40	15,06	13,84	14,11
9	5,56	6,34	11,64	5,65
10	6,50	4,80	8,77	13,35
11	1,56	3,78	8,04	11,18
12	1,15	4,92	8,61	4,35
13	1,47	4,77	6,72	5,70
14	1,39	4,62	16,62	14,15
15	6,53	5,48	5,99	6,71

4 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ memede oluşan  $D_{max}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 61'de verilmiştir.

**Tablo 61: Sağ memede oluşan  $D_{max}$  için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	3,73	7,79	9,52	9,44
<b>Medyan</b>	2,48	5,48	8,61	7,71
<b>Minimum</b>	1,15	3,78	5,50	4,35
<b>Maksimum</b>	14,40	24,23	16,62	19,14
<b>Std. Sapma</b>	±3,49	±5,33	±3,44	±4,65

Sağ memede oluşan  $D_{max}$  (Gy) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $2,48 \pm 3,49$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tVMAT ( $8,61 \pm 3,44$ )'dir (Tablo 61).

$D_{max}$  (Gy) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 62'de gösterilmektedir.

**Tablo 62: Sağ memede oluşan  $D_{max}$  (Gy) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,002
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	0,023
tYART ile cVMAT	0,223
tVMAT ile cVMAT	0,567

#### 4.4.2. Sağ Memede Oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 63'te 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sağ memede oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) değerleri verilmektedir.

**Tablo 63: Sağ memede oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	0,30	1,27	1,45	1,27
2	0,18	0,79	1,00	1,03
3	0,30	0,96	1,06	1,06
4	0,28	1,11	0,99	1,00
5	0,36	1,10	1,26	1,31
6	0,18	0,71	0,98	1,04
7	0,27	0,95	0,97	0,98
8	0,42	1,08	1,17	1,21
9	0,36	1,00	1,29	1,26
10	0,58	1,14	1,34	1,33
11	0,22	0,92	1,31	1,31
12	0,14	0,83	1,04	1,03
13	0,18	0,70	1,02	0,98
14	0,15	0,76	1,19	1,24
15	0,34	0,91	0,98	0,97

4 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ memede oluşan D<sub>ort</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 64'de verilmiştir.

**Tablo 64: Sağ memede oluşan D<sub>ort</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	0,28	0,95	1,14	1,13
<b>Medyan</b>	0,28	0,95	1,06	1,05
<b>Minimum</b>	0,14	0,70	0,97	0,97
<b>Maksimum</b>	0,58	1,27	1,45	1,33
<b>Std. Sapma</b>	±0,12	±0,17	±0,16	±0,14

Sağ memede oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Medyan  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en kucuk değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $0,28\pm0,12$ ), en buyuk değere sahip tedavi planlama tekniği ise tVMAT ( $1,06\pm0,16$ )’dir (Tablo 64).

$D_{ort}$  (Gy) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 65’te gösterilmektedir.

**Tablo 65: Sağ memede oluşan  $D_{ort}$  (Gy) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,000
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	0,007
tYART ile cVMAT	0,006
tVMAT ile cVMAT	0,967

#### 4.4.3. Sağ Memede Oluşan V<sub>3</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 66’da 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sağ memede oluşan V<sub>3</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 66: Sağ memede oluşan V<sub>3</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	0,00	5,71	7,69	3,79
2	0,00	1,17	0,86	2,04
3	0,05	2,54	1,67	0,98
4	0,01	3,03	0,67	0,57
5	0,00	4,26	3,82	5,35
6	0,00	0,94	0,84	0,92
7	0,00	1,35	2,15	1,02
8	1,19	2,16	3,40	3,45
9	0,26	0,75	3,25	1,44
10	0,69	1,12	3,23	3,56
11	0,00	0,07	3,21	3,47
12	0,00	0,30	0,84	0,44
13	0,00	0,33	2,56	1,94
14	0,00	0,16	2,02	2,82
15	0,26	1,44	1,11	1,18

4 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ memede oluşan V<sub>3</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 67’de verilmiştir.

**Tablo 67: Sağ memede oluşan V<sub>3</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,005)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	0,16	1,69	2,49	2,20
<b>Medyan</b>	0,00	1,17	2,15	1,94
<b>Minimum</b>	0,00	0,07	0,67	0,44
<b>Maksimum</b>	1,19	5,71	7,69	5,35
<b>Std. Sapma</b>	±0,34	±1,61	±1,80	±1,46

Sağ memede oluşan V<sub>3</sub> (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Medyan  $V_3$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $0,00\pm0,34$ ), en byk değere sahip tedavi planlama tekniği ise tVMAT ( $2,15\pm1,80$ )’dir (Tablo 67).

$V_3$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 68’de gösterilmektedir.

**Tablo 68: Sağ memede oluşan  $V_3$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,000
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	0,161
tYART ile cVMAT	0,250
tVMAT ile cVMAT	0,935



#### 4.4.4. Sağ Memede Oluşan V<sub>5</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 69’da 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sağ memede oluşan V<sub>5</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 69: Sağ memede oluşan V<sub>5</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	0,00	1,39	2,12	1,13
2	0,00	0,00	0,05	0,38
3	0,00	0,10	0,09	0,03
4	0,00	0,43	0,00	0,00
5	0,00	0,06	0,62	1,84
6	0,00	0,12	0,04	0,04
7	0,00	0,00	0,17	0,00
8	0,56	1,28	0,77	0,83
9	0,00	0,01	0,79	0,02
10	0,05	0,00	0,20	0,51
11	0,00	0,00	0,74	0,56
12	0,00	0,00	0,10	0,00
13	0,00	0,00	0,11	0,02
14	0,00	0,00	0,81	1,33
15	0,01	0,00	0,02	0,05

4 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ memede oluşan V<sub>5</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 70’te verilmiştir.

**Tablo 70: Sağ memede oluşan V<sub>5</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,001)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	0,04	0,23	0,44	0,45
<b>Medyan</b>	0,00	0,00	0,17	0,05
<b>Minimum</b>	0,00	0,00	0,00	0,00
<b>Maksimum</b>	0,56	1,39	2,12	1,84
<b>Std. Sapma</b>	±0,14	±0,46	±0,57	±0,59

Sağ memede oluşan V<sub>5</sub> (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Medyan  $V_5$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama teknikleri FIF – KRT ( $0,00\pm0,14$ ) ve tYART ( $0,00\pm0,46$ ), en byk değere sahip tedavi planlama tekniği ise tVMAT ( $0,17\pm0,57$ )’dir (Tablo 70).

$V_5$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 71’de gösterilmektedir.

**Tablo 71: Sağ memede oluşan  $V_5$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,161
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,002
tYART ile tVMAT	0,023
tYART ile cVMAT	0,126
tVMAT ile cVMAT	0,486

#### 4.5. Karşı Organ Sağ Akciğerde Oluşan Dozların Bulguları

##### 4.5.1. Sağ Akciğerde Oluşan $D_{max}$ (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 72’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sağ akciğerde oluşan  $D_{max}$  değerleri verilmektedir.

Tablo 72: Sağ akciğerde oluşan  $D_{max}$  (Gy) karşılaştırma verileri

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	1,83	3,88	4,30	3,48
2	1,49	2,60	2,87	2,88
3	2,92	3,70	3,39	2,95
4	3,34	3,94	3,49	3,88
5	2,58	4,05	4,22	3,78
6	3,45	4,91	3,68	3,58
7	3,64	4,07	3,90	3,73
8	4,07	4,80	4,27	4,08
9	2,44	3,09	3,07	3,78
10	9,51	4,82	4,55	4,63
11	1,81	3,31	3,22	3,82
12	2,32	3,98	4,28	3,95
13	2,88	3,99	4,08	3,78
14	1,91	4,13	3,61	3,64
15	4,50	3,97	4,21	3,79

4 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ akciğerde oluşan  $D_{max}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 73’te verilmiştir.

Tablo 73: Sağ akciğerde oluşan  $D_{max}$  için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları ( $p=0,019$ )

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	3,58	3,95	3,81	3,72
<b>Medyan</b>	2,88	3,98	3,90	3,78
<b>Minimum</b>	1,49	2,60	2,87	2,88
<b>Maksimum</b>	9,51	4,91	4,55	4,63
<b>Std. Sapma</b>	$\pm 2,45$	$\pm 0,63$	$\pm 0,52$	$\pm 0,42$

Sağ akciğerde oluşan  $D_{max}$  (Gy) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Medyan  $D_{max}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF - KRT ( $2,88 \pm 2,45$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tYART ( $3,98 \pm 0,63$ )'dir (Tablo 73).

$D_{max}$  (Gy) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 74'te gösterilmektedir.

**Tablo 74: Sağ akciğerde oluşan  $D_{max}$  (Gy) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,013
FIF - KRT ile tVMAT	0,026
FIF - KRT ile cVMAT	0,015
tYART ile tVMAT	0,744
tYART ile cVMAT	0,067
tVMAT ile cVMAT	0,567

#### 4.5.2. Sağ Akciğerde Oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) Verilerinin Sonuçları

Tablo 75'te 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için sağ akciğerde oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) değerleri verilmektedir.

**Tablo 75: Sağ akciğerde oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	0,19	0,75	1,04	1,19
2	0,18	0,59	0,87	0,96
3	0,22	0,65	0,86	0,94
4	0,22	0,64	0,68	0,84
5	0,28	0,78	1,05	1,15
6	0,19	0,54	0,86	0,97
7	0,22	0,64	0,74	0,95
8	0,22	0,68	0,81	0,96
9	0,22	0,65	0,94	1,09
10	0,30	0,80	0,98	1,06
11	0,18	0,65	0,95	0,98
12	0,17	0,61	0,78	0,98
13	0,20	0,67	0,93	1,00
14	0,22	0,73	1,04	1,15
15	0,26	0,66	0,89	0,96

4 farklı tedavi planlama tekniğinde sağ akciğerde oluşan D<sub>ort</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 76'da verilmiştir.

