



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

**SOL MEME KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE
NEFES TUTMA TEKNİĞİNİN RİSK
ALTINDAKİ ORGAN DOZLARI ÜZERİNE
ETKİSİNİN DOZİMETRİK OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Seher ŞAHİN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Doç. Dr. Emine CANYILMAZ

TRABZON-2022

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağılı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

05.05.2022

Seher ŞAHİN

İthaf

Bu yüksek lisans tezimi emeği, desteği ve en önemlisi sevgisi ile her zaman yanımda olan sevgili teyzeme ve eşime ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Lisansüstü eğitimim ve tez çalışmam boyunca kıymetli bilgilerini ve tecrübelerini benden esirgemeyen, yoluma ışık tutan değerli tez danışmanım Doç. Dr. Emine CANYILMAZ'a,

Lisansüstü eğitimim ve tez çalışmam boyunca değerli bilgilerini ve desteğini benimle paylaşan, mesleki duruşu ve değerleri ile bana katkı sağlayan, göstermiş olduğu sabır ve hoşgörü nedeniyle minnettar olduğum kıymetli hocam Doç. Dr. Emel HACIİSLAMOĞLU'na,

Tezimin istatistiksel veri analizlerini yapan Uzm. Dr. Lasif TÜRKER SERDAR'a,

Lisansüstü eğitimim boyunca bende emeği bulunan ve bana bu mesleği sevdiren tüm hocalarıma,

Lisansüstü eğitimim boyunca bilgilerini ve sabırlarını benden esirgemeyen tüm Karadeniz Teknik Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı ekibine,

Birlikte lisansüstü eğitim gördüğümüz süre boyunca yardımlarını ve desteklerini her zaman hissettiğim değerli arkadaşlarım Onur SANCAR, Murat ŞAHİNLER ve Ömer Faruk DEMİRTAŞ'a,

Lisansüstü eğitim almam için ilk adımı atmamı sağlayan canım arkadaşım Med. Fiz. Uz. Ayşe Beste ŞİMŞEK'e,

Eğitimim boyunca bana sabırla yaklaşan, yaşadığım tüm zorlukları benimle göğüsleyen ve her zaman bana destek olan sevgili eşim Arif ŞAHİN'e,

Her zaman yanımda olup beni destekleyen, üzerimde sonsuz emeği olan sevgili teyzem Nurten ŞAHİN'e,

Her zaman yanımda olan sevgili aileme sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Seher ŞAHİN

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
RESİMLER DİZİNİ	xii
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xiii
ÖZET	xvi
ABSTRACT	xvii
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Meme Anatomisi	3
2.1.1. Meme Lenfatikleri	3
2.1.2. Aksiller Lenf Bezleri	4
2.2.2. Mammaria Interna Lenf Yolu	5
2.3. Meme Kanseri Epidemiyolojisi ve Etiyolojisi	6
2.4. Klinik Özellikler	7
2.5. Meme Kanseri Teşhis ve Tanı	7
2.6. Meme Kanseri Patoloji	10
2.7. Meme Kanseri Evreleme	10
2.8. Meme Kanseri Tedavi	12
2.8.1. Cerrahi Tedavi	13
2.8.2. Sistemik Tedavi Yöntemleri	13
2.8.3. Radyoterapi	14
2.9. Radyoterapide Tedavi Planlaması	14
2.9.1. Hacim Tanımlamaları	15
2.9.2. Doz-Hacim Histogramı	17
2.9.3. Doz Homojenitesi ve Doz Konformalitesi	18

2.10. Meme Radyoterapisinde Kritik Organlar	19
2.10.1. Kalp	19
2.10.2. Sol Anteriyor Desandan Arter (LAD)	19
2.10.3. Akciğer	19
2.10.4. Brakial Pleksus	20
2.10.5. Özofagus	20
2.10.6. Tiroid	20
2.10.7. Karşı Meme	20
2.10.8. Spinal Kord	20
2.11. Meme Radyoterapisinde Tedavi Teknikleri	21
2.11.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT)	21
2.11.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)	21
2.11.3. Volümetrik Ark Terapi (VMAT)	22
2.11.4. Helikal Tomoterapi (HT)	23
3. GEREÇ ve YÖNTEM	24
3.1. Çalışmanın Tipi	24
3.2. Çalışmanın Yapıldığı Yer ve Zaman	24
3.3. Çalışmanın Onayı	24
3.4. Çalışmanın Evren ve Örneklemi	24
3.5. Çalışma Grupları	24
3.6. Çalışma Materyali	25
3.6.1. Bilgisayarlı Tomografi	25
3.6.2. Tedavi Planlama Sistemi	26
3.6.3. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcı	27
3.6.4. Solunum Takip Sistemi	28
3.7. Çalışma Yöntemi	31
3.7.1. Hedef ve Risk Altındaki Organların Konturlanması	32
3.7.2. Kritik Organ Tolerans Doz Değerleri	34
3.7.3. Tedavi Planlarının Yapılması	35
3.7.4. Hedef Hacim Verilerinin Karşılaştırılması	37
3.7.5. Risk Altındaki Organ Verilerinin Karşılaştırılması	37
3.7.6. İstatiksel Analiz Yöntemi	37
4. BULGULAR	38

4.1. FB ile BH Tedavide Hedef Hacme (PTV) Ait Veriler	38
4.2. FB ile BH Tedavide Riskli Organlara Ait Veriler	39
4.2.1. Kalp Verileri	39
4.2.2. LAD Verileri	40
4.2.3. İpsilateral Akciğer Verileri	42
4.2.4. Kontralateral Akciğer Verileri	43
4.2.5. Tüm Akciğer Verileri	44
4.2.6. Kontralateral Meme Verileri	46
4.2.7. Tiroid Verileri	47
4.2.8. Brakial Pleksus Verileri	48
4.2.9. Özofagus Verileri	50
5. TARTIŞMA	52
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	59
7. KAYNAKLAR	61
EKLER	71
EK 1. Etik Kurul İzni	72
EK 2. Kurum İzni	75
ÖZGEÇMİŞ	76

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	Meme tümörleri için TNM sınıflaması	11
Tablo 2.	Meme kanserinde evreleme	12
Tablo 3.	Kritik organ tolerans değerleri	34
Tablo 4.	FB tedavi planında PTV verileri	38
Tablo 5.	BH tedavi planında PTV verileri	38
Tablo 6.	FB ve BH tedavi planlarında PTV verilerinin istatistiksel analiz sonuçları	39
Tablo 7.	FB tedavi planında kalp verileri	39
Tablo 8.	BH tedavi planında kalp verileri	40
Tablo 9.	FB ve BH tedavi planlarında kalp verilerinin istatistiksel analiz sonuçları	40
Tablo 10.	FB tedavi planında LAD verileri	41
Tablo 11.	BH tedavi planında LAD verileri	41
Tablo 12.	FB ve BH tedavi planlarında LAD verilerinin istatistiksel analiz sonuçları	41
Tablo 13.	FB tedavi planında İA verileri	42
Tablo 14.	BH tedavi planında İA verileri	42
Tablo 15.	FB ve BH tedavi planlarında İA verilerinin istatistiksel analiz sonuçları	43
Tablo 16.	FB tedavi planında KA verileri	43
Tablo 17.	BH tedavi planındaki KA verileri	44
Tablo 18.	FB ve BH tedavi planlarında KA verilerinin istatistiksel analiz sonuçları	44
Tablo 19.	FB tedavi planında TA verileri	45
Tablo 20.	BH tedavi planında TA verileri	45
Tablo 21.	FB ve BH tedavi planlarında TA verilerinin istatistiksel analiz sonuçları	45
Tablo 22.	FB tedavi planında KM verileri	46
Tablo 23.	BH tedavi planında KM verileri	46
Tablo 24.	FB ve BH tedavi planlarında KM verilerinin istatistiksel analiz	

sonuçları	47
Tablo 25. FB tedavi planında tiroid verileri	47
Tablo 26. BH tedavi planında tiroid verileri	48
Tablo 27. FB ve BH tedavi planlarında tiroid verilerinin istatistiksel analiz sonuçları	48
Tablo 28. FB tedavi planında BP verileri	49
Tablo 29. BH tedavi planında BP verileri	49
Tablo 30. FB ve BH tedavi planlarında BP verilerinin istatistiksel analiz sonuçları	49
Tablo 31. FB tedavi planında özofagus verileri	50
Tablo 32. BH tedavi planında özofagus verileri	50
Tablo 33. FB ve BH tedavi planlarında özofagus verilerinin istatistiksel analiz sonuçları	51

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa
Şekil 1. Meme anatomisi	3
Şekil 2. Meme lenfatikleri	4
Şekil 3. Lenfatik drenaj seviyelerine göre aksiller lenf nodları	5
Şekil 4. MI lenf nodlarının BT’de görünümü	6
Şekil 5. Hacim tanımlamaları (48,52). (a) ICRU 50 raporuna göre tedavi ile ilişkilendirilmiş beş hacim tanımlaması. (b) Farklı klinik senaryoları için farklı hacim (GTV, CTV, PTV ve PRV) tanımlamaları için şematik gösterim.	17
Şekil 6. Doz hacim histogramı	18
Şekil 7. Hasta solunumunun dalga formu şeklinde görüntüsü. (a) FB solunum takip görüntüsü. (b) BH solunum takip görüntüsü	28
Şekil 8. Catalyst ⁺	29
Şekil 9. cPosition modunda referans görüntü ile anlık görüntü arasındaki yüzey farkları	30
Şekil 10. cRespiration modunda hasta tedavisi	30
Şekil 11. Aynı hastaya ait konturlama görüntüleri (a) FB konturlama (b) BH konturlama	33
Şekil 12. Aynı hastaya ait tedavi planı ve DVH görüntüleri. (a) FB planı. (b) BH planı.	36

RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 1.	Siemens marka Somatom Confidence® model BT cihazı	25
Resim 2.	Elekta Versa HD™ lineer hızlandırıcı	27
Resim 3.	Hastanın kendi solunumunu takip ettiği cihazlar (a) solunum takip tableti (b) solunum takip gözlüğü	31



KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

BH	Nefes Tutma (Breath-Holding)
BP	Brakial Pleksus
BT	Bilgisayarlı Tomografi
cGy	Cantigray
CN	Konformalite Numarası
CTV	Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume)
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
Dmax	Maksimum Doz
Dmean	Ortalama Doz
Dmin	Minimum Doz
DSÖ	Dünya Sağlık Örgütü
DVH	Doz Hacim Histogramı (Dose-Volume Histogram)
ESTRO	Avrupa Radyoterapi ve Onkoloji Grubu (European Society for Radiotherapy & Oncology)
FB	Serbest Nefes (Free Breathing)
FFF	Flattening Filter Free
GTV	Görünen Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume)
Gy	Gray (Soğurulan Doz Birimi)
HI	Homojenite İndeks
HT	Helikal Tomoterapi
ICRU	Uluslararası Birimler ve Ölçümler Komisyonu (International commission on Radiation Units)
IM	İnternal Marj
ITV	İnternal Hedef Hacim (Internal Target Volume)
IV	İşinlanan Hacim (Irradiated Volume)
İA	İpsilateral Akciğer
İDK	İnvaziv Duktal Karsinom
İLK	İnvaziv Lobüler Karsinom
KA	Kontralateral Akciğer
KM	Kontralateral Meme
KT	Kemoterapi

LAD	Sol Anterior Desandan Arter
M	Uzak Metastaz
MC	Monte Carlo
MG	Mamografi
MI	Mammaria Interna
MKC	Meme Koruyucu Cerrahi
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	Bölgesel Lenf Nodları
OAR	Riskli Organlar (Organ at Risk)
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
PTV	Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)
RT	Radyoterapi
RTOG	Radyoterapi Onkoloji Grubu (Radiation Therapy Oncology Group)
SGRT	Yüzeysel Görüntü Kılavuzluğunda Radyoterapi (Surface Guided Radiation Therapy)
SKF	Supraklavikular Fossa
SM	Set-up Marj
SS	Standart Sapma
T	Tümör
TA	Tüm Akciğer
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TV	Tedavi Hacmi (Treated Volume)
TV_{RI}	Referans izodoz ile kapsanan planlanan tedavi hacmi
US	Ultrasonografi
VMAT	Volümetrik Ark Terapi
V_{RI}	Referans izodoz hacmi
V₅ (%)	5 Gy doz alan hacim yüzdesi
V₇ (%)	7 Gy doz alan hacim yüzdesi
V₁₀ (%)	10 Gy doz alan hacim yüzdesi
V₁₅ (%)	15 Gy doz alan hacim yüzdesi
V₂₀ (%)	20 Gy doz alan hacim yüzdesi
V₂₅ (%)	25 Gy doz alan hacim yüzdesi
V₃₀ (%)	30 Gy doz alan hacim yüzdesi

V₃₅ (%)	35 Gy doz alan hacim yüzdesi
V₅₅ (%)	55 Gy doz alan hacim yüzdesi
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
3B-KRT	Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

Formüller

$$CN = \frac{TV_{RI}}{TV} \times \frac{TV_{RI}}{V_{RI}} \quad \text{Konformalite indeks formülü}$$

$$HI = \frac{D_{\%2} - D_{\%98}}{D_{\%50}} \quad \text{Homojenite indeks formülü}$$

ÖZET

Sol Meme Kanseri Radyoterapisinde Nefes Tutma Tekniğinin Risk Altındaki Organ Dozları Üzerine Etkisinin Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması

Meme kanseri radyoterapi (RT)'sinde hedef hacimde iyi bir doz dağılımını sağlamak kadar riskli organlar (OAR)'in korunması da önemlidir. Bu nedenle nefes tutma [Breath-Hold (BH)] tekniği ile yapılacak RT'de OAR'i hedef hacimden uzaklaştırarak RT dozlarını azaltmayı amaçladık.

Daha önce RT almış ve tedavilerini tamamlamış 10 sol meme kanseri tanılı hasta çalışmaya dahil edildi. Hastaların hem [Free Breathing (FB)] hem de BH tekniği ile alınmış farklı bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri tedavi planlama sistemi (TPS)'ne aktarılarak her hasta için 2 ayrı VMAT tekniği ile tedavi planı yapıldı. Yapılan planlarda doz hacim histogramı (DVH) kullanılarak hedef hacim, kalp, LAD, ipsilateral akciğer, kontralateral akciğer, tüm akciğer, karşı meme, brakial pleksus, tiroid ve özofagusun aldığı dozlar karşılaştırıldı.

FB ve BH teknikleri ile yapılan tedavi planlarının dozimetrik olarak karşılaştırılması sonucu, BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında kalp, LAD ve ipsilateral akciğer dozlarındaki azalmanın istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) olduğu görülmüştür. Kontralateral akciğerin V_5 değeri FB tekniğinde istatistiksel olarak daha düşük ($p=0.043$) bulunmuştur. Tüm akciğerin D_{max} , D_{mean} , V_{10} değerleri istatistiksel olarak daha düşük ($p<0.05$) bulunmuştur. Karşı meme, tiroid, brakial pleksus ve özofagus için BH tekniği ile yapılan planlarda istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir. Her iki planlama tekniğinde planlanan hedef hacim (PTV) referans izodoz tarafından yeteri kadar sarılmıştır.

Sol meme kanseri tanısıyla RT endikasyonu konan hastalarda BH tekniği ile hedef hacmin alması istenilen dozdan ödün vermeden, kalp, LAD, ipsilateral akciğerin aldığı dozların düşürülebileceği ve uygulanabilir bir yöntem olduğu görülmüştür.

Anahtar Sözcükler: Bilgisayar destekli radyoterapi planlaması, dozimetri hesaplama, kanser, meme kanseri, radyoterapi

ABSTRACT

Dosimetric Comparison of the Effect of Breath-Holding Technique on Organ Doses at Risk in Left Breast Cancer Radiotherapy

In breast cancer radiotherapy (RT), it is important to protect the organs at risk (OAR) as well as to provide a good dose distribution at the target volume. Therefore, we aimed to reduce RT doses by removing the OAR from the target volume in RT to be performed with the breath-hold [Breath-Hold (BH)] technique.

10 patients with a diagnosis of left breast cancer who had previously received RT and completed their treatment were included in the study. Different computed tomography (CT) images taken with both [Free Breathing (FB)] and BH techniques were transferred to the treatment planning system (TPS), and a treatment plan was made for each patient with 2 separate VMAT techniques. In the plans made, doses of target volume, heart, LAD, ipsilateral lung, contralateral lung, whole lung, contralateral breast, brachial plexus, thyroid and esophagus were compared using dose volume histogram (DVH).

As a result of the dosimetric comparison of the treatment plans made with the FB and BH techniques, it was seen that the reduction in the heart, LAD and ipsilateral lung doses in the treatment plans made with the BH technique was statistically significant ($p < 0.05$). The V_5 value of the contralateral lung was found to be statistically lower ($p = 0.043$) in the FB technique. D_{max} , D_{mean} , V_{10} values of the whole lung were found to be statistically lower ($p < 0.05$). There was no statistical difference in the plans made with the BH technique for the contralateral breast, thyroid, brachial plexus and esophagus. In both planning techniques, the planned target volume (PTV) was adequately surrounded by the reference isodose.

It has been seen that the doses taken by the heart, LAD, ipsilateral lung can be reduced and it is a feasible method without compromising the desired dose for the target volume with the BH technique in patients with RT indication due to the diagnosis of left breast cancer.

KeyWords: Breast cancer, cancer, computer assisted radiotherapy planning, dosimetry calculation, radiotherapy.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Meme kanseri, dünya çapında büyük bir sağlık problemidir. Dünya sağlık örgütünün (DSÖ) 2020 yılında yayınlamış olduğu verilere göre kadınlarda en sık rastlanan kanser türü meme kanseridir. Tüm dünyada, yılda iki milyondan fazla yeni meme kanseri tanısı konulmakta ve kadınlarda meme kanserine bağlı altı yüz binden fazla ölüm gerçekleşmektedir (1). Batılı ülkelerde geçmiş yıllarda ki verilere bakıldığında, son 25 yılda meme kanseri vakalarının yaklaşık %30 oranında arttığı görülmektedir (2). Önümüzdeki 5-10 yıl içinde vaka ve ölüm oranlarının da önemli ölçüde artması beklenmektedir (3).

Meme kanseri, tedavilerdeki önemli gelişmelere rağmen kadınlarda önemli bir sağlık problemi olmaya devam etmektedir (4). Meme kanseri tedavisinde erken tanı çok önemlidir. Tedavinin erken başlaması sağkalım süresinin uzamasında, mortalitenin azalmasında ve yaşam kalitesinin yükselmesinde etkili olabilmektedir (5).

Meme kanseri tedavisi multimodalite yaklaşım ile yürütülmektedir (6). Bu tedavi yöntemlerinden biri olan radyoterapi (RT) meme kanserinin adjuvan tedavisinde önemli bir rol oynamaktadır (7). Mastektomi sonrası uygulanan RT'nin lokal nüksleri belirgin bir şekilde azalttığı ve sağkalımı uzattığı birçok meta-analizde gösterilmiştir (8). Meme koruyucu cerrahi (MKC) sonrası uygulanan RT, evre I ve II meme kanserlerinde uygulanan bir tedavi yöntemi olup bu tedavinin lokal nüks oranını anlamlı bir şekilde azalttığı fakat genel sağkalıma katkısı olmadığı randomize çalışmalarla gösterilmiştir (9, 10).

RT tedavisinde amaç, hedef hacme maksimum doz uygularken sağlıklı dokulara da maksimum koruma sağlamaktır. Planlama aşamasında bu kriterleri sağlayabilmek için bazı dozimetrik hesaplamalar yapılmaktadır ve uygun kriterler sağlandıktan sonra tedavi hedefe yönelik olarak uygulanmaktadır. Sol meme kanseri tanısı alan hastalarda tedavi planı hazırlanırken korunacak olan sağlıklı yapılar arasında kalp başta olmak üzere sol anterior desandan arter (LAD), ipsilateral akciğer (İA), kontralateral akciğer (KA), kontralateral meme (KM), spinalkord, sol brakial pleksus (BP), tiroid ve özofagus bulunmaktadır. Bu nedenle meme kanseri gibi uzun sağkalım süresine sahip hastalarda tedaviye bağlı gelişebilecek yan etkileri azaltmayı sağlayacak yöntemlerin kullanılması oldukça önemlidir. Sol meme kanseri tanısı ile RT uygulanan hastalarda serbest nefes [Free Breathing (FB)] alma ile ışınlanacak alan içerisine yer alan kalp, LAD, İA gibi riskli

organlar aşağı ve yukarı hareket etmekte bu da bu organların hedef hacme yaklaşmasına, dolayısıyla daha fazla radyasyon dozuna maruz kalmalarına neden olmaktadır. Bu sağlıklı yapıların tedavi sırasında daha fazla doz almasını engellemek için uygulanan yöntemlerden biri de nefes tutma [Breath-Hold (BH)] tekniğidir. BH tekniğinin amacı tedavi sırasında sağlıklı dokuları, tedavi alanının dışında bırakıp daha az doz almalarını sağlamaktır.

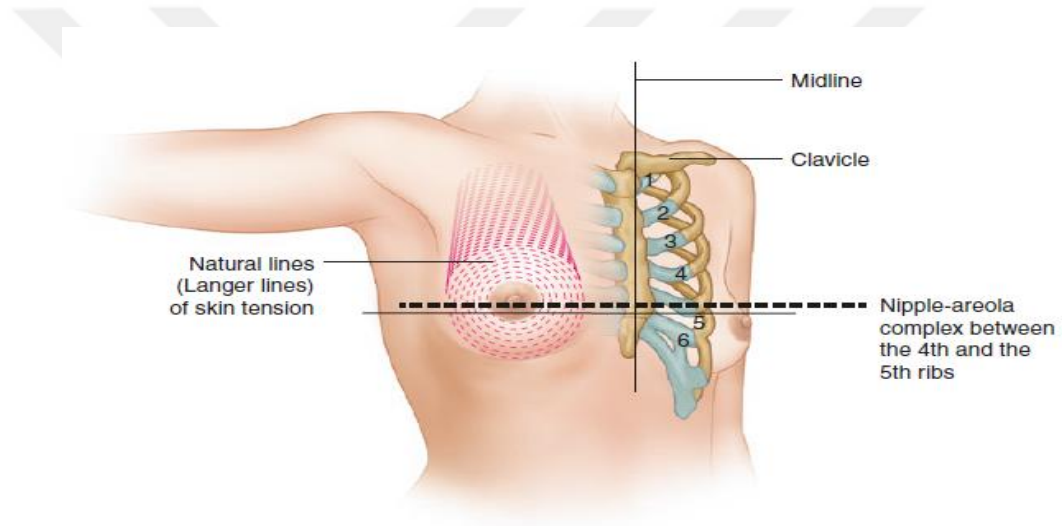
Bu alışma ile amacımız BH yöntemi ile RT sırasında hedef hacme maksimum dozu uygularken bu sağlıklı dokuları hedef hacimden uzaklaştırarak daha az RT dozu ile daha fazla korunmalarını sağlamaktır. Böylece hastalarda uzun dönemde görülebilecek yan etkilerin azaltılması mümkün olabilecektir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Meme Anatomisi

Meme ciltteki en büyük salgı bezidir ve gelişimi hayat boyu sürer (11). Dinamik bezlerden oluşan memelerin gelişimi meme kök hücreleri sayesinde gerçekleşir ve hormonlara bağlı olarak değişikliğe uğrar (12). Kadının gereksinimlerine göre ergenlik öncesi ve sonrası, olgunluk çağında, gebelikte ve yaşlılıkta memeler değişime uğramaktadır (13). Yetişkin bir kadında meme dokusu pektoralis major kasa yapışıktır (10-12 cm çap). Lateral ve medialde tipik olarak sternum kenarından midaksiller çizgi arasında, kranial ve kaudalde 2. ve 6. kostalar arasında bulunur (Şekil 1) (11).



Şekil 1. Meme anatomisi (Jatoi'den, 14)

Meme temel olarak yağ doku, bağ doku ve bez doku olmak üzere üç dokudan oluşur. Memenin yapısında süt bezleri ve süt kanallarını oluşturan epitelyal doku bulunur. Epitelyal dokuyu destekleyen kas, kan damarları, fasya elemanları, yağ, lenfatikler ve sinirler memede bulunan diğer yapılardır (15).

