

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



**SOL MEME KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE KONFORMAL VE
HACİMSEL YOĞUNLUK AYARLI ARK TERAPİ PLANLAMA
TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Nuray ÇOLAK AYTEKİN

Sağlık Fiziği Ana Bilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı

NİSAN, 2025

T.C.
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



**SOL MEME KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE KONFORMAL VE
HACİMSEL YOĞUNLUK AYARLI ARK TERAPİ PLANLAMA
TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Nuray ÇOLAK AYTEKİN
(Y2316.020005)

Sağlık Fiziği Ana Bilim Dalı
Sağlık Fiziği Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Eylem Gülce ÇOKER
Eş Danışman: Prof. Dr. Zerrin ÖZGEN

NİSAN, 2025

TEZ SINAV TUTANAĐI

İstanbul Aydın Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 24.03.2025 tarih ve 2025/03 sayılı toplantısında oluşturulan jüri üyeleri önünde, 22.04.2025 tarihinde tez savunma sınavı yapılan Nuray ÇOLAK AYTEKİN'in tezi kabul.* ile oybirliği.** kararı verilmiştir.

JÜRİ

- 1.Üye (Tez Danışmanı) : Dr. Öğr. Üyesi Eylem Gülce ÇOKER
2. Üye (2.Tez Danışmanı) : Prof. Dr. Zerrin ÖZGEN
3. Üye : Prof. Dr. Mehmet ÇİVİ
4. Üye : Dr. Öğr. Üyesi Alper FİDAN
5. Üye : Dr. Öğr. Üyesi Kenan ŞENTÜRK

(*) Oybirliği/Oyçokluğu hâli yazı ile yazılacaktır.

(**) Kabul kararı hâli yazı ile yazılacaktır.

ONUR SÖZÜ

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum "Sol Meme Kanseri Radyoterapisinde Konformal ve Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Karşılaştırılması" adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadarki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin Kaynakça'da gösterilenlerden oluştuğunu, bunlara atıf yapılarak yararlanılmış olduğunu belirtir ve onurumla beyan ederim. (22/04/2025)

Nuray ÇOLAK AYTEKİN

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında Sol Meme Kanseri Radyoterapisinde Konformal ve Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Karşılaştırılması yapılarak dozimetrik açıdan birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları karşılaştırılmıştır.

Çalışmalarım boyunca değerli katkılarını benden esirgemeyen danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Eylem Gülce ÇOKER' e ve klinik içi çalışmalarımda benden desteğini esirgemeyen 2. Danışmanım Prof. Dr. Zerrin ÖZGEN' e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Klinik içi çalışmalarımda desteklerinden dolayı Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim Araştırma Hastanesi Başhekimliği' ne teşekkürü bir borç bilirim.

Klinik içi çalışmalarımda bana desteklerini esirgemeyen Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde görevli olan Medikal Fizik Uzmanı Turgut TAŞÇI, Medikal Fizik Uzmanı Tarık SÜTCÜ, Medikal Fizik Uzmanı Özgür BORAN' a teşekkür ederim.

Klinik çalışmalarım için her türlü desteği sağlayan ve beni klinik çalışmalara hazırlayan değerli dönem arkadaşlarım Medikal Fizik Uzmanı Melike KARAKOÇ ve Medikal Fizik Uzmanı Ali Hıdır YEŞİL' e teşekkür ederim.

Bana inancını ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili annem ve babama sonsuz şükranlarımı sunarım. Biricik eşim Yiğit AYTEKİN ve kızım Saye Nur AYTEKİN' e bu zorlu süreçte bana olan inanç ve sevgilerinden dolayı teşekkür ederim.

Nisan, 2025

Nuray ÇOLAK AYTEKİN

SOL MEME KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE KONFORMAL VE HACİMSEL YOĞUNLUK AYARLI ARK TERAPİ PLANLAMA TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Sol meme kanseri tedavi sürecinde özellikle radyoterapi aşaması oldukça karmaşık bir süreçtir. Tedavi süresinin ayarlanması ve tedavi sonrası yaşanacak bazı komplikasyonların gözlemlenmesi gerekmektedir. Gerek bu komplikasyonların çok düşük seviyelerde tutulması gerekse yapılan radyoterapi planlarıyla tümör kontrolünün sağlanabilmesi için uluslararası protokoller eşliğinde kabul kriterlerine göre tedavi planları yapılmalıdır.

Bu tez çalışmasında konformal (3B-KRT) ve hacimsel yoğunluk ayarlı ark terapi (VMAT) teknikleri yardımıyla 16 adet sol meme kanseri tanısı almış hasta verisi kullanılarak tedavi planlamaları yapılmıştır.

Verilerin değerlendirilmesinde hedef hacimlere ait D_{max} , D_{mean} ve D_{95} doz değerlerinin incelenmesi yapılmıştır. Bu incelemeler dozimetrik karşılaştırmayla doz volüm histogramları (DVH) kullanılarak yapılmıştır. Her iki planlama tekniği ile oluşturulan planlarda ayrıca risk organ dozlarının da dozimetrik karşılaştırılması yapılmıştır.

Sol meme kanseri olgusunda en çok tercih edilen ve hala kullanımda önemini koruyan bir teknik olan konformal yöntemde iç içe alan tekniği kullanılarak risk organlarının ve normal dokuların korunması sağlanabilmektedir. Bu tekniğin avantajları yanında dezavantajları da mevcuttur. VMAT ve konformal tekniklerle oluşturulan planlarda DVH verilerine bakılmıştır. Hedef volümlerde oluşan homojen doz dağılımları ve risk organlarına ait DVH dozları karşılaştırılırken aynı zamanda tedavi süreleri ve tedavilerin güvenilirliği de göz önüne alınmalıdır. Çalışma verilerinin incelenmesi sonucunda konformal tedavi planlarının risk organ dozları daha düşük çıkmıştır. Ancak hedef volüme ait doz sarımları daha az ve homojen olmayan bir yapıda bulunmuştur. konformal tedavi planlarının uygulanma süresi düşük monitör unit değerlerinden dolayı daha kısa

bulunmuştur. Buna ek olarak VMAT doz sarımı ve homojen doz dağılımı neticesinde daha avantajlı bulunmuştur. Tedavi sürecindeki uzunluk ve tedavi planlarının kalite kontrollerinin yapılması açısından geçen süreler göz önünde bulunulduğunda daha dezavantajlı bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: VMAT, Konformal, Radyoterapi, Sol Meme Kanseri, Dozimetrik Karşılaştırma



DOSIMETRIC COMPARISON OF CONFORMAL AND VOLUMETRIC INTENSITY ADJUSTABLE ARC THERAPY PLANNING TECHNIQUES IN LEFT BREAST CANCER RADIOTHERAPY

ABSTRACT

The treatment process for left breast cancer, especially the radiotherapy phase, is a very complex process. The duration of treatment must be adjusted and some complications that may occur after treatment must be observed. In order to keep these complications at very low levels and to ensure tumor control with radiotherapy plans, treatment plans should be made according to acceptance criteria and international protocols.

In this thesis study, treatment plans were made using data from 16 patients diagnosed with left breast cancer with the help of conformal (3D-CRT) and volumetric density modulated arc therapy (VMAT) techniques.

In evaluating the data, $D_{\max}$, D_{mean} and D_{95} dose values of the target volumes were examined. These examinations were performed using dose volume histograms (DVH) with dosimetric comparison. Dosimetric comparison of risk organ doses was also made in the plans created with both planning techniques.

In the Conformal method, which is the most preferred technique in left breast cancer cases and still maintains its importance in use, the protection of risk organs and normal tissues can be achieved by using the nested field technique. This technique has advantages as well as disadvantages. DVH data was looked at in the plans created with VMAT and Conformal techniques. When comparing homogeneous dose distributions in target volumes and DVH doses to risk organs, treatment durations and reliability of treatments should also be taken into consideration. As a result of examining the study data, risk organ doses of conformal treatment plans were found to be lower. However, the dose windings of the target volume were found to be less and in a non-homogeneous structure. The implementation time of conformal treatment plans was found to be shorter due to low monitor unit values. In addition, VMAT was found to be more

advantageous due to dose wrapping and homogeneous dose distribution. It was found to be more disadvantageous considering the length of the treatment process and the time taken for quality checks of treatment plans.

Keywords: VMAT, Conformal, Radiotherapy, Left Breast Cancer, Dosimetric Comparison



İÇİNDEKİLER

ONUR SÖZÜ	i
ÖNSÖZ.....	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR LİSTESİ.....	ix
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
I. GİRİŞ	1
II. GENEL BİLGİLER.....	3
A. Meme Kanseri.....	3
1. Meme Anatomisi.....	3
2. Meme Kanserinde Evreleme.....	4
3. Meme Kanserinde 3B-KRT ve Hacimsel Ayarlı Ark Terapi	5
B. Radyoterapinin Tanımı ve Tarihçesi	7
1. Elektromanyetik Radyasyon ve X-Işınları.....	7
2. Radyasyonun Biyolojik Etkileri.....	8
3. Lineer Hızlandırıcılar	9
C. Radyoterapi Tedavi Teknikleri	11
1. Tedavi Planlama Sistemi.....	12
2. Tedavi Volüm Tanımları.....	13
3. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Planlaması (3B-KRT).....	14
4. Hacimsel Ayarlı Ark Terapi (VMAT)	15

D. VMAT Doz Doğrulama Teknikleri	16
1. VMAT Tedavi Planlamasında Kalite Güvenliğinin Önemi.....	16
2. İyon Odaları	17
3. Gama Faktörü ve Gama Analiz Yöntemi.....	18
III. ARAÇ, GEREÇ VE YÖNTEMLER	21
A. Araçlar ve Gereçler	21
1. Toshiba Aquilion LB Tomografi Simülatör	21
2. Monaco 5.11.031.03 Tedavi Planlama Sistemi	22
3. Elekta Sinergy Lineer Hızlandırıcı	24
B. Yöntem	25
IV. BULGULAR.....	28
A. 3B-KRT ve VMAT Tedavilerinin Hedef Volüm DVH Karşılaştırılması	28
B. 3B-KRT ve VMAT Tedavilerinin Sol Akciğer DVH Karşılaştırılması.....	29
C. 3B-KRT ve VMAT Tedavilerinin Kalp DVH Karşılaştırılması	29
D. 3B-KRT ve VMAT Tedavilerine Ait Karşı Meme DVH Karşılaştırılması	30
E. 3B-KRT ve VMAT Tedavi Planları ve DVH Örnekleri	30
V. TARTIŞMA	41
VI. SONUÇ ve ÖNERİLER	44
VII.KAYNAKÇA	46
EKLER.....	50
ÖZGEÇMİŞ.....	56

KISALTMALAR LİSTESİ

3B-KRT	: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
AAPM	: The American Association of Physicists in Medicine
AJCC	: American Joint Committee on Cancer
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CM	: Centi Meter
CT	: Computed Tomography
CTV	: Clinical Target Volume
ÇYK	: Çok Yapraklı Kolimatör
D	: Dose
DD	: Dose Difference
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
DMAX	: Maksimum Doz
DMEAN	: Ortalama Doz
DRR	: Digitally Reconstructed Radiographs
DTA	: Distance-To-Agreement
DVH	: Dose Volume Histogram
GTV	: Gross Tumor Volume
GY	: Gray
HI	: Homogeneity Index
IAEA	: International Atomic Energy Agency
ICRU	: International Commission on Radiation Units and Measurements
ITV	: Internal Target Volume
JACC	: Journals of the American College of Cardiology

KV	: Kilo Volt
M	: Metastaz
MA	: Mili Amper
MEV	: Mega Elektron Volt
MLC	: Multi-Leaf Collimator
MM	: Mili Metre
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MU	: Monitor Unit
MV	: Mega Volt
OAR	: Organs At Risk
PET	: Positron Emission Tomography
PRV	: Planning Organ at Risk Volume
PTV	: Planning Target Volume
RT	: Radyoterapi
RTOG	: Radiation Therapy Oncology Group
RVR	: Remaining Volume at Risk
NCI	: National Cancer Institute
SSD	: Source Skin Distance
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
TV	: Treated Volume
VMAT	: Yoğunluk Ayarlı Arc Terapi
QA	: Quality Assurance

ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge 1.	TNM evreleme sistemi.....	5
Çizelge 2.	3B-KRT tedavi planlarındaki hedef hacim DVH değerleri	28
Çizelge 3.	VMAT tedavi planlarındaki hedef hacim DVH değerleri.....	28
Çizelge 4.	3B-KRT ve VMAT planlarına ait Sol Akciğer DVH Verileri.....	29
Çizelge 5.	3B-KRT ve VMAT tedavi planlarının Kalp DVH değerleri	29
Çizelge 6.	3B-KRT ve VMAT tedavi planlarının Karşı Meme DVH değerleri ...	30

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.	Sagital kesitte meme anatomisi (Topuz, 2003)	4
Şekil 2.	3B-KRT tekniği ile oluşturulan sol meme kanseri tedavi planı	6
Şekil 3.	VMAT tekniği ile oluşturulan sol meme kanseri tedavi planı	7
Şekil 4.	Elektromanyetik spektrum (NASA, 2015).....	8
Şekil 5.	Lineer hızlandırıcı genel yapısı (YILDIZ, 2018)	10
Şekil 6.	Hedef hacim tanımlamaları (ICRU 50-62).....	13
Şekil 7.	a) 3B-KRT ve b) VMAT tedavi tekniklerine ait izodoz dağılımı	16
Şekil 8.	Farmer iyon odası şematik gösterimi	17
Şekil 9.	Low ve arkadaşları tarafından önerilen Gama Analiz Metodu (LOW, 2011).....	19
Şekil 10.	Toshiba Tomografi Simülatör (MARMARA,2025)	22
Şekil 11.	Monaco 5.11.031.03 Tedavi Planlama Sistemi (MARMARA,2025)	23
Şekil 12.	Elekta Sinergy Lineer Hızlandırıcı (MARMARA,2025).....	24
Şekil 13.	Sol meme PTV konturu ve risk organ konturları	26
Şekil 14.	3B-KRT ile tanjansiyel açılar kullanılarak oluşturulan sol meme RT planı (MARMARA,2025)	27
Şekil 15.	VMAT tekniği kullanılarak oluşturulan sol meme RT planı (MARMARA,2025)	27
Şekil 16.	3B-KRT tedavi planı Hasta No:1 (MARMARA,2025)	31
Şekil 17.	3B-KRT planına ait DVH verileri Hasta No:1 (MARMARA,2025)	31
Şekil 18.	VMAT tedavi planı Hasta No:1 (MARMARA,2025)	32
Şekil 19.	VMAT tedavi planına ait DVH verileri Hasta No:1 (MARMARA,2025).....	32
Şekil 20.	3B-KRT tedavi planı Hasta No:2 (MARMARA,2025)	33

Şekil 21.	3B-KRT planına ait DVH verileri Hasta No:2 (MARMARA,2025).....	33
Şekil 22.	VMAT tedavi planı Hasta No:2 (MARMARA,2025)	34
Şekil 23.	VMAT tedavi planına ait DVH verileri Hasta No:2 (MARMARA,2025)	34
Şekil 24.	3B-KRT tedavi planı Hasta No:3 (MARMARA,2025)	35
Şekil 25.	3B-KRT planına ait DVH verileri Hasta No:3 (MARMARA,2025).....	35
Şekil 26.	VMAT tedavi planı Hasta No:3 (MARMARA,2025)	36
Şekil 27.	VMAT tedavi planına ait DVH verileri Hasta No:3 (MARMARA,2025)	36
Şekil 28.	3B-KRT tedavi planı Hasta No:4 (MARMARA,2025)	37
Şekil 29.	3B-KRT planına ait DVH verileri Hasta No:4 (MARMARA,2025).....	37
Şekil 30.	VMAT tedavi planı Hasta No:4 (MARMARA,2025)	38
Şekil 31.	VMAT tedavi planına ait DVH verileri Hasta No:4 (MARMARA,2025)	38
Şekil 32.	3B-KRT tedavi planı Hasta No:5 (MARMARA,2025)	39
Şekil 33.	3B-KRT planına ait DVH verileri Hasta No:5 (MARMARA,2025).....	39
Şekil 34.	VMAT tedavi planı Hasta No:5 (MARMARA,2025)	40
Şekil 35.	VMAT tedavi planına ait DVH verileri Hasta No:5 (MARMARA,2025)	40

I. GİRİŞ

Linak olarak adlandırılan medikal lineer hızlandırıcılar tıp alanında kanser tedavileri için kullanılan başlıca araçlardır. Bu cihazlar mega voltaj enerjilerde elektron ve foton ışınları üretebilmektedir.

İyonlaştırıcı radyasyon doğrudan etki etmesi özelliği yanında dolaylı olarak etki etme mekanizmasına sahiptir. Kanser hücreleri üzerinde yok etme veya çoğalmayı engelleme amacıyla bu radyasyonlar kullanılmaktadır (KHAN, 2011). Bu tedavilerin uygulanmasında birçok radyoterapi planlama yöntemi mevcuttur. Eksternal olarak uygulanan radyoterapi yöntemleri, kanser türüne ve evresine uygun olarak farklılıklar göstererek uygulanma metodu değişmektedir.

Çoğunlukla fotonların kullanıldığı sol meme kanseri tedavilerinde, eksternal olarak yapılan bu yöntemlerle kanserli hücrelerin yok edilmesi amaçlanırken, çevre organ ve dokuların mümkün olduğunca korunması amaçlanmaktadır (PAKER, 1991). Radyasyon tedavilerinde sol meme kanseri olgularında fazlasıyla olumlu bir geri dönüş alınmaktadır ancak ileri süreçler göz önüne alındığında birden çok komplikasyon oluşma riski bulunmaktadır (SALIM, 2023). Bu risklerin aza indirgenmesinde kullanılan tedavi tekniklerinin önemi oldukça fazladır. Günümüzde kullanılan bu tekniklerden en sık bilinen ve kullanılanları üç boyutlu konformal radyoterapi tekniği (3B-KRT) ve volümetrik ark radyoterapi tekniğidir (VMAT).

Gerek ileri aşamalarda oluşabilecek komplikasyonların en aza indirilmesi gerekse lokal tümör üzerinde oluşturulacak kontrol bakımından ileri seviye tedavi tekniklerinin kullanılması yapılan birçok araştırmada önerilmektedir. İlk olarak 1993 yılında Rock Mackie tarafınca tanımlanmış olan VMAT tekniğinde, konformal radyoterapi tekniği temel alınmıştır. Bu teknik genelinde homojen olmayan, optimize edilmeye elverişli ve rotasyonla ayarlanabilen foton ışın demetleri kullanılmaktadır. Konformal tedavi planlarında hedef hacim üzerinde istenilen doz sarımı sağlanmış olsa da belirli bazı anatomik yapı değişiklikleri ve

buna bağlı olarak tümör lokalizasyonundaki farklılıklar nedeniyle istenilen etkilere ulaşılamamıştır.

VMAT tedavi teknikleri yapısalılığı bakımından konformal tedavi tekniklerine göre daha karmaşıık bir yapıdadır ve kullanımı oldukça sıktır. Bu planlama tekniğiyle elde edilmiş olan doz homojenitesinin daha fazla olduğu birçok çalışmada gösterilmektedir (SHMOHIGAHİ, 2012).



II. GENEL BİLGİLER

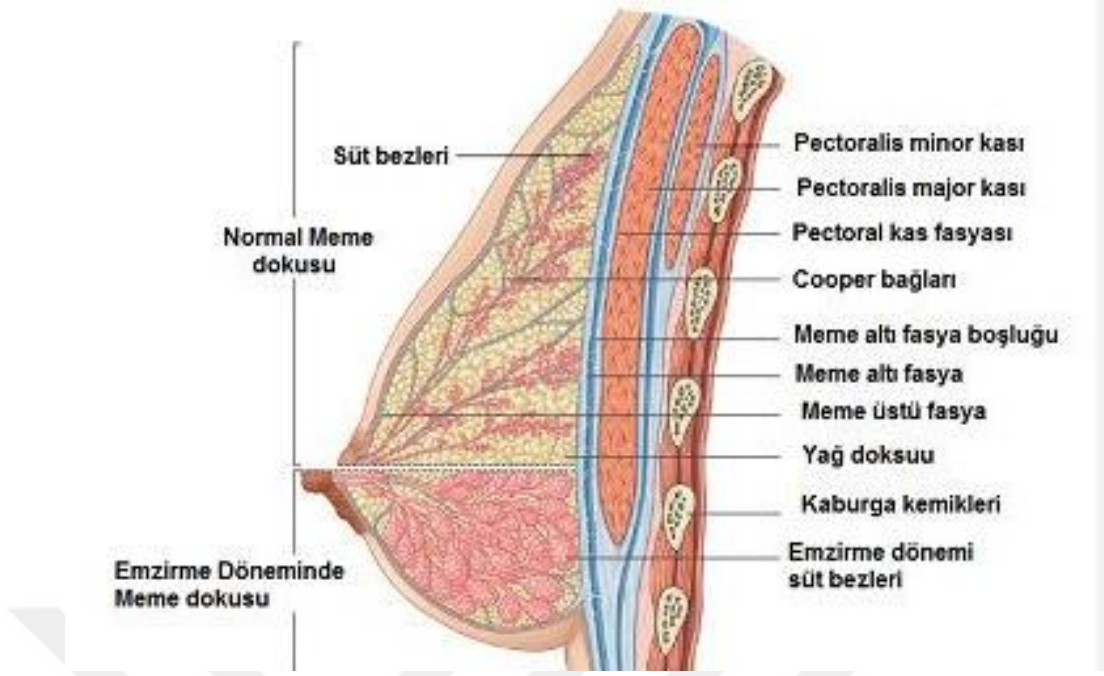
A. Meme Kanseri

Genel olarak kadın bireylerde görülen en sık kanser türlerinden biri olan meme kanseri dünya genelinde kanser türleri arasında %25'lik bir paya sahiptir (ACS, 2018). Bir kadın bireyin yaşamı boyunca meme kanseri olgusuyla teşhis edilme riski %10 ila %12 aralığındadır (FERLAY, 2012).