**Tablo 76: Sağ akciğerde oluşan D<sub>ort</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	0,22	0,67	0,89	1,01
<b>Medyan</b>	0,22	0,65	0,89	0,98
<b>Minimum</b>	0,17	0,54	0,68	0,84
<b>Maksimum</b>	0,30	0,80	1,05	1,19
<b>Std. Sapma</b>	±0,04	±0,07	±0,11	±0,10

Sağ akciğerde oluşan D<sub>ort</sub> (Gy) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Ortalama  $D_{ort}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $0,22\pm0,04$ ), en byk değere sahip tedavi planlama tekniği ise cVMAT ( $1,01\pm0,10$ )’dir (Tablo 76).

$D_{ort}$  (Gy) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 77’de gösterilmektedir.

**Tablo 77: Sağ akciğerde oluşan  $D_{ort}$  (Gy) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,000
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	0,000
tYART ile cVMAT	0,000
tVMAT ile cVMAT	0,002

#### 4.6. Normal Dokuda Oluşan Dozların Bulguları

##### 4.6.1. Normal Dokuda Oluşan V<sub>3</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 78’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için normal dokuda oluşan V<sub>3</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 78: Normal dokuda oluşan V<sub>3</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	6,92	9,59	14,93	14,69
2	7,44	9,53	12,69	20,65
3	7,55	8,60	11,66	14,32
4	5,88	7,98	9,62	12,82
5	9,75	12,68	16,37	19,51
6	7,48	9,56	14,69	18,04
7	5,89	7,00	9,92	11,14
8	7,39	8,39	14,21	13,80
9	7,01	7,77	14,23	15,65
10	8,45	8,71	12,18	14,83
11	5,95	9,05	12,71	16,74
12	6,59	8,93	9,64	12,94
13	8,58	11,87	15,71	17,74
14	7,60	11,42	12,52	18,33
15	6,47	7,21	13,00	13,77

4 farklı tedavi planlama tekniğinde normal dokuda oluşan V<sub>3</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 79’da verilmiştir.

**Tablo 79: Normal dokuda oluşan V<sub>3</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	7,26	9,22	12,94	15,67
<b>Medyan</b>	7,39	8,93	12,71	14,83
<b>Minimum</b>	5,88	7,00	9,62	11,14
<b>Maksimum</b>	9,75	12,68	16,37	20,65
<b>Std. Sapma</b>	±1,08	±1,65	±2,13	±2,73

Normal dokuda oluşan  $V_3$  (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Ortalama  $V_3$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $7,26 \pm 1,08$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise cVMAT ( $15,67 \pm 2,73$ )'dir (Tablo 79).

$V_3$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 80'de gösterilmektedir.

**Tablo 80: Normal dokuda oluşan  $V_3$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,057
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	0,000
tYART ile cVMAT	0,000
tVMAT ile cVMAT	0,003



#### 4.6.2. Normal Dokuda Oluşan V<sub>5</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 81’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için normal dokuda oluşan V<sub>5</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 81: Normal dokuda oluşan V<sub>5</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	5,78	6,98	10,21	9,34
2	6,23	7,13	9,62	14,46
3	6,39	6,22	8,41	9,12
4	4,75	5,55	6,64	8,65
5	8,29	9,17	11,48	13,40
6	6,22	7,00	10,11	11,55
7	4,84	5,18	7,34	7,61
8	6,04	6,22	10,31	9,64
9	5,73	5,87	9,94	9,72
10	7,14	6,44	9,00	9,96
11	4,81	6,52	7,96	10,41
12	5,57	6,82	7,30	8,62
13	7,15	9,01	11,52	13,19
14	6,30	8,36	9,25	12,54
15	5,38	5,25	9,40	9,57

4 farklı tedavi planlama tekniğinde normal dokuda oluşan V<sub>5</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 82’de verilmiştir.

**Tablo 82: Normal dokuda oluşan V<sub>5</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	6,04	6,78	9,23	10,52
<b>Medyan</b>	6,04	6,52	9,40	9,72
<b>Minimum</b>	4,75	5,18	6,64	7,61
<b>Maksimum</b>	8,29	9,17	11,52	14,46
<b>Std. Sapma</b>	±0,97	±1,24	±1,47	±2,03

Normal dokuda oluşan  $V_5$  (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Ortalama  $V_5$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $6,04 \pm 0,97$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise cVMAT ( $10,52 \pm 2,03$ )'dir (Tablo 82).

$V_5$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 83'te gösterilmektedir.

**Tablo 83: Normal dokuda oluşan  $V_5$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	1,000
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	0,000
tYART ile cVMAT	0,000
tVMAT ile cVMAT	0,124

#### 4.6.3. Normal Dokuda Oluşan V<sub>10</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 84'te 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için normal dokuda oluşan V<sub>10</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 84: Normal dokuda oluşan V<sub>10</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	4,60	5,65	6,48	5,90
2	4,94	5,74	6,95	8,18
3	5,18	4,97	5,82	5,56
4	3,58	4,16	4,54	5,67
5	6,71	7,48	8,04	8,55
6	4,82	5,44	6,44	6,88
7	3,67	3,89	5,18	5,09
8	4,62	4,59	7,02	6,67
9	4,27	4,39	6,43	5,96
10	5,70	5,06	6,42	6,48
11	3,65	4,99	4,84	5,66
12	4,53	5,61	5,45	5,58
13	5,62	7,26	8,09	8,23
14	4,95	6,77	6,79	7,13
15	4,25	4,07	6,44	6,11

4 farklı tedavi planlama tekniğinde normal dokuda oluşan V<sub>10</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 85'te verilmiştir.

**Tablo 85: Sol akciğerde oluşan V<sub>10</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	4,74	5,34	6,33	6,51
<b>Medyan</b>	4,62	5,06	6,44	6,11
<b>Minimum</b>	3,58	3,89	4,54	5,09
<b>Maksimum</b>	6,71	7,48	8,09	8,55
<b>Std. Sapma</b>	±0,85	±1,12	±1,03	±1,09

Normal dokuda oluşan V<sub>10</sub> (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır (p≤0,05).

Ortalama  $V_{10}$  değerleri bakımından, en kucuk değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $4,74\pm 0,85$ ), en buyuk değere sahip tedavi planlama tekniği ise cVMAT ( $6,51\pm 1,09$ )’dir (Tablo 85).

$V_{10}$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 86’da gösterilmektedir.

**Tablo 86: Normal dokuda oluşan  $V_{10}$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,696
FIF - KRT ile tVMAT	0,001
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	0,064
tYART ile cVMAT	0,017
tVMAT ile cVMAT	1,000

#### 4.6.4. Normal Dokuda Oluşan V<sub>20</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 87’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için normal dokuda oluşan V<sub>20</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 87: Normal dokuda oluşan V<sub>20</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	3,41	4,43	3,75	3,50
2	3,65	4,17	4,01	4,35
3	3,93	3,78	3,64	3,22
4	2,45	3,00	2,73	3,25
5	4,82	5,87	5,22	5,03
6	3,47	3,96	3,82	4,09
7	2,54	2,67	3,28	3,07
8	3,17	3,08	4,06	4,01
9	2,89	2,69	3,97	3,60
10	3,99	3,59	3,81	3,70
11	2,53	3,78	3,03	3,23
12	3,28	3,38	3,41	3,42
13	4,04	5,59	5,14	4,51
14	3,54	5,30	4,37	4,35
15	3,10	2,81	3,56	3,30

4 farklı tedavi planlama tekniğinde normal dokuda oluşan V<sub>20</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 88’de verilmiştir.

**Tablo 88: Normal dokuda oluşan V<sub>20</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,269)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	3,39	3,87	3,85	3,78
<b>Medyan</b>	3,41	3,78	3,81	3,60
<b>Minimum</b>	2,45	2,67	2,73	3,07
<b>Maksimum</b>	4,82	5,87	5,22	5,03
<b>Std. Sapma</b>	±0,65	±1,04	±0,68	±0,58

Normal dokuda oluşan  $V_{20}$  (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ( $p>0,05$ ).

Ortalama  $V_{20}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $3,39\pm 0,65$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tYART ( $3,87\pm 1,04$ )’dir (Tablo 88).

#### 4.6.5. Normal Dokuda Oluşan $V_{30}$ (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 89’da 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için normal dokuda oluşan  $V_{30}$  (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 89: Normal dokuda oluşan  $V_{30}$  (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	2,51	3,18	1,85	1,99
2	2,64	2,64	2,28	2,42
3	2,90	2,81	1,84	1,68
4	1,61	2,13	1,50	1,79
5	3,56	4,53	2,75	2,64
6	2,40	3,01	1,98	1,97
7	1,73	1,78	1,89	1,73
8	2,09	2,03	2,26	2,31
9	1,93	1,68	2,12	2,00
10	2,83	2,35	2,01	1,90
11	1,83	2,79	1,87	1,86
12	2,32	3,25	1,70	1,90
13	2,85	4,01	3,00	2,42
14	2,55	4,02	2,49	2,45
15	2,19	1,95	1,67	1,68

4 farklı tedavi planlama tekniğinde normal dokuda oluşan  $V_{30}$  istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 90’da verilmiştir.

**Tablo 90: Normal dokuda oluşan  $V_{30}$  için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları ( $p=0,002$ )**

	<b>FIF - KRT</b>	<b>tYART</b>	<b>tVMAT</b>	<b>cVMAT</b>
<b>Ortalama</b>	2,40	2,81	2,08	2,05
<b>Medyan</b>	2,40	2,79	1,98	1,97
<b>Minimum</b>	1,61	1,68	1,50	1,68
<b>Maksimum</b>	3,56	4,53	3,00	2,64
<b>Std. Sapma</b>	$\pm 0,52$	$\pm 0,87$	$\pm 0,41$	$\pm 0,31$

Normal dokuda oluşan  $V_{30}$  (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Ortalama  $V_{30}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği cVMAT ( $2,05 \pm 0,31$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tYART ( $2,81 \pm 0,87$ )’dir (Tablo 90).

$V_{30}$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 91’te gösterilmektedir.