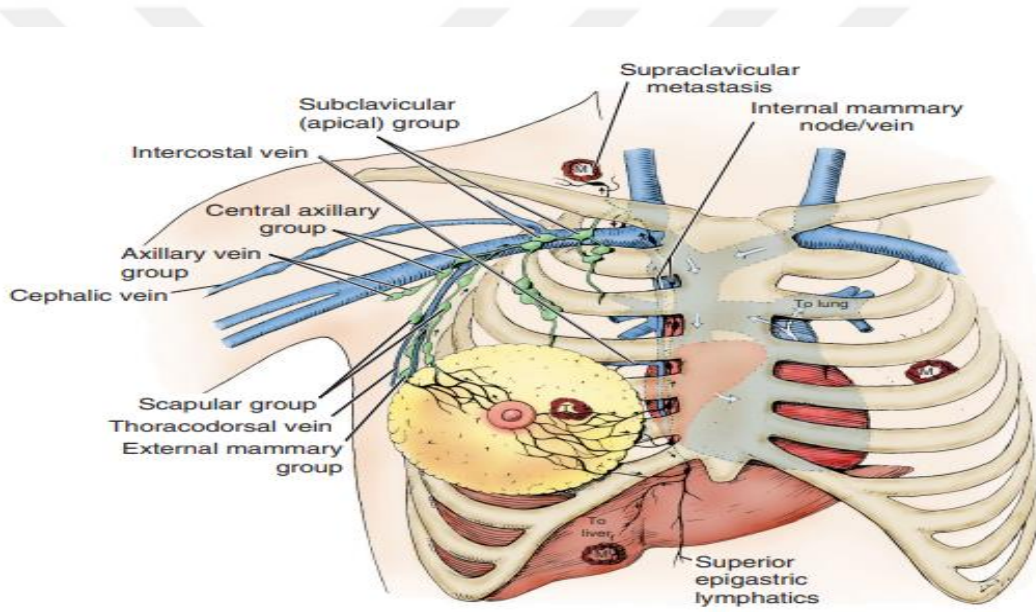
2.2. Meme Lenfatikleri

Lenfatik sistem ince damarlardan oluşur ve bu sistemin görevi çevre dokulardan doku aralarına kaçan sıvı ve plazmayı tekrar dolaşım sistemine kazandırmaktır (16). Lenfatik sistem, lenfatik doku ve lenfatik damarlardan meydana gelir (17).

Memenin lenfatik sistemi, meme kanserinin yayılması açısından büyük bir öneme sahiptir. Memede lenfatik dolaşım, yüzeysel dolaşım ve derin dolaşım olarak iki kısma ayrılır.

Yüzeysel lenfatikler meme glandının üzerindeki derinin lenfatikleridir. Yüzeysel lenfatikler derin lenfatikler sayesinde, ilk olarak aksiller lenf bezlerine, ikincil olarak da mammaria interna (MI) ve supraklavikular fossa (SKF)'ya drene olurlar (18).

Derin lenfatikler ise memenin lenfini drene eden temel lenfatik trunkuslardır. Meme dokusu içerisinde yukarı ve yana doğru hareket ederek aksiller lenf bezlerinin santral grubuna drene olurlar (Şekil 2) (19).



Şekil 2. Meme lenfatikleri (Bland'dan, 20)

Memenin lenfatik drenajının %80-97'si aksillaya doğru, %20-25'i MI lenf bezlerine ve aksillaya doğru, %3-6'sı sadece MI lenf bezlerine doğru olmaktadır (21).

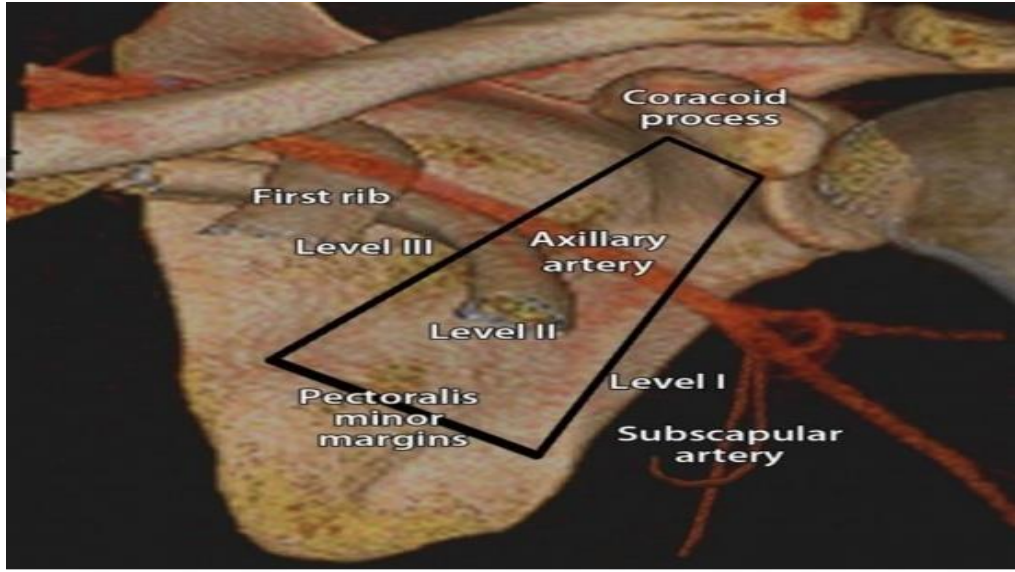
2.2.1. Aksiller Lenf Bezleri

Memeden gelen lenfatik drenajın en önemli çıkış noktasını oluşturur. Altı farklı anatomik sınıflama bulunmaktadır.

- Eksternal mamarian grup
- Skapuler grup
- Santral grup

- İnterpektoral grup
- Aksiller grup (lateral)
- SKF (apikal) (22).

RT uygulamalarında anatomik olarak sınıflanan lenf grupları yerine aksillada, lenfatik drenaj seviyelerine göre oluşturulan 3 seviyeli sınıflama kullanılmaktadır (Şekil 3) (23).



Şekil 3. Lenfatik drenaj seviyelerine göre aksiller lenf nodları (Ecanow'dan, 23)

Level I: Pektoralis minör kasının lateralinde ve aksiller venin inferiorunda yer almaktadır. Level I grubuna aksiller grup, eksternal mamarian grup ve skapuler grup dahildir.

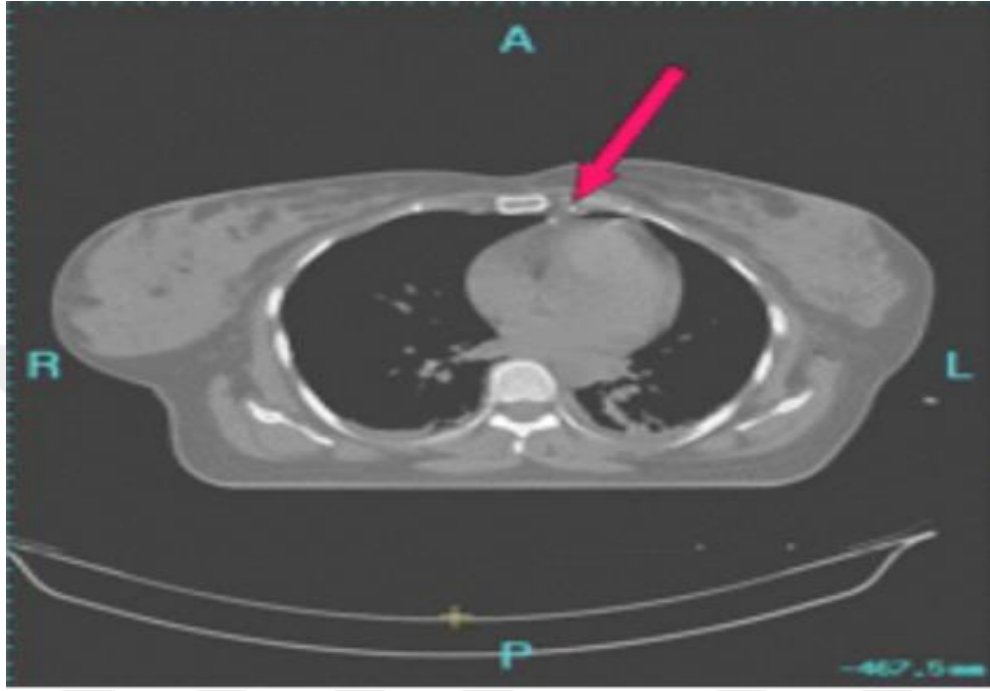
Level II: Pektoralis minör kasının posteriorunda, aksiller venin medialinde yer almaktadır. Level II grubuna santral ve interpektoral lenf nodu grupları dahildir.

Level III: Pektoralis minör kasının mediali ile 1. kaburga arasında yer alan SKF level III grubuna dahildir.

2.2.2. Mammaria Interna Lenf Yolu

MI lenfatik trunkusları, sternumun her iki yanından aşağı doğru gider. Bu drenajın küçük memelerde, özellikle zayıf ve genç kadınlarda daha fazla olduğu bildirilmiştir (24). MI lenf nodları 1. ve 6. interkosta aralıkta, retrosternal bölgede kotlarla sternumun

birleşme yerinden 2-3 cm dış tarafında MI arter ve venin yanında bulunur (25). MI lenf nodülleri bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinde tam olarak görünmemesine karşın net olarak görülebilen MI arter ve venin sayesinde yeri tespit edilebilir (Şekil 4) (26).



Şekil 4. MI lenf nodlarının BT’de görünümü (Altaş’dan, 26)

2.3. Meme Kanseri Epidemiyolojisi ve Etiyolojisi

Meme kanseri, kadınlarda en sık rastlanan kanser türüdür ve 20-59 yaş arası kadınlarda kansere bağlı ölümlerin asıl sebebidir. DSÖ’nün yayınladığı 2020 verilerine göre tüm dünyada yılda iki milyondan fazla yeni hasta görülmekte ve altı yüz binden fazla ölüm gerçekleşmektedir. Bu verilere göre meme kanserine bağlı mortalite oranları da ilk sırada yer almaktadır (1).

Kanserlerin neredeyse tamamı tek bir hücrenin büyüme sürecinde kontrolü kaybetmesinden oluşmaktadır (27). Bu nedenle meme kanserinin oluşumuna neden olan moleküler mekanizmanın ve tüm hastalarda tümörün özelliklerinin belirlenmesi sonucunda en elverişli tedavinin uygulanması çok önemlidir (28). Meme kanserinin gelişiminde birçok risk faktörü önemli rol oynamaktadır.

- Üreme ile ilgili faktörler
- Obezite

- Beslenme
- Fiziksel aktivite
- Alkol
- Sigara
- Oral kontraseptiflerin ve hormon replaman tedavisinin kullanılması
- Genetik kalıtsal özellikler
- İleri yaş
- Coğrafi etkiler
- Radyasyon
- Daha önce geçirilmiş meme kanseri öyküsü (29).

2.4. Klinik Özellikler

Meme kanseri kadınlarda çok sık rastlanmasına rağmen erkeklerde çok nadir görülmektedir (30). Meme kanseri her iki memede de görülebilir ve memede oluşabilen değişiklikler çoğu kez önce hasta tarafından fark edilir. Hekim tarafından dikkatlice yapılan fiziki muayene sonucunda meme kanseri tespit edilebilir (31). Meme kanserine bağlı görülebilen değişikliklerin başlıcaları şunlardır:

- Ağrı
- Meme başında çekilme
- Memede kitle
- Portakal kabuğu görünümü
- Meme başında akıntı
- Meme derisinde kaşıntı
- Koltuk altında kitle
- Meme derisinde ülser, ödem ve eritem
- Metastazla ilgili belirtiler (kemik ağrısı, bulantı, kusma gibi) (32).

2.5. Meme Kanserinde Teşhis ve Tanı

Meme kanseri tedavisinin sonuçlarından elde edilen başarının ve genel sağkalım oranlarının artmasının başlıca iki nedeni vardır. Bunlar erken evrede tanı konulması ve gelişen tedavi yöntemlerinin etkinliğinin artmasıdır. Erken teşhis için modern görüntüleme seçeneklerinin dışında hastanın kendi kendine muayenesi ve klinik meme muayenesinin de önemi büyüktür. Amerikan Ulusal Kanser Enstitüsü kadınların yirmili yaşlarından itibaren

meme muayenesini rutin olarak yaptırmasını önermektedir. Kırklı yaşlardan sonra da yıllık meme muayenesine mamografi (MG)'de eklenmelidir (33).

Meme muayenesi de diğer muayeneler gibi detaylı bir anamnez ile başlar. Hastanın meme ile ilgili öykü ve yakınmalarının yanında tüm yakınmalar, kullandığı ilaçlar, alerjik durumları, alışkanlıkları ve risk faktörlerinin değerlendirilmesi için detaylı bir şekilde aile öyküsünün bilinmesi gerekir. Aile öyküsünde meme kanseri tanısı almış hastaların tanı sırasındaki yaşı, gebelik, ilk doğum yaşı ve canlı doğum sayısı, emzirme süresi, menarş, menopoz, oral kontraseptif ve menopozal hormon tedavisi öyküsü, sigara ve alkol kullanımı, geçirilmiş meme biyopsisi öyküsü ve sonuçları sorgulanmalı ve hastanın boyu ile kilosu öğrenilerek beden kitle indeksi hesaplanmalıdır. Kadınlarda pre-menopozal dönem içerisinde adet düzeni ve son adet tarihi mutlaka sorgulanmalıdır (33)

Fiziki muayene gözle izleme ile başlar. Hasta oturur pozisyonda kollar yan tarafta hekimin karşısında durur. Memede asimetri, şişlikler, ciltte kalınlaşma, ödem, selülit, portakal kabuğu görüntüsü gibi değişiklikler dikkatlice gözlemlenir. Yüzeysel yerleşimli tümörler gözle görünür yumrulara ve ciltte çekilmelere neden olabilirler. Derin yerleşimli tümörler ise içe çekilmelere neden olabilirler. Daha sonra muayeneye hasta yatar pozisyonda ve elleri başının üstünde şeklinde devam edilir. Bu pozisyonda el ile muayenede hastanın tüm meme dokusunun muayene edildiğinden emin olunur.

Bölgesel lenf nodlarının muayenesi hasta oturur pozisyonda iken yapılır. Bölgesel lenf nodları muayenesine aksiler lenf nodları, SKF, infraklavikular, servikal ve MI lenf nodları dahil edilir (33).

Meme kanserinde, kendi kendine muayene erken tanı koymak için önemlidir. Kadınlardan yirmili yaşlarından sonra ayda bir kez kendi kendilerini muayene etmesi önerilmekte ve böylece oluşan değişiklikler erkenden saptanabilmektedir. Kişi ayna karşısında eller hem kalça üzerinde ve hem de yukarı pozisyonda iken, meme başı simetrisi, ciltteki değişiklikler ve çekilmeler dikkatlice gözlemlenmelidir. Yatar pozisyonda muayene için muayene edilecek tarafta olan el başın altına konur ve diğer elle meme muayenesi yapılır (33).

Meme kanseri tanısında kullanılan yöntemler şunlardır;

- Ultrasonografi (US)
- MG

- BT
- Magnetik Rezonans Görüntüleme (MRG)
- Biyopsi

Hastalara tanı koymak için kullanılan bir inceleme yöntemi olan MG’de her iki meme için iki pozisyonda olmak üzere toplam dört görüntü alınır. MG; konvansiyonel, dijital, dijital tomosentez, kontrastlı spektral MG gibi çeşitli tekniklerle alınmaktadır. MG ile kitle palpe edilebilir duruma gelmeden 2 yıl öncesine kadar tespit edilebilir (33).

US tanı koymak için tek başına MG’nin yerine kullanılmamalıdır. Hamilelikte tespit edilen lezyonların değerlendirilmesi için kullanımı uygundur. Aynı zamanda ele gelen kitlelerin ve kanser gelişimi bakımından yüksek riskli olmayan 30 yaş altı kadınların değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Aksillada lenf nodlarının patolojik değerlendirilmesi için biyopsi rehberliği için kullanımı yapılmaktadır (33).

BT mastektomi yapılmış hastalarda aksiller lenf bezi ve göğüs duvarı nükslerinin saptanmasında ayrıca kemik ve akciğer metastazlarının tespit edilmesinde kullanılmaktadır.

MRG, MG ve US görüntüleri ile karar verilemeyen durumlarda başvuru bir görüntüleme yöntemidir (33).

Hastanın tanısını koyabilmek için memede belirlenmiş olan lezyondan biyopsi yapılır. Biyopsi için 4 yöntem kullanılmaktadır. Bunlar;

1. İnce iğne aspirasyonu 20 ml enjektör ile yapılmaktadır. Yetersiz örnek alınabilmesinden kaynaklı kullanımı kısıtlıdır. Buna rağmen benign-malign ayırımı yapılabilmektedir (34).
2. Kalın iğne biyopsisinde 14G uzun atışlı 2 cm iğneli tam otomatik tabanca sistemi kullanılarak yeterli örnek elde edilebilmektedir. Malign lezyonlarda insitu ve invaziv tümörlerin ayırımı yapabilmektedir. Diğer bir avantajı ise MKC olacak hastalarda, meme yapısında bozulma oluşmadığı için daha iyi kozmetik sonuçlar elde edilmektedir (34).
3. Tru-cut biyopsi, multipl biyopsiler almaya yarayan biyopsi yöntemidir. 360 derece dönebilen ve dönüşüyle 6 biyopsi alabilen kesici bir ucu bulunmaktadır. Özellikle geniş örnekleme yapılması gereken durumlarda başvurulabilecek bir yöntemdir. Genel olarak 10 veya 11G ancak lezyonun ancak lezyonun tamamının çıkarılması

gereken durumlarda 7 veya 8G iğneler kullanılmaktadır. Mikrokalsifikasyonların, görüntüleme ve klinik uyumsuzluğun olduğu durumlarda, papillom gibi yumuşak yapılarda ve kompleks sklerozan lezyonlarda diğer biyopsi yöntemlerine göre üstünlüğü vardır (34).

4. Açık cerrahi biyopsiler günümüzde çok sık tercih edilen yöntemler olmamakla beraber halen bazı durumlarda uygulanmaya devam edilmektedir. Toraksa ya da meme başına yakın yerleşimli, implanta yakın, radyal skar gibi kompleks radyolojik lezyonlarda ve stereotaktik olarak lokalizasyonu zor, çok küçük mikrokalsifikasyonlarda açık cerrahi biyopsi yapılmaktadır (33).

2.6. Meme Kanserinde Patoloji

Patoloji rezeksiyon materyalinin makroskopik ve mikroskopik değerlendirmelerini içermektedir. İnvaziv meme kansinolarının %47-75'ini invaziv duktal karsinom (İDK) oluşturmaktadır (35). Genellikle kadınlarda 50 yaş ve üzerinde görülmektedir. İDK memenin süt kanallarından kaynaklanmakta, çevre stromaya ve yağ dokusuna geçmekte, sıklıkla da lenfatik damarlara invazyon gözlemlenmektedir (36). İnvaziv meme kansinolarının %5-14'ünü invaziv lobüler karsinom (İLK) oluşturmaktadır (37). İLK kaynağını memenin süt bezlerinden almakta ve sıklıkla vücudun diğer yerlerine metastaz görülmektedir (38). Kalan yüzdeler kısmı, tubüler karsinom, invaziv kribriform karsinom, invaziv mikropapiller karsinom, medüller karsinom, adenoid kistik karsinom, inflamatuvar meme kansinomu ve berrak hücreli karsinom oluşturmaktadır. Aralarında en kötü prognoza sahip invaziv mikropapiller karsinomdur (39).

2.7. Meme Kanserinde Evreleme

Meme kanserinde evreleme, meme kanseri tanısı almış hastaları alt gruplar içerisinde toplayarak tedavinin en doğru şekilde belirlenmesini sağlamaktadır (40). Klinik evrelemede cilt, meme ve lenf bezi muayenesindeki bulgularla hastanın tedavisi hakkında her zaman doğru sonuç elde edilemeyebilir. Bu nedenle patolojik evrelemede cerrahi gözlem ile elde edilen sonuçlar her zaman daha değerlidir (28).

Günümüzde evrelemede Amerikan Kanser Komitesi'nin önerdiği TNM evreleme sistemi kullanılmaktadır. Meme tümörleri için TNM sınıflaması Tablo.1'de ve evreleme de Tablo.2'de gösterilmiştir (29).

Tablo 1. Meme tümörleri için TNM sınıflaması

T (Tümör)	
TX	Primer tümör değerlendirilemiyor
T0	Primer tümör bulgusu yok
Tis(DCIS)	Duktal karsinom in situ
Tis(LCSI)	Lobüler karsinoma in situ
Tis(Paget)	Meme başının Paget Hastalığı +/- invaziv/in situ karsinom
T1m1	≤1mm (mikroinvaziv)
T1a	>1mm ≤5mm
T1b	>5mm ≤10mm
T1c	>10mm ≤20mm
T2	>20mm ≤50mm
T3	>50mm
T4a	Göğüs duvarına invazyon
T4b	Ülserasyon ve/veya satellit nodül ve/ veya ödem
T4c	T4a+T4b
T4d	İnflamatuvar karsinom
N (Bölgesel Lenf Nodları) (Klinik)	
NX	Bölgesel lenf nodları değerlendirilemiyor
N0	Bölgesel lenf bezi metastazı yok
N1	İpsilateral seviye I,II metastazı (fiske değil)
N2a	Fikse ya da grup oluşturmuş ipsilateral aksiller lenf nodlarında metastaz
N2b	Aksiller metastaz olmaksızın klinik veya radyolojik olarak görülebilen ipsilateral MI nodal metastaz
N3a	İpsilateral infraklaviküler lenf nodülü metastazı
N3b	İpsilateral aksiller ve MI lenf bezi metastazı
N3c	İpsilateral supraklaviküler lenf nodülü metastazı
N (Bölgesel Lenf Nodları) (Patolojik)	
pNX	Bölgesel lenf nodları değerlendirilemiyor
pN0(i-)	Histolojik ve immunohistokimyasal olarak negatif
pN0(i+)	Histolojik ve immunohistokimyasal olarak saptanmış izole tümör hücreleri
pN0(mol-)	Histolojik olarak metastaz yok, moleküler bulgu yok
pN0(mol+)	Pozitif moleküler bulgular (RT-PCR*) var, histolojik ya da immunohistokimyasal bulgusu yok
pN1mi	Mikrometastaz (>0,2mm)
pN1a	1-3 aksiller lenf bezinde metastaz
pN1b	MI lenf bezinde makro ya da mikrometastaz
pN1c	pN1a+ pN1b
pN2a	4-9 aksiller lenf bezinde metastaz
pN2b	Aksiller tutulum olmaksızın MI lenf nodüllerinde klinik + radyolojik olarak belirgin olan tutulum
pN3a	10 veya daha fazla aksiller lenf nodülü metastazı, en küçük tümör infiltrasyon alanı > 2,0 mm veya infraklaviküler lenf nodülü metastazı
pN3b	Klinik + radyolojik (lenfosintigrafi dışı) olarak belirgin MI lenf nodülü metastazı + en az 1 aksiller lenf nodülü metastazı veya sentinel biyopsi ile tanısı konan mikroskopik MI lenf nodülü metastazı + 3'ten fazla aksiller lenf nodülü metastazı
pN3c	İpsilateral supraklaviküler lenf bezi metastazı

Tablo 1. (Devam)

M (Uzak Metastaz)	
M0	Uzak metastaz yok
cM0(i+)	Klinik ve radyolojik bulgu olmaksızın kemik iliği, uzak organ, lenf bezleri ve kanda dolaşan $\leq 0,2$ mm tümör hücreleri
M1	Uzak metastaz var

Tablo 2. Meme kanserinde evreleme

Evre 0	Tis	N0	M0
Evre IA	T1	N0	M0
Evre IB	T0-T1	Nmi	M0
Evre IIA	T0	N1	M0
	T1	N1	M0
	T2	N0	M0
Evre IIB	T2	N1	M0
	T3	N0	M0
Evre IIIA	T0	N2	M0
	T1	N2	M0
	T2	N2	M0
	T3	N1	M0
	T3	N2	M0
Evre IIIB	T4	N0	M0
	T4	N1	M0
	T4	N2	M0
Evre IIIC	T	N3	M0
Evre IV	T	N	M1

2.8. Meme Kanserinde Tedavi

Meme kanserinin erken tanısı hastalığın prognozunu etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Hastalığın erken evrede fark edilmesi ve tedaviye erken başlanması ile tedavi başarı oranı ve yaşam süresi artar (36). Klinik evreleme, hastalığın prognozu hakkında her zaman yeterli ölçüde bilgi vermemektedir. Prognozu belirlemede asıl önemli olan cerrahi olarak çıkartılan materyalin patolojik olarak incelenmesiyle mümkün olur (28). Patoloji sonuçlarına göre tümörün boyutu, kanser hücrelerinin görünümü, lenf bezlerinde tutulum olup olmadığı, östrojen ve progesteron reseptörlerinin varlığı gibi birçok özellik hastanın tedavi yöntemini belirlemede yol göstericidir (37).

