



T.C.
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MİDE KANSERİNİN TEDAVİSİNDE UYGULANAN YOĞUNLUK
AYARLI RADYOTERAPİ PLANLAMA SİSTEMİ İLE 3D
KONFORMAL RADYOTERAPİ PLANLAMA SİSTEMİNDE
KRİTİK ORGAN DOZLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

Kudret BEKTAŞ
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Abdurrahman KUZHAN

GAZİANTEP
2016

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

10.03.2016

Kudret BEKTAŞ

ÖNSÖZ

Tez çalışmam sırasında göstermiş oldukları destekten dolayı Gaziantep Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Doç. Dr. Ahmet DİRİER'e,

Bu tez çalışmasının her aşamasında yardım ve desteğini esirgemeyen, zamanının bir çoğunu bana ayıran değerli hocam tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Abdurrahman KUZHAN'a,

Her türlü yardımını, manevi desteğini hiç bir zaman esirgemeyen, yapmış olduğu yardımlarla yanımda olan, çok sevdiğim dostum, iş arkadaşım Fizik Yüksek Mühendisi ve Sağlık Fizikçisi Sayın Murat KARABAŞ'a,

Görev yapmış olduğum Dr. Ersin Arslan Devlet Hastanesinde görev yapmakta olan değerli hocalarımdan başta Uzm. Dr. Meltem DAĞDELEN olmak üzere Uzm. Dr. Ayşe KÖTEK'e, Uzm. Dr. Leyla ŞEN'e, Uzm. Dr. M. Tamer Tuncer'e ve Uzm. Dr. Rima Davutoğlu'na,

Koşulsuz ve hiç bitmeyen desteğiyle her zaman yanımda olan fedakar eşime, minicik ve tatlılar tatlısı kızıma, hayatım boyunca her zaman yanımda olup desteklerini esirgemeyen çok sevgili aileme,

En içten duygularıyla yürekten teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
1. GİRİŞ	3
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Mide Anatomisi	4
2.2. Midenin Bölümleri	4
2.3. Arterleri	5
2.4. Venleri	5
2.5. Lenfatikleri	5
2.6. Sinirleri	6
2.7. Histolojisi	6
2.8. Mide Kanseri	6
2.9. Epidemiyolojisi	7
2.10. Mide Kanserinin Yayılım Şekilleri	7
2.10.1. Direkt Yayılım	7
2.10.2. Peritoneal Yayılım	7
2.10.3. Hematojen Yayılım	8
2.10.4. Lenfatik Yayılım	8
2.11. Mide Kanserinde Klinik Bulgu ve Tanı	8
2.12. Mide Kanserlerinde Evreleme	10
2.12.1. TNM sınıflandırması	10
2.12.1.1. Primer Tümör	10
2.12.1.2. Nodal Tutulum	10
2.12.1.3. Uzak Metastaz	11
2.13. Evre Grupları	11
2.14. Mide Kanserinde Tedavi	12
2.14.1. Cerrahi Tedavi	12
2.14.2. Kemoterapi	12
2.14.3. Radyoterapi	12
2.14.3.1. Preoperatif Radyoterapi	12

2.14.3.2. Postoperatif Radyoterapi	13
2.14.3.3. İntra Operatif Radyoterapi	13
2.14.3.4. Kemoradyoterapi	13
2.14.3.5. Palyatif Radyoterapi	14
2.14.3.6. Radyokemoterapiye Bağlı Yan Etkiler	14
2.15. Tolerans Dozu	14
2.16. Modern Radyoterapi Teknikleri	15
2.16.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Tekniği	15
2.16.2. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniği	15
2.16.2.1. Dinamik YART	16
2.16.2.2. Statik YART	17
2.16.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniğinin En Önemli Avantajları	
Şunlardır	18
2.17. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Tekniği ve YART Tekniğinde	
Tedavi Planlama İçin Hasta Hazırlığı	18
2.18. Radyoterapide Kalite Kontrol Testleri	19
2.18.1. Lineer Hızlandırıcı Cihazının Kalite Kontrol Testleri	19
2.18.2. Hastaya Özel Tedavi Öncesi Kalite Kontrol Testleri	20
2.19. İyon Odaları	20
2.20. İki Boyutlu İyon Odaları	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1. Çalışma Tasarımı	23
3.2. Tedavi Planlamaları İçin Seçilen Parametreler ve Hazırlık	23
3.3. Araç ve Gereçler	24
3.3.1. Siemens Somatom Emotion Marka Bilgisayarlı Tomografi	25
3.3.2. Oncentra ve Monaco Tedavi Planlama Sistemi	25
3.3.3. Siemens Artiste Lineer Hızlandırıcı Cihazı	28
3.3.4. İba Marka Dose 1 Elektrometre	29
3.3.5. İba Marka RW3 Katı Su Fantomu	29
3.3.6. İba Marka 0.65 cc Farmer Tipi İyon Odası	30
3.3.7. İba Marka CC04 İyon Odası	31
3.3.8. İba Marka MatriXX 2 Boyutlu 19577 İyon Odası	32
3.3.9. Omni-Pro I'mRT Programı	33