Gelişen tarama metotları sayesinde erken teşhis ve gelişen tedavi tekniklerinin sayesinde tedavi başarılarında artış yaşanmıştır. Daha uzun sağ kalım oranlarının elde edilmesiyle birlikte tedavilere bağlı olarak oluşan yan etkilerin önemi artmıştır. Meme kanseri olgularında uygulanan radyoterapi tedavileriyle bölgesel yinelemeler azalırken çevre normal dokuların ve organların korunması sağlanmaktadır. Ancak özellikle sol meme radyoterapilerinde kalp organının maruz kaldığı radyasyon dozundan dolayı geç dönemlerde kardiyak hasarlar ve morbiditeye sebep olunduğu görülmüştür.

1. Meme Anatomisi

Süt üretmek üzerine gelişmiş bir modifiye apokrin ter bezidir (CABIOGLU, 2012). Kişiden kişiye değişim göstermektedir ve ortalama meme ağırlığı 150 ila 400 gram arasında değişmektedir. Laktasyon döneminde bu ağırlık 500 gramı bulabilmektedir. Koni şeklinde olup ortalama 10 ila 12 cm aralığında çapa sahiptir. Eliptik bir tabanda bulunan meme superiorda ikinci kaburga seviyesinde ve Şekil 1' de gösterildiği üzere inferiorda altıncı kaburga seviyesinde bulunmaktadır. Apekte meme başını çevrelemiş olan çevreleyen pigmentli yapıya areola denmektedir.



Şekil 1. Sagittal kesitte meme anatomisi (Topuz, 2003)

2. Meme Kanserinde Evreleme

Meme kanseri tanısı almış olgularda evrelemenin önemi oldukça büyüktür. Evreleme sistemi sayesinde tedavide izlenecek yol belirlenmektedir. Her bir evrede uygulanacak tedavinin şekli ve dozunun değişmesi söz konusudur. Evreleme sistemi klinik evreleme ve patolojik evreleme olarak ikiye ayrılmaktadır.

Klinik evrelemede gözlem, el ile muayene ve çeşitli görüntüleme yöntemleriyle elde edilen bulgular değerlendirilir. Klinik evrelemede elde edilen sonuçlara ek olarak cerrahi değerlendirme yapılmaktadır. Bu değerlendirme mikroskopik olarak yapılmaktadır. Bu değerlendirme TNM sistemi olarak bilinen 1942 yılında Pierre Denoix tarafından sunulan sistem ile kullanılmaktadır. TNM en yaygın kullanılan sistem olmakla birlikte burada T(tümör), N (lenf nodu), M (Metastaz) olarak ifade edilmektedir ve TNM evreleme sistemi Çizelge 1'de gösterilmiştir (AJCC, 2017).

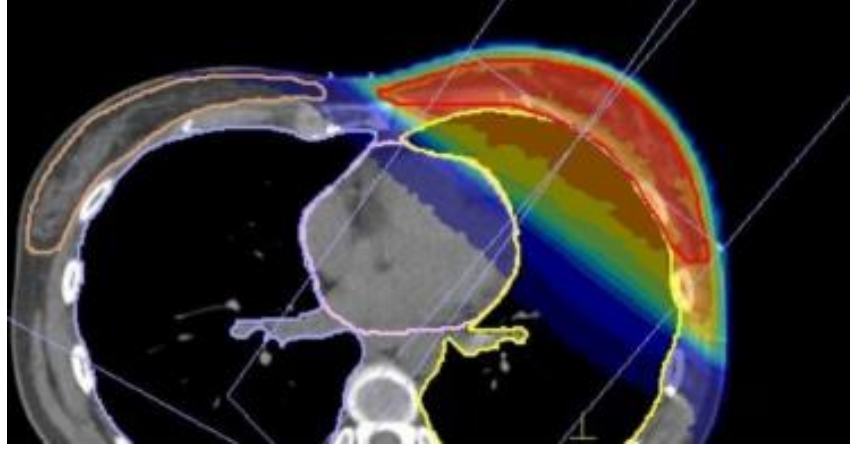
Çizelge 1. TNM evreleme sistemi

Evre0	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-N2	M0
Evre IIIB	T4	N0	M0
	T4	N1	M0
	T4	N2	M0
Evre IIIC	T	N3	M0
Evre IV	T	N	M1

3. Meme Kanseriinde 3B-KRT ve Hacimsel Ayarlı Ark Terapi

Hedef hacimlerde büyük ve konkav yapıları barındıran memede, yerleşim farklılıkları ve risk organlarına olan konumundan dolayı tedavi planlamalar zorlu hale gelmektedir. Akciğer ve kalp gibi harekete sahip organların en düşük dozu almaları sağlanırken hedef hacmin homojen ve belirlenen protokoller içerisinde dozu almış olması sağlanmaktadır. Hedef hacim ve risk organları arasında keskin olan bir doz gradyanı elde etmek amaçlanmaktadır ancak bu zor bir durumdur ve gelişen teknolojiler ile bu keskin düşüşler gelişmiş tedavi teknikleri ile sağlanabilmektedir.

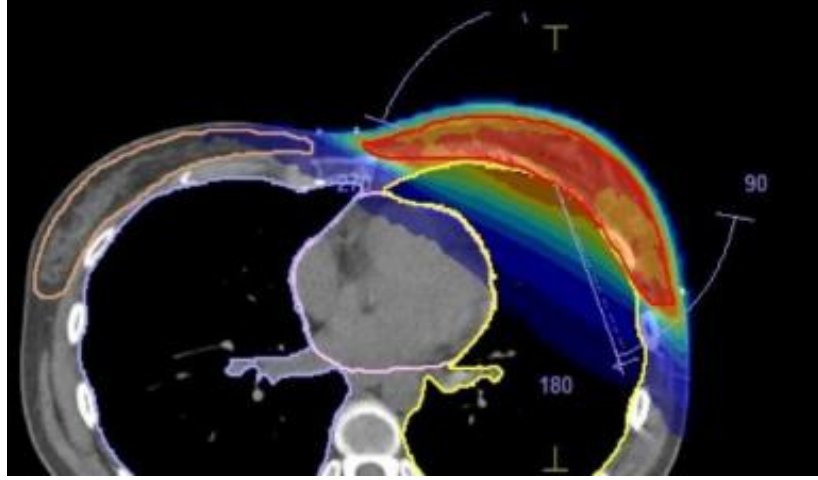
Yüksek enerjilere sahip X-ışınlarının kullanılmasıyla tümörlü hücrelerin zarar görmesi ve büyümelerine engel olmak amacıyla eksternal radyoterapi tedavileri uygulanmaktadır. Bu tedavi tekniklerinden biri olan 3B-KRT uygulamasında standart tanjansiyel ışınlama durumunda hedef hacme ait homojen doz dağılımları elde edilememektedir ve radyasyona bağlı olarak risk organlarının aldığı radyasyon hasarı daha çok artmaktadır. Bu tedavilerde amaçlanan sadece hedef hacmin tedavi edilebilmesidir. Her biri birbirinden farklı olarak oluşturulmuş tedavi alanları yardımıyla, bilgisayarlı tomografi görüntüleri eşliğinde radyoterapi planları yapılmaktadır (IAEA, 2008).



Şekil 2. 3B-KRT tekniği ile oluşturulan sol meme kanseri tedavi planı

Meme kanseri radyoterapisinde yan etkilerin azaltılması amacıyla risk organ dozları en aza indirilirken, hedef hacmin homojen bir doz dağılımına ulaşmasını hedefleyen VMAT tedavi tekniği geliştirilmiştir. Şekil 3' te sol meme radyoterapisinde kullanılan VMAT tedavi tekniğiyle oluşturulan tedavi planına bir örnek verilmiştir. Bu teknikte multi lif kolimatör (MLC) şekilleri, gantrinin dönüş hızı ve doz oranları kullanılarak radyoterapi tedavileri şekillendirilmektedir. Gantrinin hasta çevresinde dönerken doz hızının ve MLC yapraklarının senkron bir şekilde hareket etmesi sağlanır. Her bir rotasyonel alan ışınlaması sırasında MLC' ler yardımıyla birden çok segment oluşturularak ışınlama yapılmaktadır.

VMAT tekniğinin geleneksel tedavi teknikleriyle kıyaslandığında düşük MU (monitör unit) değerlerine sahip olması, hedef hacimde daha homojen bir doz dağılımı elde etmesi ve kritik organların doz toksisitesini düşürmesi ayrıca ikincil kanser risklerinin en aza indirilmesi avantajlı olduğu noktalardır. Dezavantajı ise tedavi öncesi gerek duyulan plan kalite kontrolleri ve plan optimizasyon süresinin uzun olmasıdır.



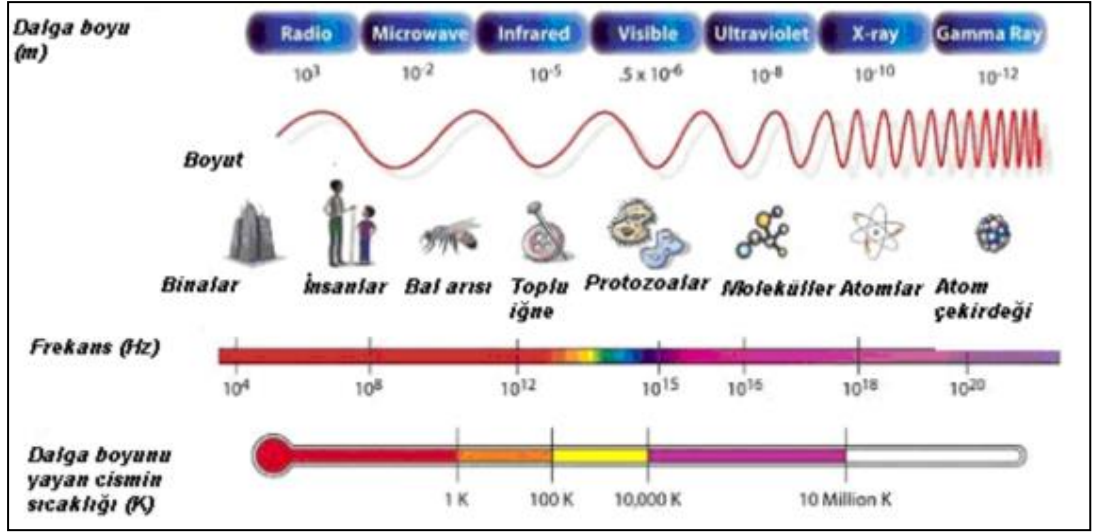
Şekil 3. VMAT tekniği ile oluşturulan sol meme kanseri tedavi planı

Tedavi planlamaları kullanılırken hangi teknik seçilmiş olursa olsun, tedavi planlarının doğru bir şekilde uygulanması tedavilerde başarıya sebep olmalı ve yan etkileri önemli ölçüde azaltılmalıdır. Buna ek olarak tedavi planlama sistemlerinde hesaplatılan radyasyon dozlarının, tedavi cihazlarında planlandığı şekilde uygulanabilmesi sağlanmalıdır.

B. Radyoterapinin Tanımı ve Tarihçesi

1. Elektromanyetik Radyasyon ve X-Işınları

Elektromanyetik radyasyon, ışık dalgaları, ısı dalgaları, radyo dalgaları, mikrodalgalar, x-ışını ve γ ışını şeklinde enerjinin yayılma şeklidir. Birbirlerine dik yönde salınımlar yapan elektrik ve manyetik alan bileşenlerine sahiptir. Bu radyasyonlar ışık hızında yayılmaktadır. Şekil 4' de elektromanyetik dalga spektrumunun genel hali gösterilmektedir. Bu spektrumda solda kalan alanda x-ışınları ve kızıl ötesi ışınlarını kapsayan bölgede tanımlanmış olan radyasyonların oluşma sebebi atom yörüngelerinden kaynaklanmaktadır. Bu spektrum üzerinde bulunan radyasyonlarda iyonlaşma etkisine sahip olan yalnızca x ve gama ışınlarıdır. Diğer dalgalar daha zayıf enerjilere sahiptir ve iyonlaşma etkileri bulunmamaktadır.



Şekil 4. Elektromanyetik spektrum (NASA, 2015)

X-ışınları ilk olarak 1985 yılında W. Röntgen tarafından madde üzerine düşen hızlı elektronların, son derece girici olan ışımlar meydana getirdiğini gözlemlemiştir. Yüksüz parçacıklar olduğu için manyetik ve elektrik alandan etkilenmemektedirler. Madde ile etkileşime girdiğinde penetrasyon özelliği fazla olduğu için, madde içerisinden kolaylıkla geçebilirler. Bu olaylar esnasında yollarından sapabilir ve saçılabilirler. Ayrıca atom numarası yüksek olan maddeler tarafından soğurulabilirler. Düşük enerjilere sahip x-ışınları teşhis ve yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılırken, yüksek enerjili x-ışınları derin yerleşimli tümör tedavilerinde kullanılabilir.

Bir atomdan veya molekülden bir ve birden fazla elektron koparılmasına neden olan radyasyon türü iyonize edici radyasyonlardır. Bu radyasyonlar ortam ile etkileşiminde direkt olarak ya da indirekt olarak iyonize etkiye sebep olmaktadır. Yüklü olan parçacıkların direkt iyonlaştırıcı, x-ışınları veya gama ışınları gibi radyasyonların ise indirekt olarak iyonlaştırıcı etkileri vardır.

2. Radyasyonun Biyolojik Etkileri

İyonize radyasyonlar genel olarak içinden geçtikleri maddede iyon çiftleri oluşturulmasını sağlarlar ve bu iyon çiftlerinin moleküler düzeyde canlı dokularında tahrip edici özellikleri bulunmaktadır. Radyasyon canlı hücreleri üzerinde deterministik (cilt yanığı, katarakt vb.) ve stokastik (kanser) etkilere sahiptir. Bu radyasyonların canlılar üzerindeki etkileri üç basamakla ifade edilmektedir (STELL 1997). İlk basamak fiziksel olan radyasyon enerjisinin canlı

hücreye transferinden sonra dokulardaki atom ve molekülleri iyonlaşma veya uyarılma yoluyla etkilemesidir. Fiziksel aşama sonrası kimyasal aşama devreye girmektedir. Bu aşamada hasar görmüş atom veya moleküllerin başka hücrelerle reaksiyona girerek serbest radikallerin üretilmesi gerçekleşir (GULER, 1994). DNA hasarı bu aşamada meydana gelmektedir. Dış yörünge elektronları, kalan moleküllerin dış yörüngelerinde bulunan elektronlarla eşleşerek kararlı olan yeni moleküller meydana getirmektedir (CETINOZ 2015). Bu etkileşimler sonucu oluşan değişiklikler son basamak olan üçüncü basamağı başlatır. Bu aşama biyolojik aşamadır ve enzimatik reaksiyonlar sonucu çeşitli hasarların oluştuğu görülür (OZALPAN, 2001).

3. Lineer Hızlandırıcılar

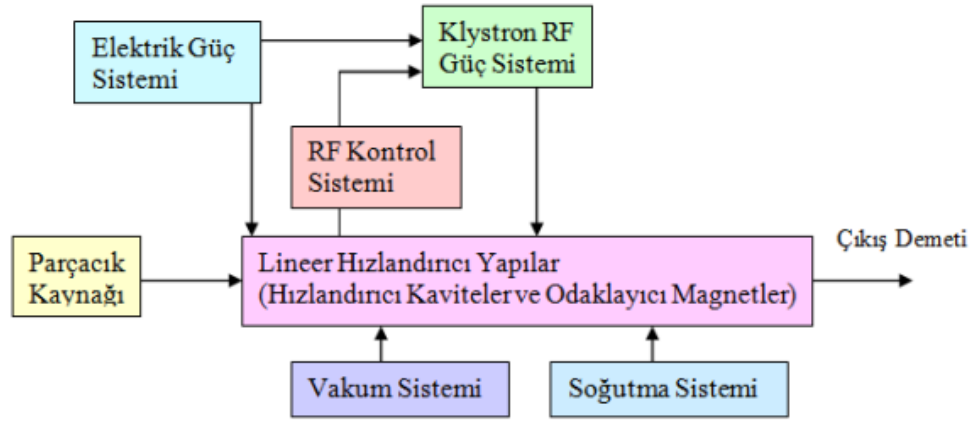
Lineer hızlandırıcılar, tıp alanında özellikle radyoterapi ve diğer sağlık uygulamalarında önemli bir rol oynamaktadır. Bu cihazlar, yüksek enerjili ışınlar üreterek çeşitli sağlık sorunlarına karşı etkili bir tedavi sunar.

Lineer hızlandırıcılar, tıp alanında genellikle yüksek enerjili fotonlar veya elektronlar üretir. Bu süreç, aşağıdaki temel prensiplere dayanır:

- Elektronların Hızlandırılması: Lineer hızlandırıcıda, elektriksel alanlar yardımıyla elektronlar hızlandırılır. Bu elektronlar, hızlandırılmış bir şekilde hedefe yönlendirilir.
- Radyasyon Üretimi: Hızlandırılmış elektronlar bir hedefe çarptığında, yüksek enerjili X ışınları veya gamma ışınları üretilir. Bu ışınlar, çeşitli sağlık sorunlarını hedef alacak şekilde düzenlenebilir.
- Doğrusal Yolu: Lineer hızlandırıcılar, parçacıkları doğrusal bir yol boyunca hızlandırarak yüksek enerjili ışınlar üretir. Bu, özellikle tıbbi tedavi için hedeflenmiş radyasyon sağlar.

Kanser tedavisinde lineer hızlandırıcılar, tümörleri hedef alarak yüksek enerjili ışınlar kullanır. Bu ışınlar, kanser hücrelerinin DNA'sını tahrip eder ve tümörlerin büyümesini engeller. Lineer hızlandırıcılar, özellikle dış radyoterapi (EBRT) uygulamalarında kullanılır. Lineer hızlandırıcılar, bazı durumlarda iç radyoterapi uygulamalarında da kullanılabilir. Bu uygulama, hastanın vücuduna yerleştirilen radyoaktif kaynaklar ile gerçekleştirilir ve hedeflenen bölgede

yüksek dozda radyasyon sağlar. Lineer hızlandırıcılar, stereotaktik radyoterapi ve stereotaktik radyocerrahi gibi tekniklerde de kullanılır. Bu yöntemler, küçük, hassas bir alanı hedef alarak yüksek dozda radyasyon verir ve bazı durumlarda cerrahi müdahale gereksinimini ortadan kaldırabilir. Lineer hızlandırıcılar, tıbbi görüntüleme tekniklerinde de kullanılır. Özellikle X ışını ve CT taramalarında, doğru ve net görüntüler elde etmek için yüksek enerjili ışınlar sağlar (CETINOZ, 2015).



Şekil 5. Lineer hızlandırıcı genel yapısı (YILDIZ, 2018)

Lineer hızlandırıcılarda en temel bileşenleri Şekil 5' te verilmektedir. Elektronların hızlandırılması, radyasyon üretimi, doz ayarı ve hedefleme gibi prensipler üzerine kurulu olan bu cihazlar, modern radyoterapi tedavilerinde önemli bir rol oynar.

- **Elektronların Hızlandırılması:** Lineer hızlandırıcıların çalışma süreci, elektriksel alanlar kullanılarak elektronların hızlandırılmasıyla başlar. Cihazın iç kısmında, elektronlar, bir dizi elektromanyetik alan yardımıyla hızlandırılır. Bu alanlar, genellikle radyo frekansı (RF) kaynakları tarafından üretilir. Elektronlar, doğrusal bir yolda ilerleyerek büyük hızlara ulaşır.
- **Radyasyon Üretimi:** Hızlandırılmış elektronlar, bir hedef materyale çarptığında, yüksek enerjili X ışınları veya gamma ışınları üretilir. Bu hedef genellikle metal bir materyalden yapılmıştır ve elektronların çarpması sonucunda fotonlar yayılır. Üretilen radyasyon, yüksek enerji seviyelerine sahip olup, tümörleri hedef alacak şekilde tasarlanmıştır.