Meme kanseri tedavisinde cerrahi, kemoterapi (KT) ve RT yöntemleri kullanılmaktadır. Hormon terapisi ve biyolojik yöntemler de diğer tedavilere yardımcı olarak ya da tek başına kullanılabilir. Her yöntemin kendine göre avantaj ve

dezavantajlarının bulunması, klinik muayene ve patoloji sonuçlarına göre kanserin kişiye özel olması nedenleriyle tek bir tedavi yönteminin varlığından bahsetmek mümkün değildir (38).

2.8.1. Cerrahi Tedavi

Tüm kanser çeşitlerinde olduğu gibi meme kanserinde de cerrahi tedavi yöntemi tedavinin önemli basamaklarından birini oluşturmaktadır. Meme kanserinin primer tedavisini oluşturan cerrahi tedavi yöntemleri günümüze kadar birçok değişikliğe uğramıştır. Günümüzde mastektomi, MKC ve onkoplastik cerrahiler hastalığın evresine göre hasta ve hekim ortak kararı ile yapılmaktadır (41).

Memede nüks gerçekleşmesi halinde mastektomi tercih edilen bir yöntemdir. Meme ve koltukaltı lenf bezlerinin beraber çıkarıldığı cerrahi yöntem basit mastektomidir. Meme cerrahisinde en sık tercih edilen yöntem ise modifiye radikal mastektomidir. Tüm meme ile birlikte aynı tarafta bulunan koltukaltı lenf bezleri, göğüs kaslarını saran ince zar ve gerekli durumlarda göğüs duvarı kaslarının bir kısmının çıkartıldığı cerrahi işlemdir. Radikal mastektomi tüm memenin göğüs kasları ve lenf bezleriyle birlikte çıkartıldığı yöntemdir. Uzun yıllar sık olarak uygulanan bir yöntem olsa da günümüzde tümör göğüs kaslarına yayıldığında uygulanan bir yöntemdir (42).

MKC ise erken evrede saptanan hastalarda uygulanan bir yöntemdir. MKC'nin uygulanabilmesi için hastanın kanser bulgusu saptanmayacak biçimde çıkarılabilecek bir tümöre sahip olması ve tedavinin ikinci aşaması olan RT uygulaması için herhangi bir engelinin olmaması gerekir. MKC'de tüm meme yerine tümör ve bir miktar sağlıklı doku çıkarılır. Memede şekil bozukluğunun olmaması için tümör boyutu ile meme boyutu arasında bir oran olmalıdır. Meme boyutu tümör boyutundan ne kadar büyükse şekil bozukluğu o kadar az olur (42).

Onkoplastik cerrahi memede yapılan işlemler sırasında plastik cerrahi tekniklerinin uygulandığı yöntemdir. Meme estetik olarak tekrar yapılır eğer tüm meme çıkartılmış ise yerine diğer memeye benzer bir yapı yerleştirilir (42).

2.8.2. Sistemik Tedavi Yöntemleri

KT kanser hücrelerinin çoğalmasını engellemek ve yok etmek amacıyla kullanılan ve kan dolaşımı sayesinde tüm vücuda yayılan sistemik tedavi yöntemidir (43). Meme kanserinde KT, bir ilaç olabileceği gibi birden fazla ilacın karışımı şeklinde de olabilir.

Kullanılan ilaçlar çoğalan kanserli hücelere karşı seçici öldürücü etkiye sahiptir. KT, meme kanseri hastalarının alacağı tek tedavi olabileceği gibi cerrahi gibi diğer tedavilerden önce ya da sonra da uygulanabilir (44). KT ilaçları genellikle damar yoluyla hastaya uygulanırken kas ya da deri altına veya direk tümöre uygulanan KT ilaçları da mevcuttur. Meme kanseri tedavisinde KT tedavi süresi genellikle üç ile altı ay sürer. İlaçlar sağlıklı hüceleri de etkilediğinden ara verilerek uygulanırlar. Yaygın olarak görülen yan etkileri içinde saçların dökülmesi, yorgunluk, mide bulantısı ve kusma vardır (42)

Bazı meme kanseri hüceleri içerdikleri reseptörler sayesinde östrojene duyarlı olabilmektedirler. Tüm meme kanserlerinin yaklaşık %75'inin hormon reseptörü pozitifdir. Hormon tedavisinin amacı, östrojenin reseptörler düzeyinde etkisini engelleyerek ya da östrojen üretimini durdurarak meme kanseri hücelerinin çoğalma uyarısı yapmasını engellenir (45). Hormonal tedavisi hormon reseptörü pozitif olan meme kanseri hastalarının adjuvan tedavisinde, cerrahi, KT veya RT ile uygulanan ilk tedaviden sonra hastanın vücudunda kalmış olabilecek kanser hücelerinin yok olması için uygulanmaktadır.

2.8.3. Radyoterapi

RT x-ışınları, gama ışınları, elektron veya proton gibi yüksek enerjili radyasyon kullanılarak uygulanan, kanserli hücelerin çoğalmasını engelleyen ya da öldüren bir tedavi yöntemidir (46). RT tedavisindeki temel amaç hedef hacimde homojen ve tümör kontrolü için gerekli doz dağılımını sağlarken çevresindeki sağlam dokulara da maksimum koruma sağlamaktır (47).

RT, meme kanseri tedavisinde yaygın olarak kullanılan bir tedavi yöntemidir. Uygun endikasyonlarda kullanıldığında genel sağkalıma olumlu katkısı olduğu meta analizlerde gösterilmiştir (48). Meme kanserinde RT genel sağkalıma olumlu katkısı yanında memenin tamamının çıkarılmasını engelleyerek organ koruyucu tedavi olanağı sağlar. Hastaya RT tedavisinin uygulanması hastalığın evresine, cerrahi yonteme ve ameliyatta çıkarılan dokunun histopatolojik sonuçlarına göre değişir (49).

2.9. Radyoterapide Tedavi Planlaması

RT tedavisinde, tedavi planlaması ilk ve en önemli basamaktır. Bu süreçte ışınlanması planlanan hedefin, tedavi planının yapılabilmesi için ilk önce hastanın istenilen sabit bir pozisyonda BT simülátörde görüntülenerek, tümörün lokalizasyonu ve hedef

hacmin tanımlanması yapılmaktadır. BT görüntüleri kullanılarak doz dağılımının görülmesi istenilen tüm yapıların ve hedef hacmin tüm kesitlerde konturlanması yapılır. Hedef hacmi istenilen dozda ışınlamak için tedavi alanları belirlenir ve doz dağılımı hesaplaması yapılır (49).

2.9.1. Hacim Tanımlamaları

Hedef hacim ve kritik organların hangi seviyede doz aldıklarını belirleyebilmek için önce bu yapıların tanımlanması gerekmektedir. Bu farklı tipteki hacimlerin tanımlanması ve konturlanması gerekmektedir. Bu bağlamda Uluslararası Birimler ve Ölçümler Komisyonu [International commission on Radiation Units (ICRU)]'nun 50, 62, 71, 83, 89 ve 91 raporlarına göre bazı hacim tanımlamaları bulunmaktadır (Şekil 5) (50).

Görüntülenebilen Tümör Hacmi [Gross Tumor Volume (GTV)]

Tümör hacminin en yoğun olduğu bölgedir. Görülebilen, el ile hissedilebilen ya da BT, MRG ya da pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi çeşitli görüntüleme yöntemleri kullanılarak tespit edilebilen tümör hacmidir. GTV primer tümörü, lenf nodlarını ve metastatik tümörleri kapsayabilir (50).

Klinik Hedef Hacim [Clinical Target Volume (CTV)]

Tanımlanabilir tümör hacmi ile etrafında teşhis edilemeyen subklinik hücreleri içerir. GTV tedavi edilirken subklinik hücreleri içeren bölgelerin de tedavi edilmesi gerekmektedir. CTV belirlenmesinde yerleşim yeri, klinik ve patolojik özellikler önemlidir (50). Anatomik/ klinik bir tanımlama olup tedavi seçeneğine göre yeterli doz alması gereken hacim, radyasyon onkoloğu tarafından belirlenir (49).

Planlanan Hedef Hacim [Planning Target Volume (PTV)]

PTV, GTV ve CTV'nin aksine, geometrik bir kavramdır. Tedavi edilecek hastaya uygun tedavi alanı ve immobilizasyon yöntemleri göz önünde bulundurularak tedavi dozunun tamamını CTV'ye vermek için kullanılır. Tüm hata payları dikkate alınarak belirlenir (50). Günlük uygulamada engellenemeyen fizyolojik hareketler, günlük hasta pozisyonunun kesin doğrulukla tekrar edilememesi gibi hataların giderilmesi için gerekli marjların verilmesi gerekmektedir (49).

İnternal Mari (IM)

CTV'ye ek olarak fizyolojik hareketleri de içerir. Fizyolojik hareketlere örnek olarak yutkunma, solunum, kalp atımı, mesane ve rektum doluluğu, bağırsak hareketleri gösterilebilir (50).

İnternal Hedef Hacim [Internal Target Volume (ITV)]

CTV ile IM toplamı olarak gösterilir (50).

$$ITV=CTV+IM$$

Set-up Marjı (SM)

Hastayı tedaviye alırken, her tedavide aynı pozisyonun verilememesinin yanında hastaya özel klinik ve tedavi cihazına bağlı mekanik etmenleri içermektedir. Cihazda görülebilecek gantri, masa, kolimatör sistemindeki mekanik hatalar, hastaya ait solunum zorluğu, ağrı ve benzeri nedenlerle oluşabilecek pozisyonel farklılıklar birer örnektir (50).

$$PTV=CTV+IM+SM$$

$$PTV=ITV+SM$$

Tedavi Hacmi [Treated Volume (TV)]

Belirlenen tedavi dozunu alan hacimdir. Genel olarak TV ile PTV'nin aynı olması istenir fakat günümüz tedavi teknikleri ile mümkün değildir ve TV, PTV den daha geniştir (44).

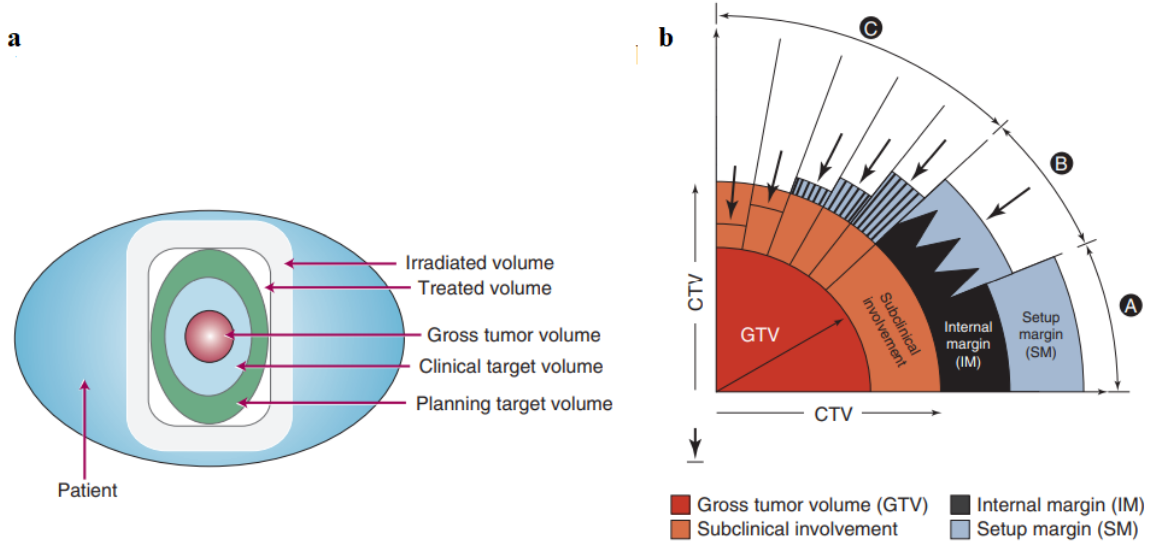
Işınlanan Hacim [Irradiated Volume (IV)]

Normal doku toleranslarına göre anlamlı sayılabilecek dozu alan hacim olarak tanımlanır (49).

Riskli Organlar [Organ at Risk (OAR)]

PTV'ye komşu olan radyasyon duyarlılığı yüksek risk altındaki yapılardır. Planlama aşamasını değişime uğratabilecek olan faktörlerdir (49).

$$PRV (\text{planlanan riskli organ hacmi})=RAO+IM+SM$$

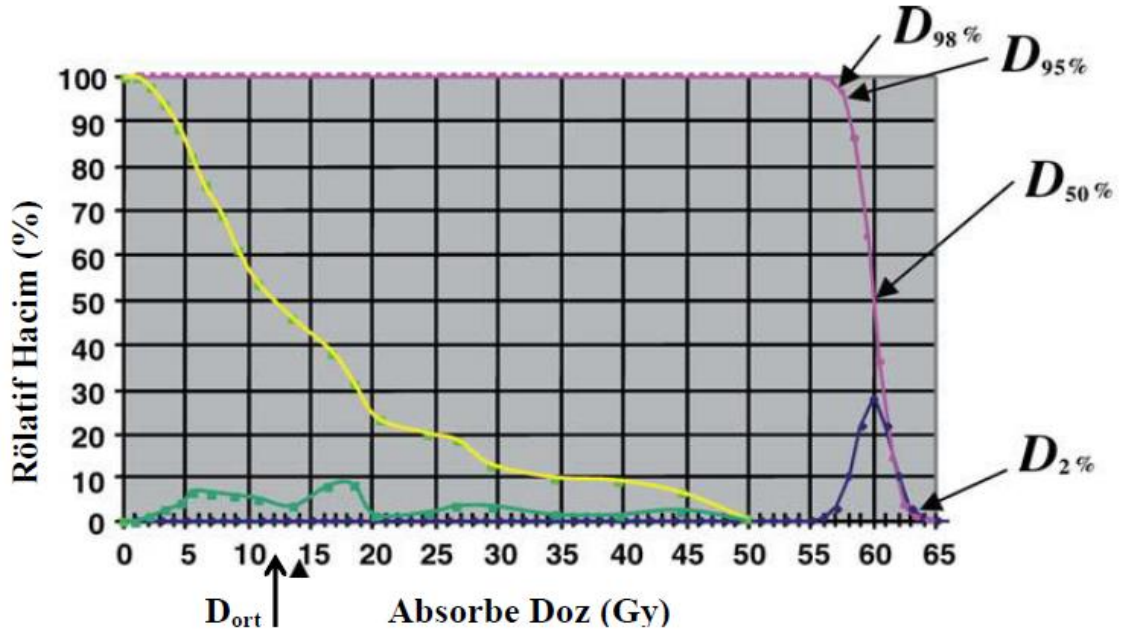


Şekil 5. Hacim tanımlamaları (47,51). **(a)** ICRU 50 raporuna göre tedavi ile ilişkilendirilmiş beş hacim tanımlaması. **(b)** Farklı klinik senaryoları için farklı hacim (GTV, CTV, PTV ve PRV) tanımlamaları için şematik gösterim.

2.9.2. Doz-Hacim Histogramı

Doz hacim histogramı [Dose-Volume Histogram (DVH)] tedavi planlama sistemi (TPS)'de yapılan planların değerlendirilmesinde kullanılan bir yöntemdir. Hedef hacim ve sağlıklı organların almış olduğu dozların değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Yapılan planlarda oluşan üç boyutlu doz dağılımını iki boyutlu grafiklere dönüştürülmüş halidir. Hem hedef hacmin hem de OAR'ın aldığı dozları hacimsel olarak değerlendirmede sık kullanılan bir yöntemdir (50).

DVH eğrileri diferansiyel ya da kümülatif formda hesaplanır. Diferansiyel DVH verilen bir doz aralığında bir dozu alan hacmin grafiğidir. Hacmi sütun ya da çubuk şeklinde gösterir. Yatay eksen doz, dikey eksen ise hacimleri ifade eder. Kümülatif DVH ise belirli bir dozu alan belirli bir yapının hacminin bir grafiğidir. DVH eğrisindeki herhangi bir nokta, belirtilen veya daha yüksek dozu alan hacmi gösterir. Kümülatif DVH grafiklerinde yatay eksen doz, dikey eksen hacmi ifade eder. Kümülatif DVH daha yararlı bulunduğu için daha yaygın olarak kullanılmaktadır (Şekil 6) (52).



Şekil 6. Doz hacim histogramı (Hacıislamoğlu'dan, 53)

2.9.3. Doz Homojenitesi ve Doz Konformalitesi

Doz homojenitesi ile dozun hedef hacim içindeki homojenliğinin, doz konformalitesi ise tedavi dozunun sardığı hacmin hedef hacim ile uyumunun ölçüsüdür.

Homojenite indeks (HI) hesaplanmasında DVH kullanılmaktadır. ICRU'nun 83 numaralı raporuna göre HI hesabı aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır.

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}} \quad (\text{Eşitlik 1})$$

$D_{2\%}$: Hedef hacmin %2'sinin almış olduğu doz,

$D_{98\%}$: Hedef hacmin %98'sinin almış olduğu doz,

$D_{50\%}$: Hedef hacmin %50'sinin almış olduğu doz,

Bu tanıma göre, HI değeri sıfıra yaklaştıkça doz dağılımının homojenliği artmaktadır (54).

Konformalite indeks için çok sayıda formül tanımlanmaktadır. Van't Riet ve ark.'nın tanımladığı, içinde hem hedef hacim hem de sağlıklı doku terimlerinin bulunduğu Konformalite Numarası (CN) aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır;

$$CN = \frac{TV_{RI}}{TV} \times \frac{TV_{RI}}{V_{RI}} \quad (\text{Eşitlik 2})$$

TV_{RI} : Referans izodoz ile kapsanan PTV hacmi

TV : PTV hacmi

V_{RI} : Referans izodoz hacmi

Formüldeki ilk çarpan hedef hacmin sarımı ile ilgili kaliteyi, ikinci çarpan ise referans doza eşit veya daha yüksek doz alan sağlıklı dokunun hacmini temsil eder. CN, 0 ile 1 arasında değer alabilmekte ve en ideal değer ise 1'e eşit olmasıdır (55).

2.10. Meme Radyoterapisinde Kritik Organlar

RT'nin hedefi tümörlü bölge ve olası lokal bölgesel yayılım alanlarının tedavisi olsa da RT uygularken çevredeki OAR'ın verilen dozdan etkilenmemesi mümkün değildir (7). Meme RT'sinde riskli organlar: kalp, LAD; İA, KA, KM, tiroid, özofagus, spinalkord, BP'dur.

2.10.1. Kalp

Sol meme RT'nde kalbin bir kısmı ışınlanacak alan içerisinde kalmaktadır. Kalpte oluşacak toksite, ışınlanacak alan içerisinde kalan kalbin hacmine ve radyasyon dozuna bağlıdır. Akut dönemde en sık akut perikardit görülmektedir (56). Kronik dönemde görülebilen sorunlar ise koroner arter hastalığı, akut perikardite bağlı perikardiyal hastalık, kapakçık sorunları ve kardiyomiyopatidir (57).

2.10.2. Sol Anterior Desandan Arter (LAD)

Kalbi besleyen koroner arterler aorttan köken alır ve sol koroner arter ile sağ koroner arter olmak üzere 2 ana dala ayrılır. LAD sol ana koroner arterden ayrılır ve kalbin anteriorunda bulunur (58). Özellikle sol meme RT'sinde LAD hedef hacmin yakınında bulunur ve önemli bir miktar radyasyon dozuna maruz kalabilir (59). LAD'nin almış olduğu doz kardiyak komplikasyon geliştirme riskini artırır (60).

2.10.3. Akciğer

Akciğerler radyasyona en hassas olan organlar arasındadır ve akciğerlerin radyasyona hassasiyeti meme RT'nin en önemli doz sınırlayıcı engellerinden biridir (61). Akciğerlerde hasar oluşumuna sebep olan en önemli etken radyasyona maruz kalan akciğer hacmidir (62). Akciğerlerin meme RT sırasında maruz kaldığı doza bağlı olarak erken

dönemde öksürük, nefes darlığı, geç dönemde ise akciğer fibrozisi ve radyasyon pnömonisi görülebilir. Özellikle SKF ışınlaması yapılan hastalarda akciğerin apikal bölgesinin tedavi alanına girmesi nedeni ile radyasyon pnömonisi gelişme ihtimali artar (63).

2.10.4. Brakial Pleksus

BP, SKF ve aksiller lenf bezleri ışınlamalarında alan içerisinde yer almaktadır. BP toksisitesi, geçici pleksopati ve geç dönem klasik pleksopati olarak ortaya çıkmaktadır (64). Erken dönemde en sık rastlanan sorunlar dizestezi, uyuşukluk ve lenfödemdir. Geç dönemde en sık rastlanan sorunlar ise reflekslerde zayıflama ve güç kaybıdır (65).

2.10.5. Özofagus

Özofagus toksisitesi almış olduğu radyasyon dozuna ve doz-hacim ilişkisine bağlıdır. Radyasyona bağlı olarak en sık rastlanan semptom akut özofajittir (66). Genellikle tedavi başladıktan 2 hafta sonra ağrı ile başlamaktadır (67). Geç dönem yan etki olarak çok nadirde olsa özofagusta darlık ve fistül gibi çok ciddi yan etkiler ortaya çıkabilmektedir (68).

2.10.6. Tiroid

Tiroid bezi vücudumuzda bulunan en büyük endokrin bezdir. Vücudumuzun metabolizmasını düzenler ve birçok organın çalışmasında önemli bir rol oynar (69). Meme kanseri RT'sinde SKF ışınlamalarında tiroid bezi hedef hacmin yakınında bulunduğu için radyasyona maruz kalmaktadır. Hipotiroidizm, SKF ışınlamalarında radyasyona bağlı olarak görülen geç dönem yan etkisidir (70).

2.10.7. Karşı Meme

Meme kanseri RT'nde, karşı memenin maruz kaldığı doz ikincil kanser oluşumu bakımından önemlidir. Karşı memenin almış olduğu doza bağlı olarak kanser oluşma insidansı değişmektedir. İkincil kanser oluşumu riski yaş ile ters orantılıdır. 40 yaşından küçük hastalarda ikincil kanser oluşma riski daha fazladır (71).

2.10.8. Spinal Kord

RT'ye bağlı spinal kord toksisitesinde en yaygın olarak görülen yan etki geçici miyelopatidir. Geçici radyasyon miyelopatisi genellikle RT'den 1-6 ay sonra ortaya çıkmakta ve 2- 9 ay içerisinde kendiliğinden düzelmektedir. Genellikle hastalar boyundan kollara yayılan elektrik çarpma hissinden şikayetçi olmaktadır (72). Hastalarda ilerleyici

kronik miyelit ise çok daha düşük oranlarda görülmektedir (73). Genellikle RT'den 6-12 ay sonra uyuşma hissi, parezi, ve sfinkter fonksiyon bozukluğu şeklinde akut veya yavaş seyirli olarak ortaya çıkabilmektedir (74).

2.11. Meme Radyoterapisinde Tedavi Teknikleri

2.11.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3B-KRT)

3B-KRT tekniğinde tedavi edilecek bölgenin BT'den görüntüleri alınarak TPS'ye aktarılır (58). Olası mikroskobik hastalık taşıyan CTV radyasyon onkoloğu tarafından belirlenir ve gerekli marjlar verilerek PTV oluşturulur (51). Ayrıca kalp, LAD, KM, İA, KA, spinal kord, BP, tiroid ve özofagus gibi kritik yapıların dikkatli bir şekilde kontrol edilmesi gerekmektedir. Tedavi planlamasında hedef hacimler, mastektomi sonrası göğüs duvarı, cilt, mastektomi skarı ve MKC sonrası ise tüm memedir. Endikasyonları bulunuyorsa aksiller, MI, SKF bölgeleri de hedef hacme dahil edilir (7).

3B-KRT tekniği genellikle birden çok demet kullanılması ile yapılmaktadır (75). Hedef hacmin şekline göre oluşturulan radyasyon demetlerinin yoğunluğu kendi içinde uniformdur. Doz dağılımının homojenliğini arttırabilmek için wedge, bolus, veya koruyucu bloklar gibi ek ışın şekillendiriciler kullanılabilir. Hedef hacmin şekline göre ışını şekillendirmek için çok yapraklı kolimatör (ÇYK) sistemleri kullanılır. ÇYK sayesinde hedef hacmin şekline göre uygun doz dağılımı sağlanabilmekte ve sağlıklı dokular rahat korunabilmektedir. Hedef hacmin şekline ve bulunduğu yere göre gantri, kolimatör ve masa açıları değiştirilebilmektedir. Tedavi planı yapıldıktan sonra DVH ile hedef hacim ve OAR'in doz-hacim değerlendirilmesi yapılır (76).

Meme kanseri tedavisinde kullanılan 3-boyutlu konformal tedavi planı 2 tanjansiyel alandan oluşur. Uygun doz dağılımı sağlayabilmek için PTV'nin şekline göre radyasyon demetlerinin uygun açılarla yönlendirilmesi, uygun alan boyutlarının seçilmesi, ÇYK ile tedavi alanına şekil verilmesi, kama filtrelerin ve uygun demet ağırlıklarının kullanılması sağlanır.