**Tablo 91: Normal dokuda oluşan  $V_{30}$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,309
FIF - KRT ile tVMAT	0,815
FIF - KRT ile cVMAT	0,611
tYART ile tVMAT	0,005
tYART ile cVMAT	0,003
tVMAT ile cVMAT	1,000

#### 4.6.6. Normal Dokuda Oluşan V<sub>40</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 92’de 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için normal dokuda oluşan V<sub>40</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 92: Normal dokuda oluşan V<sub>40</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	1,54	1,71	0,69	0,66
2	1,36	1,41	0,93	1,02
3	1,42	1,73	0,60	0,49
4	0,78	1,14	0,62	0,65
5	2,24	2,92	0,95	0,80
6	1,13	1,84	0,73	0,71
7	0,90	1,02	0,80	0,70
8	1,00	0,92	0,94	0,94
9	0,98	0,83	0,81	0,77
10	1,68	1,01	0,69	0,56
11	1,23	1,85	0,84	0,78
12	1,35	2,06	0,63	0,74
13	1,71	2,32	1,22	0,91
14	1,56	2,48	0,88	0,92
15	1,13	1,11	0,56	0,49

4 farklı tedavi planlama tekniğinde normal dokuda oluşan V<sub>40</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 93’te verilmiştir.

**Tablo 93: Normal dokuda oluşan V<sub>40</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	1,33	1,62	0,79	0,74
<b>Medyan</b>	1,35	1,71	0,80	0,74
<b>Minimum</b>	0,78	0,83	0,56	0,49
<b>Maksimum</b>	2,24	2,92	1,22	1,02
<b>Std. Sapma</b>	±0,38	±0,63	±0,18	±0,16



Normal dokuda oluşan  $V_{40}$  (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Ortalama  $V_{40}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği cVMAT ( $0,74 \pm 0,16$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tYART ( $1,62 \pm 0,63$ )'dir (Tablo 93).

$V_{40}$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 94'te gösterilmektedir.

**Tablo 94: Normal dokuda  $V_{40}$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,274
FIF - KRT ile tVMAT	0,002
FIF - KRT ile cVMAT	0,002
tYART ile tVMAT	0,000
tYART ile cVMAT	0,000
tVMAT ile cVMAT	1,000

#### 4.6.7. Normal Dokuda Oluşan V<sub>50</sub> (%) Verilerinin Sonuçları

Tablo 95'te 4 farklı tedavi planlama tekniğinin 15 erken evre sol meme kanseri hasta için normal dokuda oluşan V<sub>50</sub> (%) değerleri verilmektedir.

**Tablo 95: Normal dokuda oluşan V<sub>50</sub> (%) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	0,39	0,01	0,04	0,01
2	0,20	0,10	0,02	0,05
3	0,21	0,03	0,02	0,00
4	0,04	0,01	0,01	0,01
5	0,51	0,11	0,03	0,01
6	0,08	0,03	0,05	0,03
7	0,06	0,01	0,03	0,02
8	0,03	0,01	0,04	0,01
9	0,13	0,01	0,16	0,06
10	0,36	0,01	0,01	0,00
11	0,30	0,12	0,12	0,03
12	0,28	0,06	0,03	0,05
13	0,43	0,05	0,10	0,01
14	0,39	0,04	0,03	0,03
15	0,15	0,02	0,02	0,00

4 farklı tedavi planlama tekniğinde normal dokuda oluşan V<sub>50</sub> istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 96'da verilmiştir.

**Tablo 96: Normal dokuda oluşan V<sub>50</sub> için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	0,24	0,04	0,05	0,02
<b>Medyan</b>	0,21	0,03	0,03	0,01
<b>Minimum</b>	0,03	0,01	0,01	0,00
<b>Maksimum</b>	0,51	0,12	0,16	0,06
<b>Std. Sapma</b>	±0,16	±0,04	±0,04	±0,02

Normal dokuda oluşan  $V_{50}$  (%) değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Ortalama  $V_{50}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği cVMAT ( $0,02 \pm 0,02$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise FIF – KRT ( $0,24 \pm 0,16$ )'dir (Tablo 96).

$V_{50}$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 97'de gösterilmektedir.

**Tablo 97: Normal dokuda oluşan  $V_{50}$  (%) değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,000
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	0,512
tYART ile cVMAT	0,161
tVMAT ile cVMAT	0,045

#### 4.7. “Monitor Unit” (MU) Verilerinin Bulguları

##### 4.7.1. 4 Farklı Tekniği İçin MU Verilerinin Sonuçları

Erken evre sol meme kanseri 15 hasta için yapılan 4 farklı tedavi planlama tekniğinde hedef hacime (CTVin) maksimum doz verilirken fraksiyon başına hastanın alacağı Monitor Unit (MU) değerleri Tablo 98’de verilmiştir.

**Tablo 98: Monitor Unit (MU) karşılaştırma verileri**

HASTA NO	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
1	194,00	288,41	635,52	559,18
2	193,60	305,99	597,93	535,03
3	195,90	296,48	512,99	502,82
4	189,70	255,51	333,89	363,89
5	195,50	297,40	570,97	503,61
6	190,40	273,98	688,05	645,78
7	186,20	269,97	489,01	482,08
8	182,00	259,80	377,50	430,01
9	239,00	244,54	502,67	499,43
10	194,40	302,63	430,45	407,34
11	185,50	309,85	571,35	521,77
12	197,20	294,95	491,34	488,90
13	186,90	287,86	506,84	521,61
14	195,80	295,20	553,44	585,41
15	189,70	278,85	470,29	417,71

4 farklı tedavi planlama tekniğinde MU değerlerinin istatistiksel analizinin sonuçları Tablo 99’da verilmiştir.

**Tablo 99: MU değerleri için 4 teknik arasındaki istatistiksel analiz sonuçları (p=0,000)**

	FIF - KRT	tYART	tVMAT	cVMAT
<b>Ortalama</b>	194,39	284,09	515,48	497,63
<b>Medyan</b>	193,60	288,41	506,84	502,82
<b>Minimum</b>	182,00	244,54	333,89	363,89
<b>Maksimum</b>	239,00	309,85	688,05	645,78
<b>Std. Sapma</b>	±13,15	±19,62	±93,14	±72,40

MU değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ( $p \leq 0,05$ ).

Medyan MU değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ( $193,6 \pm 13,15$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tVMAT ( $506,84 \pm 93,14$ )’dir (Tablo 99).

MU değerleri bakımından 4 teknik arasındaki ikili karşılaştırma sonuçları Tablo 100’de gösterilmektedir.

**Tablo 100: MU değerleri istatistiksel ikili karşılaştırma sonuçları**

<b>Karşılaştırılan Teknikler</b>	<b>p - değeri</b>
FIF - KRT ile tYART	0,000
FIF - KRT ile tVMAT	0,000
FIF - KRT ile cVMAT	0,000
tYART ile tVMAT	0,000
tYART ile cVMAT	0,000
tVMAT ile cVMAT	0,567

## 5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Sağ kalımı yüksek erken evre meme kanserli hastalarda RT uygulanması standart tedavi haline gelmiştir. Doğru teknik uygulandığında RT sonuçları göstermiştir ki hem lokal kontrol hem de sağ kalımlar artmıştır.

Meme kanserinde RT tüm memeye veya göğüs duvarına 45 – 50 Gy (23 ya da 25 fx) ve tümörün çıkarıldığı bölgeye 10 – 16 Gy ( 5 fx ya da 5+3 fx ) ek doz olacak şekilde tanjansiyel alanlarla uygulanmaktadır. Fakat etnik ve kültürel farklılıklara göre memenin anatomik yapısının değişiklik göstermesi planların uygulanabilirliği ve tekrar edilebilirliği bakımından dezavantaj oluşturmaktadır.

Günümüzde ters planlama YART tekniklerindeki gelişmeler tüm RT uygulamalarında olduğu gibi meme kanseri tedavisinde de alışlagelmiş RT tekniklerine alternatif tedavi seçenekleri sunmaktadır.

Çalışmamızda literatüre katkıda bulunabilecek FIF – KRT ileri planlama ve tYART, tVMAT, cVMAT ters planlama tedavi teknikleri planlanarak dozimetrik olarak karşılaştırılmıştır.

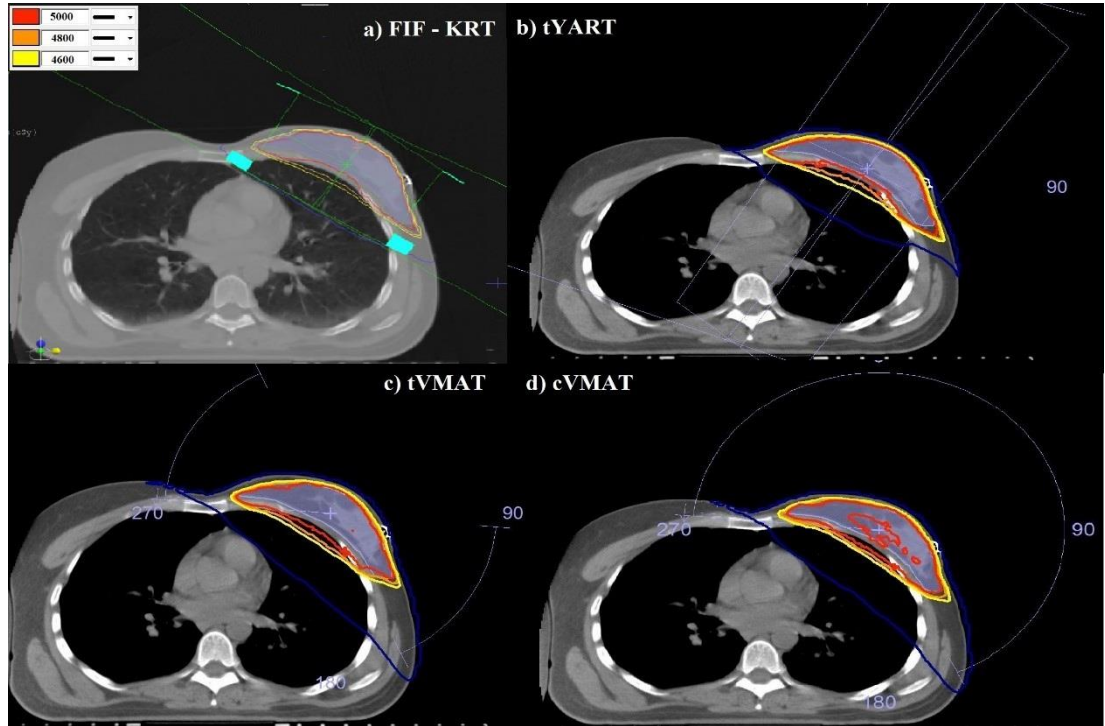
### 5.1. Hedef Volüm CTV<sub>in</sub> Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda ilk olarak hedef volümün (CTV<sub>in</sub>) 1 cm<sup>3</sup>'ünde oluşan maksimum doz D<sub>max</sub> (Gy/1cm<sup>3</sup>) verilerini değerlendirecek olursak (p=0,000) sonuçlarımız istatistiksel olarak anlamlı çıkmıştır. Medyan değerleri bakımından en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği ise tYART olarak elde edilmiştir. FIF – KRT ile tYART, FIF – KRT ile tVMAT, FIF – KRT ile cVMAT, tYART ile cVMAT arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlıdır. Sonuç olarak FIF – KRT D<sub>max</sub> (Gy/1cm<sup>3</sup>) değerleri diğer 3 teknikten anlamlı olarak büyüktür. En küçük değere sahip tYART ile tVMAT arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Volümetrik ayarlı iki teknik tVMAT ile cVMAT ikili karşılaştırıldığında D<sub>max</sub> (Gy/1cm<sup>3</sup>) değerleri bakımından anlamlı fark yoktur.