- **Doğrusal Yönlendirme:** Lineer hızlandırıcılar, adını doğrusal (lineer) hareketlerinden alır. Elektronlar, hızlandırıcı boyunca doğrusal bir yolda hareket eder ve bu, radyasyonun belirli bir hedefe yönlendirilmesini sağlar. Radyasyon ışınları, belirli bir açıda ve yoğunlukta hedeflenen bölgeye yönlendirilir, bu da tedavi sürecinin hassasiyetini artırır.
- **Radyasyon Dozajının Ayarlanması:** Lineer hızlandırıcılar, radyasyon dozajını ve dağılımını hassas bir şekilde ayarlayabilir. Cihaz, tedavi planına göre dozajı belirler ve bu dozajı hedef bölgeye yönlendirir. Bu ayar, tümörün boyutu, türü ve konumuna göre yapılır. Ayrıca, modern lineer hızlandırıcılar, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) gibi teknikler kullanarak radyasyonun dağılımını daha da hassaslaştırabilir.
- **Hedefleme ve Görüntüleme:** Tedavi sırasında, lineer hızlandırıcılar, radyasyonun doğru bir şekilde hedeflenmesini sağlamak için çeşitli görüntüleme teknikleri kullanır. Bu teknikler, tümörün veya hedef bölgenin pozisyonunu doğrulamak için kullanılır ve tedavi sürecinin doğruluğunu artırır. Görüntüleme sistemleri, tedavi öncesi ve sırasında sürekli olarak güncellenir ve hedeflemenin doğruluğunu sağlar.

C. Radyoterapi Tedavi Teknikleri

Radyoterapi, kanser tedavisinde yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir ve yüksek enerjili radyasyon kullanarak kanser hücrelerini hedef almayı amaçlar. Kanser tedavisinde, cerrahi müdahale ve ilaç tedavisi ile birlikte veya tek başına uygulanabilir. Radyoterapi, kanser hücrelerini öldürerek tümörlerin küçültülmesine ve yayılmalarının önlenmesine yardımcı olur.

Radyoterapi, kanser hücrelerine odaklanmış yüksek enerjili radyasyon ışınları göndererek çalışır. Radyasyon, genellikle X ışınları veya gamma ışınları şeklinde olabilir ve kanser hücrelerinin DNA'sını tahrip ederek hücrelerin bölünme yeteneğini kaybetmesine neden olur. Bu süreç, kanser hücrelerinin büyümesini ve yayılmasını durdurur.

Radyoterapi, tümörü veya kanserli dokuyu hassas bir şekilde hedefler. Modern teknikler, radyasyonun yalnızca kanserli hücrelere yönlendirilmesini sağlar ve çevredeki sağlıklı dokuların zarar görmesini minimumda tutar. Tedavi

sürecinde verilen radyasyon dozu ve frekansı, hastanın durumuna ve tümörün türüne bağlı olarak belirlenir. Genellikle, tedavi birkaç hafta süren seanslar şeklinde uygulanır.

Radyoterapi iki ana türde uygulanabilir:

- **Dış Radyoterapi:** Radyasyon makinesi, dışarıdan tümöre doğru yönlendirilir. Bu tür, genellikle hastanın vücudu dışında bulunan bir cihazla gerçekleştirilir.
- **İç Radyoterapi (Brakiterapi):** Radyoaktif kaynaklar doğrudan tümörün içine veya yakınına yerleştirilir. Bu, radyasyonun tümörün çok yakınında etkili bir şekilde yoğunlaşmasını sağlar.

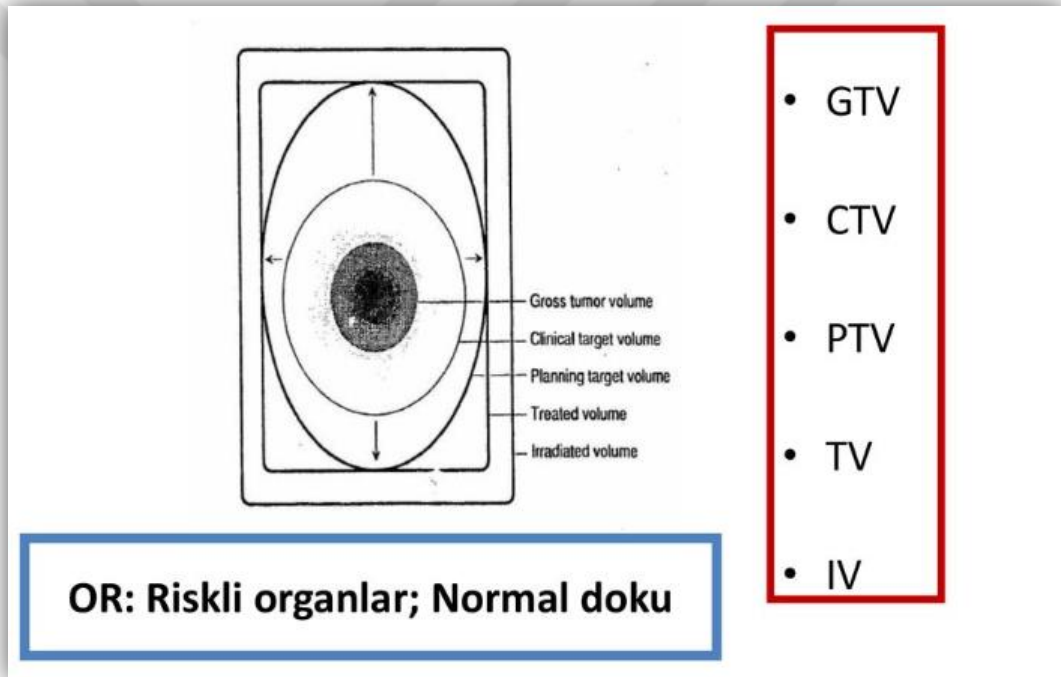
Radyoterapi teknolojileri sürekli olarak gelişmektedir. Yeni teknikler ve iyileştirilmiş cihazlar, radyoterapinin daha hassas ve etkili bir şekilde uygulanmasını sağlar. Örneğin, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve stereotaktik radyoterapi gibi yöntemler, radyasyonun daha hedeflenmiş ve kontrollü bir şekilde uygulanmasına olanak tanır. Ayrıca, kişiselleştirilmiş tedavi planları ve yapay zeka entegrasyonları, tedavi süreçlerini daha verimli hale getirebilir.

1. Tedavi Planlama Sistemi

Bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen kesitler yardımıyla radyoterapi tedavi planları yapılabilmektedir. Bu tedavi planları yapılırken çeşitli fiziksel parametreler kullanılmakta ve radyasyon onkoloğu tarafından reçete edilen radyasyon dozu, tümör dokusuna verilmektedir. Yapılan bu sanal planlarda, tedavi planlama sistemi içerisinde bulunan algoritmalar yardımıyla bu işlem yapılabilmektedir. Radyoterapi uygulamasının ilk yıllarında hastaya verilmek istenen doz bazı parametreler eşliğinde el ile hesaplama yapılarak çeşitli koruyucu bloklar yardımıyla radyasyon alanları belirlenmekte ve hastaya tedavi verilmekteydi. Ancak gelişen teknoloji ve duyulan ihtiyaçlar neticesinde radyoterapi tedavilerinin her hastaya özgü olması gerektiği anlaşılmıştır. Tedavi alanlarının karmaşık yapı ve dozlarda olması sebebiyle de yeni planlama teknikleri geliştirilmiştir (GUNDERSON, 2012).

2. Tedavi Volüm Tanımları

ICRU 50 raporuyla volüm tanımlamaları yapılarak tedavilerin tanımlanması ve raporlanmasında büyük yol alınmıştır. Bu volüm tanımlamaları 1993 yılında GTV, CTV, PTV, TV, IV ve OAR şeklinde yapılmıştır. Daha sonraki yıllarda bu tanımlara ek olarak çıkarılan ICRU 62 raporuyla IM, ITV ve PRV volüm tanımları da eklenmiştir (ICRU, 1999). Radyoterapi ışın tedavilerinde reçetelendirme ve raporlamanın yanı sıra verilerin kaydedilmesi büyük önem taşımaktadır. Bu raporlarda bu kriterlere yardımcı olacak hacimsel tanımlamaları ve soğurulan radyasyon dozu hakkında önerilen bazı raporlar sunmaktadır. Bu tanımlamalar Şekil 6' da verilmiştir.



Şekil 6. Hedef hacim tanımlamaları (ICRU 50-62)

Görünen tümör hacmi (Gross tumor volume-GTV): Bu hacim malign büyümenin yerini göstermektedir. Bu yapı basit bir tomografi kesiti üzerinde görülebilmektedir.

Klinik hedef hacmi (Clinical target volume-CTV): Bu hacim herhangi bir şüphe duyulan mikroskobik yapıyı içerir. Radyasyon onkologları tarafından reçete edilmiş dozu almalıdır.

Planlanan hedef hacmi (Planning target volume-PTV): GTV ve CTV bu hacmin sınırları içerisinde kalmalıdır. Bunun yanı sıra hareketli organ yapıları ve tedavi sırasında meydana gelebilecek hasta hareketleri göz önüne alınmalıdır. CTV yapısına ek bir marjla çizilmelidir. Belirlenen bu marjlar tedavi esnasında oluşabilecek belirsizlikleri ortadan kaldırmayı sağlamaktadır.

Tedavi hacmi (Treated volume-TV): Bu hacim belirlenen izodozun saracağı hacmi kapsamaktadır. Reçete edilmiş radyasyon dozunun tamamını alması hedeflenmektedir. Bu sınırlar $\pm 7\%$ ve $\pm 5\%$ olarak protokolde verilmiştir (ICRU, 1994).

Bu yapılara ek olarak ICRU 50 raporundan farklı olarak ICRU 62 raporu tanımlanmıştır. Eski raporda risk organ tanımlamaları yapılmamıştır ve bu eksikliği gidermek için ICRU 62 raporunda risk organ tanımlamaları yapılmıştır. Eklenen iki yeni yapıdan ilki risk altındaki organ olarak tanımlanan OAR, diğer bir yapı ise risk değerlerinin belirlenmesinde kullanılacak PRV tanımlamasıdır. Eklenen yeni tanımlamalar şöyle ifade edilmektedir:

Dahili hedef hacmi (Irradiated volume-ITV): CTV yapısında herhangi bir genişleme durumu söz konusu olduğunda ifade edilmesi gereken tanımdır. Solunum hareketleri veya sindirim kaynaklı oluşabilecek hareket değişikliklerini içermektedir.

Risk altındaki organ (Organ at risk-OAR): PTV yapısı etrafında bulunan ve mümkün olduğunca en az dozu alması gereken spinal kord, akciğer, kalp, lens gibi organların tanımlamalarını kapsamaktadır.

Risk seviyesinde planlama organı (Planning organ at risk volume-PRV): Herhangi bir nedenden kaynaklı oluşan hareket sonucu risk organlarında genişleme söz konusu olabilmektedir. Bu ihtimaller göz önüne alınarak risk organlarına ek bir marj ile sınır çizilmektedir (ICRU, 1999).

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

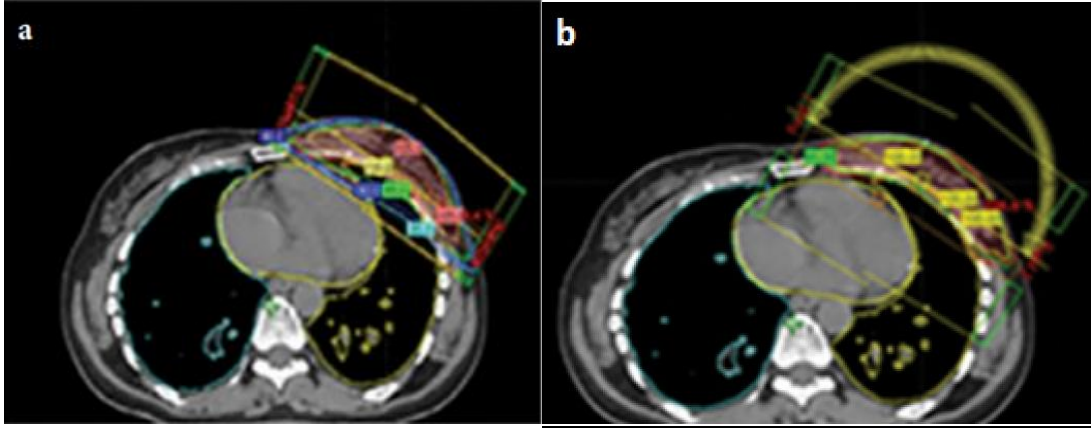
Bu tedavi planlama tekniğinde amaçlanan yalnızca tedavi hacmini tedavi etmektir. Birbirinden farklı şekillerde oluşturulmuş tedavi alanları yardımıyla, tomografi görüntüleri eşliğinde radyoterapi tedavileri planlanmaktadır (IAEA, 2008). Tedavi esnasında hastanın sabit kalması için gerekli sabitleme araçları

kullanılarak çekilen tomografi görüntüleri üzerinde sanal bir simülasyon yapılmaktadır. Elde edilen tomografi kesitlerinin her birinde risk altındaki organ yapıları ve tümör hacimleri çizilmektedir. Bu çizim işlemleri radyasyon onkoloğu tarafından yapılır ve konturlama işlemi olarak adlandırılır. Her bir kesitte konturlanan bu yapıların üç boyutlu olarak tedavi planlama sistemine aktarılması ve üzerinde tedavi alanlarının belirlenmesi sağlanır. Tümör dokusuna verilecek reçete edilmiş doz ile bu yapılar ve risk organları üzerindeki izodoz eğrilerinin elde edilmesi sağlanır. Blok ve kolimatörler yardımıyla şekillendirilen tedavi alanları ile hastaya radyasyon dozu planlandığı şekilde verilir.

Oluşturulan planların değerlendirilme aşaması doz volüm histogramı olarak bilinen DVH yardımıyla yapılmaktadır. Bu önemli araç sayesinde planlama sistemi üzerinde diferansiyel veya kümülatif olarak doz değerlendirilmesi yapılabilmektedir. Her hastaya özgü bir şekilde bu değerlendirmeler yapılmakta ve uygun tedavi alanlarının belirlenmesiyle tümör hacminin tahrip edilmesi amaçlanmaktadır. Bu aşamada önemli bir nokta ise hedeflenen yapı çevresinde kalan riskli organların mümkün olan en az dozu almasıdır (SAHİN, 2011).

4. Hacimsel Ayarlı Ark Terapi (VMAT)

İyonlaştırıcı radyasyonun radyoterapi alanında kullanılmasındaki amacı risk altındaki organ dozlarını en aza indirmekle birlikte tedavi hacmindeki dozu maksimum düzeyde tutabilmektir. Bu amacı gerçekleştirmek için en iyi yöntemlerden birisi de foton akısının rotasyona bağlı olarak değişmesidir. Bu tedavi tekniğinde tedavi sonuna kadar foton akısı anlık olarak değişim göstermektedir ve gantrinin sahip olduğu dönüş hızı, lif hareketlerinin hızı ve doz hızının modülasyonları gibi mekanik değişimler söz konusu olmaktadır (ZHANG, 2010).



Şekil 7. a) 3B-KRT ve b) VMAT tedavi tekniklerine ait izodoz dağılımı

Rotasyonel ışınlanmanın olmadığı YART tedavi tekniğine göre avantajları bulunan VMAT tedavi tekniğinde daha kısa süreli tedaviler sunulmaktadır. Bu tedavilerde ayrıca yüksek konformite sağlanmaktadır. Oluşturulan tedavi planlarında 360 derecelik bir rotasyon eşliğinde 177 sabit kontrol noktası bulunmaktadır.

Gelişen bu teknolojiler eşliğinde hızlı bilgisayarlar, gelişmiş algoritma sistemleri ve daha hassas sayılabilecek mekaniklerin avantajlarından yararlanılarak tedavi planları optimize edilmektedir. Bu sistemlerin büyük avantajları yanı sıra dezavantajları da mevcuttur. Bunlardan bazıları doz doğrulamasının yapılması ve tedavide güvenliğin sağlanmasıdır.

D. VMAT Doz Doğrulama Teknikleri

1. VMAT Tedavi Planlamasında Kalite Güvenliğinin Önemi

Eksternal radyoterapi planlarının yapılmasından tedavi sürecine kadar geçen zamanda gerçekleşen süreçler oldukça karmaşıktır. Planlanan tedavi planlarının uygulanabilirliği açısından bazı kabul kriterleri esas alınarak bu planların ve tedavi sürecinin doğru bir şekilde ilerleyebilmesi için bazı protokollere göre gerekli kalite teminlerinin yapılması gereklidir. Bu kalite teminlerinin amacı planlanan radyasyon tedavi planında mümkün olan en düşük hata payı ile hastaya verilmesi için doğruluğundan emin olmayı sağlamaktır. Foton enerjileri kullanılarak oluşturulan tedavi planlarında normal ve sağlıklı dokuları korumak amaçlanırken reçete edilen radyasyon dozunu tümörlü dokuya vermeyi amaçlamaktayız. Bu avantajların yanı sıra bu tedavilerin daha detaylı kontrolü

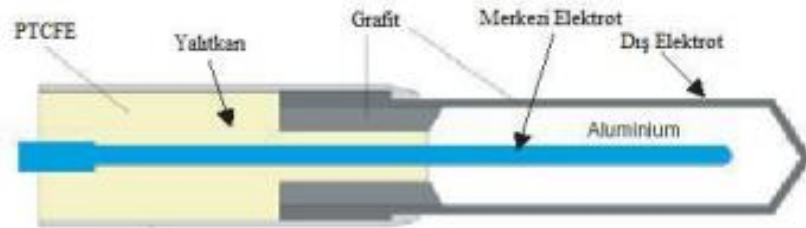
yapılması ve doğruluklarının onaylanması için geçen süreler ve maliyetler bir dezavantaj olmaktadır. Kalite temini için kullanılan ekipmanlar arasında en sık kullanılan ise iyon odaları, TLD dozimetrleri ve 2D-Array iyon odası dizilimleridir (SAHİN, 2011).

Kalite güvenilirliği için belirlenen bazı protokol ve raporlar mevcuttur (WHO 1988, AAPM 1994). Bu protokol ve raporlar doğrultusunda hastaya özgü yapılan tedavi planlarının doğrulanması yapılmaktadır.

2. İyon Odaları

Foton ve elektronların madde ile etkileşiminde soğurulmuş radyasyon dozunun ölçülmesi amacıyla kullanılan mekanizmalardır. Bu cihazlarda asıl amaçlanan verim ve enerjiye bağlı olarak ölü zaman hesaplaması ayrıca geri cevap süresinin kısa olmasıdır. Foton sayıcı olarak kullanılan x-ışınlarının dedektörleri iyon odasına sahip dedektörler ve geiger müller gibi gazlı dedektörler olmaktadır. İyon odası genel itibariyle içinden geçen radyasyon enerjisinin elektriksel bir sinyal haline dönüştürülmesi esasına dayanır. Daha sonrasında bu elektriksel sinyaller elektrometreler yardımıyla toplanarak doz birimine dönüştürülürler. Radyoterapi tedavi planlarının doğrulanmasında kullanılan dedektörler yapı bakımından küçük hacimlere sahip iyon odaları tercih edilmektedir.

Tedavi alanlarının boyutu büyüdüğünde bu iyon odalarının sahip olduğu hacim etkisi artmaktadır ve daha küçük tedavi alanlarında yapılan ölçümlerin, daha büyük hacimlere sahip iyon odaları ile yapılabilmesi mümkün olmamaktadır. Foton enerjilerinde kullanılmak için tasarlanan bir iyon odası dedektörünün şematik gösterimi Şekil 8’de verilmiştir.



Şekil 8. Farmer iyon odası şematik gösterimi

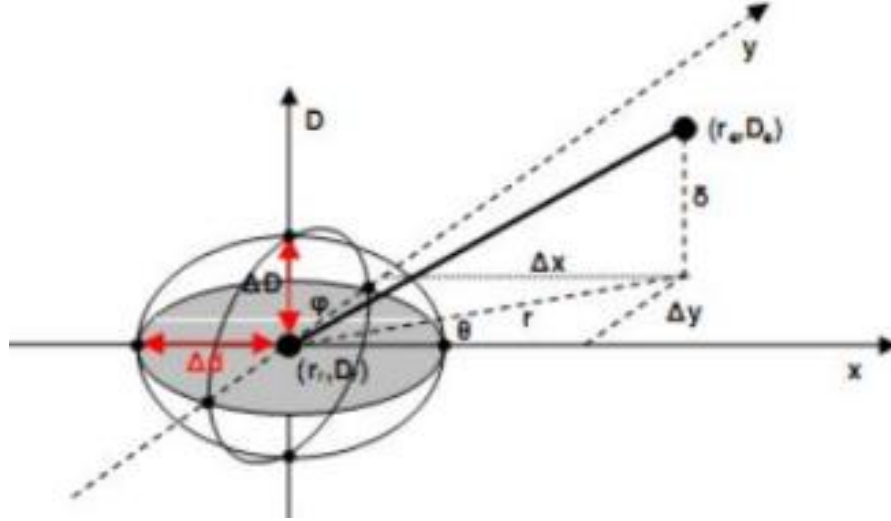
Bu dedektörlerde ki çalışma mekanizması, gelen foton ışınının odacık içerisinde gaz ile bir etkileşime girmesi ve sonucunda gazı iyonlaştırarak bu gazın iletken haline gelmesi esasına dayanır. Bunun sonucunda oluşan elektrik akımı ölçülebilmektedir. Silindir hacme sahip bu iyon odalarında kararlı bir yapıya sahip olması ve soğurulmuş doza doğrusal olarak bir tepki vermesi nedeniyle foton tedavi planlarının kalite kontrolünde nokta doz ölçümü yapılmak istendiğinde büyük katkılar sağlamaktadır.