2.11.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

3B-KRT planlamasında her ne kadar yoğunluk ayarı yapılabilse de özellikle konkav alanlarda istenilen doz yoğunluğu için yetersiz kalmaktadır. Hedef hacmin OAR'a yakınlığından dolayı daha iyi bir alan şekillendirmeye duyulan ihtiyaç yüzünden YART planlaması geliştirilmiştir (77).

YART tedavi planlarında hedef hacim ve OAR konturlenmesi 3B-KRT tekniği ile benzerdir fakat YART planlarında hedef hacim ve OAR arasında belirgin bir doz düşüşü olduğundan hedef hacim belirlenmesinde daha dikkatli olunmalıdır (76).

YART'de hedeflenen hacme yüksek doz ve çevresindeki sağlıklı dokulara düşük doz verebilmek için birçok farklı yönden optimize edilmiş düzensiz yoğunluk demetleriyle tedaviler oluşturulmaktadır. Hedef hacmi daha iyi saran planlar oluşturabilmek için TPS'de kullanılan optimizasyon işlemi ile tedavi alanlarında ÇYK hareketleriyle farklı doz yoğunluğuna sahip ışın demetçikleri oluşturulur. Böylece her demetin yoğunluğu tek tek ayarlanarak hedef hacmi daha iyi saran planlar elde edilir (52). Böylece PTV'ye verilen dozu arttırmamıza olanak sağlarken tümör tarafından sarılmış konkav şekle sahip sağlıklı dokuları kolayca korumamızı sağlamaktadır (53).

YART'da birçok tedavi yöntemi bulunmaktadır. İleri tedavi planlamasında, ileri-YART tekniği, iki alanlı 3B-KRT'ye benzer bir yöntemdir. Işın yönelimleri 3B-KRT'ye benzer kullanılmakta ancak doz homojenliğini arttırmak için alt alanlar oluşturulabilmektedir. Işınlama sırasında gantri açısı ve yaprak pozisyonu sabit kalmaktadır. Işınlama bittikten sonra yapraklar bir sonraki alanın şeklini alıp tekrar ışınlama başlamaktadır. Ters tedavi planlamasında, ters-YART tekniğinde 3B-KRT'den farklı olarak daha fazla alan sayısı kullanılmaktadır. Ters-YART tekniğinde tümörün şekline uygun doz dağılımı oluşturabilmek için ÇYK kullanılmaktadır. Radyasyon demeti boyunca yoğunluğun istenilen ölçüde ayarlanabilir olması sayesinde tümörün şekline uygun doz dağılımı elde edilebilmekte ve OAR dozları azaltılabilmektedir (53).

Meme ışınlamalarında YART'ın en önemli faydalarından biri toraks duvarı gibi konkav yapıların homojen ışınlanabilmesi ve tedavi alanına giren İA ve kalp dozlarını azaltabilmesidir (7). Meme kanseri gibi uzun sağkalım süresine sahip hastalarda tümör kontrolünün sağlanmasının yanında tedaviye bağlı gelişebilecek yan etkileri azaltarak yaşam kalitesine katkıda bulunabilir (53).

2.11.3. Volümetrik Ark Terapi (VMAT)

VMAT tekniği YART tekniğinin geliştirilmesiyle ortaya çıkmıştır ve günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır (52). VMAT tekniğinde de YART tekniğinde olduğu gibi alt alanlara bölünerek tedavi planları yapılmakta ve gantri dönüşü ve ışınlama devam ederken ÇYK ile yeni alanlar oluşturulur. Gantri döndüğünde doz hızı, ışının şekli, dönüş hızı gibi üç parametre değişmektedir. Planın kalitesi gantri hızına ve ark sayısına bağlıdır. TPS'de

sürekli hesaplamaya olanak sağlayan Monte Carlo (MC) doz hesaplama algoritması kullanılması tavsiye edilir (78).

VMAT tekniğinin avantajları OAR korumasının ve doz limitleri ayarlanmasının YART tekniğine göre iyileştirilmiş olmasıdır. Diğer bir avantajı ise her bir fraksiyonda tedavi süresinin azalması sayesinde sekonder malignite riskinin azalmasıdır (54).

Meme ışınlamaları için çeşitli VMAT yöntemleri kullanılmaktadır. Parsiyel meme ışınlamasında, tümör pozisyonuna ve OAR konumuna göre manuel olarak iki teğet yay kullanılmaktadır. Yaylar hastanın anatomik yapısına göre değişiklik göstermektedir.

2.11.4. Helikal Tomoterapi (HT)

“Tomo” sözcüğü, “kesit” anlamına gelmekte ve tedavi yöntemi olarak ismini buradan almaktadır. Tomoterapi, ince bir demet ile tedavinin gerçekleştirildiği özel bir YART yöntemi olup linak tabanlı kullanılan ileri-YART ve ters-YART tekniklerine alternatif olarak geliştirilmiştir. Tomoterapinin yeni tekniği olan HT dönen fan ışınları yöntemi ile ters planlama imkanı sağlamaktadır. HT kendine özgü tasarımı olup BT mantığı ile çalışmaktadır. Gantri 360 derece aynı hızda dönerken masanın gatriye doğru hareket etmesi ile tedavi uygulanacak bölgeye üç boyutlu doz uygulaması sağlanmaktadır. Cihaz sadece YART yapmak için üretildiğinden homojen doz dağılımına olanak sağlayan düzleştirici filtre bulunmamakta ve bir gantri dönüşünde 51 noktada ışınlama yapabilmektedir (53).

Meme ışınlamasında, HT gibi sofistike tekniklerin kullanılması, hedef hacimde istenilen dozlara çıkabilirken, OAR’ı koruma imkanı verebilmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmanın Tipi

Bu çalışma, sol meme kanseri tanısı almış hastalara uygulanan RT’de, iki farklı yöntem olan FB ve BH teknikleri ile yapılan RT planları ile sağlıklı organ dozlarının karşılaştırıldığı dozimetrik bir çalışmadır.

3.2. Çalışmanın Yapıldığı Yer ve Zaman

Bu çalışma, Trabzon ilinde bulunan Karadeniz Teknik Üniversitesi Farabi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda, 21.06.2021-21.02.2022 tarihleri arasında gerçekleştirilmiştir.

3.3. Çalışmanın Onayı

Çalışmanın gerçekleştirilebilmesi için Karadeniz Teknik Üniversitesi Rektörlüğü Tıp Fakültesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı’ndan (21.12.2020 tarih ve 24237859-789 numara) Etik Kurul Onayı (Ek 1) ve Karadeniz Teknik Üniversitesi Rektörlüğü Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezi (Farabi Hastanesi) Başhekimliği’nden (02.10.2020 tarih ve 48814514-501.07.01-E.11822 numara) Başhekimlik Onayı (Ek2) alınmıştır.

3.4. Çalışmanın Evren ve Örnekleme

Çalışma retrospektif bir çalışmadır. Tedavileri tamamlanmış ve çalışma kriterlerine uygun 10 hastanın BT görüntüleri arşivden taranıp yeniden TPS’de tedavi planları çalışılmış ve sağlıklı dokuların almış olduğu dozlar DVH’de karşılaştırılmıştır.

3.5. Çalışma Grupları

Sol meme kanseri tanılı ve Karadeniz Teknik Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda RT uygulanmış 10 hasta çalışmaya dahil edildi.

Çalışmaya dahil edilme kriterleri;

- Kadın olmak
- 18 yaş üstü olmak
- Patolojik olarak sol meme kanseri tanısı almış olmak
- Evre IIIA olmak
- Meme koruyucu cerrahi sonrası RT almış olmak

- Mastektomi sonrası RT almış olmak
- Meme veya göğüs duvarı ve beraberinde bölgesel lenf nodu RT'si almış olmak

Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri;

- Erkek olmak
- Uzak metastazı olmak (Evre IV)
- Sekonder kanser tanısı olmak
- Daha önce meme ya da mediasten RT'si almış olmak

3.6. Çalışma Materyali

Çalışmada Karadeniz Teknik Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı arşiv kayıtlarında bulunan sol meme kanseri tanısı almış 10 hastaya ait BH ve FB ile elde edilen BT görüntüleri kullanılmıştır. Ayrıca tez çalışmamız için her hastaya ait yeni yapılan iki tedavi planı verileri değerlendirilmiştir.

3.6.1. Bilgisayarlı Tomografi

Çalışmaya dahil edilen BT görüntüleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Siemens marka Somatom Confidence® model BT cihazı ile elde edilmiş görüntülerdir (Resim 1).



Resim 1. Siemens marka Somatom Confidence® model BT cihazı

BT görüntüleri, x-ışınının ve bilgisayar teknolojisinin birleşmesi ile oluşmaktadır. BT cihazı genel olarak x-ışını tütünün kullanıldığı görüntüleme sistemleridir. Görüntünün alınması sırasında tüp hastanın etrafında 360 derece dönüş hareketi gerçekleştirir ve hasta masası da seçilen kesitler arası mesafeye göre hareket ederek ölçüme katılır. X-ışınları hastaya gönderilmeden önce ölçülür. Tüpten gönderilen x-ışınları hasta ile etkileşerek detektörlere ulaşır. Hasta ile etkileşim sırasında, x-ışınları farklı yoğunluk bölgelerinden geçerken farklı soğurulmaya uğrar. Detektörlere ulaşan x-ışınlarının miktarı ölçülerek dijitalize edilir. Dijitalize verileri işleyen çok gelişmiş bilgisayar sistemi mevcuttur. Bir dizi karmaşık hesaplama işlemlerinden geçerek simülasyon görüntülerini oluşturur. Görüntüler gri skala resmi olarak görüntülenir. Gri skalayı oluşturabilmek için suyun x-ışınını tutma değeri 0 kabul eden, bir ucu -1000 diğer ucu +1000 olan Hounsfield Cetveli kullanılır. Yüksek soğurma olan yerler açık, düşük soğurma gerçekleşen yerler ise koyu olarak görünür. Oluşan bu gri skala sayesinde hastanın konturlanacak olan hedef hacim ve sağlıklı dokuları birbirinden net bir şekilde ayrılır.

Simülasyon görüntüleri içinde coronal, sagittal ve transvers düzlemde görüntüleri bulunur. Bu görüntüler TPS'ye aktarılarak tüm işlemler bu görüntüler üzerinden gerçekleştirilir.

3.6.2. Tedavi Planlama Sistemi

RT'de tedavi planlaması, hastaların tedavisinde hedef hacme verilmek istenen dozun koordine edilmesi ve hesaplanması işlemidir. Tedavi planlama süreci, BT görüntülerinin TPS'ye çekilmesinden hasta planının tamamlanıp tedavi cihazına aktarılmasına kadar birçok aşamadan oluşur (79). TPS, BT'den gelen hasta görüntüleri üzerinden hastaya uygun üç boyutlu doz dağılımı oluşturabilen, hedef hacim ve sağlıklı organlarda oluşan doz miktarının kontrolünün sağlanabildiği bir sistemdir.

BT'den elde edilen görüntülerin konturlanması tamamlanıp TPS'ye aktarıldıktan sonra gerekli hedef hacim ve OAR dozları göz önünde bulundurularak medikal fizik uzmanları tarafından hastaya özel kompleks planlar yapılır. Hastanın hedef hacim ve sağlıklı dokuları üzerine üç boyutlu doz dağılımları oluşturulur. Hedef hacim veya OAR'in istenilen hacminde ya da herhangi bir noktasında ki doz dağılımı ile miktarını gösteren seçenekler ve DVH grafikleri bulunur.

Monaco® planlama sistemi, 3B-KRT, YART, VMAT tedavi planlamalarını destekleyen bilgisayar tabanlı bir TPS'dir. Monaco® doz hesaplarırken MC algoritmasını

kullanılmaktadır. MC, bir hastada doz dağılımını en doğru hesaplayan algoritmadır. MC, milyonlarca fotonun ve parçacığın madde içerisinde taşınmasının simülasyonunu hesaplayan bir bilgisayar kodundan oluşur. Fotonların ve parçacıkların bireysel etkileşim olasılıklarını hesaplar. Simüle edilmiş parçacıkların miktarı ne kadar çok olursa hesaplanan doz dağılımının doğruluğu o kadar artmaktadır. MC algoritması lineer hızlandırıcı kafası ve hasta dahil olmak üzere tedavi geometrisinin tamamının modellenmesiyle kurulur (52).

3.6.3. Yüksek Enerjili Lineer Hızlandırıcı

RT uygulaması, Karadeniz Teknik Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Elekta marka Versa HD™ model lineer hızlandırıcı ile yapılmaktadır (Resim 2).



Resim 2. Elekta Versa HD™ lineer hızlandırıcı

Cihaz birden çok tedavi tekniği ile tedavi seçeneği imkanı sunmaktadır. Cihaz 3B-KRT, YART, VMAT tedavi tekniklerinin yanı sıra lineer hızlandırıcı tabanlı stereotaktik tedavi ve aynı zamanda görüntü kılavuzluğunda RT uygulamalarına da imkan sağlamaktadır. Cihazda, düzleştirici filtresiz (Flattening Filter Free-FFF) modunda 6, 10 MV ile birlikte 6, 10, 15 MV-X ışınları ve 6, 8, 10, 15 MeV'lik elektron enerjileri mevcuttur. Elekta Versa HD™ cihazının maksimum tedavi alan genişliği 40x40 cm olup 0.5 cm kalınlığında toplam 160 adet ÇYK mevcuttur. Versa HD™ modelinde 5 kat daha az sızıntı doz geçirgenliğine sahip Agility™ adlı kurşun alaşımli ÇYK mevcuttur. Bu sayede hastanın sağlıklı dokularının daha az doz alması sağlanmaktadır. Sistem üzerinde bulunan

6 koordinatta robotik hareket yeteneğine sahip olan ve hassas düzeltme sağlayan HexaPOD™ tedavi masası ile hassas bir şekilde hastanın pozisyonlanması sağlanıp, hedeflenen bölgenin en doğru şekilde ışınlanmasına olanak sağlamaktadır.

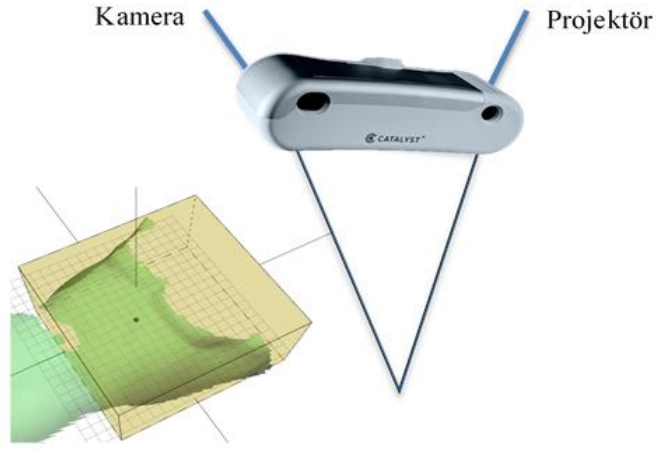
3.6.4. Solunum Takip Sistemi

Hastanın BT görüntülerinin alınması esnasında nefes kontrolü takibi için hastaya anzai belt takılmaktadır. Bu kemer hasta solunumunun neden olduğu vücut yüzeyindeki değişiklik miktarını solunum dalga formu olarak algılar ve solunum dalga formu şeklinde görüntülememizi sağlar. Hastanın FB ve BH BT görüntüleri alınırken hastanın solunum takibini yapmamızı sağlar (Şekil 7).



Şekil 7. Hasta solunumunun dalga formu şeklinde görüntüsü. (a) FB solunum takip görüntüsü. (b) BH solunum takip görüntüsü.

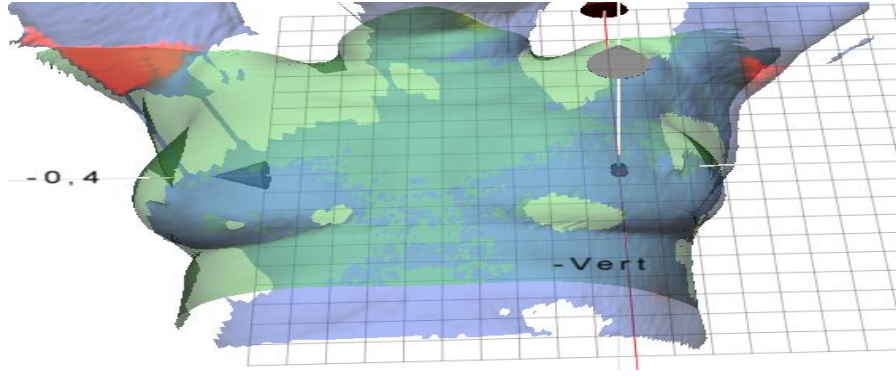
Yüzeysel görüntü kılavuzluğunda radyoterapi [Surface Guided Radiation Therapy (SGRT)], hasta üzerinde gerçek zamanlı pozisyon takibi yapabilen bir sistemdir. Solunum ile hareket eden meme, akciğer gibi yapıların tedavisi sırasında hastanın yüzey takibi yapılabilmektedir. Hastanın hareket takibi Catalyst⁺ ile yapılmaktadır (Şekil 8).



Şekil 8. Catalyst⁺

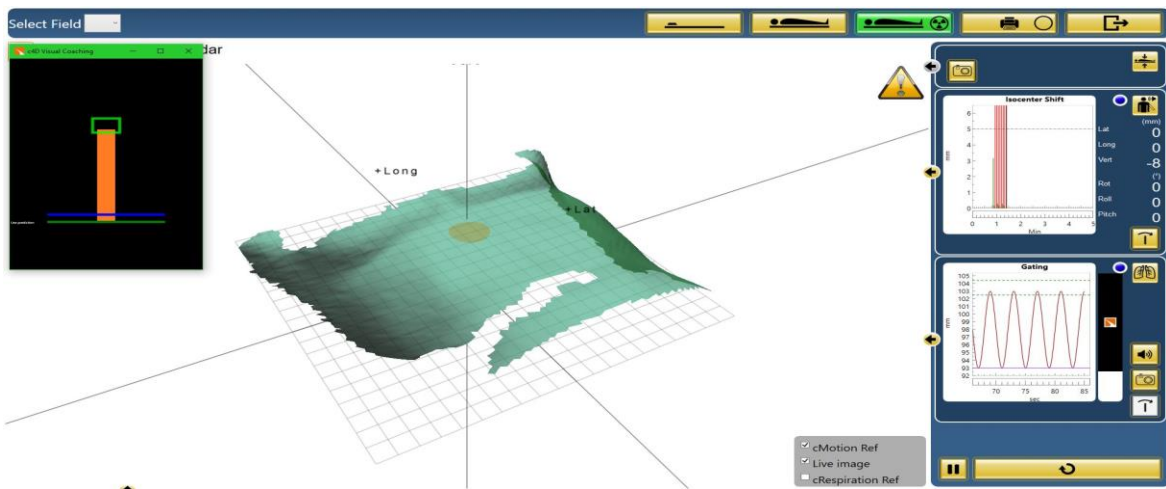
Catalyst⁺ sistemi, hızlı ve doğru hasta konumlandırma için cPosition, tedavi uygulama prosedürü sırasında hareket algılama için cMotion ve solunum kontrollü tedavi için cRespiration olmak üzere üç uygulama modülü içerir. Tedavi başlamadan önce hasta konumlandırılması ile birlikte hastanın pozisyonunun hem tedavi öncesinde hem de tüm tedavi sırasında doğru olmasını sağlar. Bu işlemlerde doz kullanılmaması, invaziv olmaması, hastanın pozisyon takibi için herhangi bir marker kullanılmaması klinik avantajları içerisindedir.

CPosition modunda, TPS'den gelen referans yüzey görüntüsü ile anlık yüzey görüntüsü arasındaki fark belirlenir. Aynı işlem TPS'den gelen referans görüntüden hesaplanan izomerkez için de yapılır. Fark belirlenen toleranstan büyükse, farkın olduğu yüzey, kırmızı veya sarı olarak görüntülenir. Bu renk hem bilgisayar ekranında hem de direkt olarak hastanın vücuduna düştüğünden, hastanın referans görüntüye uygun şekilde ayarlanabilmesi kolay bir şekilde sağlanır. Hastanın pozisyonlandırılması sorunsuz yapıldığında cMotion ve cRespiration modları aktif hale gelir (Şekil 9).

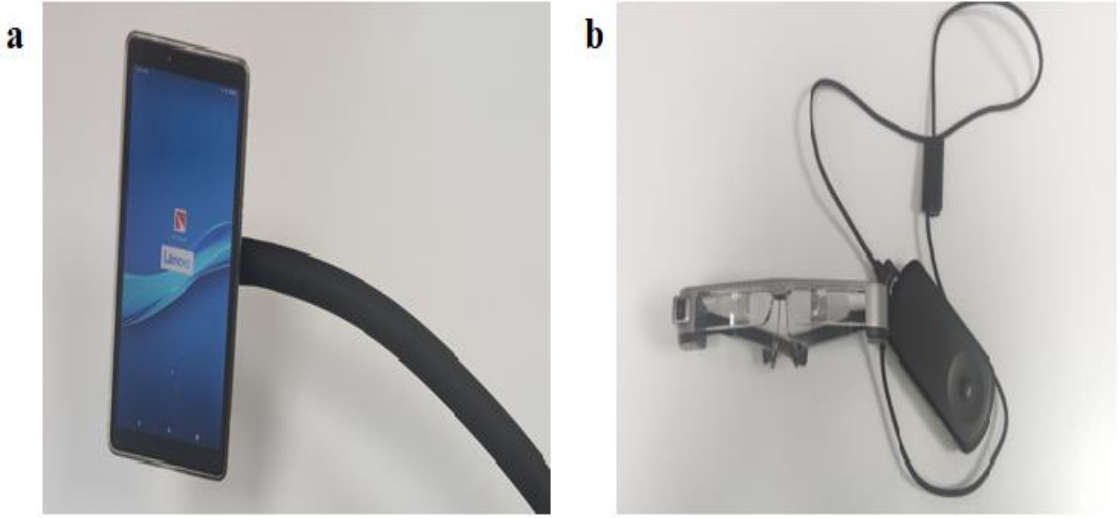


Şekil 9. cPosition modunda referans görüntü ile anlık görüntü arasındaki yüzey farkları

Hastanın tedavisinde hem cMotion hem de cRespiration modunu kullanmak mümkündür. Tedavi sırasında cMotion modunda hastanın yüzey takibi yapılır. Hastanın ışınlanması verilen tolerans aralığında gerçekleşir ve eğer hastanın yüzey görüntüsü verilen tolerans değerlerinin dışına çıkarsa ışınlama kendiliğinden kesilir. Hastanın solunum takibi ise cRespiration modunda gerçekleşir. Hasta serbest nefes alıp vermeye başladığında hastanın solunum grafiği monitörde belirir ve bu grafiğe göre hastaya bir baseline oluşturulur. Daha sonra hastaya verilen sesli komutlarla hastanın ışınlanacağı aralık belirlenir. Hastanın nefesi bu aralıkta kaldığı sürece hasta ışınlanmaya devam eder. Eğer hastanın nefesi bu aralıktan çıkarsa ışınlama kendiliğinden kesilir. Hastanın bu solunum aralığında kaldığını takip edebilmesi için hastanın takabileceği bir gözlük veya bir tablet bulunur. Hasta kendi solunum takibini bu cihazlara bakarak gerçekleştirebilir (Şekil 10), (Resim 3).



Şekil 10. cRespiration modunda hasta tedavisi



Resim 3. Hastanın kendi solunumunu takip ettiği cihazlar. **(a)** solunum takip tableti. **(b)** solunum takip gözlüğü.

3.7. Çalışma Yöntemi

Çalışmada, BT görüntüleri kesit aralıkları 3mm olacak şekilde alınmıştır. Görüntülerde hastalar meme tahtasında sol kol, kol sabitleyicisine yerleştirilmiş baş ise sağa yaslanmış şekilde supin pozisyonda yatılmıştır. Çalışmaya dahil edilen 10 hastanın tedavi sırasında nefes alımı ile değişen akciğer hacmine bağlı olarak sağlıklı dokuların almış olduğu doz değerlerinin karşılaştırılabilmesi için hem FB hem de BH BT görüntüleri alınmıştır.