Ortalama D<sub>ort</sub> (Gy) verileri bakımından sadece FIF – KRT tekniği diğer 3 ters planlama tekniklerine gore istatistiksel olarak anlamlı buyk bulunmuştur (p=0,000). Ters planlama teknikleri tYART, tVMAT ve cVMAT ikili karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

CTV<sub>in</sub> volümünün %98'nin aldığı doz verileri bakımından (p=0,000) en buyk ortalama D<sub>%98</sub> (Gy) değerine sahip teknik cVMAT (49,11±0,77 Gy) tekniği ile diğer teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. FIF – KRT ile tYART, FIF – KRT ile tVMAT, tYART ile tVMAT arasında ikili karşılaştırmalarda D<sub>%98</sub> (Gy) verileri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

CTV<sub>in</sub>'e ait CN verilerine bakıldığında ideal değer 1'e en yakın medyan CN değerine sahip teknik tYART (0,67±0,04) planlama tekniğidir. tYART tekniği ile yakın CN değerine sahip cVMAT (0,66±0,05) tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. İdeal CN değer 1'e en yakın iki teknik olan tYART ve cVMAT teknikleri ile diğer teknikler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. En küçük CN değerlerine sahip iki teknik FIF – KRT ile tVMAT arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Planın konformalitesi açısından tYART ve cVMAT teknikleri daha başarılıdır (Şekil 32).



Şekil 32: CTV<sub>in</sub> Konformalitesinin 4 farklı tedavi tekniği için temsili gösterimi

Ortalama HI verileri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği cVMAT ( $0,08\pm 0,02$ ), en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği ise FIF – KRT ( $0,12\pm 0,01$ )'dir. Doz homojenliğinin sağlanabilmesi için hedef hacmin %2'lik kısmının aldığı maksimum doz ile %98lik kısmının aldığı minimum doz arasındaki farkın sıfıra yakın olması beklenir. En küçük HI değerine sahip cVMAT ile ona yakın HI değerlerine sahip tVMAT tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur, diğer iki teknikle ikili karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

Çalışmamızdaki sonuçlar daha önce yapılan çalışmalar ile doz konformalitesi ve homojenitesi bakımından YART ve VMAT tekniklerinin alışlagelmiş konformal RT tekniklerine göre üstünlüğü uyumlu bulunmuştur (Jin ve ark., 2013; Qiu ve ark., 2010).

## **5.2. Kritik Organ Sol Akciğerde Oluşan Dozların Değerlendirilmesi**

Sol meme kanserlerinde doz maruziyetine en çok dikkat edilmesi gereken organlardan biri aynı taraf yani sol akciğerdir. Çalışmamız da sol akciğer için  $D_{max}$  (Gy) medyan değerlerine bakıldığında en küçük değere sahip teknik tYART ( $51,85\pm 0,75$ ), en büyük değere sahip teknik ise tVMAT ( $53,59\pm 1,12$ )'dir. En küçük değere sahip tYART tekniği ile diğer teknikler ikili karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Sol akciğerde yüksek dozları baskılamada en başarılı teknik tYART tekniğidir. tVMAT ile cVMAT arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p=0,389$ ). Volümetrik ayarlı planlama teknikleri hedef hacimde doz konformalitesini artırmak adına aynı taraf akciğer volümünde yüksek doz görülmesine neden olmuştur.

$D_{ort}$  (Gy) medyan değerleri incelendiğinde en küçük değere sahip planlama tekniği FIF – KRT ( $8,08\pm 1,24$ ), en büyük değere sahip planlama tekniği ise tVMAT ( $9,58\pm 0,98$ )'dir. Sol akciğerde  $D_{ort}$  (Gy) değerleri bakımından sadece FIF – KRT planlama tekniği ile ters planlama teknikleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı ( $p\leq 0,05$ ) bulunmuştur. tYART ile tVMAT, tYART ile cVMAT, tVMAT ile cVMAT teknikleri arasında ikili karşılaştırma yapıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark ( $p>0,05$ ) bulunmamıştır.



Sol akciğerde oluşan düşük dozlar  $V_5$  (%) bakımından en küçük değere sahip teknik FIF – KRT ( $26,41 \pm 2,95$ ), en büyük değere sahip teknik ise cVMAT ( $36,62 \pm 1,96$ )'dir. Teknikler arası ikili karşılaştırmalarda en büyük ortalama  $V_5$  (%) değerine sahip iki teknik tVMAT ile cVMAT tekniği arasında istatistiksel olarak ( $p=0,966$ ) anlamlı bir fark yoktur. Diğer tekniklerin iki karşılaştırılması sonucu aralarındaki farklar anlamlıdır. Kritik organ sol akciğerde düşük doz saçılmaları bakımından ters planlama tekniklerine göre FIF – KRT tedavi planlama tekniği daha başarılıdır. Düşük doz saçılmalarında ikinci en küçük ortalama değere sahip tYART ( $30,30 \pm 3,68$ ) tekniğinin  $V_5$  (%) değerleri volümetrik ayarlı ark terapi tekniklerine göre istatistiksel olarak anlamlı küçüktür.

Ortalama  $V_{10}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip planlama tekniği FIF – KRT ( $21,08 \pm 2,78$ ) ile ikinci en küçük değere sahip tYART ( $23,15 \pm 3,29$ ) tekniği arasındaki fark istatistiksel olarak ( $p=0,302$ ) anlamlı değildir. Fakat FIF – KRT volümetrik ayarlı ark terapi tekniklerine göre istatistiksel anlamlı ( $p \leq 0,05$ ) olarak daha küçüktür.

$V_{20}$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir.  $V_{20}$  (%) değerleri için en küçük değere sahip teknik FIF – KRT ( $16,34 \pm 2,58$ ) bulunmuştur.

Ortalama  $V_{30}$  (%) değerleri bakımından sadece tYART ( $14,65 \pm 3,27$ ) volümetrik ayarlı ark terapi teknikleri tVMAT, cVMAT' a göre anlamlı olarak büyüktür. Diğer tekniklerin arasındaki farkların iki karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlılık ( $p > 0,05$ ) yoktur.

Medyan  $V_{50}$  değerleri bakımından sadece tYART ( $0,13 \pm 1,45$ ) diğer üç teknikten istatistiksel anlamlı ( $p \leq 0,05$ ) olarak küçüktür. FIF – KRT, tVMAT ve cVMAT tekniklerinin  $V_{50}$  (%) değerleri arasındaki farklar ikili karşılaştırıldıklarında istatistiksel olarak anlamlı değildir.

VMAT ve ya YART teknikleri aynı taraf akciğerde yüksek dozları düşürmüştür. Bu sonuçlar daha önce yapılan ters planlama teknikleriyle ileri planlama tedavi tekniklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarla uyumludur (Popescu ve ark., 2010; Johansen ve ark., 2009). Aynı taraf akciğerde düşük dozları artıran VMAT tekniklerine göre daha başarılı olan tYART tekniği Safora ve ark. (2009)'nın yaptığı çalışma ile benzer sonuçlara sahiptir (Johansen ve ark., 2009).

### 5.3. Kritik Organ LAD ve Kalpte Oluşan Dozların Değerlendirilmesi

Sol meme ışınlamalarında maruz kalınan doza dikkat edilmesi gereken diğer bir kritik organ kalp ve buna bağlı olarak LAD' dır. Uygun RT tekniklerinin kullanılmamasının kardiyak toksiteyi ve koroner arter hastalıklarını artırabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

LAD' de oluşan  $D_{max}$  (Gy) değerleri bakımından, en küçük medyan değerine sahip tedavi planlama tekniği tVMAT (46,54±3,01), en büyük medyan değerine sahip tedavi planlama tekniği ise FIF – KRT (50,38±4,20)'dir. Sadece İkinci en büyük medyan değerine sahip tYART tekniği ile volümetrik ayarlı ark terapi teknikleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık vardır. Diğer tekniklerin ikili karşılaştırmalarında istatistiksel anlamlılık yoktur.

LAD'de oluşan  $D_{ort}$  değerleri bakımından 4 teknik arasında istatistiksel olarak anlamlılık ( $p>0,05$ ) yoktur. Ortalama  $D_{ort}$  değerleri için en küçük değere sahip planlama tekniği tVMAT' dir.