3. Gama Faktörü ve Gama Analiz Yöntemi

VMAT tekniği kullanılarak oluşturulan tedavi planlarında hastaya özgü kalite kontrol amacıyla kullanılan iyon odaları veya 2D-Array gibi iyon odası setleri mevcuttur. Bu karşılaştırmalar yapılırken gelişmiş bilgisayar yazılımlarından destek alınmaktadır. Bu yazılımlar ile tedavi planlama sisteminde oluşturulan planın doz haritası ve ölçümler sonucu alınan doz haritaları karşılaştırılmaktadır. Bu karşılaştırmalar belirli algoritmalar eşliğinde yapılmaktadır ve bu algoritmaların temelinde bazı matematiksel ve fiziksel modeller kullanılmaktadır. Bu modellerden en yaygın ve gelişmiş olanı gama analizi modelidir (YEDEKÇİ, 2013).

Bu model Low ve arkadaşları sayesinde şimdiki kullanılan şeklini almaktadır. Dozun düşük ve yüksek olduğu bölgelerdeki ayrımlar yapılarak bölgesel olarak ayrılması gerektiğini öngörmektedir. Bu doz bölgelerindeki kendine özgü olarak kabul edilen bazı kriterler oluşturulmuştur. Özellikle düşük gradyanlara sahip bölgelerdeki doz karşılaştırılması yapılmaktadır (VANDYK, 1993). Gradyantı yüksek olan bölgelerdeki kabul edilebilir tanım ise DTA olarak belirlenmiştir. Bu kavramda referans kabul edilen doz dağılımı içerisinde oluşturulan veri noktaları arasındaki mesafenin tanımı yapılır. Bu doz karşılaştırmalarında doz farklılıklarının ve DTA değerlerinin birbirileri ile tamamlayıcı olması hedeflenmektedir (ICRU, 1987).

2B-doz dağılımları karşılaştırılmak istendiğinde gama analizi yöntemi çok tutarlı olmaktadır. Bu nedenle VMAT tedavi planlarında kullanılan kalite kontrollerde gama analiz yöntemi Şekil 9'da gösterilmiştir.



Şekil 9. Low ve arkadaşları tarafından önerilen Gama Analiz Metodu (LOW, 2011)

Bu şemada tanımlanan r vektörleri ölçülen ve referans olarak oluşturulan ölçüm noktalarına ait vektörel konumlardır. D terimleri ise ölçülen ve referans olarak ölçülmüş dozları temsil etmektedir. Bir doz dağılımındaki en yakın iki nokta arasındaki mesafenin ölçülmesiyle DTA kavramı belirlenmiştir. Değerlendirme aşamasında ise ΔD ve $\Delta \delta$ parametreleri kullanılmaktadır. Bu parametreler sırasıyla doz farkının ve mesafenin bir ölçütüdür. Bu parametrelerin kullanılmasıyla elde edilen sonuçlar gama indeksinin hesaplanmasını sağlamaktadır.

DTA hesaplanması Denklem 1’de ki gibidir:

$$R(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\Delta x^2_{(e-r)} + \Delta y^2_{(e-r)}} \quad \text{Denklem 1}$$

Yüzde doz farkının hesaplanması ise Denklem 2’de ki gibidir:

$$\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \frac{|D_e(\vec{r}_e) - D_r(\vec{r}_r)|}{D_r(\vec{r}_r)} \cdot 100\% \quad \text{Denklem 2}$$

Referans dozun çevresine ait bir noktada çizilmiş olan elipsoid ile değerlendirmenin mümkün kılındığı ve burada belirtilmiş olan parametrelerin sağlanıp sağlanmayacağına bakılmaktadır. Elipsoidin içerisinde kalan ve değerlendirmeye alınacak noktaların parametreleri sağlamış olduğu kabul edilir. Gama değeri ise Γ simgesi ile tanımlanırken Denklem 3’te ki gibi hesaplanmaktadır. Hesaplanmış değerin 1’den daha küçük olduğu durumlarda dozun değerlendirilmesi kabul edilir ve elipsoidin içerisindeki bir noktada kabul edilir. Bu durum sonucunda parametrelerin sağlandığı görülmektedir.

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{|\vec{r}_e - \vec{r}_r|^2}{\Delta d^2} + \frac{|D_e(\vec{r}_e) - D_r(\vec{r}_r)|^2}{\Delta D^2}} \quad \text{Denklem 3}$$

AAPM 119 raporunda belirtildiği üzere gama indeksi hesaplamasında %3'lük bir doz farkı ve 3 mm'ye sahip bir doz mesafesi kriteri gözetilmektedir. Bu kriter başta VMAT planlarının kalite kontrolünde olsun birçok kalite kontrolünde sıklıkla kullanılan bir kriterdir.



III. ARAÇ, GEREÇ VE YÖNTEMLER

A. Araçlar ve Gereçler

Bu tez çalışması Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Birimi'nde yapılmıştır. Kullanılan araç ve gereçler:

- Toshiba Aquilion LB Tomografi Cihazı
- Monaco 5.11.031.03 Tedavi Planlama Sistemi
- Elekta Sinergy Lineer Hızlandırıcı

1. Toshiba Aquilion LB Tomografi Simülatör

Tomografi cihazları (BT), radyolojik görüntülerin oluşturulmasının yanı sıra bir gantri yardımıyla incelenmek istenen kısım çevresinde döndürülerek kesitsel bir şekilde görüntülerin alınmasına olanak sağlamaktadır. X-ışını tüpüne karşılıklı olarak dedektörler yerleştirilmiştir ve masa hareketiyle birlikte kesitsel olarak görüntüleme yapılabilmektedir. Bu bilgisayar destekli sistemlerdeki asıl amaç iki boyutta bir görüntü elde etmektir. Pikseller yardımıyla oluşturulan bu görüntü kesitleri daha sonrasında tedavi planlama sistemlerinde voksellere dönüştürülerek üç boyutta görüntüler elde edilmesi sağlanmaktadır (GULSOY, 2003).

Bu tez çalışmasında kullanılan Toshiba BT Simülatörleri yüksek hassasiyetlere sahip radyoterapi tedavilerinin desteklenmesi amacıyla ve tümör lokalinin tam olarak belirlenmesine olanak sağlamak için yüksek bir çözünürlük kullanarak kesitsel görüntüler elde etmektedir. Bu kesit aralıkları ayarlanabilmektedir ve üç boyutlu görüntülerin oluşturulmasına imkan sağlamaktadır. Bu görüntüleme cihazına ait oluşturulan DRR görüntüleri ile yumuşak doku ve kemik yapıları gibi yoğunluk olarak yüksek değerlere sahip yapılar yüksek bir çözünürlükle görüntülenebilmektedir. Marmara Üniversitesi

Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Biriminde kullanılan Toshiba Tomografi Simülatör Şekil 10' da gösterilmiştir.



Şekil 10. Toshiba Tomografi Simülatör (MARMARA,2025)

2. Monaco 5.11.031.03 Tedavi Planlama Sistemi

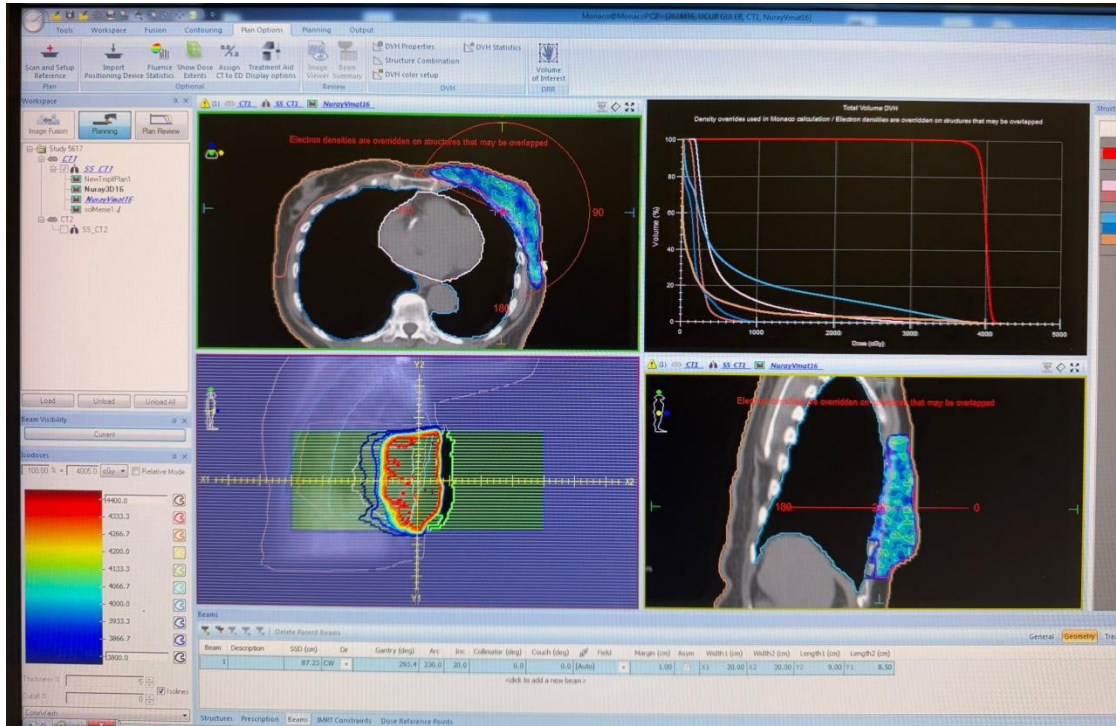
Tedavi planlama sistemlerinde (TPS), bilgisayarlı tomografi sistemleriyle elde edilmiş üç boyutlu kesit görüntüleri oluşturularak tedavi edilecek alanda ve çevre dokularda koruma amaçlanarak sağlıklı olan dokuların kontur çizimleri yapılmaktadır. Radyoterapi uygulamalarında bu tomografi kesitleri üzerinde tek tek yapıların işaretlenerek çizilmesi işlemine konturlama denmektedir (CAKIR, 2017).

TPS bazı matematiksel formüller aracılığıyla radyasyon onkologları tarafından reçete edilen radyasyon dozunun hastaya ait tomografi kesitleri üzerinden simüle edilmesine olanak sağlamaktadır. Bu tedavilere ait oluşturulan

her bir simülasyon sonucunda doz haritaları çıkarılmaktadır. Monaco sisteminde oluşturulan bu doz haritaları Monte Carlo Algoritması yardımıyla oluşturulmaktadır.

Bu tez çalışmasında Monaco 5.11.03 versiyonlu bir tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. Bu sistemler bilgisayar tabanlı bir yazılıma dayanmaktadır. Sistem içerisinde konturlama, füzyon, sanallaştırılmış simülasyon ve tedavi planına ait bazı incelemeler yer almaktadır. Bu sistem içerisinde DICOM görüntüleriyle içe ve dışa aktarım yapılarak, gerek tomografi görüntüleri gerekse MR/PET görüntülerinin de füzyon yoluyla sisteme aktarımı sağlanmaktadır.

İçe aktarılan bu tomografi görüntülerinde yapıya ait dış kontur çizimleri yapılarak yapı eğer bir hastaya aitse tümör lokalizasyonu ve çevre organların çizimleri konturlanmaktadır. Oluşturulan bu konturlar iki boyutta ve isteğe bağlı olarak üç boyutta görüntülenebilmektedir. Birden çok pencere sistemi kullanılarak transvers, sagittal ve coronal düzlemlerde hastaya ait tomografi kesitleri görüntülenebilmektedir. Bunun yanı sıra planlaması biten hastaya ait doz volüm histogramı (DVH), gantri açıları, kullanılan ışın enerjisi gibi birden çok fiziksel parametreye de ulaşmak ve optimize etmek mümkündür.



Şekil 11. Monaco 5.11.031.03 Tedavi Planlama Sistemi (MARMARA,2025)

3. Elekta Sinergy Lineer Hızlandırıcı

Bu tez çalışmasında kullanılan ve Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Birimi' nde bulunan Elekta marka Sinergy Model Lineer Hızlandırıcı cihazı 6 ve 18 MV enerjilerinde foton ışın demetlerinin üretimini sağlamaktadır. Bu lineer hızlandırıcı cihazı 160 adet her biri 0,5 cm kalınlığında olan multilif kolimatör sistemine sahiptir.

VMAT, IMRT ve 3B-KRT tedavilerinin yapılabildiği bu medikal lineer hızlandırıcıda hem mega volt seviyesinde görüntüleme almaya olanak sağlayan hem de kilo volt seviyesinde görüntüler almaya yarayan 2 adet dijital port görüntüleme sistemi mevcuttur. Bunun yanı sıra cihazda bulunan kilo volt kaynağı ve dedektörü kullanılarak 360 derece rotasyonla cone beam CT çekilmesine olanak sağlamaktadır. Çalışmada kullanılan ve Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Birimi' nde bulunan Elekta marka Sinergy model lineer hızlandırıcıya ait sistem Şekil 12' de verilmiştir.



Şekil 12. Elekta Sinergy Lineer Hızlandırıcı (MARMARA,2025)

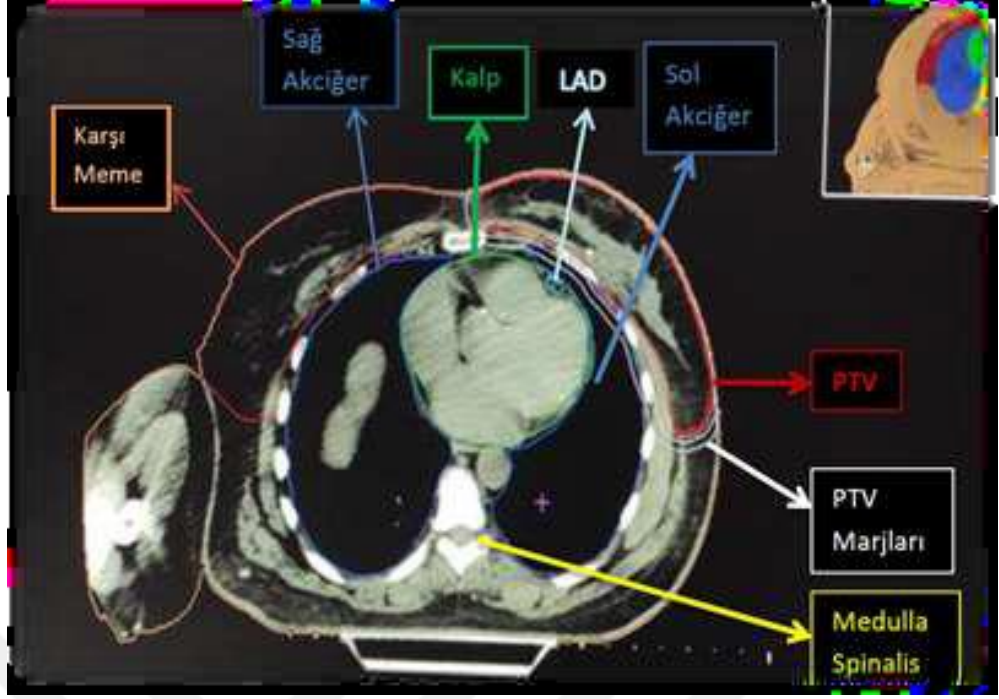
B. Yöntem

Bu tez çalışması Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Birimi' nde retrospektif olarak yapılmıştır. Klinik bünyesinde daha önce tedaviye girmiş ve tedavisi tamamlanmış 16 sol memede invaziv meme karsinomu tanısı konulmuş vakalar kullanılmıştır.

Klinik hekimleri tarafından tanısı konulmuş 16 hastaya ait PET/CT, USG vb. sonuçları değerlendirilerek tedavi kararı alınan hastalara ait belirli protokoller eşliğinde konturlama işleminin yapılabilmesi için simülasyon ünitesine yönlendirilmiştir.

Tomografi çekimi esnasında gerekli immobilizasyonlar sağlanarak bütün hastalara aynı protokoller uygulanmış ve 120 kV ile 3 mm kesit aralığında çekimler yapılmıştır. Daha sonrasında çekilen bu tomografi görüntüleri DICOM bağlantısı aracılığıyla tedavi planlama sistemi olan Monaco bilgisayarına aktarılmıştır.

Konturlama sisteminde ICRU 62 ve 83 numaralı protokoller eşliğinde klinik hekimi tarafından gerekli çizimler yapılmıştır. Çizimleri yapılan hedef hacim ve risk organları sırasıyla şöyledir; sol meme PTV, kalp, sol akciğer, sağ akciğer, karşı meme ve cilt konturu. Bunun yanı sıra hastaya ait tedavinin dozu ve tedavi süresi fraksiyon olarak reçete edilmiştir. 16 hastanın 4005 cGy doz verilmesi planlanmıştır. Build-up bölgesinin elektron dengesizliği mevcuttur ve bu nedenle hesaplama hatalarının en aza indirilmesi için sol memeye ait PTV' ler ciltten 0,3 cm içeriye çekilmiştir. Konturlaması yapılan bir hastaya ait simülasyon Şekil 13' te gösterilmektedir.



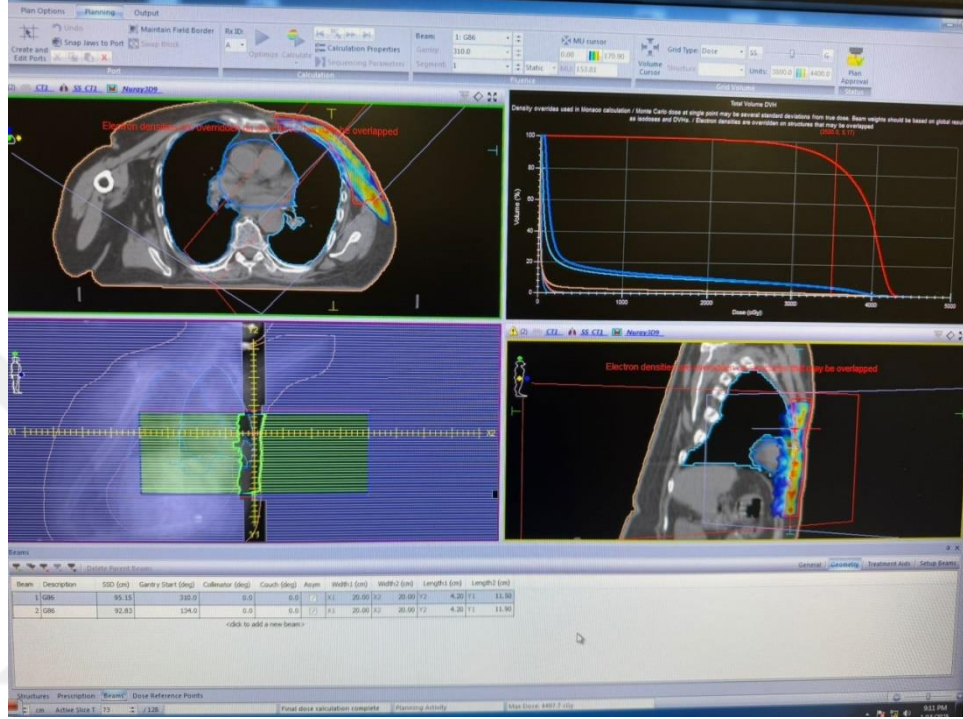
Şekil 13. Sol meme PTV konturu ve risk organ konturları

Tedavi planlama aşamasına geçmeden önce tüm konturlar kesit kesit kontrol edilerek hatalar kontrol edilmiştir. Planlamanın ilk aşamasında konformal tedavileri yapılmıştır. Hasta anatomisinin göz önünde bulundurulması gereken bu aşamada her hastaya ait karşı memenin ve diğer risk organlarının tam korunabilmesi amacıyla gantri açıları belirlenmiştir. Hasta nefes hareketi göz önüne alınarak sol meme PTV yapısına 2 cm' lik ciltten açıklık bırakılmıştır. İç ve dış tanjansiyel gantri açıları belirlenen hastaların tamamında kolimatör açıları 0 olarak verilmiştir. VMAT ve konformal planlarda 6MV foton enerjisini kullanarak konformal planlarda segmentler yardımıyla iç içe alan tekniği kullanılmıştır.