Hastanın BT görüntülerine arşivden ulaşıldıktan sonra FB ve BH görüntülerinde ki hedef hacim ve lenfatik konturlamaları aynı radyasyon onkoloğu tarafından yapılmıştır. Hedef hacme CTV tanımlaması yapıldıktan sonra CTV'ye her yönden 0.5cm marj verilerek PTV1 oluşturulmuş olup yeni PTV akciğer ve cilt tarafından traşlanmıştır. İnsizyon skarına her yönden 1 cm marj verilerek oluşturulan PTV2 ciltten ve akciğer tarafından traşlanmıştır. Lenfatik hedef hacme; SKF, level 3, 2 ve 1 dahil edilmiştir. PTV1, PTV2 ve lenfatikler toplanarak PTV total oluşturulmuş ve otomatik olarak ciltten 0.3 mm içeri çekirilmiştir. Her iki BT görüntüsünde risk altında ki yapılar olan kalp, LAD, İA, KA, tüm akciğer (TA), KM, spinal kord, özofagus, tiroid ve sol BP konturlaması aynı dozimetrist tarafından yapılmıştır.

Hastanın konturlaması bittikten sonra hem FB hem de BH görüntüleri üzerinden her hasta için 2 ayrı tedavi planı çalışılmıştır. Hastaların tedavilerinde VMAT RT tekniği

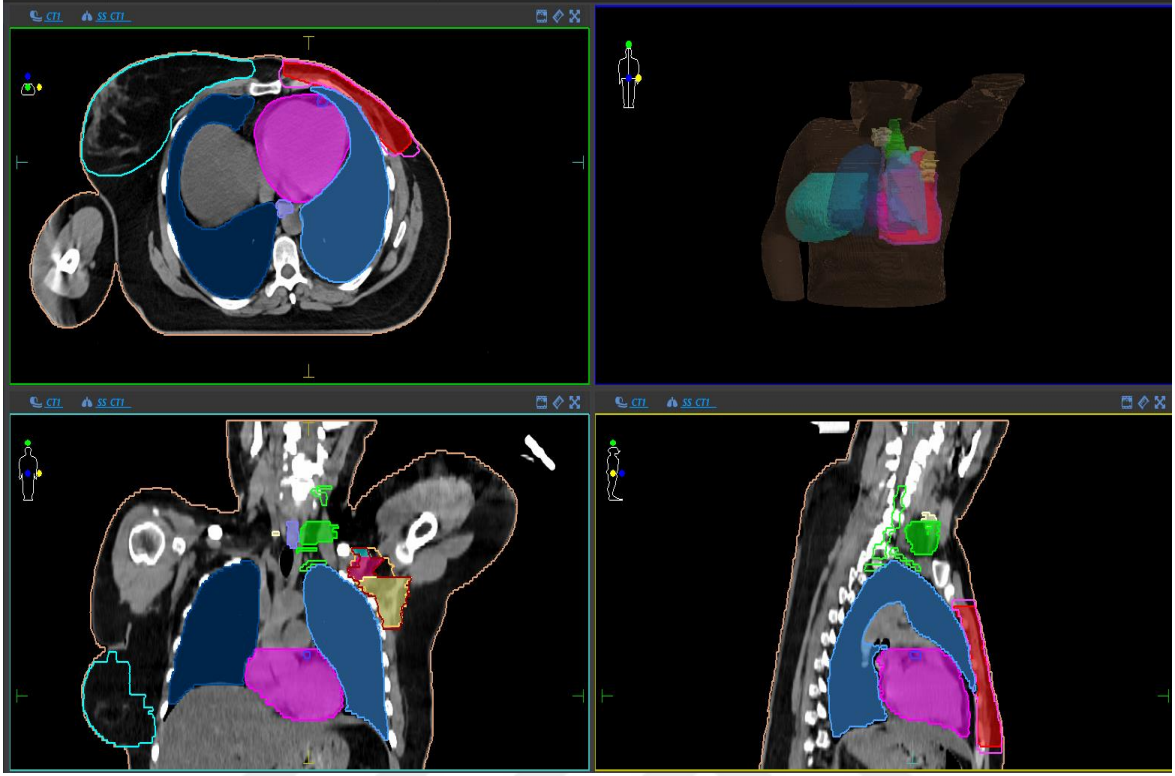
tercih edilmiş ve 6MV foton enerjisi kullanılmıştır. Çalışma planlarında kullanılan açılış değerleri hastaların anatomik yapısına, hedef hacim ve kritik organların uzaklığına göre ayarlanmıştır. Toplam doz 2 Gy fraksiyonla 50 Gy olarak belirlenmiştir. Yapılan tedavi planlarında, PTV hacminin tedavi dozunun en az %95 (47.5 Gy)'ini alması sağlanmıştır. Hedef hacimde maksimum dozun %110'u geçmemesine dikkat edilmiştir. Hedef hacimde homojen doz dağılımı sağlanarak OAR'nin tolerans değerlerinde ve altında kalması sağlanarak tedavi planlamaları tamamlanmıştır.

3.7.1. Hedef ve Risk Altındaki Organların Konturlanması

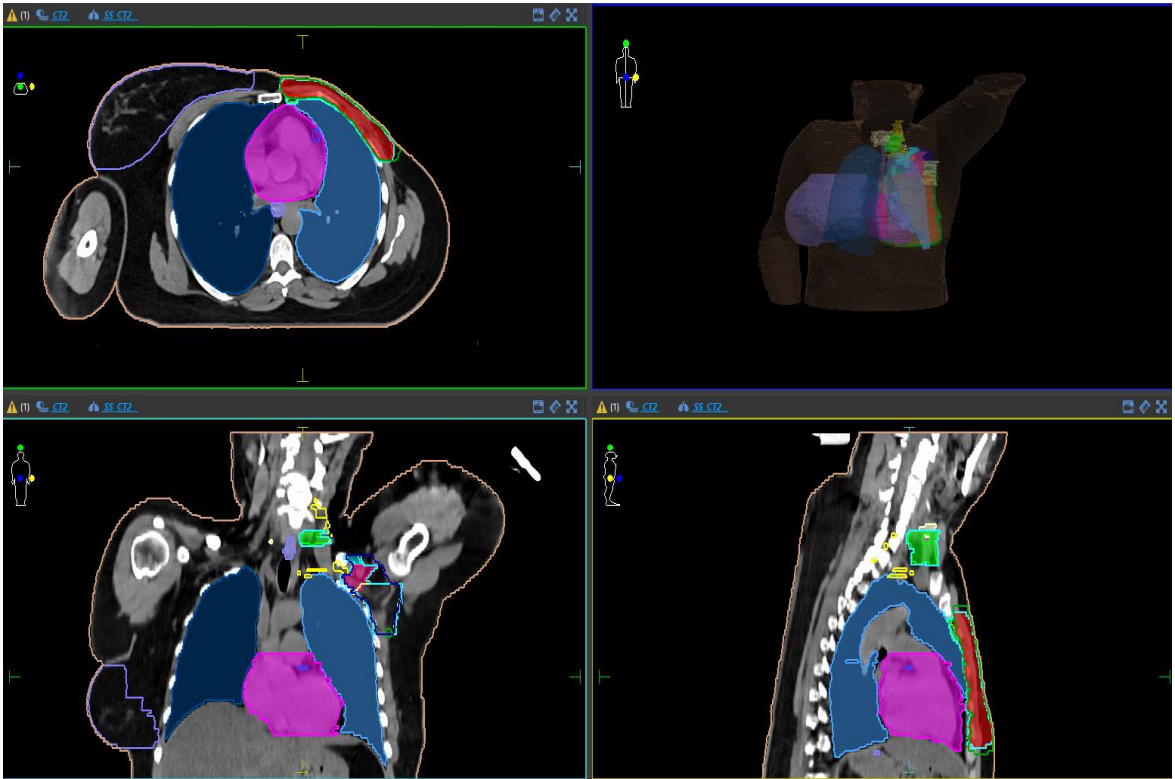
BT'den gelen görüntüler üzerinde konturlanması gereken hedef hacimlerin (GTV, CTV, PTV) ve sağlıklı dokuların tanımlandığı ICRU 50-62 raporları referans alınmıştır (47, 51).

Meme kanseri tanısı almış hastaların hedef hacmini (mastektomi sonrası göğüs duvarı, MKC sonrası meme dokusu), meme dokusuna ait lenfatikleri (SKF, aksiler lenf bezleri) konturlamaları için Radyoterapi Onkoloji Grubu [RadiationTherapyOncology Group (RTOG)] ve Avrupa Radyoterapi ve Onkoloji Grubu [EuropeanSociety forRadiotherapy&Oncology (ESTRO)] gruplarının meme kanseri için hazırlamış olduğu konturlama kılavuzları kullanıldı (80, 81). Risk altındaki yapıların konturları için yine RTOG ve ESTRO gruplarının yapmış olduğu kılavuzlardan yararlandı. Kalp ve LAD konturlaması yapılırken Feng ve ark.'nın yapmış olduğu kalp konturlama kılavuzu kullanıldı (82). Sol BP için Hall ve ark.'nın yapmış olduğu çalışma dikkate alındı (83). Hedef hacim konturlanması kişisel farklılıkları ortadan kaldırmak için tek bir radyasyon onkoloğu tarafından yapılmıştır (Şekil 11).

(a)



(b)



Şekil 11. Aynı hastaya ait kontrolama görüntüleri. (a) FB kontrolama. (b) BH kontrolama.

3.7.2. Kritik Organ Tolerans Doz Değerleri

Hedef hacme istenilen doz verilirken, OAR'in tolerans değerlerini aşmamaya ve mümkün olduğu kadar düşük tutulmaya çalışılmıştır. Kalp, İA, KA, KM ve sspinal kord tolerans değerleri için Pasquier ve ark.'nın çalışması dikkate alınmıştır (84). LAD ve tiroid için Hacıslamoğlu ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmalardan yararlanılmıştır (85, 86). BP için Nielsen ve ark.'nın yapış olduğu çalışmadan, ösefagus için ise Lee ve ark.'nın çalışmasından yararlanılmıştır (87, 88).

Tablo 3. Kritik organ tolerans değerleri

Riskli Organ	Tolerans Değerleri
Kalp	V ₁₅ <20% V ₂₀ <15% V ₂₅ <10%
LAD	D _{max} <15 Gy D _{mean} <5 Gy
İpsilateral Akciğer	V ₁₅ <50% V ₂₀ <35% V ₃₀ <20% V ₃₅ <15%
Kontralateral Akciğer	V ₅ <20% V ₁₀ =0
Kontralateral Meme	V ₅ <50% V ₇ <35% V ₁₀ <20% V ₂₀ <15%
Tiroid	V ₃₀ <50% D _{mean} ≤21 Gy
Brakial Pleksus	D _{max} <54 Gy
Özofagus	D _{mean} ≤34 Gy V ₅₅ ≤30%
Spinal Kord	D _{max} <45 Gy

D_{max} (Gy) : İlgilenilen hacimde, Gy cinsinden maksimum doz

D_{mean}(Gy) : İlgilenilen hacimde, Gy cinsinden ortalama doz

V₅ (%) : İlgilenilen hacimde, 5 Gy doz alan hacmin yüzdesi

V₇ (%) : İlgilenilen hacimde, 7 Gy doz alan hacmin yüzdesi

V₁₀ (%) : İlgilenilen hacimde, 10 Gy doz alan hacmin yüzdesi

V₁₅ (%) : İlgilenilen hacimde, 15 Gy doz alan hacmin yüzdesi

V₂₀ (%) : İlgilenilen hacimde, 20 Gy doz alan hacmin yüzdesi

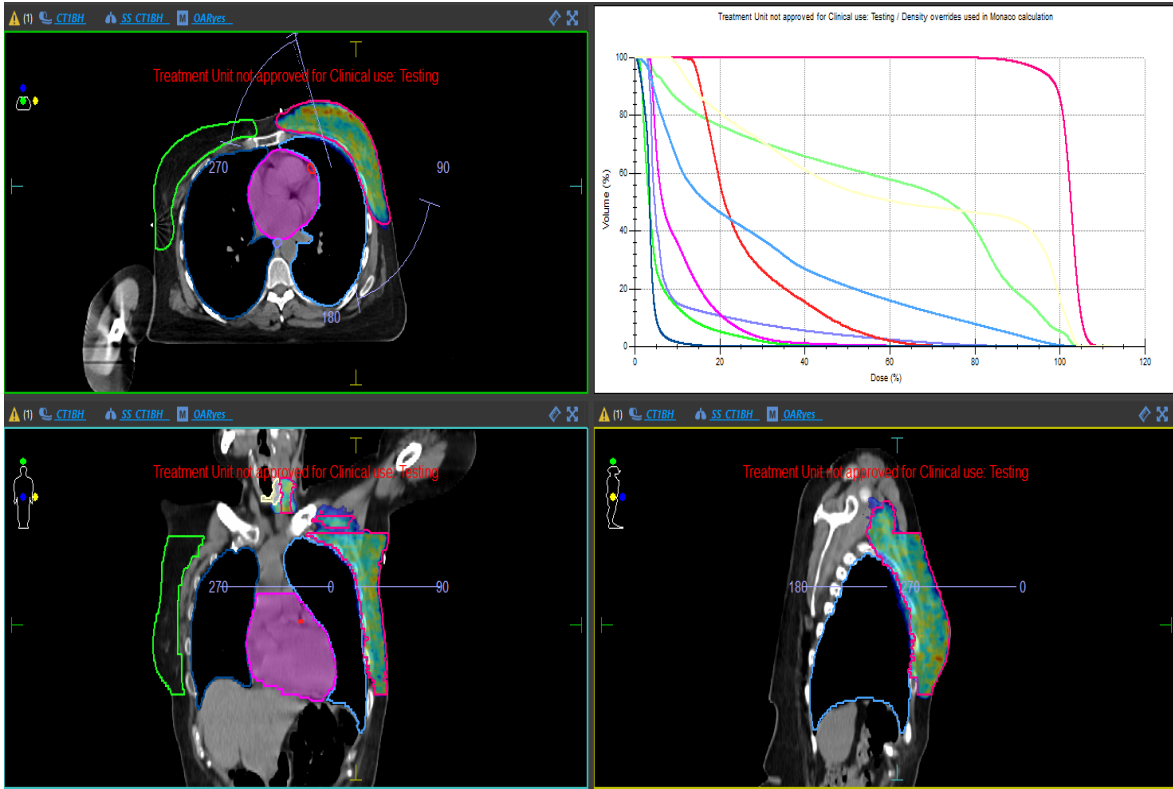
- V₂₅ (%) : İlgilenilen hacimde, 25 Gy doz alan hacmin yüzdesi
V₃₀ (%) : İlgilenilen hacimde, 30 Gy doz alan hacmin yüzdesi
V₃₅ (%) : İlgilenilen hacimde, 35 Gy doz alan hacmin yüzdesi
V₅₅ (%) : İlgilenilen hacimde, 55 Gy doz alan hacmin yüzdesi

DVH'den okunan Dmax (Gy) değerleri, ilgili hacmin %0.1'lik kısmında oluşan dozdur.

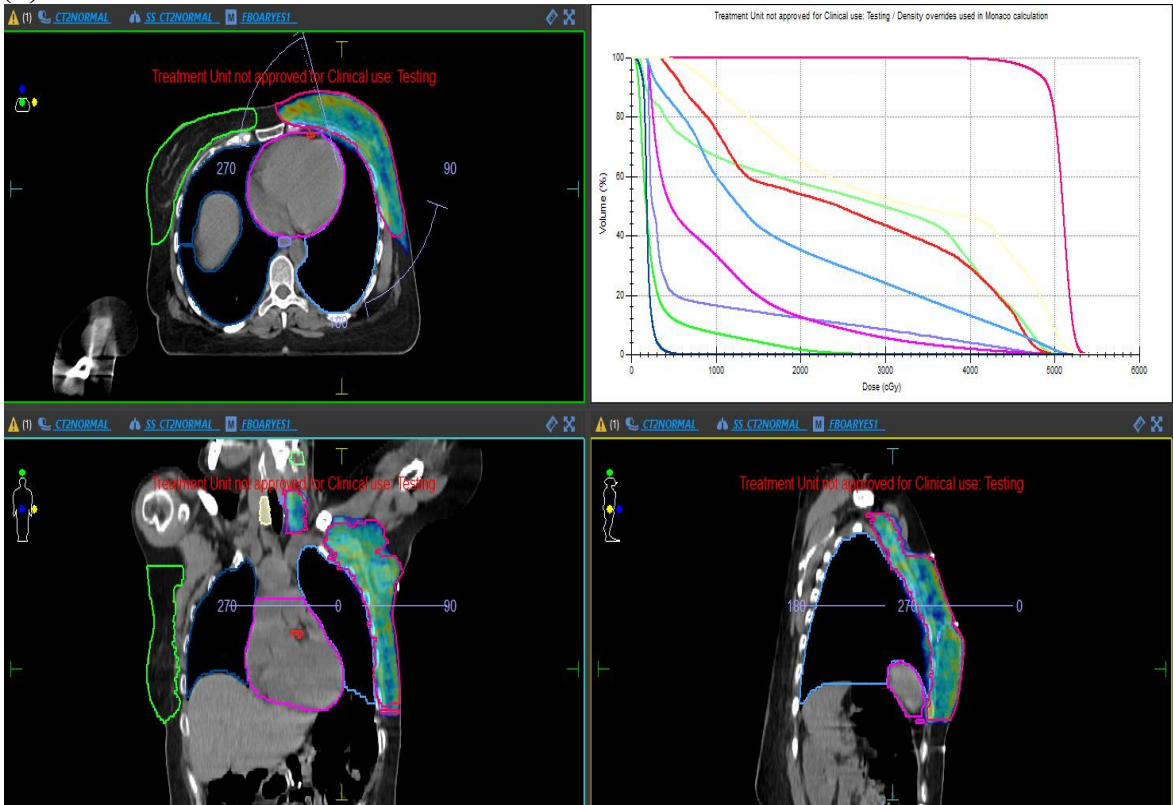
3.7.3. Tedavi Planlarının Yapılması

Çalışmamızda Monaco[®] planlama sistemi Version: 5.51.10 kullanılarak hasta tedavi planları yapılmıştır. Çalışmada tüm hastaların planlarında VMAT tekniği kullanılmıştır. VMAT planlarında 6MV enerji ve 4 arktan oluşan 2 parsiyel demet oluşturulmuştur. Kullanılan alanların açı değerlerine hastanın anatomisine, hedef hacmine ve riskli organlara yakınlığına göre karar verilmiştir. Tedavi için reçete edilen doz 2 Gy fraksiyon dozu ile toplam 50 Gy'dir. PTV hacminin %95'inin reçete edilen 50 Gy'in %95'ini yani 47.5 Gy alması sağlandı. Hedef hacmin maksimum dozun %110'u geçmemesine dikkat edildi. Hedef hacimde homojen doz dağılımı sağlanarak OAR'nin dozlarının da tolerans değerlerinde ve altında kalması sağlanarak tedavi planlamaları tamamlandı (Şekil 12).

(a)



(b)



Şekil 12. Aynı hastaya ait tedavi planı ve DVH görüntüleri. (a) FB planı. (b) BH planı.

3.7.4. Hedef Hacim Verilerinin Karşılaştırılması

2 farklı tedavi planı için tedavi edilen PTV'de oluşan dozların değerlendirilmesinde, PTV'ye ait DVH'ler kullanılarak D_{max} (Gy), D_{mean} (Gy), CN ve HI verileri karşılaştırılmıştır.

3.7.5. Risk Altındaki Organ Verilerinin Karşılaştırılması

2 farklı tedavi planı için risk altındaki dozların değerlendirilmesin, her bir organa ait DVH'ler kullanılarak;

Kalp için : D_{max} (Gy), D_{mean} (Gy), V₅ (%), V₁₀ (%), V₂₀ (%), V₃₀ (%)

LAD için : D_{max} (Gy), D_{mean} (Gy)

İA için : D_{max} (Gy), D_{mean} (Gy), V₅ (%), V₁₀ (%), V₂₀ (%), V₃₀ (%), V₅₀ (%),

KA için : D_{max} (Gy), D_{mean} (Gy), V₅ (%), V₁₀ (%)

TA : D_{max} (Gy), D_{mean} (Gy), V₁₀ (%), V₂₀ (%), V₃₀ (%)

KM için : D_{max} (Gy), D_{mean} (Gy), V₃ (%), V₁₅ (%), V₁₀ (%),

Tiroid için : D_{max} (Gy), D_{mean} (Gy), V₁₀ (%), V₂₀ (%), V₃₀ (%)

BP için : D_{max} (Gy), D_{mean} (Gy)

Özofagus için : D_{max} (Gy), D_{mean} (Gy)

değerleri karşılaştırılmıştır.

3.7.6. İstatiksel Analiz Yöntemi

Tüm tedavi planlarında hedef hacim ve OAR dozlarının verileri için DVH kullanılmıştır. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu analitik yöntemlerle incelenmiştir. Tanımlayıcı analizler normal dağılan değişkenler için ortalama ve standart sapmalar kullanılarak verilmiştir. Değerlerin normal dağılım gösterdiği belirlendiğinden veriler, Paired t testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Tip-1 hata düzeyinin %5'in altında olan durumlar anlamlı olarak kabul edilmiştir. İstatiksel analizler SPSS versiyon 13 yazılımı kullanılarak yapılmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamızda Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda daha önce RT almış 10 sol meme kanseri hastasının mevcut FB ve BH BT görüntüleri kullanılarak her hasta için 2 ayrı tedavi planı yapılmıştır. Hastaların PTV, kalp, LAD, İA, KA, TA, KM, tiroid, BP, özofagus bulguları aşağıda özetlenmektedir.

4.1. FB ile BH Tedavide Hedef Hacme (PTV) Ait Veriler

FB ile olan tedavi planında PTV'ye ait Dmax, Dmean, CI, HI DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile standart sapma (SS) değerleri Tablo 4'de gösterilmiştir.

Tablo 4. FB tedavi planında PTV verileri

Hasta No	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	CN	HI
1	54.21	50.45	0.76	0.02
2	54.5	50.92	0.73	0.03
3	54.72	50.82	0.75	0.03
4	54.62	51.04	0.74	0.03
5	54.48	50.89	0.71	0.03
6	54.54	50.91	0.82	0.02
7	54.88	51.11	0.79	0.02
8	54.21	50.66	0.76	0.02
9	54.25	50.45	0.87	0.02
10	54.64	50.86	0.86	0.02
Ortalama±SS	54.51±0.23	50.81±0.23	0.78±0.06	0.02±0.01

BH ile olan tedavi planında PTV'ye ait Dmax, Dmean, CN HI DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 5'de gösterilmiştir.

Tablo 5. BH tedavi planında PTV verileri

Hasta No	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	CN	HI
1	54.33	50.69	0.75	0.03
2	54.20	50.66	0.77	0.02
3	54.94	51.17	0.75	0.03
4	54.40	51.03	0.77	0.02
5	54.38	50.90	0.71	0.03
6	54.42	50.85	0.82	0.02
7	54.30	50.68	0.80	0.02
8	54.82	51.07	0.74	0.03
9	54.89	50.83	0.88	0.02
10	54.83	50.72	0.86	0.02
Ortalama±SS	54.55±0.28	50.86±0.18	0.79±0.05	0.02±0.01

PTV'ye ait verilerin 2 farklı tedavi planı için yapılan istatistik testinin p değerleri Tablo 6'da verilmiştir.

Tablo 6. FB ve BH tedavi planlarında PTV verilerinin istatistiksel analiz sonuçları

	FB	BH	p değeri
Dmax (Gy) Ortalama±SS	54.51±0.23	54.55±0.28	0.717
Dmean (Gy) Ortalama±SS	50.81±0.23	50.86±0.18	0.603
CN Ortalama±SS	0.78±0.06	0.79±0.05	0.313
HI Ortalama±SS	0.02±0.01	0.02±0.01	1.00

Her iki tedavi planında, PTV hacminin %95'nin toplam tedavi dozunun %95'ini alacak şekilde plan çalışıldığı için PTV'nin aldığı dozlar arasında fark saptanmadı. FB ve BH BT görüntüleri üzerinden yapılan tedavi planlarında Dmax değerinin %110'u geçmediği görülmüştür.

4.2. FB ile BH Tedavide Riskli Organlara Ait Veriler

4.2.1. Kalp Verileri

FB ile olan tedavi planlamasına ait kalp Dmax, Dmean, V₅, V₁₀, V₂₀, V₃₀ DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 7'de gösterilmiştir.

Tablo 7. FB tedavi planında kalp verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	V ₅ (%)	V ₁₀ (%)	V ₂₀ (%)	V ₃₀ (%)
1	50.8	7.29	39.98	26.22	6.82	0.96
2	46.5	8.11	49.08	31.64	8.04	1.31
3	42.65	7.02	31.70	22.66	8.49	1.69
4	36.37	4.48	19.90	11.07	2.48	0.25
5	47.01	7.89	37.81	27.91	11.33	3.07
6	45.88	9.06	57.25	36.93	10.22	1.78
7	48.99	6.78	37.76	22.73	5.72	1.51
8	50.34	7.17	42.49	25.51	5.58	2.11
9	37.15	6.72	47.34	21.42	2.16	0.18
10	47.04	6.58	42.68	13.50	4.82	1.96
Ortalama±SS	45.27±5.06	7.11±1.20	40.60±10.15	23.96±7.71	6.57±3.03	1.48±0.87

BH ile olan tedavi planında kalbe ait Dmax, Dmean, V₅, V₁₀, V₂₀, V₃₀ DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 8'de gösterilmiştir.