3.3.10. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı	33
3.3.11. YART Kalite Kontrol Testleri	33
3.3.11.1. İki Boyutlu İyon Odası Ölçüm Sonuçları	34
3.3.12. Veri Analizi	34
4. BULGULAR	35
4.1. 3BKRT ve YART Planlamalarının Analizi	35
4.2. Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Sonuçlar	35
4.2.2. İki Boyutlu İyon Odası Ölçüm Sonuçları	36
4.2.3. Nokta Doz Ölçüm Sonuçları	37
5. TARTIŞMA	38
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	41
7. KAYNAKLAR	42
8. EKLER	46
9. ÖZGEÇMİŞ	56

ŞEKİL, RESİM VE TABLOLAR

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 Mide anatomisi.....	4
Şekil 2.2 Mide de endoskopik ülser kitle görünümü.....	9
Şekil 2.3 A: Nodüler ülser tepeciğinde (ok ile işaretlenen) bikonveks menisküs işareti vardır (malign ülser). B: Ülser krateri mide duvarında (ok ile işaretlenen) düzgün marjları ve görüntüsü vardır (benign ülser).....	9
Şekil 2.4 Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde farklı yaprak pozisyonları ile elde edilen alanlarla yoğunluk ayarlı doz dağılımlarının elde edilmesi.....	16
Şekil 2.5 Dinamik YART.....	17
Şekil 2.6 Statik YART.....	17
Şekil 2.7 YART tekniklerinde segmentlerin şematik gösterimi.....	18
Şekil 2.8 İyon odası yapısı.....	21
Şekil 4.1. Planlanan ve ölçülen verilerin gama değerleri analizi.....	36

RESİM LİSTESİ

Resim 3.1 Siemens somatom emotion bilgisayarlı tomografi cihazı.....	25
Resim 3.2 Oncentra tedavi planlama sistemi.....	26
Resim 3.3 Monaco tedavi planlama sistemi.....	27
Resim 3.4 Siemens Artiste hızlandırıcı cihazı.....	28
Resim 3.5 İba marka Dose 1 elektrometre.....	29
Resim 3.6 RW3 katı su fantomu.....	30
Resim 3.7 İba marka 0.65 cc farmer tipi iyon odası.....	31
Resim 3.8 İba marka CC04 iyon odası.....	31
Resim 3.9 İba marka MatriXX 2 boyutlu iyon odası.....	32

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1 Organlara göre tolerans dozları.....	14
Tablo 4.15 2B iyon odası QA gama değerleri.....	37
Tablo 4.16 Planlamada hesaplanan ve cihazda ölçülen iyon odası nokta doz Sonuçları.....	37
Tablo 3.1 3BKRT ile 7 alanlı YART tekniğine göre analiz edilmiş PTV ve tüm kritik organların istatistiksel sonuçları.....	46
Tablo 4.1 3BKRT tekniğinde PTV aldığı % doz değerleri.....	48
Tablo 4.2 3BKRT tekniğinde karaciğerin aldığı % doz değerleri.....	48
Tablo 4.3 3BKRT tekniğinde spinal kordun aldığı % doz değerleri.....	49
Tablo 4.4 3BKRT tekniğinde sağ böbreğin aldığı % doz değerleri.....	49
Tablo 4.5 3BKRT tekniğinde sol böbreğin aldığı % doz değerleri.....	50
Tablo 4.6 3BKRT tekniğinde bilateral böbreğin aldığı % doz değerleri.....	50
Tablo 4.7 3BKRT tekniğinde kalbin aldığı % doz değerleri.....	51
Tablo 4.8 YART tekniğinde PTV aldığı % doz değerleri.....	52
Tablo 4.9 YART tekniğinde karaciğerin aldığı % doz değerleri.....	52
Tablo 4.10 YART tekniğinde spinal kordun aldığı % doz değerleri.....	53
Tablo 4.11 YART tekniğinde sağ böbreğin aldığı % doz değerleri.....	53
Tablo 4.12 YART tekniğinde sol böbreğin aldığı % doz değerleri.....	54
Tablo 4.13 YART tekniğinde bilateral böbreğin aldığı % doz değerleri.....	54
Tablo 4.14 YART tekniğinde kalbin aldığı % doz değerleri.....	55