Kalpte oluşan  $D_{max}$  (Gy) değerleri bakımından, en küçük medyan değerine sahip planlama tekniği tVMAT (48,57±3,13), en büyük medyan değerine sahip planlama tekniği ise FIF – KRT (51,26±3,03)'dir. İkinci en küçük  $D_{max}$  medyan değerine sahip cVMAT tekniği ile tVMAT tekniği arasındaki farklar istatistiksel olarak ( $p=0,838$ ) anlamlı bulunmamıştır. Diğer tekniklerin  $D_{max}$  (Gy) değerleri arasındaki farklar ikili karşılaştırmalar sonucu istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p\leq 0,05$ ).

Kalpte oluşan  $D_{ort}$  değerleri bakımından 4 teknik arasında istatistiksel olarak anlamlılık derecesinde fark ( $p>0,05$ ) yoktur. Ortalama  $D_{ort}$  değerleri için en küçük değere sahip planlama tekniği tVMAT' dir.

Birçok çalışmada MKC sonrası tüm meme ışınlamalarında kalp ve LAD'in maruz kaldığı değerler analiz edilmiş fakat anatomik farklılıktan dolayı özel bir değer bulunamamıştır. RT sonrası komplikasyonlardan birinin de koroner kalp rahatsızlıkları olduğu rapor edilmiştir (Tan ve ark., 2011; Virén ve ark., 2015). Çalışmamızda kalpte ve LAD'de oluşan yüksek doz ve ortalama doz değerleri bakımından sonuçlarımız Tuomas ve ark.(2015)' nin yaptığı çalışmayla uyumlu bulunmuştur (Virén ve ark., 2015).

$V_5$  (%) ortalama değerlerine bakıldığında en büyük değere sahip sadece tVMAT ile FIF – KRT ve tYART tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardır. tVMAT  $V_5$  (%) değerleri bu iki teknikten anlamlı büyüktür. Diğer bir volümetrik ayarlı ark terapi tekniği olan cVMAT ile ikili karşılaştırmasında istatistiksel anlamlılık ( $p=0,202$ ) yoktur.  $V_5$  (%) değerleri bakımından FIF – KRT ile tYART arasında anlamlı ( $p=1,000$ ) farklılık yoktur.

Kalpte oluşan  $V_{10}$  ve  $V_{20}$  değerleri bakımından 4 teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur.  $V_{10}$  ve  $V_{20}$  ortalama değerleri bakımından en küçük değerlere sahip tedavi planlama teknikleri sırasıyla FIF – KRT ve cVMAT teknikleridir.

tYART tekniği kalpte oluşan  $V_{30}$  (%) değeri bakımından tVMAT ve cVMAT tekniklerine göre anlamlı büyüktür. Diğer tekniklerin ikili karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur.

Kalpte oluşan  $V_{50}$  medyan değerleri bakımından FIF – KRT tekniği diğer 3 ters planlama tekniklerine göre anlamlı büyüktür. cVMAT tekniği  $V_{50}$  (%) değerleri bakımından tYART tekniğinden anlamlı ( $p=0,026$ ) küçüktür. Diğer bir volümetrik ayarlı ark terapi tekniği tVMAT arasında istatistiksel olarak ( $p=0,935$ ) anlamlı farklılık yoktur.

Çalışmamızda kalpte oluşan  $V_5$ ,  $V_{30}$  (%) sonuçları yapılan Guang – Hua ve ark. (2013)' nin çalışmasıyla benzer bulunmuştur. (Jin ve ark., 2013).

#### **5.4. Karşı Organ Sağ Memede Oluşan Dozların Değerlendirilmesi**

Sağ memede oluşan  $D_{max}$  (Gy) ve  $D_{ort}$  (Gy) değerleri incelendiğinde en küçük medyan  $D_{max}$  (Gy),  $D_{ort}$  (Gy) değerine sahip planlama tekniği FIF – KRT; en büyük medyan  $D_{max}$  (Gy),  $D_{ort}$  (Gy) değerine sahip planlama tekniği ise tVMAT' dir. Her iki veri için ikili karşılaştırmalar sonucunda volümetrik ayarlı ark tedavi teknikleri tVMAT ile cVMAT arasında istatistiksel anlamlılık derecesinde farklılık yoktur. tVMAT tekniği diğer planlama tekniklerine göre  $D_{max}$  (Gy),  $D_{ort}$  (Gy) değerleri bakımından anlamlı büyüktür.

$V_3$  (%) değerleri bakımından FIF – KRT planlama tekniği ters planlama tekniklerine göre istatistiksel olarak anlamlı küçüktür ( $p=0,000$ ). Ters planlama

teknikleri tYART, tVMAT ve cVMAT ikili karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Sağ memede oluşan  $V_5$  (%) değerleri bakımından FIF – KRT tekniği volümetrik ayarlı ark terapi tVMAT ve cVMAT tekniklerine göre anlamlı küçüktür. FIF – KRT ile tYART tekniği arasında istatistiksel anlamlılık düzeyinde fark yoktur ( $p=0,161$ ).

Birçok çalışmanın aksine Safora ve ark.(2009)'nın yaptığı çalışmada karşı memenin maruz kaldığı düşük doz saçılmaları incelendiğinde FIF – KRT tekniği düşük doz hacmini artırmaktadır (Johansen ve ark., 2009) fakat bizim sonuçlarımızla uyumlu volümetrik tekniklerin düşük dozları artırdığı çalışmalar çoğunluktadır (Jin ve ark., 2013; Virén ve ark., 2015).

### **5.5. Karşı Organ Sağ Akciğerde Oluşan Dozların Değerlendirilmesi**

Medyan  $D_{max}$  (Gy) değeri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT ile ters planlama teknikleri tYART, tVMAT, cVMAT arasındaki farklar ikili karşılaştırmaları sonucu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Sağ akciğerde oluşan  $D_{ort}$  (Gy) değerleri bakımından 4 tekniğin ikili karşılaştırmaları sonucu aralarındaki farklar istatistiksel olarak anlamlıdır. FIF – KRT planlama tekniği  $D_{ort}$  (Gy) değerleri bakımından ters planlama tekniklerine göre anlamlı küçük ve cVMAT planlama tekniği  $D_{ort}$  (Gy) değerleri bakımından diğer tekniklere göre anlamlı büyüktür.

cVMAT tekniğinin diğer tekniklere göre karşı akciğerde  $D_{ort}$  değerini artırdığı daha önce yapılan çalışmalarla uyumludur (Virén ve ark., 2015).

### **5.6. Normal Dokuda Oluşan Dozların Değerlendirilmesi**

Normal dokuda saçılan düşük radyasyonu  $V_3$ ,  $V_5$ ,  $V_{10}$  (%) değerleri bakımından incelediğimizde FIF – KRT tekniği ile tYART tekniği arasında istatistiksel olarak anlamlı fark ( $p>0,05$ ) bulunmamıştır. Bu iki tekniğin  $V_3$ ,  $V_5$ ,  $V_{10}$  (%) değerleri diğer volümetrik ayarlı ark terapi tVMAT ve cVMAT tekniklerinden anlamlı küçük bulunmuştur. cVMAT tekniğinin normal dokuda oluşan  $V_3$ ,  $V_5$ ,  $V_{10}$  (%)

değerleri FIF – KRT ve tYART tekniğine göre anlamlı büyük bulunmuştur.  $V_5$  ve  $V_{10}$  (%) değerleri bakımından cVMAT tekniği ile tVMAT tekniği ikili karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlılık bulunmamakla birlikte  $V_3$  değerleri için cVMAT planlama tekniği anlamlı büyüktür ( $p=0,003$ ).

$V_{20}$  (%) değerleri bakımından 4 teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur. Ortalama  $V_{20}$  değerleri bakımından, en küçük değere sahip tedavi planlama tekniği FIF – KRT' dir.

Normal dokuda oluşan  $V_{30}$  (%) değerleri bakımından tYART tekniği tVMAT ve cVMAT tekniklerine göre anlamlı büyüktür. FIF – KRT planlama tekniği ile ikili karşılaştırması sonucu istatistiksel anlamlılık düzeyinde fark bulunamamıştır ( $p=0,309$ ). Ortalama  $V_{30}$  değerleri bakımından en küçük değere sahip cVMAT tekniği ile FIF – KRT, tVMAT teknikleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

Ortalama  $V_{40}$  değerleri bakımından en büyük değere sahip tedavi planlama tekniği tYART ile FIF – KRT tekniği arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p=0,274$ ). En küçük ortalama  $V_{40}$  değerine sahip cVMAT ile tVMAT arasında istatistiksel anlamlılık ( $p=1,000$ ) bulunmamakla beraber diğer tekniklere göre normal dokuda oluşan  $V_{40}$  (%) değerleri istatistiksel olarak anlamlı küçüktür.

Normal dokuda oluşan  $V_{50}$  (%) değerleri incelendiğinde FIF – KRT tedavi planlama tekniği ters planlama teknikleri tYART, tVMAT, cVMAT' a göre anlamlı büyüktür. tYART planlama tekniği ile volümetrik ayarlı tedavi planlama teknikleri arasındaki  $V_{50}$  (%) değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. cVMAT planlama tekniği tVMAT ve FIF – KRT tekniği ile ikili karşılaştırıldığında  $V_{50}$  (%) değerleri anlamlı küçük bulunmuştur.

Normal dokuda oluşan  $V_{30}$ ,  $V_{40}$  değerleri bakımından FIF – KRT ve tYART tekniği birbirine yakın olarak VMAT tekniklerine göre anlamlı büyüktür. Fakat düşük dozlar incelendiğinde VMAT teknikleri FIF – KRT ve tYART teknikleri kadar başarılı değildir. VMAT teknikleri normal dokuda düşük doz hacmini artırmıştır.

## 5.7. 4 Farklı Planlama Tekniği İçin “Monitor Unit” MU Değerlendirilmesi

İkincil kanser riskini arttırması nedeniyle sağ kalımı yüksek erken evre meme kanserlerinde MU miktarının yüksek olması tercih edilen bir durum değerdir. MU değerleri bakımından volümetrik ayarlı ark terapi tedavi planlama teknikleri tVMAT ve cVMAT ikili karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlılık bulunmamakla birlikte diğer tedavi planlama tekniklerine göre anlamlı büyüktürler. MU değerleri bakımından FIF – KRT diğer ters tedavi planlama tekniklerine göre istatistiksel anlamlı küçüktür. İkinci en küçük MU değerlerine sahip tYART tekniği de tVMAT ve cVMAT tekniğine göre anlamlı küçüktür. Sonuçlarımız Viren ve ark.(2005)’ nin çalışmasıyla uyumludur (Virn ve ark., 2015).