Tablo 8. BH tedavi planında kalp verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	V ₅ (%)	V ₁₀ (%)	V ₂₀ (%)	V ₃₀ (%)
1	33.28	3.92	17.15	8.4	1.28	0.08
2	38.17	4.49	20.12	7.22	1.03	0.22
3	27.43	3.23	9.77	3.45	0.33	0
4	16.76	2.52	4.52	1.01	0	0
5	46.07	3.98	14.84	6.83	2.46	0.91
6	25.45	4.6	24.17	8.98	0.7	0
7	32.68	3.72	12.88	4.42	0.92	0.07
8	41.61	4.22	24.25	6.57	1.4	0.46
9	26.02	4.47	25.15	7.42	0.52	0
10	43.75	4.58	22.86	4.41	1.59	0.58
Ortalama±SS	33.12±9.36	3.97±0.67	17.57±7.00	5.87±2.48	1.02±0.71	0.23±0.32

Kalbe ait verilerin 2 farklı tedavi planı için yapılan istatistik testinin *p* değerleri Tablo 9’da verilmiştir.

Tablo 9. FB ve BH tedavi planlarında kalp verilerinin istatistiksel analiz sonuçları

	FB	BH	<i>p</i> değeri
Dmax (Gy) Ortalama±SS	45.27±5.06	33.12±9.36	<0.001
Dmean (Gy) Ortalama±SS	7.11±1.20	3.97±0.67	<0.001
V₅ (%) Ortalama±SS	40.60±10.15	17.57±7.00	<0.001
V₁₀ (%) Ortalama±SS	23.96±7.71	5.87±2.48	<0.001
V₂₀ (%) Ortalama±SS	6.57±3.03	1.02±0.71	<0.001
V₃₀ (%) Ortalama±SS	1.48±0.87	0.23±0.32	<0.001

Kalbin aldığı dozlar karşılaştırıldığında, Dmax, Dmean, V₅, V₁₀, V₂₀, V₃₀ değerlerinin BH’de yapılan tedavi planında FB’de yapılan tedavi planına göre istatistiksel olarak daha düşük olduğu görülmüştür.

4.2.2. LAD Verileri

FB ile olan tedavi planlamasına ait LAD Dmax, Dmean DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 10’da gösterilmiştir.

Tablo 10. FB tedavi planında LAD verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)
1	35.15	16.03
2	39.55	19.42
3	35.97	22.17
4	24.2	10.2
5	36.8	20.57
6	34.13	19.03
7	30.71	17.63
8	36.53	15.71
9	30.45	14
10	36.11	17.2
Ortalama±SS	33.96±4.40	17.20±3.45

BH ile olan tedavi planında LAD'ye ait Dmax, Dmean DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 11'de gösterilmiştir.

Tablo 11. BH tedavi planında LAD verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)
1	19.81	9.1
2	34.59	11.85
3	12.71	6.22
4	9.83	4.48
5	37.88	12.48
6	24.61	13.22
7	12.57	6.46
8	27.57	10.86
9	24.06	9.86
10	23.64	10.48
Ortalama±SS	22.73±9.30	9.50±2.92

LAD'ye ait verilerin 2 farklı tedavi planı için yapılan istatistik testinin *p* değerleri Tablo 12'de verilmiştir.

Tablo 12. FB ve BH tedavi planlarında LAD verilerinin istatistiksel analiz sonuçları

	FB	BH	<i>p</i> değeri
Dmax (Gy) Ortalama±SS	33.96±4.40	22.73±9.30	0.001
Dmean (Gy) Ortalama±SS	17.20±3.45	9.50±2.92	<0.001

LAD'nin aldığı dozlar karşılaştırıldığında, Dmax, Dmean değerlerinin BH'de yapılan tedavi planında FB'de yapılan tedavi planına göre istatistiksel olarak daha düşük olduğu görülmüştür.

4.2.3. İpsilateral Akciğer Verileri

FB ile olan tedavi planlamasına ait İA Dmax, Dmean, V₅, V₁₀, V₂₀, V₃₀, V₅₀ DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 13’de gösterilmiştir.

Tablo 13. FB tedavi planında İA verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	V ₅ (%)	V ₁₀ (%)	V ₂₀ (%)	V ₃₀ (%)	V ₅₀ (%)
1	52.03	18.98	86.07	68.78	37.68	22.49	0.58
2	52.85	15.48	75.14	49.63	30.6	17.12	1.96
3	51.85	20.14	89.77	75.91	38.4	22.96	0.55
4	52.15	18.2	78.89	65.07	35.96	23.07	0.66
5	52.55	16.43	78.65	62.96	30.46	16.38	0.64
6	52.04	16	80.72	55.94	29.49	16.67	0.49
7	52.83	16.95	78.99	55.68	31.27	20.69	1.63
8	52.73	15	77.76	47.81	26.18	16.25	0.97
9	51.84	15.18	82.64	54.43	26.61	13.92	0.16
10	52.25	15.51	77.16	54.52	26.52	15.31	0.51
Ortalama	52.31±	16.79±	80.58±	59.07±	31.32±	18.49±	0.82±
±SS	0.40	1.76	4.44	8.87	4.58	3.46	0.56

BH ile olan tedavi planında İA Dmax, Dmean, V₅, V₁₀, V₂₀, V₃₀, V₅₀ DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 14’de gösterilmiştir.

Tablo 14. BH tedavi planında İA verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	V ₅ (%)	V ₁₀ (%)	V ₂₀ (%)	V ₃₀ (%)	V ₅₀ (%)
1	51.49	13.86	61.65	47.22	26.52	16.84	0.16
2	52.03	10.49	50.18	28.88	16.66	10.3	0.46
3	51.72	16.06	73.14	59.02	30.99	18.87	0.2
4	51.48	16.04	75.14	59.67	30.3	17.67	0.2
5	52.52	14.35	63.29	48.44	27.86	16.46	0.45
6	51.59	15.8	70.13	56.99	30.95	18.81	0.24
7	51.35	14.83	68.33	52.08	25.33	17.01	0.17
8	51.81	14.35	69.68	46.71	25.54	16.08	0.44
9	51.72	13.86	63.19	45.7	26.97	15.16	0.16
10	50.48	14.95	72.16	58.21	26.9	13.38	0.07
Ortalama	51.62±	14.46±	66.69±	50.29±	26.80±	15.86±	0.26±
±SS	0.52	1.62	7.37	9.31	4.15	2.43	0.14

İA verilerininin 2 farklı tedavi planı için yapılan istatistik testinin *p* değerleri Tablo 15’de verilmiştir.

Tablo 15. FB ve BH tedavi planlarında İA verilerinin istatistiksel analiz sonuçları

	FB	BH	p değeri
Dmax (Gy) Ortalama±SS	52.31±0.40	51.62±0.52	0.004
Dmean (Gy) Ortalama±SS	16.79±1.76	14.46±1.62	0.003
V₅ (%) Ortalama±SS	80.58±4.44	66.69±7.37	<0.001
V₁₀ (%) Ortalama±SS	59.07±8.87	50.29±9.31	0.014
V₂₀ (%) Ortalama±SS	31.32±4.58	26.80±4.15	0.023
V₃₀ (%) Ortalama±SS	18.49±3.46	15.86±2.43	0.034
V₅₀ (%) Ortalama±SS	0.82±0.56	0.26±0.14	0.007

İA'de oluşan dozlar karşılaştırıldığında, Dmax, Dmean, V₅, V₁₀, V₂₀, V₃₀, V₅₀ değerlerinin BH'de yapılan tedavi planında istatistiksel olarak FB'de yapılan tedavi planına göre daha düşük çıktığı gözlemlenmiştir.

4.2.4. Kontralateral Akciğer Verileri

FB ile olan tedavi planlamasına ait KA Dmax, Dmean, V₅, V₁₀ DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 16'da gösterilmiştir.

Tablo 16. FB tedavi planında KA verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	V₅ (%)	V₁₀ (%)
1	11.3	1.95	1.06	0
2	13.93	1.7	1.98	0.44
3	4.9	1.96	0	0
4	7.62	1.93	0.95	0
5	14.86	2.11	2.09	0.28
6	11.43	2.15	1.82	0.03
7	7.34	2.02	0.95	0
8	11.32	1.98	1.97	0.16
9	10.81	2.47	5.56	0.05
10	9.46	2.27	1.67	0
Ortalama±SS	10.30±3.04	2.05±0.21	1.81±1.47	0.10±0.15

BH ile olan tedavi planlamasına ait KA Dmax, Dmean, V₅, V₁₀ DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 17'de gösterilmiştir.

Tablo 17. BH tedavi planında KA verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	V ₅ (%)	V ₁₀ (%)
1	16.54	1.77	2.68	0.7
2	12.1	1.61	1.16	0.16
3	12.06	2.25	0.28	0
4	8.25	1.83	3.07	0
5	12.67	1.97	4.57	0.23
6	26.16	1.93	2.31	0.4
7	10.14	1.57	1.22	0.01
8	9.49	1.76	0.95	0
9	13.34	2.47	7.56	0.47
10	12.06	2.25	3.88	0.21
Ortalama±SS	13.28±55.06	1.94±0.30	2.77±2.17	0.22±0.24

KA verilerinin 2 farklı tedavi planı için yapılan istatistik testinin *p* değerleri Tablo 18’de verilmiştir.

Tablo 18. FB ve BH tedavi planlarında KA verilerinin istatistiksel analiz sonuçları

	FB	BH	<i>p</i> değeri
Dmax (Gy)			
Ortalama±SS	10.30±3.04	13.28±5.06	0.101
Dmean (Gy)			
Ortalama±SS	2.05±0.21	1.94±0.30	0.093
V₅ (%)			
Ortalama±SS	1.81±1.47	2.77±2.17	0.043
V₁₀ (%)			
Ortalama±SS	0.10±0.15	0.22±0.24	0.229

KA’de oluşan dozlar karşılaştırıldığında, Dmax, Dmean ve V₁₀ değerleri arasında her iki plan arasında istatistiksel olarak bir fark gözlenmezken V₅ değeri FB tekniğinde istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur.

4.2.5. Tüm Akciğer Verileri

FB ile olan tedavi planlamasına ait TA Dmax, Dmean, V₁₀, V₂₀, V₃₀ DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 19’da gösterilmiştir.

Tablo 19. FB tedavi planında TA verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	V ₁₀ (%)	V ₂₀ (%)	V ₃₀ (%)
1	52.24	10.07	32.56	17.94	10.81
2	52.85	7.75	21.52	13.73	7.6
3	52.19	11.32	29.87	17.26	10.91
4	52.15	10.12	32.75	18.1	11.61
5	52.55	8.75	29.36	14.13	7.6
6	52.37	8.42	25.17	13.35	7.6
7	51.52	8.71	31.73	11.46	6.91
8	52.73	8.2	22.9	12.5	7.75
9	51.84	8.54	26.01	12.71	6.65
10	52.25	8.5	25.63	12.47	7.2
Ortalama±SS	52.27±0.40	9.04±1.10	27.75±4.05	14.37±2.47	8.46±1.87

BH ile olan tedavi planlamasına ait TA Dmax, Dmean, V₁₀, V₂₀, V₃₀ DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 20’de gösterilmiştir.

Tablo 20. BH tedavi planındaki TA verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	V ₁₀ (%)	V ₂₀ (%)	V ₃₀ (%)
1	51.93	7.61	12.25	6.79	4.33
2	52.03	5.34	12.4	7.01	4.33
3	52.1	9	29.99	15.81	8.68
4	51.48	8.74	29.02	14.73	8.58
5	52.52	7.7	22.53	12.89	7.62
6	51.85	8.54	27.24	14.74	9.01
7	50.8	7.48	23.33	12.82	6.83
8	51.81	7.5	21.29	11.64	7.33
9	51.72	8.04	22.6	13.96	7.42
10	50.98	8	26.46	12.17	6.06
Ortalama±SS	51.72±0.52	7.80±1.01	22.71±6.20	12.26±3.10	7.02±1.67

TA verilerinin 2 farklı tedavi planı için yapılan istatistik testinin *p* değerleri Tablo 21’de verilmiştir.

Tablo 21. FB ve BH tedavi planlarında TA verilerinin istatistiksel analiz sonuçları

	FB	BH	<i>p</i> değeri
Dmax (Gy) Ortalama±SS	52.27±0.40	51.72±0.52	0.002
Dmean (Gy) Ortalama±SS	9.04±1.10	7.80±1.01	0.002
V₁₀ (%) Ortalama±SS	27.75±4.05	22.71±6.20	0.039
V₂₀ (%) Ortalama±SS	14.37±2.47	12.26±3.10	0.132
V₃₀ (%) Ortalama±SS	8.46±1.87	7.02±1.67	0.085

TA verileri karşılaştırıldığında, Dmax, Dmean, V₁₀ değerleri BH'de yapılan tedavi planında istatistiksel olarak FB'de yapılan tedavi planına göre daha düşük iken V₂₀ ve V₃₀ değerleri arasında her iki plan arasında istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir.

4.2.6. Kontralateral Meme Verileri

FB ile olan tedavi planlamasına ait KM Dmax, Dmean, V₃, V₅, V₁₀ DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 22'de gösterilmiştir.

Tablo 22. FB tedavi planında KM verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	V ₃ (%)	V ₅ (%)	V ₁₀ (%)
1	21.45	2.03	10.5	4.9	1.74
2	33.95	2.79	21.37	12.3	5.82
3	17.27	2.98	31.42	13.29	2.95
4	31.62	4.14	28.8	20.45	13.89
5	29.76	4.35	27.63	19.23	14.7
6	33.88	3.76	20.88	15.95	11.01
7	32.33	3.09	24.49	15.26	8.83
8	31.75	2.51	13.96	9.21	4.42
9	29.49	3.31	29.11	19.92	7.27
10	33.81	2.64	19.82	13.98	5.99
Ortalama±SS	29.53±5.67	3.16±0.74	22.80±6.83	14.45±4.91	7.66±4.41

BH ile olan tedavi planlamasına ait KM Dmax, Dmean, V₃, V₅, V₁₀ DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 23'de gösterilmiştir.

Tablo 23. BH tedavi planında KM verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	V ₃ (%)	V ₅ (%)	V ₁₀ (%)
1	15.41	1.82	9.64	5.62	1.41
2	30.96	2.65	15.71	9.96	5.18
3	13.54	2.88	33.55	15.61	0.84
4	30.86	3.14	26.14	17.25	8.57
5	28.78	4.52	28.82	14.49	7.44
6	29.26	3.37	26.04	17.48	10.16
7	23.65	2.81	22.24	15.72	7.94
8	22.69	1.99	10.37	6.46	2.16
9	30.49	3.36	28.8	20.67	7.24
10	26.83	2.76	21.31	16.88	8.45
Ortalama±SS	25.25±6.37	2.93±0.76	22.26±8.08	14.01±5.00	5.94±3.34

KM verilerinin 2 farklı tedavi planı için yapılan istatistik testinin p değerleri Tablo 24'de verilmiştir.

Tablo 24. FB ve BH tedavi planlarında KM verilerinin istatistiksel analiz sonuçları

	FB	BH	p değeri
Dmax (Gy) Ortalama±SS	29.53±5.67	25.25±6.37	0.003
Dmean (Gy) Ortalama±SS	3.16±0.74	2.93±0.76	0.066
V₃ (%) Ortalama±SS	22.80±6.83	22.26±8.08	0.605
V₅ (%) Ortalama±SS	14.45±4.91	14.01±5.00	0.611
V₁₀ (%) Ortalama±SS	7.66±4.41	5.94±3.34	0.081

KM verileri karşılaştırıldığında, Dmax değerleri BH'de yapılan tedavi planında istatistiksel olarak FB'de yapılan tedavi planına göre daha düşük iken Dmean, V₃, V₅ ve V₁₀ değerleri arasında her iki plan arasında istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir.

4.2.7. Tiroid Verileri

FB ile olan tedavi planlamasına ait tiroid Dmax, Dmean, V₁₀, V₂₀, V₃₀ DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 25'de gösterilmiştir.

Tablo 25. FB tedavi planında tiroid verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	V ₁₀ (%)	V ₂₀ (%)	V ₃₀ (%)
1	50.11	30.66	81.91	71.89	58.36
2	51.23	30.98	89.82	68.95	53.79
3	48.46	17.04	51.52	34.26	24.5
4	50.95	29.77	80.65	63.3	53.1
5	50.9	30.6	88.1	70.52	48.74
6	51.25	31.34	96.13	75.09	55.63
7	51.66	28.74	77.11	62.39	48.3
8	51.25	28.58	76.92	52.86	47.13
9	51.84	30.16	88.12	73.97	58.32
10	47.7	29.79	91.47	73.81	52.4
Ortalama±SS	50.54±1.39	28.77±4.22	82.18±12.50	64.70±12.71	50.03±9.80

BH ile olan tedavi planlamasına ait tiroid Dmax, Dmean, V₁₀, V₂₀, V₃₀ DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 26'da gösterilmiştir.

Tablo 26. BH tedavi planındaki tiroid verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)	V ₁₀ (%)	V ₂₀ (%)	V ₃₀ (%)
1	51.02	26.21	77.1	56.81	41.35
2	50.41	31.4	88.83	74.64	59.17
3	52.52	28.89	70.13	61.3	55.14
4	51.11	30.53	81.87	66.05	55.53
5	50.42	31.06	86.27	72.39	55.79
6	51.51	28.72	93.73	67.32	48.48
7	51.79	29.59	77.5	60.66	51.65
8	51.37	28.88	74.17	64.3	55.73
9	48.4	30.8	86.33	71.26	57.43
10	49.81	29.46	81.59	71.02	52.01
Ortalama±SS	50.84±1.15	29.55±1.53	81.75±7.21	66.58±5.82	53.23±5.19

Tiroid verilerinin 2 farklı tedavi planı için yapılan istatistik testinin *p* değerleri Tablo 27’de verilmiştir.

Tablo 27. FB ve BH tedavi planlarında tiroid verilerinin istatistiksel analiz sonuçları

	FB	BH	<i>p</i> değeri
Dmax (Gy) Ortalama±SS	50.54±1.39	50.84±1.15	0.635
Dmean (Gy) Ortalama±SS	28.77±4.22	29.55±1.53	0.573
V₁₀ (%) Ortalama±SS	82.18±12.50	81.75±7.21	0.860
V₂₀ (%) Ortalama±SS	64.70±12.71	66.58±5.82	0.617
V₃₀ (%) Ortalama±SS	50.03±9.80	53.23±5.19	0.429

BH ve FB de yapılan tedavi planlarında tiroid verileri karşılaştırıldığında, Dmax, Dmean, V₁₀, V₂₀ ve V₃₀ değerleri arasında her iki plan arasında istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir.

4.2.8. Brakial Pleksus Verileri

FB ile olan tedavi planlamasına ait BP Dmax ve Dmean DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 28’de gösterilmiştir.

Tablo 28. FB tedavi planındaki BP verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)
1	52.08	25.26
2	51.4	19.65
3	52.26	31.86
4	49.92	24.89
5	52.02	27.72
6	52.67	22.35
7	51.84	19.33
8	52.16	24.62
9	52.03	20.95
10	51.87	27.39
Ortalama±SS	51.83±0.74	24.40±3.96

BH ile olan tedavi planlamasına ait BP Dmax ve Dmean DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 29’da gösterilmiştir.

Tablo 29. BH tedavi planındaki BP verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)
1	50.38	21.57
2	51.82	27.45
3	52.14	29.05
4	49.65	25.11
5	50.39	27.7
6	52.09	22.72
7	51.78	20.67
8	52.16	20.4
9	51.97	23.4
10	51.75	27.24
Ortalama±SS	51.41±0.91	24.53±3.20

BP verilerinin 2 farklı tedavi planı için yapılan istatistik testinin *p* değerleri Tablo 30’da verilmiştir.

Tablo 30. FB ve BH tedavi planlarında BP verilerinin istatistiksel analiz sonuçları

	FB	BH	<i>p</i> değeri
Dmax (Gy) Ortalama±SS	51.83±0.74	51.41±0.91	0.098
Dmean (Gy) Ortalama±SS	24.40±3.96	24.53±3.20	0.909

BH ve FB de yapılan tedavi planlarında BP verileri karşılaştırıldığında, Dmax ve Dmean değerleri arasında her iki plan arasında istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir.

4.2.9. Özofagus Verileri

FB ile olan tedavi planlamasına ait özofagus Dmax ve Dmean DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 31’de gösterilmiştir.

Tablo 31. FB tedavi planında özofagus verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)
1	44.6	5.83
2	41.22	4.04
3	22.74	3.71
4	37.52	4.52
5	48.17	9.19
6	36.63	3.91
7	38.97	4.91
8	30.14	2.93
9	40.13	4.68
10	41.28	7.37
Ortalama±SS	38.14±7.23	5,11±1,89

BH ile olan tedavi planlamasına ait özofagus Dmax ve Dmean DVH verileri ve bu verilerin ortalamaları ile SS değerleri Tablo 32’de gösterilmiştir.

Tablo 32. BH tedavi planındaki özofagus verileri

Hasta	Dmax (Gy)	Dmean (Gy)
1	36	4.25
2	31.42	2.71
3	28.64	3.93
4	32.62	3.63
5	44.95	7.45
6	41.31	3.63
7	31.38	3.56
8	30.85	3.43
9	41.89	5.2
10	43.36	7.22
Ortalama±SS	36.24±6.07	4.50±1.62

Özofagus verilerinin 2 farklı tedavi planı için yapılan istatistik testinin *p* değerleri Tablo 33’de verilmiştir.

Tablo 33. FB ve BH tedavi planlarında özofagus verilerinin istatistiksel analiz sonuçları

	FB	BH	<i>p</i> değeri
Dmax (Gy) Ortalama±SS	38.14±7.23	36.24±6.07	0.318
Dmean (Gy) Ortalama±SS	5.11±1.89	4.50±1.62	0.055

BH ve FB de yapılan tedavi planlarında özofagus verileri karşılaştırıldığında, Dmax ve Dmean değerleri arasında her iki plan arasında istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir.

5. TARTIŞMA

Dünyada kadınlar arasında en sık rastlanan kanser türü meme kanseridir (1). RT, meme kanserinde nüksü engelleyen ve mortaliteyi azaltan en önemli tedavi seçeneklerinden bir tanesidir. Özellikle erken evre meme kanseri tedavisinde, RT ile yüksek oranda lokal kontrol sağlanabildiği birçok çalışmada gösterilmiştir (89). Sağkalım süresinin uzaması ve yaşam kalitesinin artması ile başta kalp olmak üzere riskli organların almış olduğu doza bağlı geç dönem yan etkilerinin değerlendirilmesi önem kazanmaktadır. Teknolojinin gelişmesi ile hedef hacmin etrafındaki sağlıklı doku dozlarını azaltmaya yarayan tedavi seçenekleri oluşmaktadır.

Bu tedavi seçeneklerinin başında BH tekniği gelmektedir. BH tekniği hastaya nefes aldirılıp nefesini tutturma tekniğidir. Solunum kontrollü RT'de ışınlama hastanın nefes alış verişinin belirlenen bir aralığında gerçekleşmektedir ve hastanın solunumu belirlenen aralıktan çıktığında ışınlama kendiliğinden kesilmektedir. Bu sayede RT alanı içerisindeki organ hareketleri ve pozisyonu kontrol edilebilmektedir. Özellikle sol meme kanseri hastalarında bu teknik ile riskli organlardan özellikle kalp, LAD ve akciğerin dozları azaltılabilmektedir (90).

Lai ve ark.'nın yapmış olduğu 1019 hasta içeren çalışmada PTV sarımında FB ve BH planlama gruplarında önemli bir fark saptanmamış ve CN değerinde istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir (91). Chi ve ark.'nın yapmış olduğu 31 hastadan oluşan çalışmada da FB ve BH tedavi planları arasında Dmax, Dmean, HI ve CN değerleri bakımından istatistiksel olarak fark olmadığı görülmüştür (92). Benzer şekilde FB ve BH teknikleri ile yapılan tedavi planlarını karşılaştırdığımız çalışmamızda, planlar Dmax, Dmean, HI ve CN değerleri bakımından karşılaştırılmış ve istatistiksel olarak fark bulunmamıştır.