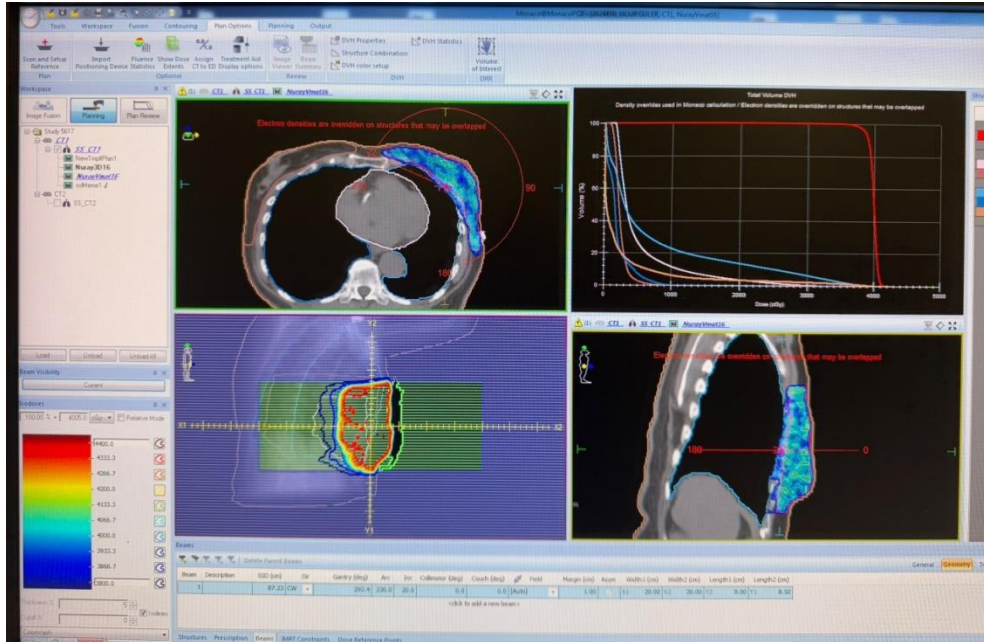
Reçete edilen 4005 cGy doz ve 15 gün olacak şekilde fraksiyon sayıları tedavi planlama sistemi üzerine tanımlanmıştır. Doz hesaplanmasının yapılmasının ardından protokoller eşliğinde risk organ dozlarının düşürülmesine ve PTV üzerinde oluşan sıcak noktaların %107 sınırını geçmemesine dikkat edilmiştir. 16 sol meme tanısı alan hasta için VMAT ve 3B-KRT planları ayrı ayrı yapılarak planlama sonucunda elde edilen doz volüm histogramı yardımıyla hastalara ait veriler toplanmıştır.

RTOG ve QUANTEC protokolleri eşliğinde PTV hacminin D_{95} , D_{mean} ve D_{max} değerleri bulunmuştur. Bunun yanı sıra kalp organı için D_{mean} ve D_{max}

değerlerine bakılmıştır. Sol akciğer içinse V_{17} ve D_{mean} değerleri bulunarak karşılaştırılmıştır. Tüm bu parametreler yanında hasta konforu ve tedavi süresinin zamanlaması açısından monitör unit değerlerine bakılmıştır. Bu tez çalışmasında yapılan bir 3B-KRT ve VMAT tedavi planı örnekleri Şekil 14' te ve Şekil 15' te verilmiştir. Yapılan diğer planlara örnekler Bulgular kısmında verilmiştir.



Şekil 14. 3B-KRT ile tanjansiyel açılar kullanılarak oluşturulan sol meme RT planı (MARMARA,2025)



Şekil 15. VMAT tekniği kullanılarak oluşturulan sol meme RT planı (MARMARA,2025)

IV. BULGULAR

A. 3B-KRT ve VMAT Tedavilerinin Hedef Volüm DVH Karşılaştırılması

Monaco 5.11.03 tedavi Planlama sistemiyle oluşturulmuş 3B-KRT ve VMAT tedavi planlarına ait hedef hacimlerin D_{95} , D_{max} ve D_{mean} değerleri Çizelge 2 ve 3' te verilmiştir.

Çizelge 2. 3B-KRT tedavi planlarındaki hedef hacim DVH değerleri

Hasta No	D_{max} (cGy)	D_{mean} (cGy)	D_{95} (cGy)
1	4439,1	3935,8	3541,7
2	4448,4	3911,0	3291,1
3	4447,0	3910,4	3197,3
4	4428,4	3984,3	3542,0
5	4449,0	3944,3	3569,5
6	4345,7	4021,7	3618,0
7	4447,4	3973,0	3503,0
8	4420,9	3956,5	3478,9
9	4362,1	3946,9	3508,1
10	4438,2	3970,0	3613,7
11	4441,4	3912,6	3618,5
12	4421,8	3962,9	3619,8
13	4417,3	3900,0	3413,1
14	4507,6	3938,1	3462,6
15	4454,1	4022,0	3745,6
16	4450,2	3965,1	3421,0
Ortalama	4432,4	3953,4	3508,9

Çizelge 3. VMAT tedavi planlarındaki hedef hacim DVH değerleri

Hasta No	D_{max} (cGy)	D_{mean} (cGy)	D_{95} (cGy)
1	4378,8	4064,0	3912,1
2	4351,7	3934,0	3256,1
3	4321,5	4002,4	3849,2
4	4317,0	4052,1	3939,7
5	4351,8	3983,2	3839,0
6	4345,7	4021,7	3897,2
7	4354,8	4035,6	3896,8
8	4392,9	4010,8	3819,6
9	4363,6	4065,6	3934,0
10	4395,3	4030,7	3873,7
11	4361,5	4002,2	3934,2
12	4384,4	4008,0	3830,8
13	4349,4	4036,7	3871,5
14	4361,5	4032,6	3900,8
15	4336,9	4014,8	3841,9
16	4378,8	4064,0	3912,1
Ortalama	4359,1	4022,4	3844,3

B. 3B-KRT ve VMAT Tedavilerinin Sol Akciğer DVH Karşılaştırılması

Monaco 5.11.03 tedavi planlama sistemiyle oluşturulmuş 3B-KRT ve VMAT tedavi planlarına ait sol akciğer D_{max} , D_{mean} ve V_{17} değerleri Çizelge 4' de verilmiştir.

Çizelge 4. 3B-KRT ve VMAT planlarına ait Sol Akciğer DVH Verileri

Hasta No	3B-KRT			VMAT		
	$V_{17}(\%)$	D_{mean} (cGy)	D_{max} (cGy)	$V_{17}(\%)$	D_{mean} (cGy)	D_{max} (cGy)
1	23,65	939,6	4273,4	19,23	870,3	4071,2
2	14,23	596,6	4083,3	20,69	991,4	4102,0
3	16,06	730,0	4196,6	20,47	935,1	4224,7
4	19,83	822,6	4245,8	24,32	1074,1	4189,0
5	16,41	700,9	3938,0	19,98	1006,3	4074,2
6	8,21	565,2	4116,1	18,10	978,2	4215,7
7	16,21	685,3	4161,8	21,99	1078,0	4204,0
8	15,67	683,4	4259,9	15,10	799,6	4269,0
9	9,83	449,1	4173,5	16,21	933,8	4228,0
10	17,97	728,5	3875,0	14,67	757,2	4011,3
11	25,26	437,7	3920,5	22,51	1100,3	4105,8
12	10,41	523,0	3998,0	10,29	628,9	4051,0
13	8,70	441,0	4079,4	12,30	704,6	4182,9
14	12,45	587,9	3717,8	10,09	660,7	4096,1
15	21,98	937,3	4207,7	16,55	807,1	4167,8
16	20,81	869,9	4379,1	15,76	745,3	4112,9
Ortalama	16,1	668,6	4101,6	17,39	879,4	4144,1

C. 3B-KRT ve VMAT Tedavilerinin Kalp DVH Karşılaştırılması

Monaco 5.11.03 tedavi Planlama sistemiyle oluşturulmuş 3B-KRT ve VMAT tedavi planlarına ait kalp D_{max} , D_{mean} ve V_{25} değerleri Çizelge 5' te verilmiştir.

Çizelge 5. 3B-KRT ve VMAT tedavi planlarının Kalp DVH değerleri

Hasta No	3B-KRT			VMAT		
	D_{max} (cGy)	D_{mean} (cGy)	V_{25}	D_{max} (cGy)	D_{mean} (cGy)	V_{25}
1	4097,5	506,2	4,99	3547,1	493,4	4,14
2	3902,1	435,5	5,31	3661,6	523,3	2,82
3	4106,0	267,5	1,53	3560,5	449,5	1,59
4	4091,0	502,1	7,55	4107,6	462,3	2,67
5	3867,0	518,2	8,07	4150,8	583,5	4,60
6	3986,8	515,0	5,28	4215,7	504,2	2,62
7	3896,5	588,0	10,30	4062,4	568,6	3,87
8	4035,0	495,8	7,17	3934,1	495,7	2,83
9	4089,9	554,5	9,81	3918,2	548,0	2,55
10	3361,4	474,4	5,49	3153,8	534,8	0,39
11	3920,5	437,7	5,24	3421,8	566,2	1,29
12	3835,3	486,7	6,90	3539,2	523,7	2,0
13	3999,3	343,6	4,28	4027,5	513,6	4,04
14	3780,4	459,7	5,30	3666,5	515,7	2,32
15	1827,9	402,1	5,07	3828,7	541,8	1,26
16	4203,8	481,3	8,82	3645,8	521,3	1,56
Ortalama	3812,5	466,7	6,31	3777,6	521,6	2,53

D. 3B-KRT ve VMAT Tedavilerine Ait Karşı Meme DVH Karşılaştırılması

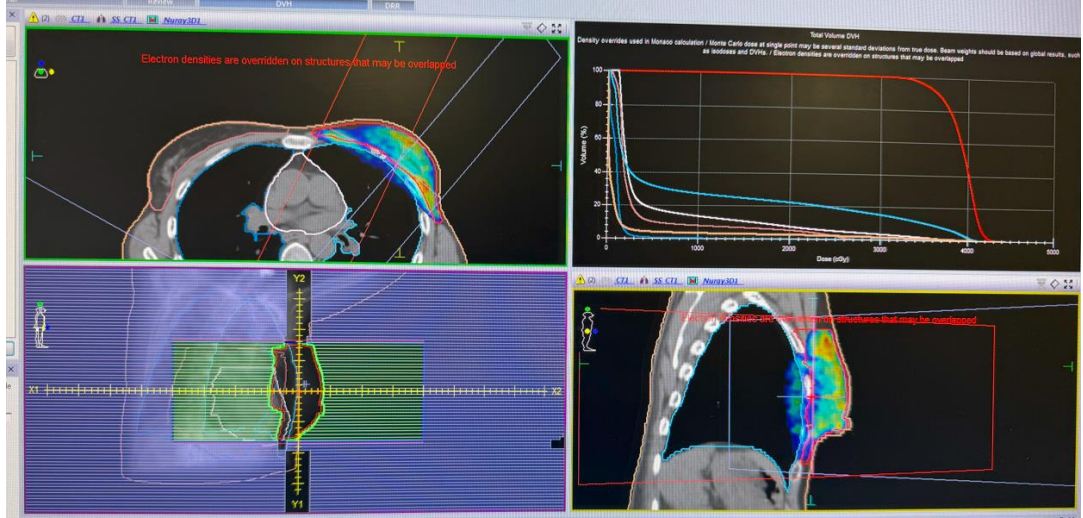
Monaco 5.11.03 tedavi Planlama sistemiyle oluşturulmuş 3B-KRT ve VMAT tedavi planlarına ait karşı meme $D_{\max}$ ve D_{mean} değerleri Çizelge 6' da verilmiştir.

Çizelge 6. 3B-KRT ve VMAT tedavi planlarının Karşı Meme DVH değerleri

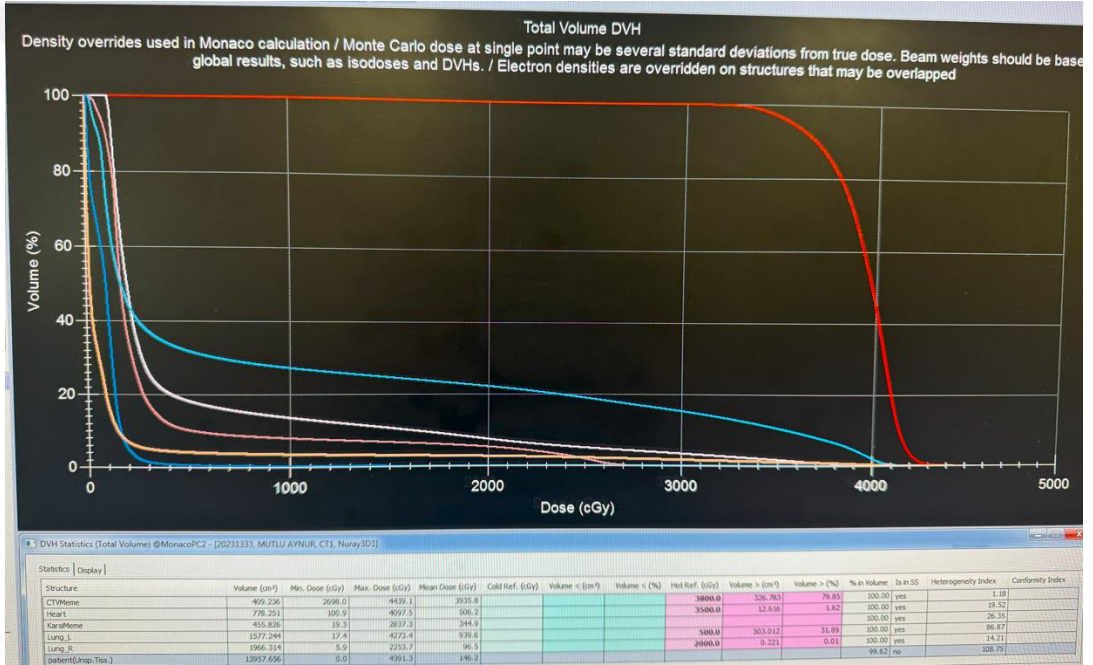
Hasta No	3B-KRT		VMAT	
	$D_{\max}$ (cGy)	D_{mean} (cGy)	$D_{\max}$ (cGy)	D_{mean} (cGy)
1	2837,3	344,9	1811,5	247,6
2	3891,1	476,2	2399,8	216,6
3	521,3	42,9	521,3	250,9
4	2928,1	121,9	1384,3	253,4
5	2615,2	42,0	1096,0	161,2
6	818,8	55,9	1961,6	319,6
7	1310,8	81,9	2201,0	284,4
8	483,9	64,5	1884,9	241,4
9	520,1	32,8	2755,9	279,9
10	2379,3	340,8	2489,3	241,8
11	395,7	30,7	1272,1	253,5
12	2163,3	79,2	2289,1	235,7
13	427,0	63,7	1310,4	233,7
14	853,3	40,3	1451,4	273,1
15	1827,9	66,0	1358,0	220,8
16	580,7	61,1	1175,1	243,0
Ortalama	1534,6	121,6	1710,1	247,3

E. 3B-KRT ve VMAT Tedavi Planları ve DVH Örnekleri

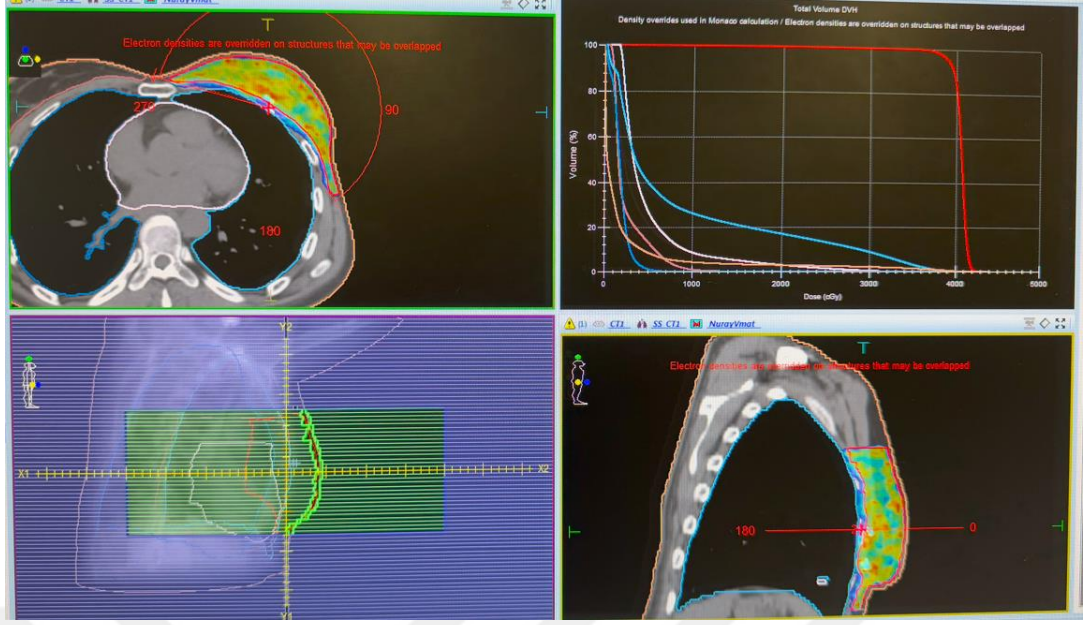
16 Hastaya ait 3B-KRT ve VMAT planlarının yapılarak elde edilen DVH verilerinin karşılaştırılması yapılmıştır. Hazırlanan planlar ve DVH verilerine ait bazı örnekler aşağıda verilmiştir.



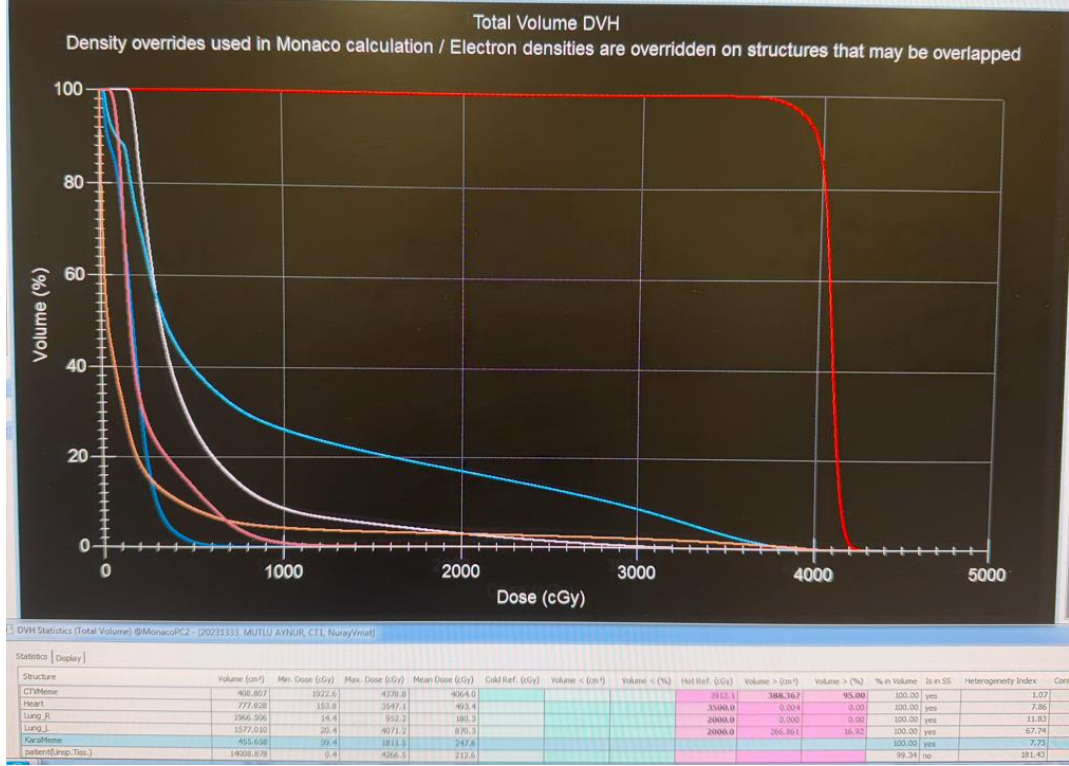
Şekil 16. 3B-KRT tedavi planı Hasta No:1 (MARMARA,2025)