Sonuç olarak; meme hacminden ve etnik yapısından kaynaklı hem memede doz konformalitesi ve homojenliği yakalayıp hem de kritik organları en iyi şekilde koruyup organ deformasyonu ve ikincil tümörleri engellemek zor bir durum olabilir. Çalışmamızda orta boyutlardaki sol meme hacmine (400cc – 600cc) sahip hastalarla yaptığımız CTV<sub>in</sub>’ nin %98 hacmi, reçete edilen dozun en az %95’ini alması koşuluyla kritik organ ve karşı organ dozlarını inceledik.

Kanser tedavisinin RT basamağında birçok alanda VMAT teknikleri kullanılırken; sağ kalımı yüksek erken evre meme kanserlerinde düşük doz saçılmalarını arttırdığından dolayı klinik olarak uygulanmamaktadır. Klinikte kendini ispatlamış 3B – KRT ve FIF – KRT tedavi planlama uygulamaları yaygındır.

Çalışmamızda beklenildiği gibi volümetrik ayarlı ark tedavi teknikleri hem riskli organ hemde karşı organ volümlerinde yüksek doz bölgesini azaltmış fakat düşük doz bölgelerini artırmıştır. Özellikle karşı memede düşük doz bölgesini arttırması ikincil kanser riski olasılığının artması demektir. Bu yüzden VMAT teknikleri tarafımızca önerilmemektedir.

tYART tekniği sağ meme, sağ akciğer ve normal dokuda düşük doz radyasyonunu azaltmada en az FIF – KRT tedavi tekniği kadar; kritik organlardaki yüksek doz maruziyetini düşürmede de en az volümetrik ayarlı tedavi teknikleri kadar iyidir.

FIF – KRT tekniğine yakın MU değerlerine sahip tYART tekniği; ışınlama süresince operatörden bağımsız olduğu için hastanın ışınlanma süresi daha kısadır.

Aynı zamanda MU miktarı tVMAT ve cVMAT tekniğine göre anlamlı küçük olduğundan tYART ışınlama süresi VMAT tekniklerinden daha kısadır.

tYART tedavi planlama tekniği geliştirildiği ve klinik olarak da araştırıldığı takdirde alışlagelmiş, kendini ispatlamış konformal tedavi tekniklerine alternatif bir RT tekniği olarak önerilebilir.



## 6. KAYNAKLAR

- Acun H, Kemikler G, Çakır A et al (2011) Statik IMRT (step and shoot) yöntemine göre oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasına segment sayısının etkisi. *Turkish Journal of Oncology/Türk Onkoloji Dergisi*, 26(1): 18-25.
- Akbörü MH, Dinçer, ST, Gürsel, ÖK (2013) İntraoperatif Radyoterapi. *Okmeydanı Tıp Dergisi* 29 (Ek Sayı 1): 25–34.
- Alfonso JCL, Herrero MA, Nunez L (2015) A dose-volume histogram based decision-support system for dosimetric comparison of radiotherapy treatment plans. *Radiation Oncology* 10(1): 1-9.
- Başaran G, Çabuk D (2008) Meme Kanserinde Adjuvan Sistemik Tedavi İlkeleri. *Turkiye Klinikleri Journal of Medical Oncology Special Topics* 1(1): 23-46.
- Boyages J, Bilous M, Barraclough B et al (1988) Fat necrosis of the breast following lumpectomy and radiation therapy for early breast cancer. *Radiotherapy and Oncology* 13(1): 69-74.
- Buatti JM, Harari PM, Leigh BR et al (1994) Radiation-Induced Angiosarcoma of the Breast: Case Report and Review of the Literature. *American Journal of Clinical Oncology* 17(5): 444-447.
- Bulak H (1999) Meme Kanserinin Cerrahi Tedavisi. *Turkiye Klinikleri Journal of Medical Sciences* 19(6): 352-357.
- Cabioğlu N (2012) Memenin Anatomisi ve Fizyolojisi. Editör: ÖZMEN V, *Meme Hastalıkları Kitabı*, Güneş Tıp Kitapevleri, Ankara, s: 3-16.
- Campbell IR, Illingworth MH (1992) Can patients wash during radiotherapy to the breast or chest wall? A randomized controlled trial. *Clinical Oncology* 4(2): 78-82.
- Cavendish JJ, Berman BJ, Schnyder G et al (2004) Concomitant coronary and multiple arch vessel stenoses in patients treated with external beam radiation: pathophysiological basis and endovascular treatment. *Catheterization and cardiovascular interventions* 62(3): 385-390.
- Chen F, Rao M, Ye JS et al (2011) Impact of leaf motion constraints on IMAT plan quality, deliver accuracy, and efficiency. *Medical Physics* 38(11): 6106-6118.



Clarke D, Martinez A, Cox RS et al (1982) Breast edema following staging axillary node dissection in patients with breast carcinoma treated by radical radiotherapy. *Cancer* 49(11): 2295-2299.

Cody HS (2010) Clinical significance and management of extra-axillary sentinel lymph nodes: worthwhile or irrelevant? *Surgical oncology clinics of North America* 19(3): 507-517.

Çetintaş SK, Altay A (2014) Meme Kanseri Radyoterapisinde Simülasyon ve İmmobilizasyon. Editör: HAYDAROĞLU A, Meme Kanserinde Modern Radyoterapi Uygulamaları Kitabı, 1. Baskı, Ege Üniversitesi Yayınları, İzmir, s: 115-122

Darby SC, Ewertz M, McGale P et al (2013) Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer. *New England Journal of Medicine* 368(11): 987-998.

Darlington AJ (2015) Anatomy of the Breast. Editor: HOGG et al, Digital Mammography: A Holistic Approach. First Edition, Spr. Int. Pub, Switzerland, pp: 3-10.

Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group (2000) Favourable and unfavourable effects on long-term survival of radiotherapy for early breast cancer: an overview of the randomised trials. *The Lancet* 355(9217): 1757-1770.

Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group (2005) Effects of chemotherapy and hormonal therapy for early breast cancer on recurrence and 15-year survival: an overview of the randomised trials. *The Lancet* 365(9472): 1687-1717.

Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group (2006) Effects of radiotherapy and of differences in the extent of surgery for early breast cancer on local recurrence and 15-year survival: an overview of the randomised trials. *The Lancet* 366(9503): 2087-2106.

Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group (2011) Effect of radiotherapy after breast-conserving surgery on 10-year recurrence and 15-year breast cancer death: meta-analysis of individual patient data for 10 801 women in 17 randomised trials. *The Lancet* 378(9804): 1707-1716.

Erickson VS, Pearson ML, Ganz PA et al (2001) Arm edema in breast cancer patients. *Journal of the National Cancer Institute* 93(2): 96-111.

- Ferahman M (2006) Meme Kanserinde Güncel TNM Evrelemesi. Editör: Gazioğlu E, Meme Kanseri Sempozyumu, İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fak. Etk, İstanbul 54, s:87-91.
- Feuvret L, Noel G, Mazon JJ et al (2006) Conformity index: a review. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 64(2): 333-342.
- Fidaner C, Eser SY, Parkin DM (2001) Incidence in Izmir in 1993–1994: first results from Izmir Cancer Registry. *European Journal of Cancer* 37(1): 83-92.
- Fisher B, Anderson S, Bryant J et al (2002) Twenty-year follow-up of a randomized trial comparing total mastectomy, lumpectomy, and lumpectomy plus irradiation for the treatment of invasive breast cancer. *New England Journal of Medicine* 347(16): 1233-1241.
- Gradishar WJ, Anderson BO, Balassanian R et al (2016) Invasive Breast Cancer Version 1. NCCN Clinical Practice Guidelines in Oncology. *Journal of the National Comprehensive Cancer Network* 14(3): 324-354.
- Guenther JM, Krishnamoorthy M, Tan LR (1996) Sentinel lymphadenectomy for breast cancer in a community managed care setting. *The cancer journal from Scientific American* 3(6): 336-340.
- Güney Y, İnan GA (2015) Parsiyel Meme Işınlaması. Meme Kanserinde Radyoterapi Özel Sayısı Türkiye Klinikleri J Radiat. Oncol-Special Topics 1(2):74-79.
- Gyenes G, Rutqvist LE, Liedberg A et al (1998) Long-term cardiac morbidity and mortality in a randomized trial of pre-and postoperative radiation therapy versus surgery alone in primary breast cancer. *Radiotherapy and Oncology* 48(2): 185-190.
- Haydaroğlu A (2014) Memenin Anatomisi ve Lenfatikleri. Editör: HAYDAROĞLU A, Meme Kanserinde Modern Radyoterapi Uygulamaları Kitabı, 1. Baskı, Ege Üniversitesi Yayınları, İzmir, s: 15-20.
- Impact Medical System (2013) Understanding the Cost Function Parameters. Monaco Training Guide, Electa, Freiburg, Section: 10: 1-20
- International Commission on Radiation Units and Measurements (2010) Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). Oxford University Press 10(1): 41-53.
- Jemal A, Bray F, Center MM et al (2011) Global cancer statistics. *CA: a cancer journal for clinicians* 61(2): 69-90.

Jin GH, Chen LX, Deng XW et al (2013) A comparative dosimetric study for treating left-sided breast cancer for small breast size using five different radiotherapy techniques: conventional tangential field, filed-in-filed, tangential-IMRT, multi-beam IMRT and VMAT. *Radiation Oncology* 8(1): 1-8.

Johansen S, Cozzi L, Olsen DR (2009) A planning comparison of dose patterns in organs at risk and predicted risk for radiation induced malignancy in the contralateral breast following radiation therapy of primary breast using conventional, IMRT and volumetric modulated arc treatment techniques. *Acta oncologica* 48(4): 495-503.