Temelli ve ark.'nın yapmış olduğu 102 hastadan oluşan çalışmada, BH tekniği ile yapılan planlarda kalbin Dmax değeri 31.6Gy, Dmean değeri 4.5Gy, V₂₀(%) değeri 0.9 olarak bulunmuştur (93). Chi ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada ise FB tekniği ile yapılan planlarında Dmean doz değeri 2.82±0.83Gy, V₁₀(%) değeri 6.3±2.2, V₂₀(%) değeri 4.8±1.8, V₃₀(%) değeri 3.4±1.8 olarak bulunmuştur. BH tekniği ile yapılan planlarda Dmean doz değeri 1.56±0.46Gy, V₁₀(%) değeri 4.4±2.2, V₂₀(%) değeri 3.2±1.3, V₃₀(%) değeri 1.6±1.0 olarak bulunmuştur. Dmean değerinde %44.68, V₁₀ değerinde %30.15, V₂₀ değerinde %33.3, V₃₀ değerinde ise %52.94 oranında düşüş sağlanmıştır. Chi ve ark.'nın BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında FB tekniği ile yapılan tedavi planlarına göre

istatistiksel olarak daha düşük olduğu ($p<0.05$) görülmüştür (92). Diğer bir çalışma olan Darapu ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada FB tekniği ile yapılan planlarında Dmean doz değeri 6.82Gy, $V_5(\%)$ değeri 21.44, $V_{10}(\%)$ değeri 12.42, $V_{30}(\%)$ değeri 8.43 olarak bulunmuştur. BH tekniği ile yapılan planlarında Dmean doz değeri 4.77Gy, $V_5(\%)$ değeri 15.74, $V_{10}(\%)$ değeri 7.72, $V_{30}(\%)$ değeri 4.71 olarak bulunmuştur. BH çalışma grubunda Dmean değerinde %30.05, V_5 değerinde %26.58, V_{10} değerinde %37.84, V_{30} değerinde ise %44.12 oranında düşüş sağlanmıştır. Darapu ve ark.'nın BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında FB tekniği ile yapılan tedavi planlarına göre kalbin aldığı dozun istatistiksel olarak daha düşük olduğu ($p<0.05$) görülmüştür (94). Çalışmamızda kalp değerleri incelendiğinde kalbin Dmax değeri FB'de 45.27 ± 5.06 Gy iken, BH' da 33.12 ± 9.36 Gy'dir. Kalbin Dmax değeri BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında %26.72 oranla daha düşük çıkmıştır. BH planlarından elde edilen Dmax değeri Temelli ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmadaki Dmax değeri ile uyumludur. Kalp Dmean dozlarına bakıldığında çalışmamızda FB tekniği ile yapılan planlarda 7.11 ± 1.20 Gy iken BH tekniği ile yapılan planlarda 3.97 ± 0.67 Gy çıkmıştır. Kalbin Dmean değeri BH tekniği ile yapılan çalışma grubunda %44.16 oranında azalmıştır. BH tekniği ile elde edilen Dmean değeri Temelli ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmadaki Dmean değerinden daha düşük çıkmıştır. BH tedavi tekniği ile yapılan planlardaki Dmean düşüş oranı incelediğimiz literatür çalışmaları ile uyumlu çıkmıştır. Kalbin $V_5(\%)$ değeri FB çalışma grubunda 40.60 ± 10.15 iken BH çalışma grubunda 17.57 ± 7.00 çıkmıştır. BH çalışma grubunda yapılan tedavi planlarında V_5 değerinde %56.71 oranında azalma mevcuttur. Darapu ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmaya göre FB değerlerimizin daha yüksek çıkmıştır buna rağmen azalma oranı daha anlamlı bulunmuştur. Kalbin $V_{10}(\%)$ değeri FB tedavi tekniği ile yapılan planlarda 23.95 ± 7.71 iken BH tedavi tekniği ile yapılan planlarda 5.87 ± 2.48 çıkmıştır. V_{10} değerleri BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında %75 oranında azalma görülmüştür. Çalışmamızdaki FB V_{10} değerleri, incelediğimiz literatür çalışmalarına göre yüksek çıkmasına rağmen BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında ki düşüş oranı daha anlamlı bulunmuştur. Kalbin $V_{20}(\%)$ değerinde FB tekniği ile yapılan tedavi planlarında 6.57 ± 3.03 iken BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında 1.02 ± 0.71 'dir. $V_{20}(\%)$ değerinde BH çalışma grubunda %84.45 oranında azalma olduğu görülmüştür. Chi ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmaya göre FB ve BH çalışma gruplarındaki V_{20} değerleri ve aralarındaki düşüş oranı çalışmamızda daha anlamlı çıkmıştır. $V_{30}(\%)$ değerlerine bakıldığında ise FB tekniği ile yapılan tedavi planlarında 1.48 ± 0.87 iken BH tekniği ile

yapılan tedavi planlarında 0.23 ± 0.32 çıkmış ve BH çalışma grubunda V_{30} değerinde %99.84 oranında azalma görülmüştür. İncelediğimiz literatür çalışmalarına göre V_{30} değeri ve aralarındaki düşüş oranı çalışmamızda daha anlamlı çıkmıştır. Kalbin D_{max} , D_{mean} , V_5 , V_{10} , V_{20} ve V_{30} değerlerinde BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında FB çalışma grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düşüşler sağlanmıştır ($p < 0.05$).

LAD'nin Darapu ve ark.'nın yapmış olduğu FB çalışma grubunda D_{mean} değeri 17.84Gy iken BH çalışma grubunda 9.66Gy çıkmıştır (94). Chi ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada FB tedavi tekniği ile yapılan planlarda D_{mean} değeri 18.87Gy iken BH tedavi tekniği ile yapılan planlarda 15.76Gy olduğu görülmektedir (92). Kuru'nun yapmış olduğu tez çalışmasında ise BH tedavi tekniği ile yapılan planlarda LAD D_{max} değeri 16.85 ± 4.42 Gy, D_{mean} değeri 7.97 ± 1.56 Gy olarak bulunmuştur (95). Schröder ve ark.'nın yapmış olduğu FB çalışma grubunda D_{mean} değeri 15.1 ± 12.7 Gy, D_{max} değeri 25.9 ± 16.1 Gy çıkmıştır. BH çalışma grubunda ise D_{mean} değeri 8.1 ± 4.5 Gy, D_{max} değeri 18.4 ± 10.5 Gy olduğu görülmektedir (96). BH çalışma grubunda D_{mean} değerinde %46.35 oranında, D_{max} değerinde ise %28.95 oranında azalma mevcuttur. Çalışmamızda yapılan dozimetrik karşılaştırma sonucunda LAD'nin D_{max} değeri, FB tekniği ile yapılan tedavi planlarında 33.96 ± 4.40 Gy iken BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında 22.73 ± 9.30 Gy çıkmıştır. BH çalışma grubunun D_{max} değerinde %33.09 oranında azalma mevcuttur. Schröder ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada D_{max} değerleri daha düşük olup iki grup arasındaki azalma oranı ise bizim çalışmamızda daha anlamlı çıkmıştır. D_{mean} değeri FB çalışma grubunda 17.20 ± 3.45 Gy iken BH çalışma grubunda 9.50 ± 2.92 Gy çıkmıştır. BH çalışma grubundaki D_{mean} değerinde %44.73 oranında azalma kaydedilmiştir. D_{mean} değerleri ve BH çalışma grubundaki değerlerin azalma oranı incelediğimiz diğer literatür çalışmaları ile uyumlu bulunmuştur.

İA'in Chi ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada, BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında D_{mean} değeri, 6.45 ± 1.56 Gy, $V_{10}(\%)$ değeri 13.0 ± 3.0 , $V_{20}(\%)$ değeri 9.2 ± 2.6 ve $V_{30}(\%)$ değeri 7.9 ± 2.3 olarak bulunmuştur. FB tekniği ile yapılan tedavi planlarında D_{mean} değeri 7.95 ± 1.29 Gy, $V_{10}(\%)$ değeri 16.5 ± 3.0 , $V_{20}(\%)$ değeri 13.0 ± 3.0 ve $V_{30}(\%)$ değeri 11.4 ± 2.9 olarak bulunmuştur. BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında FB çalışma grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düşüşler sağlanmıştır ($p < 0.05$) (92). Benzer şekilde Darapu ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada FB çalışma grubunda D_{mean} doz değeri 13.59 ± 2.05 Gy, $V_5(\%)$ değeri 48.82 ± 6.17 , $V_{20}(\%)$ değeri 25.44 ± 4.32 , $V_{30}(\%)$ değeri

20.09±3.75 olarak bulunmuştur. BH çalışma grubunda ise Dmean doz değeri 12.13±1.73Gy, V₅(%) değeri 45.18±5.69, V₂₀(%) değeri 21.45±3.42, V₃₀(%) değeri 17.72±3.07 olarak bulunmuştur. BH tedavi tekniği ile yapılan planlarda Dmean değerinde %1.74, V₅ değerinde %7.45, V₂₀ değerinde %15.68, V₃₀ değerinde ise %11.79 oranında azalma sağlanmıştır. BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında FB çalışma grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düşüşler sağlanmıştır (p<0.05) (94). Temelli ve ark.'nın yapmış olduğu BH çalışma grubundaki İA'in Dmean değeri 13.5Gy, V₅(%) değeri 21.1, V₁₀(%) değeri 3.7 ve V₂₀(%) değeri 0.06 olarak bulunmuştur. Kuru'nun BH tedavi tekniği ile yapmış olduğu çalışmasında İA'nın V₅(%) değeri 67.22±5.08, V₂₀(%) değeri 14.55±2.05 ve V₃₀(%) değeri 5.51±1.65 çıkmıştır. Benzer şekilde Tang ve ark.'nın BH tekniği ile yapmış oldukları planlarda İA'nın Dmean değeri 4.34±0.97Gy, Dmax değeri 39.96±2.91Gy, V₁₀(%) değeri 14.05±3.31 ve V₅(%) değeri 23.39±5.22 çıkmıştır (97). Çalışmamızda İA'in Dmax, Dmean, V₅, V₁₀, V₂₀ ve V₃₀ ve V₅₀ değerlerinde BH tekniği ile yaptığımız tedavi planlarında FB tekniği ile yaptığımız tedavi planlarına göre istatistiksel olarak anlamlı düşüşler sağlanmıştır. İA'nın Dmax değeri FB çalışma grubunda 52.31±0.40Gy iken BH çalışma grubunda 51.62±0.52Gy çıkmıştır. Tang ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmaya göre çalışmamızdaki Dmax değeri yüksek çıkmıştır. İA'nın Dmean değeri FB tekniği ile çalıştığımız tedavi planlarında 16.79±1.76Gy iken BH tekniği ile çalıştığımız tedavi planlarında 14.46±1.62Gy çıkmıştır İA'in Dmean değerinde BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında %13.88 oranında azalma görülmüştür. İA'nın Dmean değeri Darapu ve ark.'nın ve Temelli ve ark.'nın yapmış olduğu çalışma ile uyumlu olmasına rağmen diğer incelediğimiz çalışma gruplarından yüksek çıkmıştır. BH tekniği ile yaptığımız tedavi planlarında bulduğumuz Dmean değerindeki azalma oranı, Darapu ve ark.'nın iki tedavi tekniği arasında bulmuş oldukları azalma oranından daha fazladır. V₅(%) değeri BH tekniği ile yaptığımız tedavi planlarında 66.69±7.37, FB tekniği ile yaptığımız planlarda 80.58±4.44 çıkmıştır. V₅ değeri BH çalışma grubunda %17.23 oranında azalmıştır. V₅ değerindeki azalma oranı Darapu ve ark.'nın iki tedavi tekniği arasında bulmuş oldukları azalma oranından ile uyumludur. Çalışmamızdaki V₅ değeri Kuru'nun yapmış olduğu çalışma ile uyumlu olmasına rağmen incelediğimiz diğer literatür çalışmalarındaki V₅ değerlerinden yüksek çıkmıştır. Çalışmamızdaki V₁₀(%) değeri BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında 50.29±9.31, FB tekniği ile yapılan planlarda 59.07±8.87 çıkmıştır. V₁₀ değeri BH çalışma grubunda %14.86 oranında azalmıştır. V₁₀ değeri incelediğimiz literatür çalışmalarından yüksek çıkmıştır. Çalışmamızdaki V₂₀(%)

değeri BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında 26.80 ± 4.15 , FB tekniği ile yapılan planlarda 31.32 ± 4.58 çıkmıştır. V_{20} değeri BH çalışma grubunda %14.40 oranında azalmıştır. Çalışmamızdaki V_{20} değeri ise Darapu ve ark.'nın yapmış olduğu çalışma ile uyumlu olmasına rağmen incelediğimiz diğer literatür çalışmalarındaki V_{20} değerlerinden yüksek çıkmıştır. Çalışmamızdaki $V_{30}(\%)$ değeri BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında 15.86 ± 2.43 , FB tekniği ile yapılan planlarda 18.49 ± 3.46 çıkmıştır. V_{30} değeri BH çalışma grubunda %14.23 oranında azalmıştır. Çalışmamızdaki V_{30} değeri ise Darapu ve ark.'nın yapmış olduğu çalışma ile uyumlu olmasına rağmen incelediğimiz diğer literatür çalışmalarındaki V_{30} değerlerinden yüksek çıkmıştır. Çalışmamızdaki $V_{50}(\%)$ değeri BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında 0.26 ± 0.14 , FB tekniği ile yapılan planlarda 0.82 ± 0.56 çıkmıştır. V_{50} değeri ise BH çalışma grubunda %69.13 oranında azalmıştır.

Kuru'nun BH tekniği ile yapmış olduğu çalışmada KA'nın D_{max} değeri 18.03 ± 2.69 Gy, D_{mean} değeri 2.96 ± 0.63 Gy ve $V_5(\%)$ değeri de 17.03 ± 10.02 çıkmıştır (95). Benzer şekilde Temelli ve ark.'nın BH tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında D_{mean} değeri 3.78 Gy, $V_5(\%)$ değeri 21.1 ve $V_{10}(\%)$ değeri 3.7 çıkmıştır (93). Chi ve ark.'nın BH tekniği ile yapmış olduğu yapmış olduğu planlarda D_{mean} değeri 18.6 cGy iken FB tekniği ile çalışılan planlarda D_{mean} değeri 20.1 cGy çıkmıştır (92). Çalışmamızda KA'de BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında D_{max} doz değeri 13.28 ± 5.06 Gy, D_{mean} değeri 1.94 ± 0.30 Gy, $V_5(\%)$ değeri 2.77 ± 2.17 , $V_{10}(\%)$ değeri 0.22 ± 0.24 olarak bulunmuştur. FB tekniği ile yapılan tedavi planlarında D_{max} doz değeri 10.30 ± 3.04 Gy, D_{mean} değeri 2.05 ± 0.21 Gy, $V_5(\%)$ değeri 1.81 ± 1.47 , $V_{10}(\%)$ değeri 0.10 ± 0.15 olarak bulunmuştur. KA için elde ettiğimiz dozimetrik veriler incelendiğinde BH tekniği ile yapılan planlarda D_{mean} hariç tüm değerlerinde artış olduğu görülmüştür.

Darapu ve ark.'nın TA için FB tekniği ile yapmış olduğu planlarda D_{mean} değeri 6.49 Gy, $V_{20}(\%)$ değeri 11.62, $V_{30}(\%)$ değeri 9.18 çıkmıştır. BH tekniği ile yapmış olduğu planlarda TA'nın D_{mean} değeri 5.91 Gy, $V_{20}(\%)$ değeri 10.73 ve $V_{30}(\%)$ değeri 8.25 çıkmıştır (94). Çalışmamızda BH tedavi tekniği ile yapılan tedavi planlarında ki D_{max} değeri 51.72 ± 0.52 Gy, D_{mean} değeri 7.80 ± 1.01 Gy, $V_{10}(\%)$ değeri 22.71 ± 6.20 , $V_{20}(\%)$ değeri 12.26 ± 3.10 ve $V_{30}(\%)$ değeri 7.02 ± 1.67 çıkmıştır. FB tedavi tekniği ile yapılan tedavi planlarında ki D_{max} değeri 52.27 ± 0.40 Gy, D_{mean} değeri 9.04 ± 1.10 Gy, $V_{10}(\%)$ değeri 27.75 ± 4.05 , $V_{20}(\%)$ değeri 14.37 ± 2.47 ve $V_{30}(\%)$ değeri 8.46 ± 1.87 olarak bulunmuştur. Elde ettiğimiz değerler Darapu ve ark.'nın çalışması ile uyumlu çıkmıştır.

Darapu ve ark.'nın KM için FB tekniği ile yapmış olduğu planlarda Dmax değeri 20.26Gy, Dmean değeri 0.45Gy, V₅(%) değeri 0.44 çıkmıştır. BH tekniği ile yapmış olduğu planlarda KM'nin Dmax değeri 18.83Gy, Dmean değeri 0.66Gy, V₅(%) değeri ise 0.75 çıkmıştır (94). Benzer şekilde Kuru'nun BH tekniği ile yapmış olduğu planlarda Dmax değeri 16.49±4.26Gy, Dmean değeri 4.15±1.18Gy, V₅(%) değeri 25.66±13.72 ve V₁₀(%) değeri 5.03±4.59 çıkmıştır (95). Çalışmamızda BH tekniği ile yapılan tedavi planlarında ki Dmax değeri 25.25±6.37Gy, Dmean değeri 2.93±0.76Gy, V₃(%) değeri 22.26±8.08, V₅(%) değeri 14.01±5.00 ve V₁₀(%) değeri 5.94±3.34 çıkmıştır. FB tekniği ile yaptığımız tedavi planlarındaki Dmax değeri 29.53±5.67Gy, Dmean değeri 3.16±0.74Gy, V₃(%) değeri 22.80±6.83, V₅(%) değeri 14.45±4.91 ve V₁₀(%) değeri ise 7.66±4.41 çıkmıştır. KM Dmean dozu açısından çalışmamızda elde ettiğimiz değerler diğer çalışmalar ile uyumlu iken Dmax, V₅ ve V₁₀ değerleri daha yüksek bulunmuştur.

Chi ve ark.'nın FB tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında tiroidin Dmean değeri 23.1±4.7Gy, BH tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında ise Dmean değeri 24.7±4.9Gy çıkmıştır (92). Benzer şekilde Kuo ve ark.'nın FB tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında Dmean değeri 12.9±4.1Gy, BH tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında ise Dmean değeri 14.09±4.1Gy çıkmıştır (98). Hacıslamoğlu ve ark.'nın FB tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında Dmean değeri 18.57±2.14Gy, V₁₀(%) değeri 76±11.92, V₂₀(%) değeri 31±7.03 ve V₃₀(%) değeri 18±7.09 çıkmıştır (86). Çalışmamızda tiroidin FB tekniği ile çalışılan planlarında Dmax değeri 50.54±1.39Gy, Dmean değeri 28.77±4.22Gy, V₁₀(%) değeri 82.18±12.50, V₂₀(%) değeri 64.70±12.7, V₃₀(%) değeri 50.03±9.80 olarak bulunmuştur. BH tekniği ile çalıştığımız planlarda Dmax değeri 50.84±1.15Gy, Dmean değeri 29.55±1.53Gy, V₁₀(%) değeri 81.75±7.21, V₂₀(%) değeri 66.58±5.82, V₃₀(%) değeri 53.23±5.19 olarak bulunmuştur. Çalışmamızda elde ettiğimiz değerler literatürde incelediğimiz tiroid değerlerinden yüksek bulunmuştur. Genel olarak incelediğimiz literatür çalışmalarında BH tekniği ile yapılan planlarda Dmean değeri daha yüksek çıkmıştır. Çalışmamızda da benzer şekilde sonuç elde edilmiştir.

Dumane ve ark.'nın FB tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında BP'nin Dmax değeri 51±1.1Gy, BH tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında ise Dmax değeri 51.5±1.3Gy çıkmıştır (99). Benzer şekilde Kuo ve ark.'nın FB tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında Dmax değeri 54.1±0.9Gy, BH tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında ise Dmax değeri 53.9±0.7Gy çıkmıştır (98). Çalışmamızda FB tekniği ile

Çalışılan planlarında BP'nin Dmax değeri $51.83\pm0.74\text{Gy}$, Dmean değeri $24.40\pm3.96\text{Gy}$ ıkmıştır. BP'nin BH tekniği ile çalışılan planlarında Dmax değeri $51.41\pm0.91\text{Gy}$, Dmean değeri $24.53\pm3.20\text{Gy}$ olarak bulunmuştur. Elde ettiğimiz değerler incelediğimiz literatür çalışmaları ile uyumlu çıkmıştır.

Kuo ve ark.'nın FB tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında özofagusun Dmax değeri $35.0\pm7.0\text{Gy}$, BH tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında ise Dmax değeri $30.7\pm4.2\text{Gy}$ ıkmıştır (98). Benzer şekilde Dumane ve ark.'nın FB tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında özofagusun Dmax değeri $35.1\pm8\text{Gy}$, BH tekniği ile yapmış olduğu tedavi planlarında ise Dmax değeri $33.1\pm11\text{Gy}$ çıkmıştır (99). Çalışmamızda FB tekniği ile çalışılan tedavi planlarında özofagusun Dmax değeri $38.14\pm7.23\text{Gy}$, Dmean değeri $5.11\pm1.89\text{Gy}$ ıkmıştır. BH tekniği ile çalışılan planlarında Dmax değeri $36.24\pm6.07\text{Gy}$, Dmean değeri $4.50\pm1.62\text{Gy}$ olarak bulunmuştur. Elde ettiğimiz değerler incelediğimiz literatür çalışmaları ile uyumlu çıkmıştır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Meme kanseri tedavisinde RT'nin önemli bir yeri vardır. RT'yi sınırlayan en büyük etkenlerden bir tanesi risk altındaki organların almış olduğu dozdur. Teknolojinin gelişmesi ile memede uygun doz dağılımını sağlamak ve risk altındaki organların almış olduğu dozu azaltmak için çeşitli tedavi teknikleri geliştirilmiştir. Nefes tutma tekniği bu tekniklerden biridir.

Sonuç olarak;

1. Hem FB ile yapılan planlarda hem de BH ile yapılan planlarda PTV hacmi referans izodoz tarafından yeteri kadar iyi sarılmıştır.
2. HI, her planda ideal değer olan 0'a yakın çıkmıştır. Hem FB hem de BH planlarında HI değerleri arasında fark görülmemiştir.
3. CN, her planda ideal değer olan 1'e yakın çıkmıştır. Hem FB hem de BH planlarında HI değerleri arasında fark görülmemiştir.
4. Kalp için Dmaks, Dmean, V₅, V₁₀, V₂₀ ve V₃₀ değerleri BH ile yapılan planlarda FB ile yapılan planlara göre daha düşük olduğu görüldü. Dmaks, Dmean doz değerleri ve V₅, V₁₀, V₂₀, V₃₀ hacimsel yüzdeleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu.
5. LAD için Dmaks, Dmean değerleri BH ile yapılan planlarda FB ile yapılan planlara göre daha düşük olduğu görüldü. Dmaks, Dmean doz değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu.
6. İA için Dmax, Dmean, V₅, V₁₀, V₂₀, V₃₀, V₅₀ değerlerinin BH'de yapılan tedavi planının FB'de yapılan tedavi planına göre daha düşük çıktığı gözlemlenmiştir. FB ile BH planlarında İA'nın Dmax, Dmean, V₅, V₁₀, V₂₀, V₃₀, V₅₀ değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
7. KA için Dmean doz değeri hariç, Dmax, V₅ ve V₁₀ değerleri BH'de yapılan tedavi planının FB'de yapılan tedavi planına göre daha yüksek çıktığı gözlemlenmiştir. Dmean değerinin ise iki tedavi planında neredeyse aynı olduğu görülmüştür. KA'nın V₅ değeri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
8. TA için Dmax, Dmean, V₁₀, V₂₀ ve V₃₀ değerlerinin BH'de yapılan tedavi planının FB'de yapılan tedavi planına göre daha düşük çıktığı gözlemlenmiştir. TA'nın Dmax, Dmean, V₅, V₁₀ değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

9. KM için Dmax, Dmean, V₅ ve V₁₀ değerlerinin BH'de yapılan tedavi planının FB'de yapılan tedavi planına göre daha düşük çıktığı gözlemlenmiştir. KM'in Dmax değeri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
10. Tiroid için Dmax, Dmean, V₁₀, V₂₀ ve V₃₀ değerlerinin her iki planlama tekniği arasında anlamlı bir farklılık olmadığı gözlemlenmiştir.
11. BP için Dmax ve Dmean doz değerlerinin her iki planlama arasında anlamlı bir farklılık olmadığı gözlemlenmiştir.
12. Özofagus için Dmax ve Dmean doz değerlerinin her iki planlama arasında anlamlı bir farklılığın olmadığı gözlemlenmiştir.