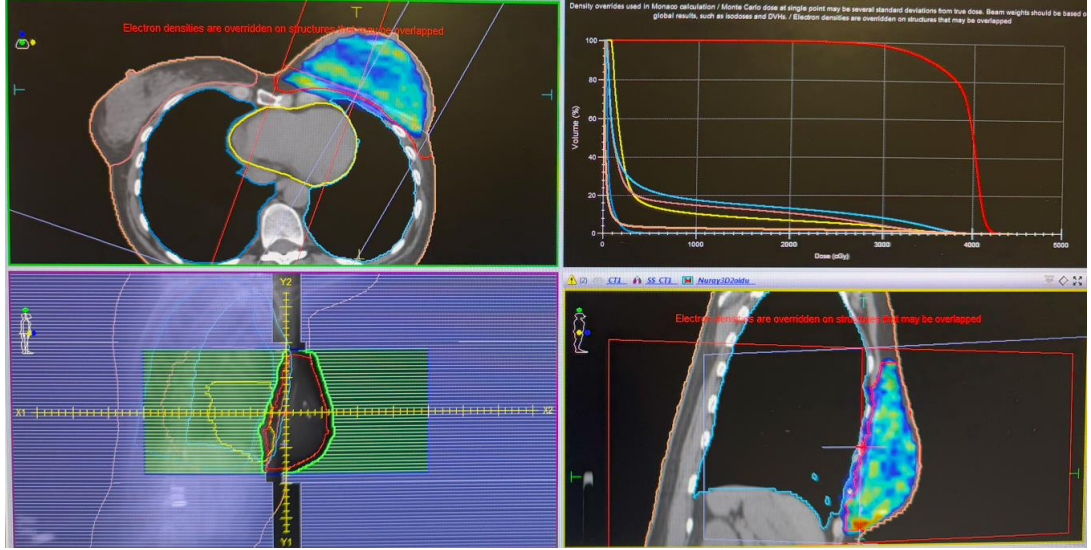
Şekil 17. 3B-KRT planına ait DVH verileri Hasta No:1 (MARMARA,2025)



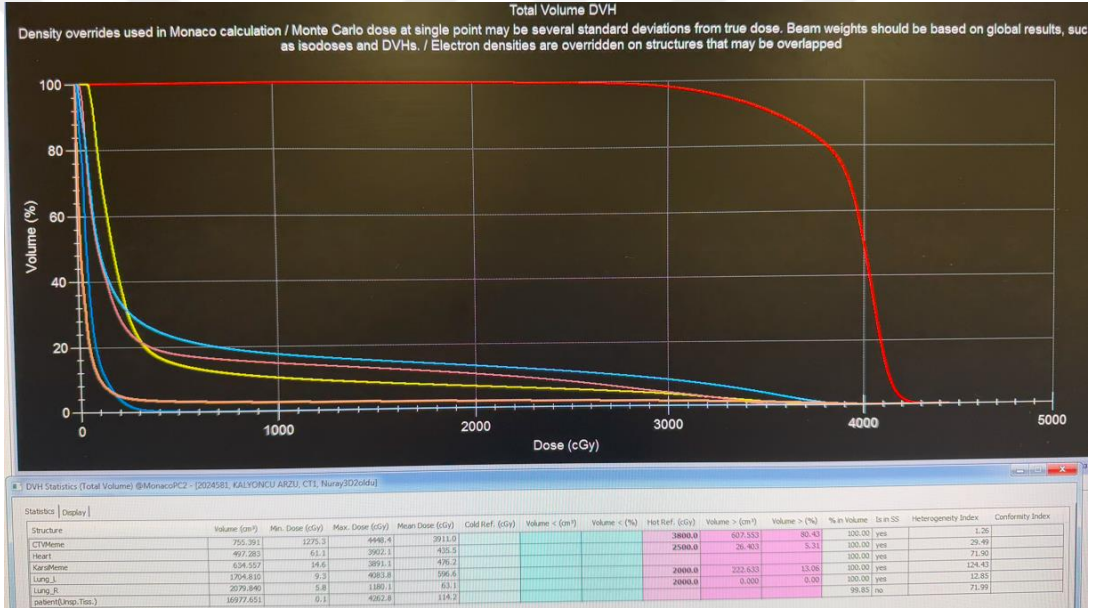
Şekil 18. VMAT tedavi planı Hasta No:1 (MARMARA,2025)



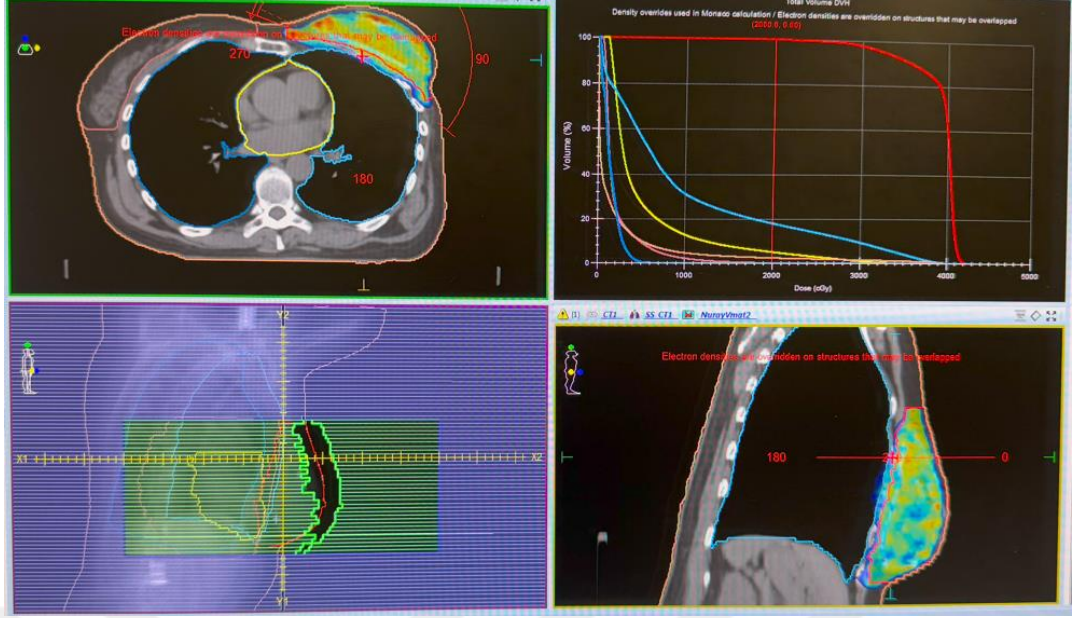
Şekil 19. VMAT tedavi planına ait DVH verileri Hasta No:1 (MARMARA,2025)



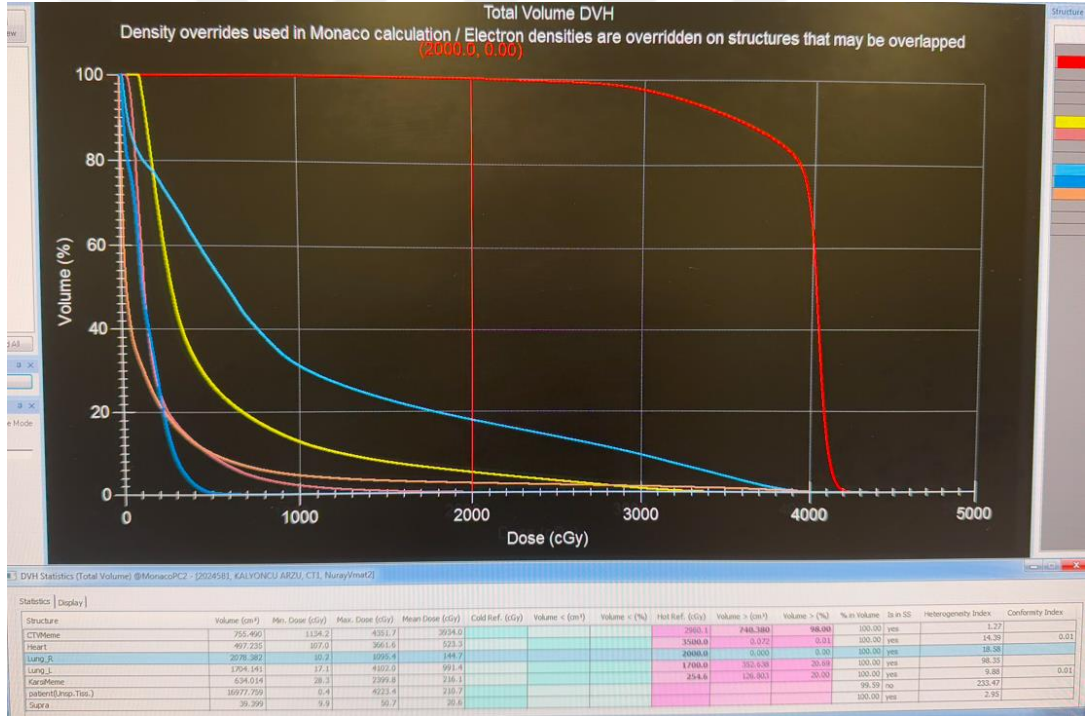
Şekil 20. 3B-KRT tedavi planı Hasta No:2 (MARMARA,2025)



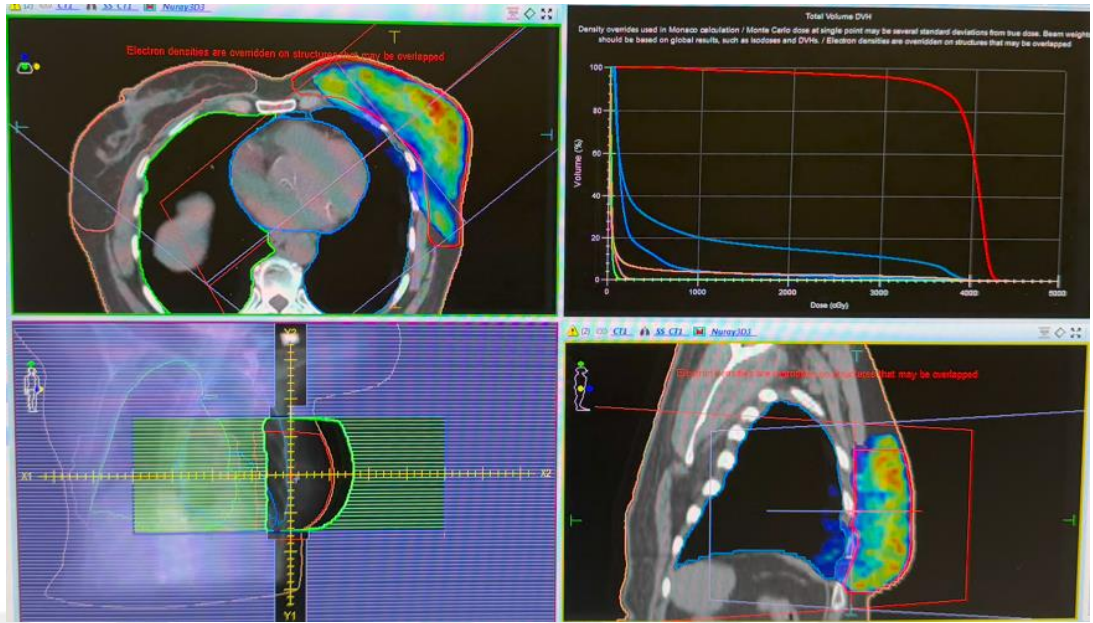
Şekil 21. 3B-KRT planına ait DVH verileri Hasta No:2 (MARMARA,2025)



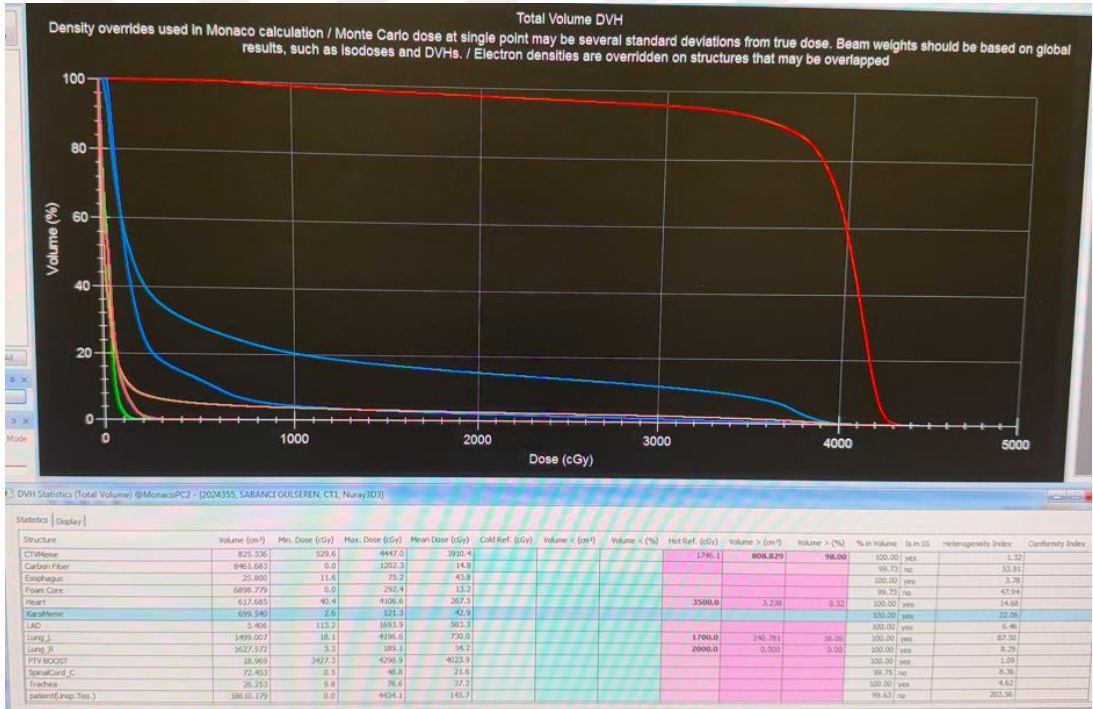
Şekil 22. VMAT tedavi planı Hasta No:2 (MARMARA,2025)



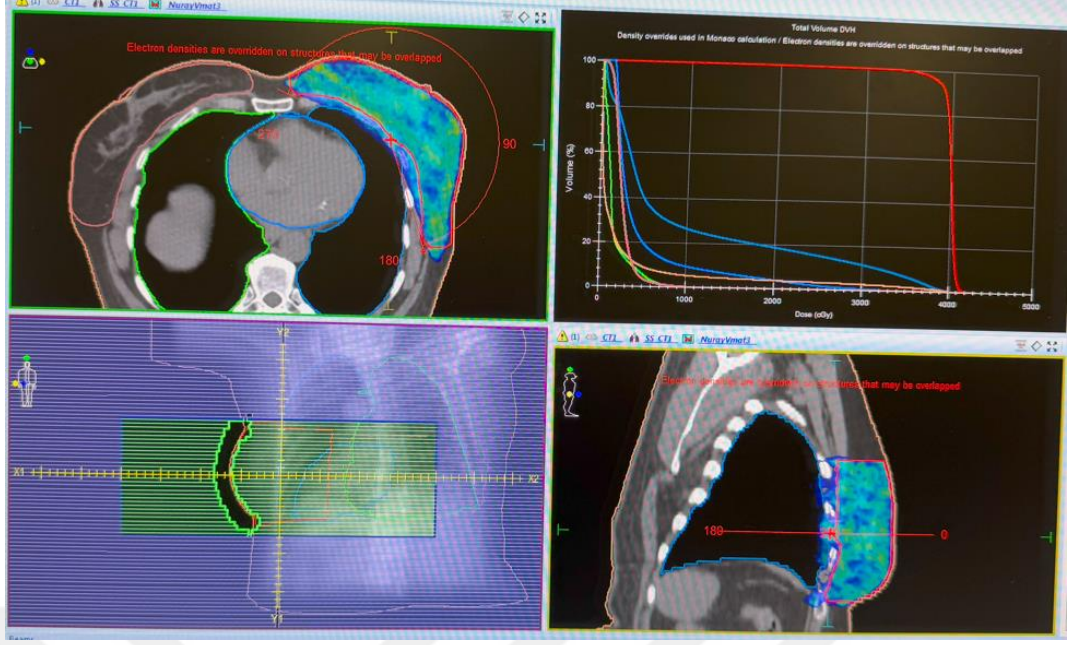
Şekil 23. VMAT tedavi planına ait DVH verileri Hasta No:2 (MARMARA,2025)



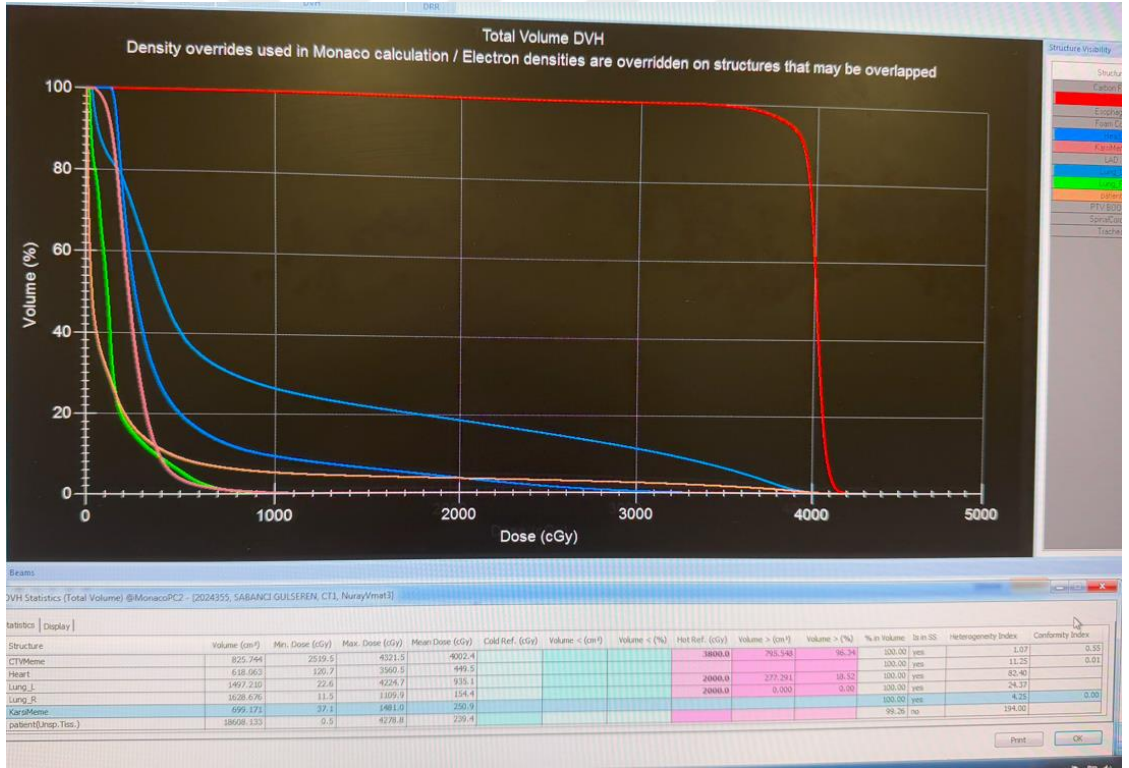
Şekil 24. 3B-KRT tedavi planı Hasta No:3 (MARMARA,2025)



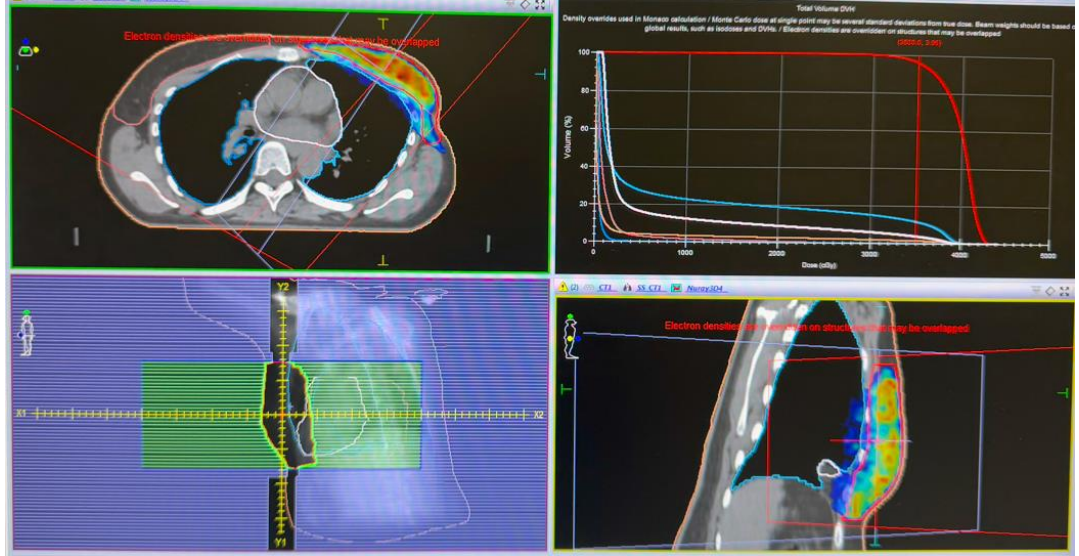
Şekil 25. 3B-KRT planına ait DVH verileri Hasta No:3 (MARMARA,2025)



Şekil 26. VMAT tedavi planı Hasta No:3 (MARMARA,2025)