Khan FM, Gibbons JP (2014) *Modern Radiation Therapy*. Editor: PINE JW, Khan's *The Physics of Radiation Therapy*. Fifth Edition, Lippincott Williams & Wilkins, New York, pp: 413-524.

Korkmaz Aİ (2015) Baş-boyun Kanserlerinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT) Tekniklerinin Hastaya Özel Tedavi Kalite Güvencelerinin Karşılaştırılması. Uludağ Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Tezi, Bursa.

Koylu M, Olacak N, Haydaroglu A (2013) *Three- Dimensional Planning Techniques*. Editors: HAYDAROĞLU A and ÖZYİĞİT G, *Principles and Practice of Modern Radiotherapy Techniques in Breast Cancer*. First Edition, Springer Science+Business Media, New York, pp: 183-204.

Lee HH, Hou MF, Wei SY et al (2016) Comparison of Long-Term Outcomes of Postmastectomy Radiotherapy between Breast Cancer Patients with and without Immediate Flap Reconstruction. *PloS one* 11(2): 1-12.

Liguori V, Guillemain C, Pesce GF et al (1997) Double-blind, randomized clinical study comparing hyaluronic acid cream to placebo in patients treated with radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology* 42(2): 155-161.

Lin PP, Allison DC, Wainstock J et al (1993) Impact of axillary lymph node dissection on the therapy of breast cancer patients. *Journal of Clinical Oncology* 11(8): 1536-1544.

Marnitz S, Wlodarczyk W, Neumann O et al (2015) Which technique for radiation is most beneficial for patients with locally advanced cervical cancer? Intensity modulated proton therapy versus intensity modulated photon treatment, helical

tomotherapy and volumetric arc therapy for primary radiation—an intraindividual comparison. *Radiation Oncology* 10(1): 1.

Maunsell E, Brisson J, Deschenes L (1993) Arm problems and psychological distress after surgery for breast cancer. *Canadian journal of surgery. Journal Canadien de Chirurgie* 36(4): 315-320.

McGale P, Taylor C, Correa C et al (2014) Effect of radiotherapy after mastectomy and axillary surgery on 10-year recurrence and 20-year breast cancer mortality: meta-analysis of individual patient data for 8135 women in 22 randomised trials. *Lancet* 383: 2127-2162.

McGuire KP (2016) *Breast Anatomy and Physiology*. Editor: AYDINER A, *Breast Disease: Diagnosis and Pathology*, First Edition, Springer Int Pub, Switzerland, pp: 1-14.

Mukesh MB, Harris E, Collette S et al (2013) Normal tissue complication probability (NTCP) parameters for breast fibrosis: Pooled results from two randomised trials. *Radiotherapy and Oncology* 108(2): 293-298.

Obedian E, Fischer DB, Haffty BG (2000) Second malignancies after treatment of early-stage breast cancer: lumpectomy and radiation therapy versus mastectomy. *Journal of Clinical Oncology* 18(12): 2406-2412.

Oelkfe U, Scholz C (2006) Dose calculation algorithms. Editors: SCHLEGEL W et al, In *New Technologies in Radiation Oncology*, Springer Heidelberg, Berlin, pp: 187-196.

Otto K (2008) Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Medical Physics* 35(1): 310-317.

Pasler M, Lutterbach J, Björnsgard M et al (2015) VMAT techniques for lymph node-positive left sided breast cancer. *Zeitschrift fuer Medizinische Physik* 25(2): 104-111.

Pierce SM, Recht A, Lingos TI et al (1992) Long-term radiation complications following conservative surgery (CS) and radiation therapy (RT) in patients with early stage breast cancer. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 23(5): 915-923.

Popescu CC, Olivotto IA, Beckham WA et al (2010) Volumetric modulated arc therapy improves dosimetry and reduces treatment time compared to conventional intensity-modulated radiotherapy for locoregional radiotherapy of left-sided breast

cancer and internal mammary nodes. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 76(1): 287-295.

Qiu JJ, Chang Z, Wu QJ et al (2010) Impact of volumetric modulated arc therapy technique on treatment with partial breast irradiation. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 78(1): 288-296.

Ragaz J, Olivetto IA, Spinelli JJ et al (2005) Locoregional radiation therapy in patients with high-risk breast cancer receiving adjuvant chemotherapy: 20-year results of the British Columbia randomized trial. *Journal of the National Cancer Institute* 97(2): 116-126.

Recht A, Edge SB, Solin LJ et al (2001) Postmastectomy radiotherapy: clinical practice guidelines of the American Society of Clinical Oncology. *Journal of Clinical Oncology* 19(5): 1539-1569.

Recht A (2003) Integration of systemic therapy and radiation therapy for patients with early-stage breast cancer treated with conservative surgery. *Clinical breast cancer* 4(2): 104-113.

Reynaert N, Van der Marck SC, Schaart DR et al (2007) Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams. *Radiation Physics and Chemistry* 76(4): 643-686.

Roy I, Fortin A, Larochelle M (2001) The impact of skin washing with water and soap during breast irradiation: a randomized study. *Radiotherapy and Oncology* 58(3): 333-339.

Siegel RL, Miller KD, Jemal A (2016) Cancer statistics. *CA: a cancer Journal for Clinicians* 66(1): 7-30.

Sülekli HE (2015) Kanser Vakaları ve Kanserden Ölüm Oranları. Rapor Bülteni. T.C. Sağlık Bakanlığı, TKHK İstatistik, Analiz ve Raporlama Daire Başkanlığı, Sayı: 10

Taghian A, de Vathaire F, Terrier P et al (1991) Long-term risk of sarcoma following radiation treatment for breast cancer. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 21(2): 361-367.

Tan W, Wang X, Qiu D et al (2011) Dosimetric comparison of intensity-modulated radiotherapy plans, with or without anterior myocardial territory and left ventricle as organs at risk, in early-stage left-sided breast cancer patients. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 81(5): 1544-1551.

- Taqaddas A (2014) Investigation of VMAT Algorithms and Dosimetry. *International Science Index, Medical and Health Sciences* 8(8): 502-13
- Türker A, Dizdar Ö (2011) Meme Kanseri. *Meslek İçi Sürekli Eğt. Derg.* ss: 86-89
- Van Herk M, Niemierko A (2010) Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy(IMRT). *Journal of The ICRU*, 10: 75-82.
- Van de Steene J, Soete G, Storme G (2000) Adjuvant radiotherapy for breast cancer significantly improves overall survival: the missing link. *Radiotherapy and Oncology* 55(3): 263-272.
- Van't Riet A, Mak AC, Moerland MA et al (1997) A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: application to the prostate. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics* 37(3): 731-736.
- Viren T, Heikkila J, Myllyoja K et al (2015) Tangential volumetric modulated arc therapy technique for left-sided breast cancer radiotherapy. *Radiation Oncology* 10(1): 141-147.
- Wang L, Ma C (2013) Dose Calculation Algorithms. Editors: BRADY LW and YAEGER TE, In *Encyclopedia of Radiation Oncology*, Springer Heidelberg, Berlin, pp: 158-166.
- Whelan TJ, Julian J, Wright J et al (2000) Does locoregional radiation therapy improve survival in breast cancer? A meta-analysis. *Journal of Clinical Oncology* 18(6): 1220-1229.
- White J, Joiner MC (2008) Toxicity From Radiation in Breast Cancer. Editors: SMALL JrW and WOLOSCHAK GE, *Radiation Toxicity: A Practical Guide*. Paperback Edition, Springer Science+Business Media, LLC, pp: 66-45.
- Zambetti M, Moliterni A, Materazzo C et al (2001) Long-term cardiac sequelae in operable breast cancer patients given adjuvant chemotherapy with or without doxorubicin and breast irradiation. *Journal of Clinical Oncology* 19(1): 37-43.
- Zhao H, He M, Cheng G et al (2015) A comparative dosimetric study of left sided breast cancer after breast-conserving surgery treated with VMAT and IMRT. *Radiation Oncology* 10(1): 1-10.

## 7. SİMGELER VE KISALTMALAR

3B: 3 Boyutlu

3B-KRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

APMI: Akselere Parsiyel Meme Işınlaması

BCS: Breast Conserving Surgical

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CI: Konformite İndeks

CN: Konformalite Numarası

CTV: Klinik Hedef Hacmi

CTV<sub>in</sub>: Ciltten İçe Çekilmiş Klinik Hedef Hacmi

cVMAT: Sürekli Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Ark Terapi

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

DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine

D<sub>max</sub>: Maksimum doz (CTV<sub>in</sub> için 1cm<sup>3</sup>'teki doz miktarı)

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

DVH: Doz – Volüm Histogramı

EBCTCG: Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group

FiF – KRT: Alan İçinde Alan Konformal Radyoterapi

Gy: Doz Soğrulma Birimi, Gray

HI: Homojenite Katsayısı

ICRU: Uluslar Arası Birimler ve Ölçümler Komisyonu

IMAT: Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi

IMS: Impact Medical System

KT: Kemoterapi

kV: Kilo Volt

LAD: Sol İnen Arter

MeV: Milyon Elektron Volt

Mİ: Mamaria Interna

MKC: Meme Koruyucu Cerrahi

MLC: Çok Yapraklı Kolimatör

MRG: Magnetik Rezonans Görüntüleme  
MU: Monitor Unit  
MV: Milyon Volt  
ND: Normal Doku  
OAR: Riskli Organ  
PMI: Parsiyel Meme Işınlaması  
PTV: Planlanan Hedef Volüm  
RT: Radyoterapi  
SSD: Kaynak Cilt Mesafesi  
TERMA: Total Energy Released Per Unit Mass  
TPS: Tedavi Planlama Sistemi  
TV: Tedavi edilmesi gereken hedef hacim  
tVMAT: Tanjansiyel Volümetrik Ayarlı Ark Terapi  
TV<sub>RI</sub>: Reçete edilen dozu alan hedef hacim  
tYART: Tanjansiyel Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi  
V<sub>10</sub>: 10 Gy Doz Alan Hacim  
V<sub>20</sub>: 20 Gy Doz Alan Hacim  
V<sub>3</sub>: 3 Gy Doz Alan Hacim  
V<sub>30</sub>: 30 Gy Doz Alan Hacim  
V<sub>40</sub>: 40 Gy Doz Alan Hacim  
V<sub>5</sub>: 5 Gy Doz Alan Hacim  
V<sub>50</sub>: 50 Gy Doz Alan Hacim  
VMAT: Volümetrik Ayarlı Ark Terapi  
V<sub>RI</sub>: Reçete edilen dozu alan toplam hacim  
YART: Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi





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

Sayı : 52588837-000/682  
Konu : Etik Kurul kararı

15 /12../2015

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

Kurulumuza başvurusunu yaptığımız ve sorumlu araştırmacısı olduğunuz “Erken evre sol meme kanserlerinde alan içinde alan konformal radyoterapi (Field in Field-KRT), tanjansiyel yoğunluk ayarlı radyoterapi (tYART), iki tanjansiyel volümetrik ayarlı ark terapi (TVMAT) ve sürekli tanjansiyel volümetrik ayarlı ark terapi (cVMAT) planlama tekniklerinin dozimetrik özelliklerinin karşılaştırılması” konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuzun 08 Aralık 2015 tarih ve 2015-21/8 nolu kararı ekte gönderilmektedir.