Birçok çalışma, meme kanseri RT'sinde BH tekniğinin, kalp ve LAD dozlarını düşürdüğünü göstermektedir (93). Çalışmamızda da BH ile yapılan tedavi planlarında hedef hacim dozlarında azalma olmadan kalp, LAD, İA, TA dozlarını düşürdüğü, az da olsa KM'de koruma sağladığı görülmüştür. BH tekniğinde tiroid, BP ve özofagus için anlamlı değişimler meydana gelmemiştir. BH tekniğinin KA doz değerlerini arttırdığı görülmüş. BH ile uygulanan RT ile sağlıklı dokuları hedef hacimden uzaklaştırarak kalp, LAD, İA ve az da olsa KM için koruma sağlandığı görülmüştür. Meme kanseri gibi uzun sağkalım süresine sahip hastalarda tedaviye bağlı gelişebilecek yan etkileri azaltmayı sağlayacak yöntemlerin kullanılması önemlidir. Bu bakımdan BH tekniği meme RT'sinde kullanılabilir ideal yöntemlerden biridir. Böylece hastalarda uzun dönemde görülebilecek yan etkilerin azaltılması sağlanabilecektir.

7. KAYNAKLAR

1. Global Cancer Control (2020). Union for International Cancer Control. Available from: <https://www.uicc.org/news/globocan-2020-new-cancer-data>. [Accessed 23 December 2020]
2. Ma C, Nepal M, Kim J-H, Fan P, Fei P (2018). A new look at molecular biology of breast cancer. *Cancer Biol Ther* 20(1): 1-5.
3. Greaney ML, Sprunck HK, Ruddy KJ, Ligibel J, Barry WT, Baker E, Meyer M, Emmons KM, Partridge AH (2015). Study protocol for Young & Strong: a cluster randomized design to increase attention to unique issues faced by young women with newly diagnosed breast cancer. *BMC Public Health* 15(1):37.
4. Anastasiadi Z, Lianos GD, Ignatiadou E, Harissis HV, Mitsis M (2017). Breast cancer in young women: an overview. *Updates Surg* 69(3): 313-317.
5. Özer FG, Beydağ KD, Özbay C (2009). Hemşirelik öğrencilerinin meme kanseri hakkındaki bilgileri ve meme muayenesi uygulama durumları. *Pamukkale Tıp Dergisi* 2(1): 15-19.
6. Berkada B (2000). Meme kanseri. Birinci baskı. İstanbul Üniversitesi Basımevi, İstanbul; Sayfa: 41-69.
7. Haydaroğlu A, Sert F, Alanyalı S (2014). Meme kanserinde modern radyoterapi uygulamaları. *Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir*, Sayfa: 151-206.
8. Recht A, Bartelink H, Fourquet A, Fowble B, Harris JR, Kurtz J, McCormick B, Olivotta IA, Rutqvist L, Solin LJ, Yarnold J (1998). Postmastectomy radiotherapy: questions for the twenty-first century. *J Clin Oncol* 16(8): 2886-2889.
9. Kaplan M, Salman B, Atabek NM, Yusifzade K, Onuk E (2002). Evre I ve II meme kanserli hastalarda mastektomi mi, meme koruyucu cerrahi mi? *Genel Tıp Dergisi* 12(3): 113-121.
10. Fisher B, Anderson S, Redmond CK, Wolmark M, Wickerham DL, Cronin WM (1995). Reanalysis and results after 12 years of follow-up in a randomized clinical trial comparing total mastectomy with lumpectomy with or without irradiation in the treatment of breast cancer. *N Engl J Med* 333(22): 1456-1461.
11. Seltzer V (1994). The breast: embryology, development, and anatomy. *Clin Obstet Gynecol* 37(4): 879-880.
12. Petersen OW, Polyak K (2010). Stem cells in the human breast. *Cold Spring Harb Perspect Biol* 2(5): a003160

13. Çoğulu MÖ, Durmaz A, Karaca E, Durmaz MB (2011). Meme Kanserine Moleküler ve Genetik Yaklaşım. Haydaroğlu A (Ed.), Meme Kanserinin Genetik Temeli. Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir, Sayfa: 259-280.
14. Jatoi I, Benson J, Sbitany H (2020). Atlas of Breast Surgery. 2nd ed. Springer Cham, Switzerland, Page: 10.
15. Arıncı K, Elhan A (2001). Anatomi. Beşinci baskı. Güneş Tıp Kitapevleri, Ankara. Sayfa: 401-404.
16. Ramos SM, O'Donnel LS, Knight G (1999). Edeme volume, not timing, is the key to success in lymphedema treatment. Am J Surg 178(4): 311-315.
17. Cueni LN, Detmar M (2006). New insights into the molecular control of the lymphatic vascular system and its role in disease. L Invest Dermatol 126(10): 2167-2177.
18. Kalaycı G, Acarlı K, Demirkol K, Ertekin C (2002). Birinci Baskı. Genel Cerrahi Cilt 1. Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul. Sayfa: 537-542.
19. Johnson MC (2010). Anatomy and Physiology of the Breast. In: Jatoi I, Kaufmann M (Eds.), Management of Breast Diseases. Springer Berlin, Heidelberg, Newyork, Pages: 1-36.
20. Bland KI, Klimberg VS, Copeland EM, Gradishar WJ (2018). The breast comprehensive management of benign and malignant diseases. 5th ed. Elsevier. Pages: 20-36.
21. Cody HS (2010). Clinical significance and management of extra-axillary sentinel lymph nodes: Worthwhile or irrelevant? Surg Oncol Clin N Am 19(3): 507-517.
22. Cabioğlu N (2012). Memenin Anatomisi ve Fizyolojisi. Özmen V, Cantürk Z, Güler N, Koyuncu A, Çelik V, Kapkaç M, Müslümanoğlu M, Utkan Z (Ed), Meme Hastalıkları Kitabı, Güneş Tıp Kitapevleri, Ankara, Sayfa: 3-16.
23. Ecanow JS, Abe H, Newstead GM, Ecanow DB, Jeske JM (2013). Axillary staging of breast cancer: what the radiologist should know. RadioGraphics 33(6): 1589-1612.
24. Krynycky BR, Shim J, Kim CK (2004). Internal mammary chain drainage of breast cancer. Ann Surgery 240(3): 557.
25. Tekeş F (2015). Erken evre meme kanseri olgularında sentinel lenf nodu biyopsi klinik sonuçlarımız. Tıpta Uzmanlık Tezi, Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi, Genel Cerrahi Anabilim Dalı, Diyarbakır.

26. Altaş FB (2010). Sol meme radyoterapisinde mamma interna alanın ışınlanmasında geniş tanjansiyel-elektron kombinasyon tekniği ile foton-elektron kombinasyon tekniğinin karşılaştırılması ve kardiyak dozlarının analizi. Tıpta Uzmanlık tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İzmir.
27. Açıkgöz A, Yıldız EA (2017). Meme kanseri etiyolojisi ve risk faktörleri. Ergoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi 5(1): 45-46.
28. İpek C (2011). Meme koruyucu cerrahi ile beraber sentinel lenf nodülü biyopsisi yapılan hastaların uzun dönem takiplerinin değerlendirilmesi. Genel Cerrahi Uzmanlık Tezi, İstanbul Bilim Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Genel Cerrahi Anabilim Dalı, İstanbul.
29. Kitapçıoğlu G (2014). Meme Kanseri Epidemiyolojisi ve Etiyolojisi. Haydaroğlu A (Ed.), Meme Kanserinde Modern Radyoterapi Uygulamaları, Ege Üniversitesi Yayınları, İzmir, Sayfa: 5-11.
30. Siegel R, Naishadham D, Jemal A (2013). Cancer statistics. CA Cancer J Clin 63(1): 11-30.
31. Nemoto T, Natarajan N, Smart CR, Mettlin C, Murphy GP (1982). Patterns of breast cancer detection in the United States. J Surg Oncol 21(3): 183-188.
32. Parlar S, Kaydul N, Ovayolu N (2005). Meme kanseri ve kendi kendine meme muayenesinin önemi. Atatürk Üniversitesi Hemşirelik Yüksekokulu Dergisi 8(1): 72-83.
33. Duman B, Atabekoğlu CS, Tezel E, Aksoy F, Yıldız F, Ayhan F, Emlik GD, Kıyak G, Esen H, Doğan L, Doğan M, Bal Ö, Bayar S, Serel S, Demirer S, Dizbay Sak S, Özmen V, Tezcan Y (2010). Meme Kanseri Korunma, Tarama, Tanı, Tedavi ve İzlem Klinik Rehberi. T.C. Sağlık Bakanlığı, Sağlık Hizmetleri Genel Müdürlüğü, Ankara, Sayfa: 24-59.
34. O'Flynn EAM, Wilson ARM, Mitchell MJ (2010). Image-guided breast biopsy: state-of-the-art. Clin Radiol 65(4): 259-270.
35. Glass AG, Lacey JV, Carreon JD, Hoover RN (2007). Breast cancer incidence, 1980-2006: combined roles of menopausal hormone therapy, screening mammography, and estrogen receptor status. J Natl Cancer Inst 99(15): 1152-1161.
36. Somiari R, Sullivan A, Russell S, Somiari S, Hu H, Jordan R, George A, Katenhusen R, Buchowiecka A, Arciero C, Brzeski H (2003). High-throughput proteomic

- analysis of human infiltrating ductal carcinoma of the breast. *Proteomics* 3(10): 1863–1873.
37. Winchester DJ, Chang HR, Graves TA, Menck HR, Bland KI, Winchester DP (1998). A comparative analysis of lobular and ductal carcinoma of the breast: presentation, treatment, and outcomes. *J Am Coll Surg* 186(4): 416–422.
 38. Arpino G, Bardou VJ, Clark GM, Elledge RM (2004). Infiltrating lobular carcinoma of the breast: tumor characteristics and clinical outcome. *Breast Cancer Res* 6(3): 149–152.
 39. Zekioglu O, Erhan Y, Ciris M, Bayramoglu H, Ozdemir N (2004). Invasive micropapillary carcinoma of the breast: high incidence of lymph node metastasis with extranodal extension and its immunohistochemical profile compared with invasive ductal carcinoma. *Histopathology* 44(1): 18-23.
 40. Edge SB, Byrd DR, Compton CC, Fritz AG, Greene FL, Trotti A (2009). *AJCC Cancer Staging Manual*. 7th ed. Springer, New York, Pages: 347-376.
 41. Carter CL, Allen C, Henson DE (1989). Relation of tumor size, lymph node status, and survival in 24,740 breast cancer cases. *Cancer* 63(1): 181-187.
 42. Sönmez B (2012). *Meme Kanseri ve Tedavi Yöntemleri*. Bitirme ödevi, Erciyes Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Eczacılık Temel Bilimleri Anabilim Dalı, Kayseri.
 43. Baykara O (2016). *Kanser tedavisinde güncel yaklaşımlar*. Balıkesir Sağlık Bilimleri Dergisi 5(3): 154-165.
 44. Akyolcu N, Özhanlı Y, Kandemir D (2019). *Meme kanserinde güncel gelişmeler*. Sağlık Bilimleri ve Meslekleri Dergisi 6(3): 583- 594.
 45. Reinbolt RE, Mangini N, Hill JL, Levine LB, Dempsey JL, Singaravelu J, Koehler KA, Talley A, Lustberg MB (2015). Endocrine therapy in breast cancer: the neoadjuvant, adjuvant, and metastatic approach. *Semin Oncol Nurs* 31(2): 146- 155.
 46. Dönmez Kesen N (2016). *Meme kanseri radyoterapisinde hasta solunum hareketlerinin doz dağılımına etkisinin araştırılması*. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
 47. ICRU Report 62 (1999). *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*, (Sublement to ICRU Report 50). Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements.

48. Whelan T J, Julian J, Wright J, Jadad A R, Levine M L (2000). Does locoregional radiation therapy improve survival in breast cancer: a meta-analysis. *J Clin Oncol* 18(6): 1220-1229.
49. Bilge H, Gökçe Ç, Özyiğit G, Yıldız OG (2015). *Temel ve Klinik Radyoterapi*. İkinci baskı. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği (TROD) Yayınları, İstanbul, Sayfa: 71-238.
50. Becerir BH, Alkaya F (2020). *Radyoterapi Fiziği*. Birinci baskı. Nobel Akademik Yayıncılık, Ankara, Sayfa: 501-533.
51. ICRU Report 50 (1993). *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*. Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements.
52. Khan FM, Gibbons JB (2014). *The Physics of Radiation Therapy*. 5th ed. Lippincott Williams Wilkins, Philadelphia, Sayfa: 430-453.
53. Hacısılamoğlu E (2013). Tüm meme radyoterapisinde 3BKRT, for-IMRT, inv-IMRT, volümetrik ark terapi ve helikal tomoterapi ile oluşan doz dağılımları ve riskli organ dozlarının karşılaştırılması. Doktora Tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Nükleer Fizik Anabilim Dalı, Trabzon.
54. ICRU Report 83 (2010). *Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)*. Vol.10, No.1.
55. Verbakel WF, Cuijpers JP, Hofmans D, Bieker M, Slotman BJ, Senan S (2009). Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head and neck cancer: A comparative planning and dosimetric study. *Int J Radiant Oncol Biol Phys* 74(1): 252-259.
56. Lee MS, Finch W, Mahmud E (2013). Cardiovascular complications of radiotherapy. *Am J Cardiol* 15(112): 1688-1696.
57. Finch W, Shamsa K, Lee MS (2014). Cardiovascular complications of radiation exposure. *Rev Cardiovasc Med* 15(3): 232-244.
58. Correa CR, Litt HI, Hwang WT, Ferrari VA, Solin LJ, Harris EE (2007). Coronary artery findings after left-sided compared with right-sided radiation treatment for early-stage breast cancer. *J Clin Oncol* 25(21): 3031-3037.
59. Gunderson LL, Tepper JE (2012). *Clinical Radiation Oncology*. 3rd ed. Elsevier Inc, Philadelphia, Pages: 95-152.

60. Soydemir Gocer GP, Ozer EE (2020). Effect of radiotherapy on coronary arteries and heart in breast-conserving surgery: A dosimetric analysis. *Radiol Oncol* 54(1): 128-134.
61. Graves PR, Siddiqui F, Anscher MS, Movsas B (2010). Radiation Pulmonary Toxicity: From Mechanisms to Management. *Semin Radiat Oncol* 20(3): 201–207.
62. Takeda A, Ohashi T, Kunieda E, Sanuki N, Enomoto T, Takeda T, Oku Y, Shigematsu N (2012). Comparison of clinical, tumour-related and dosimetric factors in grade 0–1, grade 2 and grade 3 radiation pneumonitis after stereotactic body radiotherapy for lung tumours. *Br J Radiol* 85(1013): 636-642.
63. Argüder E, Akkuş Yıldırım B, Hasanoğlu HC (2014). Radyoterapinin pulmoner toksisiteleri ve tedavisi. *Eurasian J Pulmonol* 16(3): 150-158.
64. Bowen BC, Verma A, Brandon AH, Fiedler JA (1996). Radiation-induced brachial plexopathy: MR and clinical findings. *Am J Neuroradiol* 17(10): 1932-1936.
65. Thomas JE, Cascina TL, Earle JD (1985). Differential diagnosis between radiation and tumor plexopathy of the pelvis. *Neurology* 35(1): 1-7.
66. Emami B, Lyman J, Brown A, Cola L, Goitein M, Munzenrider JE, Shank B, Solin LJ, Wesson M (1991). Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 15(21): 109-122.
67. Werner-Wasik M, Paulus R, Curran WJ Jr, Byhardt R (2011). Acute esophagitis and late lung toxicity in concurrent chemoradiotherapy in patients with locally advanced non-small cell lung cancer: Analysis of the Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) database. *Clin Lung Cancer* 12(4): 245-251.
68. Cox JD, Pajak TF, Asbell S, Russell AH, Pederson J, Byhardt RW, Emami B, Roach M (1993). Interruptions of high-dose radiation therapy decrease long-term survival of favorable patients with unresectable non-small cell carcinoma of the lung: analysis of 1244 cases from 3 Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) trials. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 27(3): 493-498.
69. Hancock SL, McDougall IR, Constone LS (1995). Thyroid abnormalities after therapeutic external radiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 31(5): 1165-1170.
70. Kanyılmaz G, Aktan M, Koc M, Demir H, Demir LS (2017). Radiation-induced hypothyroidism in patients with breast cancer: a retrospective analysis of 243 cases. *Med Dosim* 42(3): 190-196.

71. Stovall M, Smith SA, Langholz BM, Boice JD, Shore RE, Andersson M, Buchholz TA, Capanu M, Bernstein L, Lynch CF, Malone KE, Anton-Culver H, Haile RW, Rosenstein BS, Reiner BS, Thomas DC, Bernstein JL, wecare study collaborative group (2008). Dose to the contralateral breast from radiotherapy and risk of second primary breast cancer in the wecare study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 72(4): 1021-1030.
72. Leung WM, Tsang NM, Chang FT, Lo CJ (2005). Lhermitte's sign among nasopharyngeal cancer patients after radiotherapy. *Head Neck* 27(3): 187-194.
73. Kirkpatrick JP, Van Der Kogel AJ, Schultheiss TE (2010). Radiation dose-volume effects in the spinalcord. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 76(3): 42-49.
74. Schultheiss TE, Stephens LC, Peters LJ (1986). Survival in radiation myelopathy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 12(10): 1765-1769.
75. Koylu M, Olacak N, Haydaroglu A (2013). Three dimensional planning techniques. In: Haydaroglu A, Ozyigit G (Eds.), *Principles and Practice of Modern Radiotherapy Techniques in Breast Cancer*. 1st ed. Springer, New York, Pages: 183-205.
76. Podgorsak EB (2005). *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. 1st ed. Vienna IAEA, Austria, Pages: 222-231.
77. IAEA-TECDOC-1588 (2008). *Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy*. Vienna, IAEA, Austria, Pages: 1-15.
78. Palma DA, Verbakel WF, Otto K, Senan S (2010). New developments in arc radiation therapy: A review. *Cancer Treat Rev* 36(5): 393-399.
79. Karagüler Z, Kurt S, Kınay Ş (2016). Foton Eksternal Radyoterapi Dozimetrisi ve Tedavi Planlaması. *Turkiye Klinikleri J Radiat Oncol-Special Topics* 2(3): 45-64.
80. Li XA, Tai A, Arthur DW, Buchholz TA, Macdonald S, et al. (2009). Variability of target and normal structure delineation for breast cancer radiotherapy: an RTOG multi-institutional and multiobserver study. *Int Radiat Oncol Biol Phys* 73(3): 944-951.
81. Gee HE, Moses L, Stuart K, Nahar N, Tiver K, Wang T, Ward R, Ahern V (2018). Contouring consensus guidelines in breast cancer radiotherapy: Comparison and systematic review of patterns of failure. *J Med Imaging Radiat Oncol* 63(1): 102-115.
82. Feng M, Moran JM, Koelling T, Chughtai A, Chan JL, Freedman L, Hayman JA, Jagsi R, Jolly S, Larouere J, Soriano J, Marsh R, Pierce LJ (2011). Development and

- validation of a heart atlas to study cardiac exposure to radiation following treatment for breast cancer. *Int J Radiant Oncol Biol Phys* 79(1): 10-18.
83. Hall WH, Guiou M, Lee NY, Dublin A, Narayan S, Vijayakumar S, Purdy JA, Chen AM (2008). Development and validation of a standardized method for contouring the brachial plexus: preliminary dosimetric analysis among patients treated with IMRT for head-and-neck cancer. *Int J Radiant Oncol Biol Phys* 72(5): 1362-1367.
84. Pasquier D, Bataille B, Tinier FL, Bennadji R, Langin H, Escande A, Tresch E, Darloy F, Carlier D, Crop F, Lartigau E (2021). Correlation between toxicity and dosimetric parameters for adjuvant intensity modulated radiation therapy of breast cancer: a prospective study. *Sci Rep* 11(1): 3626.
85. Hacislimoğlu E, Colak F, Canyılmaz E, Dirican B, Gürdallı S, Yılmaz AH, Yöney A, Bahat Z (2015). Dosimetric comparison of left-sided whole-breast irradiation with 3DCRT, forward-planned IMRT, inverse-planned IMRT, helical tomotherapy, and volumetric arc therapy. *Phys Med* 31(4): 360-367
86. Hacislimoğlu E, Canyılmaz E, Gedik S, Aynacı Ö, Serdar L, Yöney A (2019). Effect of dose constraint on the thyroid gland during locoregional intensity-modulated radiotherapy in breast cancer patients. *J Appl Clin Med Phys* 20(7): 135-141
87. Nielsen MH, Berg M, Pedersen AN, Andersen K, Glavicic V, Jakobsen EH, Jensen I, Josipovic M, Lorenzen EL, Nielsen HM, Stenbygaard L, Thomsen MS, Vallentin S, Zimmermann S, Offersen BV, Danish Breast Cancer Cooperative Group Radiotherapy Committee. Delineation of target volumes and organs at risk in adjuvant radiotherapy of early breast cancer: National guidelines and contouring atlas by the Danish Breast Cancer Cooperative Group. *Acta Oncol* 54(4): 703-710.
88. Lee CC, Chua GWY, Zheng H, Soon YY, Foo LL, Thiagarajan A, Yap SP, Siow TR, Ng WL, Chua KLM, Yip C, Chia BSH, Ng YY, Master Z, Tan PW, Tan YI, Yuh Fun Leong YF, Loria JFE, Vellayappan B, Koh WY, Leong CN, Tey JCS, Tham IWK, Fong KF (2019). Are heart doses associated with survival in patients with non-small cell lung cancer who received post-operative thoracic radiotherapy?: A national population-based study. *Medicine*. [Epub ahead of print]
89. Darby S, McGale P, Correa C, Taylor C, Arriagada R, Clarke M, Cutter D, Davies C, Ewertz M, Godwin J, Gray R, Pierce L, Whelan T, Wang Y, Peto R (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. *Lancet* 378 (9804): 1707-1716.
90. Korreman SS, Pedersen AN, Nottrup TJ, Specht HN (2005). Breathing adapted RT for breast ca: comparison of free breathing gating with the breath-hold technique. *Radiat Oncol* 76(3): 311-318.
 91. Lai J, Hu S, Luo Y, Zheng R, Zhu Q, Chen P, Chi B, Zhang Y, Zhong F, Long X (2020). Meta-analysis of deep inspiration breath hold (DIBH) versus free breathing (FB) in postoperative radiotherapy for left-side breast cancer. *Breast Cancer* 27(2): 299-307.
 92. Chi F, Wu S, Zhou J, Li F, Sun J, Lin Q, Lin H, Guan X, He Z (2015). Dosimetric comparison of moderate deep inspiration breath-hold and free-breathing intensity-modulated radiotherapy for left-sided breast cancer. *Cancer Radiother* 19(3): 180-186.
 93. Temelli Ö, Demirtaş M, Uğurlu BT, Kaya Pepele E, Yaprak B, Gülbaş H, Eraslan FA, Gürocak Ş (2013). Dosimetric evaluation of deep inspiration breath-hold technique for breast cancer radiotherapy: A single-center experience. *Am J Clin Oncol* 36(1): 24-30.
 94. Darapu A, Balakrishnan R, Sebastian P, Hussain MRK, Ravindran P, John S. (2017). Is the deep inspiration breath-hold technique superior to the free breathing technique in cardiac and lung sparing while treating both left-sided post-mastectomy chest wall and supraclavicular regions? *Case Rep Oncol* 10(1): 37-51.
 95. Kuru O (2021). Sol meme kanseri hastalarının derin inspiyum fazında vmat tekniği ile oluşturulan radyoterapi planlarının, helikal tomotherapy cihazında serbest solunum fazında oluşturulan planlarla dozimetrik olarak karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Acıbadem Mehmet Ali Aydınlar Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, İstanbul.
 96. Schröder C, Kirschke S, Blank E, Rohrberg S, Förster R, Buchali A (2021). Deep inspiration breath-hold for patients with left-sided breast cancer - A one -fits- all approach? A prospective analysis of patient selection using dosimetrical and practical aspects. *Br J Radiol*. [Epub ahead of print]
 97. Tang L, Ishikawa Y, Ito K, Yamamoto T, Umezawa R, Jingu K (2021). Evaluation of DIBH and VMAT in hypofractionated radiotherapy for left-sided breast cancers After breast-conserving surgery: A planning study. *Technol Cancer Res Treat* 20:1-8.

98. Kuo L, Ballangrud AM, Ho AY, Mechalakos JG, Li G, Hong L (2018). A VMAT planning technique for locally advanced breast cancer patients with expander or implant reconstructions requiring comprehensive postmastectomy radiation therapy. *Med Dosim* 44(2): 150-154.
99. Dumane V A, Saksornchai K, Zhou Y, Hong L, Powell S, Ho A Y (2018). Reduction in low-dose to normal tissue with the addition of deep inspiration breath hold (DIBH) to volumetric modulated arc therapy (VMAT) in breast cancer patients with implant reconstruction receiving regional nodal irradiation. *Radiat Oncol* 13(1): 187.