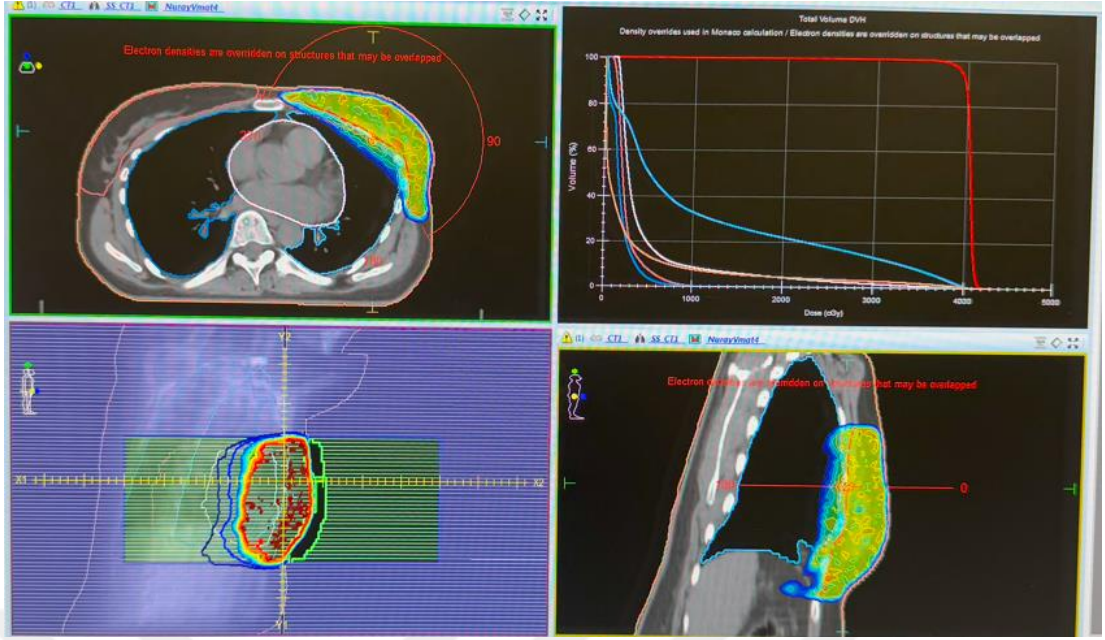
Şekil 27. VMAT tedavi planına ait DVH verileri Hasta No:3 (MARMARA,2025)



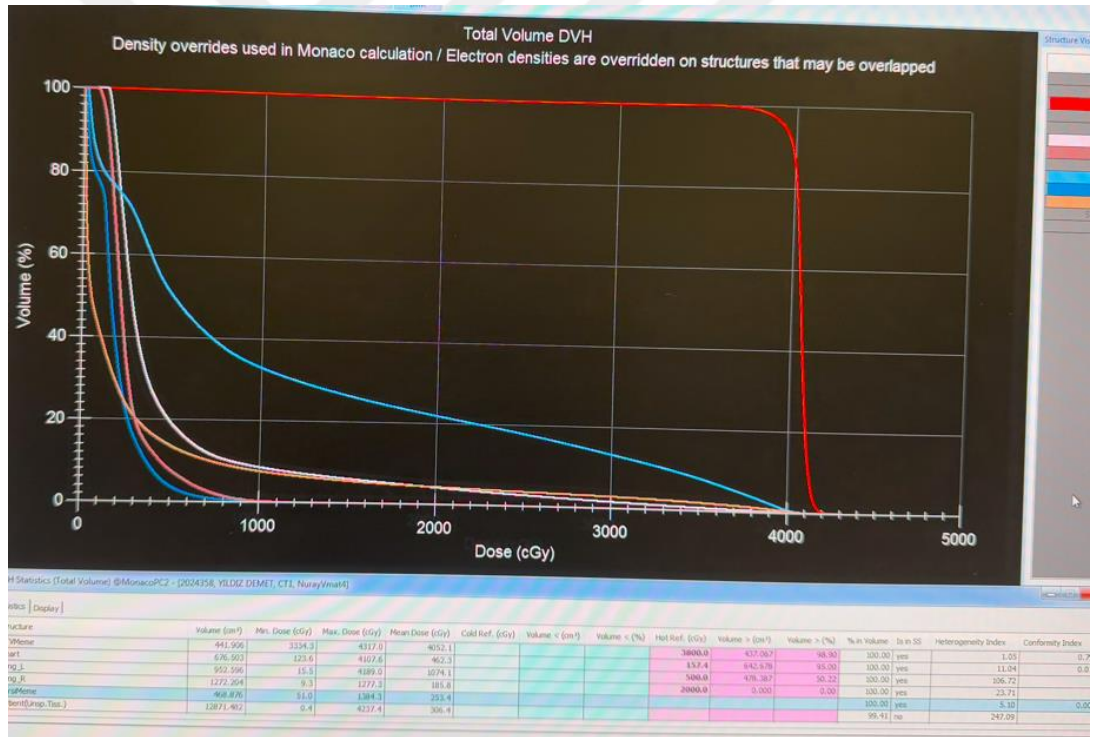
Şekil 28. 3B-KRT tedavi planı Hasta No:4 (MARMARA,2025)



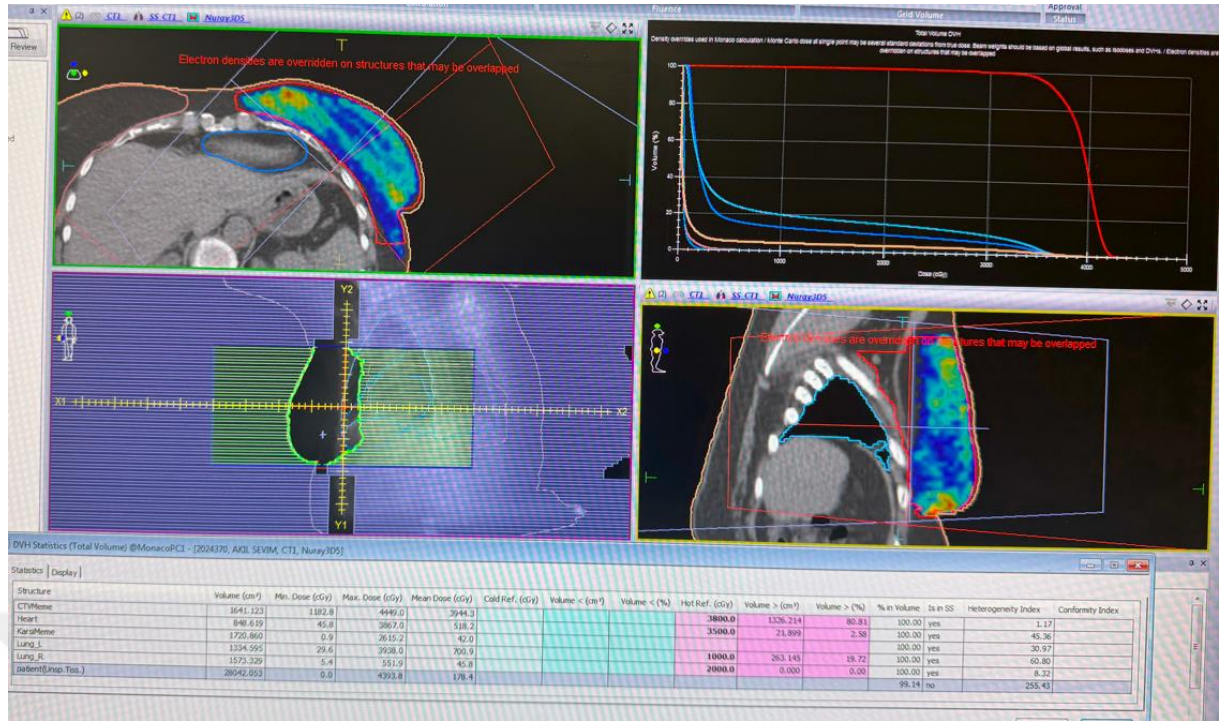
Şekil 29. 3B-KRT planına ait DVH verileri Hasta No:4 (MARMARA,2025)



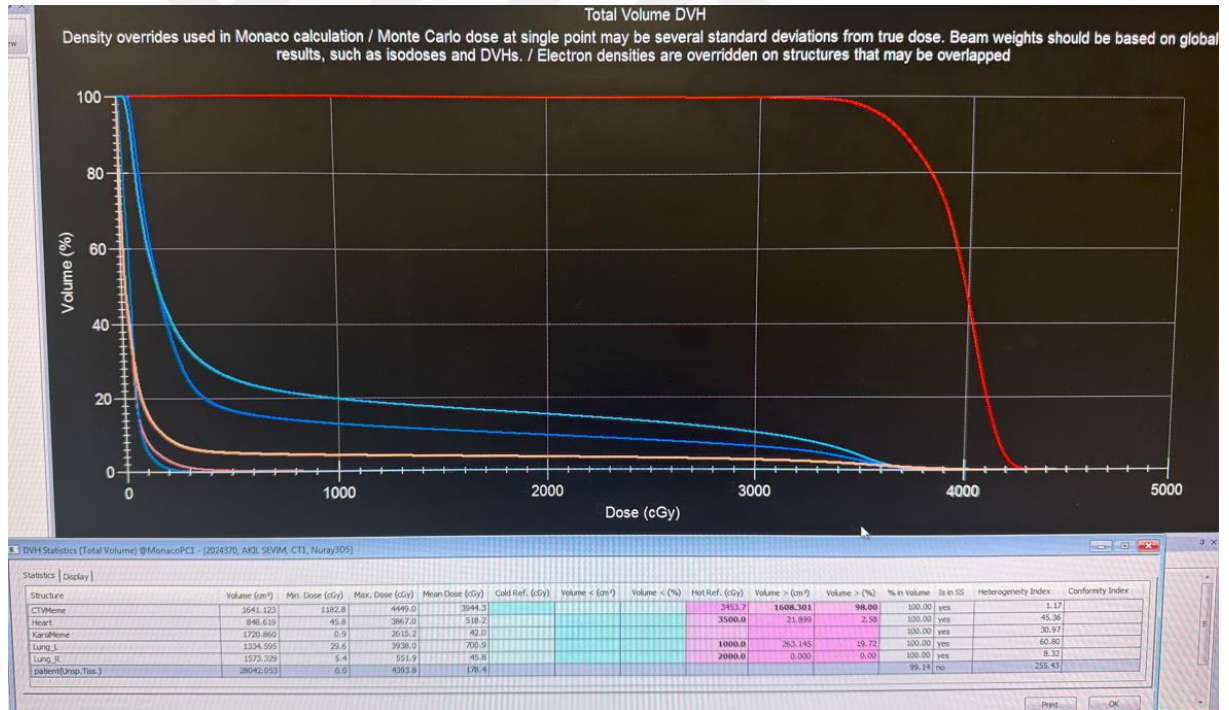
Şekil 30. VMAT tedavi planı Hasta No:4 (MARMARA,2025)



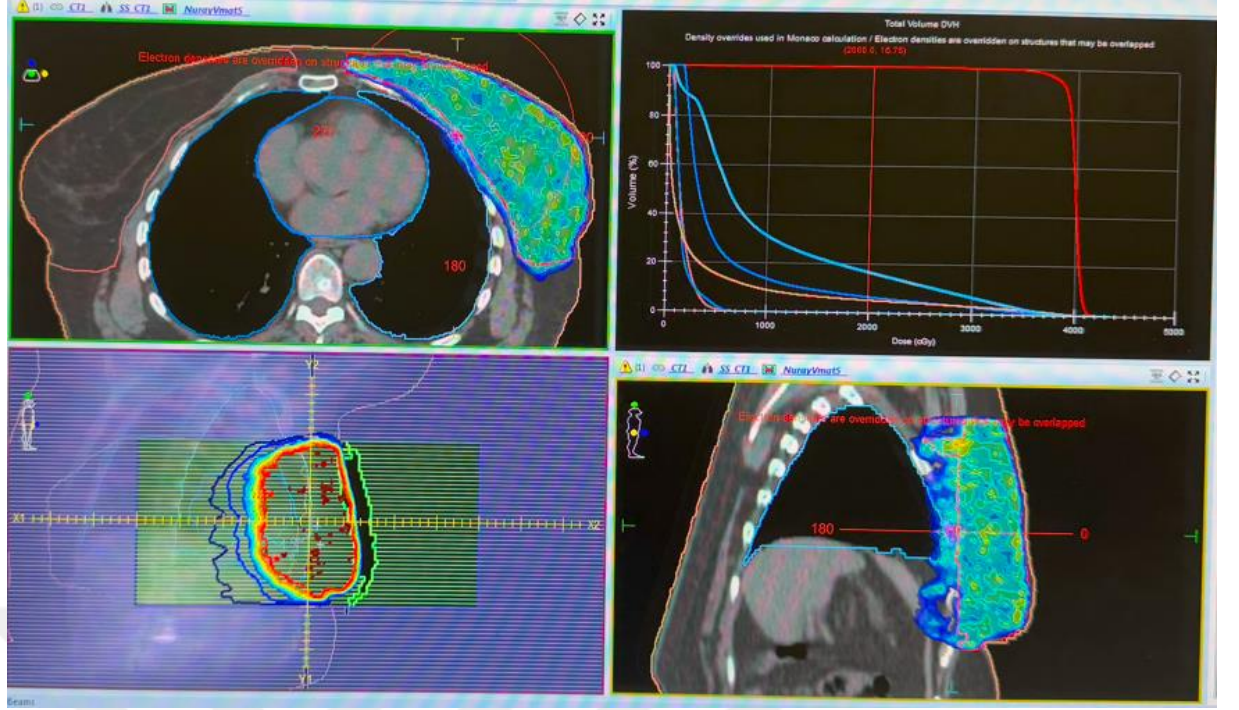
Şekil 31. VMAT tedavi planına ait DVH verileri Hasta No:4 (MARMARA,2025)



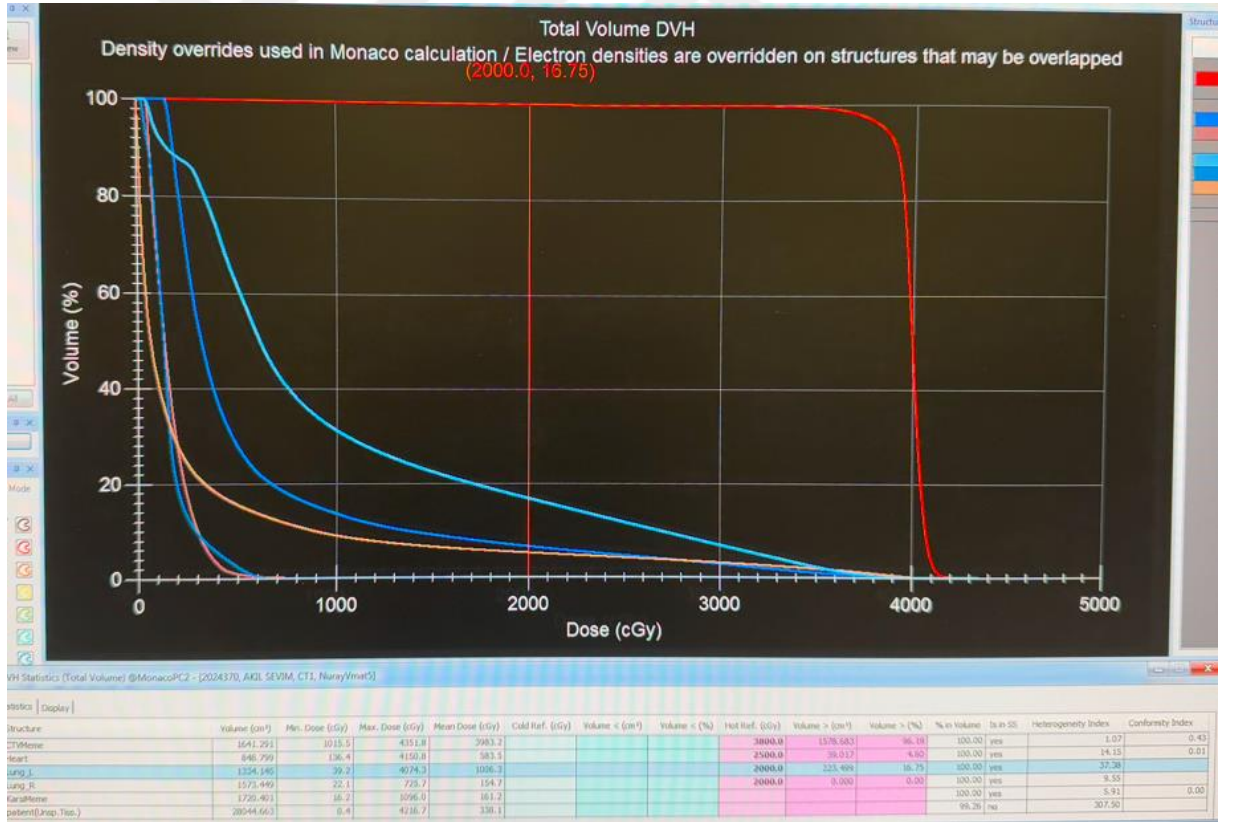
Şekil 32. 3B-KRT tedavi planı Hasta No:5 (MARMARA,2025)



Şekil 33. 3B-KRT planına ait DVH verileri Hasta No:5 (MARMARA,2025)



Şekil 34. VMAT tedavi planı Hasta No:5 (MARMARA,2025)



Şekil 35. VMAT tedavi planına ait DVH verileri Hasta No:5 (MARMARA,2025)

V.TARTIŞMA

Kadın bireyler arasında en sık görülen tür olarak meme kanseri yer alır. Bunun yanı sıra kanser ölümlerinde ise akciğer kanserinden sonra gelen diğer tür meme kanseridir.

Sol Meme kanseri olgularında radyoterapi tedavileri oldukça etkili ve önemlidir. Tedavi anında ve sonrasında oluşabilecek komplikasyonlar ve nüks durumları için ileri tekniklerin kullanılması çok önemlidir (JACC, 2021). Radyoterapi sürecinde en önemli iki durumdan birisi hedef hacme reçete edilen dozun verilmesinin yanı sıra çevre dokular ve organların en düşük doz ile korunmasını sağlamaktır. 3B-KRT'nin temel alınarak geliştirildiği VMAT tekniği ile daha homojen bir doz dağılımı elde edilmektedir. Bu teknikte homojen olmayan ve rotasyon ile optimize edilebilen foton ışın demetleri kullanılmaktadır. Konformal tedavilerde istenilen risk organ dozları elde edilebilmektedir ancak hasta bazlı düşünüldüğünde tümör lokalizasyonundan kaynaklı bu organ dozları düşürülmeye çalışılırken hedef hacim dozları istenen değerlerde tutulamamaktadır.

VMAT olarak adlandırılan yoğunluğu rotasyonla ayarlanabilen radyoterapi tekniği, iç içe alan mantığıyla oluşturulan konformal tekniğe göre daha karmaşık olmakla birlikte, artan maliyet ve tedavi süresi uzunluğuna rağmen daha sık kullanılmaktadır.

Marzieh ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda organ dozları protokoller çevresinde sağlanırken çevre dokulara daha az zarar vermeyi amaçlayan bu tekniklerde hedef hacim doz homojenitesi daha iyi sağlanabileceği gösterilmektedir.

Yaptığımız çalışmada hedef hacime ait (sol meme PTV), D₉₅ değerleri; 3B-KRT tekniğiyle oluşturulan planlarda 3508,9 cGy ortalama değere sahip bulunmuştur. VMAT tekniğiyle oluşturulan planlarda ise 3844,3 cGy ortalama değere sahip bulunmuştur. VMAT tekniği ile oluşturulan planlarda hedef hacmin

doz homojenitesi ve kapsamı bakımından bakıldığından daha iyi bir sonuç verdiği görülmüştür.

Radyasyon tedavilerinden kaynaklanan sol akciğer hasarları pnömonit ve fibrozis olarak iki farklı durumda kendini göstermektedir. Radyasyon tedavilerinin tamamlanması sonucunda takip eden süreçte 4 ila 12 hafta arasında bu komplikasyonlar ortaya çıkabilmektedir (MACRO, 2008).

GuanHua Jin ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmalarda birden çok tedavi tekniği karşılaştırılmıştır ve sol akciğer dozları incelenmiştir. Bu karşılaştırma sonucunda sol akciğere ait D_{mean} ve V_{17} değerleri VMAT tekniğinde daha avantajlı olarak bulunmuştur.

N.Salim ve arkadaşlarının yaptığı bir başka çalışmada ise konformal, IMRT ve VMAT tedavi tekniklerinin karşılaştırılması yapılarak, DVH verilerinin incelenmesi sonucunda t-IMRT tedavilerinin daha avantajlı olduğu bulunmuştur (SALIM, 2023).