Gereği için bilgilerinize sunulur.

Prof.Dr.Mine Sibel GÜRÜN  
Kurul Başkanı

EK:  
-Karar (1 adet)

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

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

<b>ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI</b>	Erken evre sol meme kanserlerinde alan içinde alan konformal radyoterapi (Field in Fiield-KRT), tanjansiyel yoğunluk ayarlı radyoterapi (tYART), iki tanjansiyel volümetrik ayarlı ark terapi (tVMAT) ve sürekli tanjansiyel volümetrik ayarlı ark terapi (cVMAT) planlama tekniklerinin dozimetrik özelliklerinin karşılaştırılması
------------------------------	--

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

<b>BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç.Dr.Sibel Kahraman Çetintaş		
	SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi		
	YARDIMCI ARAŞTIRMACININ UNVANI/ADI/SOYADI	Sağlık Fiziyi Uzmanı Sema Tunç Sağlık Fiz.Tezli Yük. Lisans Öğr.Fiz.Müh. Gülümser İbiboğlu		
	YARDIMCI ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi		
	DESTEKLEYİCİ	-		
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Retrospektif araştırma		
	ARAŞTIRMANIN YAPILIŞ AMACI	Yüksek lisans tez çalışması		
	ARAŞTIRMANIN BAŞLAMA TARİHİ/ SÜRESİ	15.12.2015 / 8 ay		
	GÖNÜLLÜ/DOSYA SAYISI	15		
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>

<b>DEĞERLENDİRİLEN İLGİLİ BELGELER</b>	<b>Belge Adı</b>	<b>Tarihi</b>	<b>Dili</b>
	GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR İÇİN BAŞVURU FORMU	27.11.2015	Türkçe

<b>DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER</b>	<b>Belge Adı</b>	<b>Açıklama</b>
	ARAŞTIRMA BÜTÇE FORMU	<input checked="" type="checkbox"/> Tarih: 27.11.2015
	ARAŞTIRICILAR İÇİN TAAHHÜTNAME FORMU	<input checked="" type="checkbox"/> Tarih: 27.11.2015
	PROSPEKTİF ÖZELLİKLI GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMA TAAHHÜTNAMESİ	<input type="checkbox"/>
	IKU klavuzunun okunduğuna dair taahhütname	<input checked="" type="checkbox"/> Tarih: 22.10.2015
	SONUÇ ÖZET RAPORU	<input type="checkbox"/>
DİĞER:	<input checked="" type="checkbox"/> Araştırma ilk başvuru ön yazısı (30.11.2015), hasta listesi, AD bilgilendirme yazısı, sorumlu araştırmacı özgeçmiş, araştırmacılar tarafından imzalanmış Dünya Tıp Birliği Helsinki Bildirgesi, literatür.	

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

<b>ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI</b>	<b>Erken evre sol meme kanserlerinde alan içinde alan konformal radyoterapi (Field in Field-KRT), tanjansiyel yoğunluk ayarlı radyoterapi (tYART), iki tanjansiyel volümetrik ayarlı ark terapi (tVMAT) ve sürekli tanjansiyel volümetrik ayarlı ark terapi (cVMAT) planlama tekniklerinin dozimetrik özelliklerinin karşılaştırılması</b>
------------------------------	--

<b>KARAR BİLGİLERİ</b>	<b>Karar No : 2015-21/ 7</b>	<b>Tarih : 08 Aralık 2015</b>
	Yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma başvuru dosyası ve ilgili belgeler, araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak değerlendirildi. 1-Araştırmanın yapılmasının uygun olduğuna, 2-Araştırmanın başlama tarihinin bildirilmesi ve araştırma tamamlandığında özet bir sonuç raporunun hazırlanarak kurulumuza iletilmesine, 3-Araştırma protokolünde ve başvuru formunda yapılacak tüm değişiklikler için Etik Kuruldan izin alınması gerektiğinin sorumlu araştırmacılara iletilmesine oybirliği ile karar verildi.	

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

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

**BAŞKANIN UNVANI/ADI SOYADI** Prof.Dr.Mine Sibel GÜRÜN

ÜYELER									
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E <input type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mine Sibel GÜRÜN Başkan	Farmakoloji	U.Ü.T.F. Farmakoloji ve Klinik Farmakoloji AD.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Mustafa HACIMUSTAFAOĞLU Başkan Yardımcısı	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	U.Ü.T.F. Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Necdet KARLI Üye	Nöroloji	U.Ü.T.F. Nöroloji AD.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Elif BAŞAĞAN MOĞOL Üye	Anesteziyoloji	U.Ü.T.F. Anesteziyoloji ve Reanimasyon AD.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Mehmet CANSEV Üye	Farmakoloji	U.Ü.T.F. Tıbbi Farmakoloji AD.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Alpaslan TÜRKKAN Üye	Halk Sağlığı	U.Ü.T.F. Halk Sağlığı AD.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Pınar VURAL Üye	Psikiyatri	U.Ü.T.F. Çocuk ve Ergen Ruh Sağlığı ve Hastalıkları AD.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Hilal ÖZKAN	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	U.Ü.T.F. Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Hasan ARI	Kardiyoloji	Bursa Yüksek İhtisas EAH Kardiyoloji Kliniği	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Tuna GÜLTEN Üye	Tıbbi Genetik	U.Ü.T.F. Tıbbi Genetik AD.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Çiğdem Mine YILMAZ Üye	Hukuk	U.Ü. Hukuk Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	İzini
Yrd. Doç. Dr. Engin SAGDILEK Raportör	Biyofizik	U.Ü.T.F. Biyofizik AD.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Sezer ERER Üye	Tıp Tarihi ve Etik	U.Ü.T.F. Tıp Tarihi ve Etik AD.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uz. Dr. Kağan HUYSAL Üye	Biyokimya	Bursa Yüksek İhtisas EAH Biyokimya	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Ahmet GÖREN Üye	Sağlık mesleği mensubu olmayan üye	Serbest Meslek	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

\* Toplantıda Bulunma

## 9. TEŞEKKÜR

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

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

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

Eğitimimin boyunca benle ilgilenen, her konuda yardımcı olup yönlendiren, bilgi ve deneyimlerini paylaşan, yetişmemde büyük emeği geçen, her zaman desteğini hissettiğim ve hissedeceğim kıymetli ablam Uzm. Fiz. Zenciye KIRAY'a yürekten teşekkür ediyorum.

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

Yüksek lisansım süresince bana yardımcı olan, bilgisiyle, desteğiyle fikir ve önerileriyle yanımda olan, bana inanan kıymetli arkadaşlarım Uzm. Fiz. Nazmi CAN'a ve Ümmügül HASANOĞLU'na çok teşekkür ediyorum.

Tezimin istatistiksel analizinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen hocam Sayın Doç. Dr. Güven ÖZKAYA'ya teşekkür ediyorum.

Ayrıca desteğini hissettiğim, yardımlarını esirgemeyen Uzm. Fiz. A. İsmail KORKMAZ'a ve yanımda olan arkadaşlarım Özcan ÖZDEN, Hakkı İ. KALYONCU, Merve CİNOĞLU, Pınar ERDOĞAN, Volkan AVCI, Mustafa ÖZER, Sonay GEDİK ve Devran BALTAŞ'a teşekkür ediyorum.

Bu süreçte beni yalnız bırakmayan manevi desteğini esirgemeyen kuzenlerim Sezen AKPINARLI'ya, Ege ÇELİK'e ve yardımlarından dolayı Cihan SİPAHİOĞLU'na çok teşekkür ediyorum.

Son olarak beni yetiştirip bugünlere getirmek için elinden geleni yapan, hep daha iyiye ulaşmamı dileyen, aldığım tüm kararlarda arkamda olan annem Gülnadiye İBİŞOĞLU'na, babam Metin İBİŞOĞLU'na ve canım abim Fahri İBİŞOĞLU'na bana verdikleri emeklerinden ve gösterdikleri özveriden dolayı sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

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

## 10. ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında Bulgaristan'ın Gabrova ilinde doğmuştur. 1989'da Türkiye'ye zorunlu göç ile Bursa iline yerleşmiştir. İlk ve orta öğretimini Kestel Yenimahalle İlköğretim Okulu'nda okuduktan sonra liseyi bir yıl İngilizce hazırlık eğitimi görek Bursa Çelebi Mehmet Anadolu Lisesi'nde tamamlamıştır. 2005 yılında Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü'nü kazanmış ve bir yıl İngilizce hazırlık görek 2013 yılında Mühendis ünvanını almıştır. Mezun olduktan sonra üniversiteye hazırlık grubu özel Fizik, Matematik, Geometri öğretmenliği ve öğrenci ders destek – eğitim danışmanlığı yapmıştır. 2014 yılında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans derecesinde Tıbbi Radyofizik ( Sağlık Fiziği ) Uzmanlığı okumaya hak kazanmıştır. Yüksek lisans eğitimi boyunca Uludağ Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda gönüllü olarak çalışmıştır.