Bizim çalışmamızda ise sol akciğere ait karşılaştırılması yapılan 3B-KRT tekniğinde D_{max} değeri 4101,6 cGy, D_{mean} değeri 668,6 cGy ve V_{17} 16,1 cGy ortalama değerinde bulunmuştur. VMAT tekniğinde ise bu değerler sırasıyla 4144,1 cGy, 879,4 cGy ve 17,39 cGy ortalama değerinde bulunmuştur. Değerlendirilen veriler neticesinde çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar literatürle kısmen uyumlu bulunmuştur. Sebebi ise literatür çalışmalarının çoğunda ele alınan VMAT tedavi planlarında kullanılan gantri açıları ve farklı fiziksel parametrelerdir.

1985 ve 2008 yılları arasında sol meme kanseri radyoterapisi gören kadın hastalar arasında yapılan ve CardioOncology' de yayınlanan bir çalışmaya göre, sol meme kanseri tedavisi görmüş 27 yıllık takip sonucu izlenen hastalarda, sağ meme kanseri tedavisi gören hastalara oranlara daha sık kronik arter riskinin olduğu bulunmuştur (JACC, 2021).

V. Toumas ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada dört farklı radyasyon tedavi planlamalarında kalp organına ait doz değerleri karşılaştırılmıştır. Yine yapılan başka bir çalışmada iki farklı planlama tekniği ile oluşturulan planlarda kalp dozlarına bakılmış ve VMAT tekniğinde kalp dozları her iki çalışmada da daha düşük bulunmuştur.

Toumas ve arkadaşlarının elde ettiği ortalama kalp dozuna göre çalışmamızda kalp organına ait D_{mean} dozları konformal teknikte 466,7 cGy ortalama değerlerinde bulunurken, D_{max} değerleri 3812,3 cGy ortalamasında ve V_{25} değerleri 6,31 cGy ortalama değerlerinde bulunmuştur. VMAT tekniğinde ise bu değerler sırasıyla 521,6 cGy, 3777,6 cGy ve 2,53 cGy ortalama değerlerinde bulunmuştur. Sonuçlarımız protokollere uyumlu değerlerde ve literatürle uyumlu bulunmuştur.

Sol meme kanseri tedavilerinde karşı memeye ait organ dozu dikkate alınmalıdır. Uzun süre devam eden takiplerde radyasyona bağlı olarak karşı memede kansere neden olabilecek durumlar yaşanabilir bu nedenle karşı meme dozları dikkate alınmalıdır ve önemli bir parametredir.

Yapılan in vivo çalışmalar sonucunda bazı sonuçlar elde edilmiştir. YART bazlı tanjansiyel açıları içeren tedavilerde iyi bir doz homojenliğine karşın karşı memenin dozunun azaltıldığı gözlemlenmiştir. Karşı meme şeklinin ve sol memeye yakınlığının göz önüne alınmasıyla tanjansiyel alan sınırlarına yakınlığının değerlendirilmesi ile karşı meme dozunun doğrudan bir şekilde etkileneceği gözlenmiştir (NANDURI, 2007).

Viren ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmayla karşı memeye ait alınan dozlar konformal planlarda D_{mean} değeri 1200 cGy ve VMAT planlarında 2260 cGy bulunmuştur. Çalışmamızda bu değerler konformal planlar için 121,6 cGy ve VMAT planları için 247,3 cGy bulunmuştur. D_{max} değerleri ise konformal ve VMAT planları için sırasıyla 1534,6 cGy ve 1710,1 cGy bulunmuştur. D_{mean} dozları literatürle uyumsuz ve daha düşük bulunmuştur ve nedeni kontur çizimlerinin düzensizliği, hasta anatomisi ve ayrıca planlama tekniklerinde kullanılan fiziksel parametrelere bağlı olarak değişmekte olduğu düşünülmektedir.

VI. SONUÇ VE ÖNERİLER

16 sol meme kanseri tanısı almış hasta verilerinin kullanıldığı retrospektif olarak yapılan bu çalışmada, 3B-KRT ve VMAT planlama teknikleriyle oluşturulan tedavi planlarından elde edilen verilerin dozimetrik olarak karşılaştırılması yapılmıştır. Günlük 267 cGy fraksiyon dozu ve 15 fraksiyon sayısı ile toplamda 4005 cGy doz reçetesi ile tedavi planları yapılmıştır. Radyasyon tedavilerine bağlı olarak ileri süreçlerde oluşacak komplikasyonların en aza indirilmesi amacıyla, bu iki tedavi planlama tekniğinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Her iki teknik için avantajlı ve dezavantajlı durumlar saptanmıştır. Bu tekniklerle oluşturulmuş planlarda hedef hacimlere ait D_{95} , D_{max} ve D_{mean} değerleri karşılaştırılarak homojen doz dağılımları incelenmiştir. Bunun yanı sıra sol akciğer ve kalp organlarına ait incelenen DVH verilerinde D_{mean} , D_{max} , V_{25} ve V_{17} değerleri karşılaştırılmıştır.

Seçilen 16 hastaya ait sol meme tedavi planları incelendiğinde hedef volümlerin homojen doz dağılımları ele alındığında VMAT tekniği daha başarılı olmuştur. Hedef hacimlerin doz sınımları daha yüksektir. Bu teknikte D_{95} ve D_{mean} değerleri daha yüksektir. Buna bağlı olarak VMAT tekniğinde D_{max} değerleri daha fazla bulunmuştur. Konformal tedavi planlarında gerek D_{95} gerekse D_{mean} değerleri VMAT planlarına göre oldukça düşüktür. Yapılan çalışmalarda hedef volümlerde yetersiz kalan doz sınımlı bölgelerinde nüks olma ihtimali yüksek bulunmuştur.

Hedef hacim kıyaslamasında ve risk organ dozlarının karşılaştırılmasında QUANTEC protokolleri kullanılmıştır. Elde edilen çalışma verilerine bakıldığında sol akciğer risk organların değerlendirilen kriterleri 3B-KRT tekniğinde daha düşük bulunmuştur. Çünkü PTV dozlarına bakıldığında VMAT tekniğinde daha fazla doz sınımlı mevcuttur. Kalp ve karşı meme risk organ dozlarına bakıldığında konformal teknikte doz değerleri daha düşük bulunmuştur. Yine bu duruma sebep olan kullanılan gantri açıları ve diğer fiziksel parametreleri içermektedir. Bunun neticesinde hem PTV dozlarının homojenitesi

ve doz sarımının fazla olması hem de risk organ dozlarının protokoller içerisinde kalması açısından VMAT tekniğinin daha fayda sağlar olduğu düşünülmektedir.

VMAT tekniği ile oluşturulan planlarda MU sayısı daha fazladır çünkü segment sayısı konformal tedavi planlarında oluşturulan segment sayısından çok fazladır. Bunun yanı sıra gerek MU değerlerinin artması gerekse plan kalite kontrollerinin yapılmasından dolayı daha maliyetli ve tedavi süresi olarak daha uzun sürmektedir. Tedavi sürelerinin uzaması hasta immobilizasyonu açısından VMAT tedavilerinde bir dezavantaj oluşturmaktadır. Ancak VMAT tekniğiyle oluşturulan sol meme kanseri radyoterapi planlarının birçok açıdan daha avantajlı olduğu görülmüştür. Klinik uygulamalarda bu tedavi yönteminin tercih edilmesi gerekmektedir.



VII. KAYNAKÇA

KİTAPLAR

ADAMI HO, Malke B, **The relation between survival and age at diagnosis in breast cancer**. N Engl J Med 1986;315(9):559-63.

CARLSON, L. E. (2021), **Left Breast Radiation Therapy Doubles CV Disease Risk vs. Right Breast Radiation Therapy in Young Women**, AMERICAN COLLEGE of CARDIOLOGY

CİNOĞLU M, "Modifiye Radikal Mastektomi Uygulanmış Sol Meme Kanserli Olgularda 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi Alan İçinde Alan (3DCRT-Finf) Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT), Volümetrik Ayarlı Ark Terapi (VMAT) Ve Foton Elektron Radyoterapi Tekniklerinin Dozimetrik Karşılaştırılması", Bursa Uludag University, 2021.

DIXON JM, Anderson TJ, Page DL, Lee D, Duffy SW, Stewart HJ. **Infiltrating lobular carcinoma of the breast: an evaluation of the incidence and consequence of bilateral disease**. Br J Surg 1983;70(9):513-6.

ERDOĞAN P, "Hodgkin Lenfoma Tanılı Hastalarda Farklı Alan Işımlarında 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3b-Krt) Tomoterapi ve Volumetrik Ayarlı Ark Terapi (Vmat) Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Karşılaştırması", Bursa Uludag University.

GÖKÇE, Ç. **Radyoterapi Uygulama ilkeleri-2**, Ankara.

GUNDERSON, L. L. (2012). **Clinical Radiation Oncology 3th Edition**, Elsevier, Philadelphia, ss. 95-133.

HARRIS L, FRITSCH H, Mennel R, et al. **American Society of Clinical Oncology 2007 update of recommendations for the use of tumor markers in breast cancer**. J Clin Oncol 2007;25(33):5287-312.

HARVEY JM, Clark GM, **Estrogen receptor status by immunohistochemistry is superior to the ligand-binding assay for predicting response to adjuvant endocrine therapy in breast cancer.** J Clin Oncol 1999;17(5):1474-81.

HOLMBERG L, Adami HO, Ekbom A, Bergstrom R, Sandstrom A, Lindgren A. **Prognosis in bilateral breast cancer. Effects of time interval between first and second primary tumours.** Br J Cancer 1988;58(2):191-4.

IAEA. (2008). **Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Modulated Radiotherapy**, International Atomic Agency, Vienna. 76

ICRU 83. (2016). **The International Commission on Radiation Units and Measurements Journal of the ICRU Report 83.**

ICRU. (1999). **Supplement to ICRU Report no.50.** Bethesda, International Commission on Radiation Units and Measurements.

ICRU. (2005), **Basic For Dosimetric Quantities Used in Radiological Protection**, International Commission On Radiological Protection Committee 2, 21,110,05.

KELSEY JL, **Reproductive factors and breast cancer.** Epidemiol Rev 1993;15(1):36-47.

KHAN, F. M. (2011). **Khan's Lectures: Handbook of the Physics of Radiation Therapy, Baltimore:** Lippincott Williams and Wilkins. 2011.

KHAN. M. (2010), **The Physics of Radiation Therapy**, Minneapolis, Wolter Kluwer, Sayı 5.

LI CI, Uribe DJ, Daling JR. **Clinical characteristics of different histologic types of breast cancer.** Br J Cancer 2005;93(9):1046-52.

MAKALELER

ÇAKIR, A. (2013), **Quality assurance methods for intensity modulated radiotherapy**, İstanbul Türk Onkoloji Dergisi, ss.81-90.

- ICRU. (1994). **Recording and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Report 50**, Medical Physics Dergisi, 21, 6, 833-834 s.
- LOW, D.A. (2011), **Dosimetry tools and techniques for IMRT**, Medical Physics Dergisi, 38: ss. 1313-1338.
- NELSON HD, Fu R, Cantor A, Pappas M, Daeges M, Humphrey L. **Effectiveness of Breast Cancer Screening: Systematic Review and Meta-analysis to Update the 2009 U.S. Preventive Services Task Force Recommendation**. Ann Intern Med 2016;164(4):244-55.
- O'BRIEN J, Breast Cancer Staging AJCC Cancer Staging Manual 8th Edition.
- ÖZSEVEN A, **"Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Tekniğinde Kullanılan Volumetrik Görüntüleme Sistemlerinin Kalite Kontrolü ve Bu Sistemlerin Hasta Tedavisinde Kullanılması"**, Ankara Üniversitesi (Turkey), 2024.
- PARKER, R.G. (1991), **"Radiation Oncology in Integrated Cancer Management"**, Report Of The Inter-Society Council For Radiation Oncology. Philadelphia, ss. 8.
- PETITHEAN A, Achatz MI, Borresen-Dale AL, Hainaut P, Olivier M. **TP53 mutations in human cancers: functional selection and impact on cancer prognosis and outcomes**. Oncogene 2007;26(15):2157-65.
- PRABHAKAR, R. ve JULKA, P. K. (2007), **Comparison of Contralateral Breast Dose for Various Tangential Field Techniques in Clinical Radiotherapy, Technology in Cancer Research and Treatment**, cilt 6, sayı 2, ss.135-138.
- SALİMİ, N. (2023), **"Cardiac dose in the treatment of synchronous bilateral breast cancer patients between three different radiotherapy techniques (VMAT, IMRT, and 3D CRT)"**, Discover Oncology Dergisi.
- SHİMOHİGASHİ, Y. (2012), **"Angular dependence correction of MatriXX and its application to composite dose verification"**, Journal of Applied Clinical Medical Physics Dergisi, 6, 13(5), 3856.

TANDON AK, Clark GM, Chamness GC, Ullrich A, McGuire WL. **HER-2/neu oncogene protein and prognosis in breast cancer**. J Clin Oncol 1989;7(8):1120-8.

VAN DYK, J. (1993), "P.C. **Commissioning and quality assurance of treatment planning computers**", International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 26, 2, ss. 261- 273.

VERONESI U, Galimberti V, Paganelli G, Maisonneuve P, Viale G, Orecchia R, et al. **Axillary metastases in breast cancer patients with negative sentinel nodes: a follow-up of 3548 cases**. Eur J Cancer 2009;45(8):1381-8.

YAGHJYAN L, et al. **Mammographic breast density and subsequent risk of breast cancer in postmenopausal women according to tumor characteristics**. J Natl Cancer Inst 2011;103(15):1179-89.

TEZLER

YEDEKÇİ, F.Z. (2013), "**Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Tekniğinde in Vivo Dozimetri İçin Elektronik Portal Görüntüleme Sistemi (EPID) ve Diyot Dedektörlerin Kullanılması**", Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, ss. 65.

EKLER

Ek-1: Yazışmalar

Ek-2: Etik Kurul Raporu



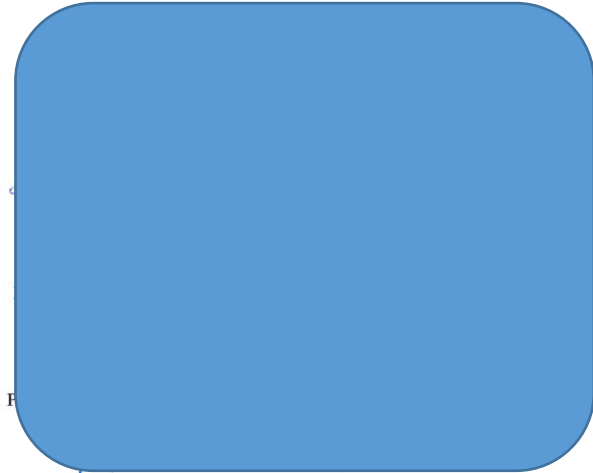
Ek-1: Yazışmalar

İLGİLİ MAKAMA

Sorumlu yürütücüsü olduğum “Sol Meme Kanseri Radyoterapisinde Konformal Ve Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Karşılaştırılması” isimli çalışma İstanbul Aydın Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu’na sunulacaktır.

Bu araştırmanın Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında yapılabilmesi için gereken izin verilmesini arz ederim.

30/09/2024



Ek-2: Etik Kurul Raporu



T.C. İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARI

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	SOL MEME KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE KONFORMAL VE HACİMSEL YOĞUNLUK AYARLI ARK TERAPİ PLANLAMA TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI
--------------------------	---

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Dr. Öğr. Üyesi Eylem Gülce ÇOKER			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Mühendislik Fakültesi			
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	-			
	VARSA DESTEKLEYİCİ	-			
	VARSA PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	-			
	VARSA DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN TİPİ	Gözlemsel çalışmalar	☐		
		Anket ve ölçek çalışmaları	☐		
		Dosya ve görüntü kayıtları kullanılarak yapılan retrospektif arşiv taramaları çalışmaları	☒		
Kan, idrar, doku, görüntü gibi biyokimya, mikrobiyoloji, patoloji ve radyoloji koleksiyon materyalleriyle veya rutin muayene, tetkik, tahlil ve tedavi işlemleri sırasında elde edilmiş materyallerle yapılacak çalışmalar		☐			
Genetik materyalle yapılacak araştırmalar		☐			
Diğer :					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK	ÇOK MERKEZLİ	ULUSAL X	ULUSLARARASI	

Etik Kurul Başkanının Unvanı: [Redacted] ÇOKER

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	SOL MEME KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE KONFORMAL VE HACİMSEL YOĞUNLUK AYARLI ARK TERAPİ PLANLAMA TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI
--------------------------	--

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	30.09.2024	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	30.09.2024	Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı		Açıklama
	DİLEKÇE (ÖN BİLGİ FORMU)	30.09.2024	
	ÇALIŞMA AKIŞ ŞEMASI	30.09.2024	
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	30.09.2024	
	ARŞİV MATERYALİ KULLANIMI İÇİN TAAHHÜTNAME	30.09.2024	
	DİĞER:	30.09.2024	Beyan Formu, Helsinki Bildirgesi, Kurum İzni, İKU Bilgilendirme Belgesi, Özgeçmişler, Literatürler
	Karar No: 98/2024	Tarih: 09.10.2024	
KARAR BİLGİLERİ	Sayın, Dr. Öğr. Üyesi Eylem Gülce ÇOKER İstanbul Aydın Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 09.10.2024 tarihinde yapılan olağan toplantısında danışmanlığını yürüttüğünüz "Nuray Çolak Aytekin" isimli öğrencinize ait "SOL MEME KANSERİ RADYOTERAPİSİNDE KONFORMAL VE HACİMSEL YOĞUNLUK AYARLI ARK TERAPİ PLANLAMA TEKNİKLERİNİN DOZİMETRİK KARŞILAŞTIRILMASI" konulu yüksek lisans tez çalışmanız ile ilgili alınan 98/2024 no'lu karar gereği; başvuru dosyanız ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenerek etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "Oy birliği" ile karar verilmiştir. Bilgilerinize sunarım.		

Etik Kurul
Unvanı/Adı
İmza:

adiğı her sayfaya imza atmalıdır.



İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Erman Bülent TUNCER

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Birimi	Araştırma ile ilişki		Katılım	
Prof. Dr. Erman Bülent TUNCER	Protetik Diş Tedavisi	Diş Hekimliği Fakültesi	E	H X	E	H
Prof. Dr. Hatice Aysel ALTAN	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu	E	H X	E	H
Doç. Dr. Türkiz VERİMER	Farmakoloji	Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu	E	H X	E	H
Prof. Dr. Hafize SEZER	Biyoistatistik	Tıp Fakültesi	E	H X	E	H
Prof. Dr. Demet Funda BAŞ Doç. Dr. Edibe EGİL	Nöroloji Pedodonti	Tıp Fakültesi Diş Hekimliği Fakültesi	E E	H X H X	E E	H H X
Doç. Dr. Hasret AYYILDIZ CİVAN	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Tıp Fakültesi	E	H X	E	H
Prof. Dr. Ebru CEYLAN	Hukuk	Hukuk Fakültesi	E	H X	E	H
Dr. Öğr. Üyesi Özge YILMAZLI	Tıbbi Mikrobiyoloji	Tıp Fakültesi	E	H X	E	H
Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin KAZAN	Gazetecilik	İletişim Fakültesi	E	H X	E	H
Dr. Öğr. Dilek YILDIRIM	Hemşirelik	Sağlık Bilimleri Fakültesi	E	H X	E	H

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: P
İmza:

Not: E

yfaya imza atmalıdır.

TEŞEKKÜR YAZISI

Sol Meme Kanseri Radyoterapisinde Konformal Ve Hacimsel Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi Planlama Tekniklerinin Dozimetrik Karşılaştırılması isimli tez çalışmamda klinik içi çalışmalarımı yapabilmemde emeği geçen;

Marmara Üniversitesi Pendik Eğitim ve Araştırma Hastanesi Başhekimliğine,

Kurum yetkilisi aynı zamanda 2. Danışmanım Prof. Dr. Zerrin ÖZGEN'e,

Medikal Fizik Uzmanı Turgut TAŞÇI, Tarık SÜTCÜ ve Özgür BORAN'a,

Klinik yetkili ve sorumlularına teşekkürü bir borç bilirim.



ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad: Nuray ÇOLAK AYTEKİN

ÖĞRENİM DURUMU:

Lisans: 2012, Uludağ Üniversitesi, Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü

Yüksek Lisans: 2018, Balıkesir Üniversitesi, Fizik Anabilim Dalı, Fizik Bölümü.

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR:

Kuru, H., Aytekin, N.Ç., Köçkar, H., Hacıismailoğlu, M., Alper, M., 2019. Effect Of NiFe Layer Thickness On Properties Of NiFe/Cu Superlattices Electrodeposited On Titanium Substrate, *Journal of Materials Science-Materials in Electronics*, 30(19), 4951-4938.

Aytekin, N.Ç., Çoker, E.G., Özgen, Z., 2024. Dosimetric Comparison of Conformal and Volumetric Modulated Arc Therapy Planning Techniques in Left Breast Cancer Radiotherapy, *11. International Marmara Scientific Studies Congress December 13-15, 2024, Istanbul, Türkiye.*