SİMGE VE KISALTMALAR

2B	İki boyutlu iyon odası
3BKRT	Üç boyutlu konformal radyoterapi tekniği
cGy	Santi grey
CI	Konformalite indeksi
BT	Bilgisayarlı tomografi
KTV	Klinik hedef hacim
D ₉₅	Hacmin % 95'inin aldığı doz
DICOM	Tıpta dijital görüntüleme ve iletişim sistemi
DNA	Deoksiribo Nükleik Asit
DRR	Dijital grafi görüntüsü
DVH	Doz volüm histogramı
EPID	Elektronik portal görüntüleme cihazı
GİS	Gastrointestinal sistem
Gy	Grey
HI	Homojenite indeksi
MLC	Multi lif kolimatör
ITV	İnternal target volum
ICRU	Uluslararası radyasyondan korunma komitesi
YART	Yoğunluk ayarlı radyoterapi
MU	Monitor Unit
MV	Mega Volt
QA	Kalite güvenilirlik
RT	Radyoterapi
SAD	Eşmerkez ışınlama tekniği
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
SSD	Kaynak cilt mesafesi

Sv	Sievert
PORT	Postoperatif radyoterapi
PTV	Planlanan hedef hakim
PTV D ₉₅	PTV haciminin % 95'inin aldığı doz
TD	Tolerans dozu
TPS	Tedavi planlama sistemi
V ₉₅	Dozun yüzde 95'ini alan hacim
V _{20Gy}	20 Gy ve üzeri doz alan hacim yüzdesi
V _{30Gy}	30 Gy ve üzeri doz alan hacim yüzdesi
V _{40Gy}	40 Gy ve üzeri doz alan hacim yüzdesi
V _{50.4Gy}	50.4 Gy ve üzeri doz alan hakim yüzdesi
WHO	Dünya Sağlık Örgütü

ÖZET

MİDE KANSERİNİN TEDAVİSİNDE UYGULANAN YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ PLANLAMA SİSTEMİ İLE 3D KONFORMAL RADYOTERAPİ SİSTEMİNDE KRİTİK ORGAN DOZLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Kudret BEKTAŞ

Yüksek Lisans Tezi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Tez danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Abdurrahman KUZHAN

Mart 2016, 67 sayfa

Çalışmamızda cerrahi uygulanmış mide kanseri tanılı on hastada dört alanlı üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) tekniği ile yedi alanlı yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniği kullanılarak her iki planın birbirine üstünlüğü test edilmiştir. Bu amaçla bilgisayarlı tomografi (BT) cihazında sırtüstü pozisyonda çekilmiş hasta görüntüleri Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim Sistemi (DICOM) aracılığı ile Oncentra 4.3 tedavi planlama sistemine (TPS) aktarılmıştır. 3BKRT planları dört alan tekniği kullanılarak 15 mega volt (MV) foton enerjisi ile yapılmıştır. Planlanan hedef hacime (PTV) %95'lik izodoza 1.8 Gy fraksiyon dozu ile toplam 50.4 Gray (Gy) olacak şekilde plan yapıldı. YART planları Oncentra 4.3 planlama sisteminde çizilmiş olan aynı hedef hacim değiştirilmeden Monaco 5.0 planlama sistemine aktararak YART planları oluşturulmuştur. Tedavi planlarında 6 MV foton enerjisi ile yedi alan tekniği kullanılmıştır. Hedef hacim ve kritik organların almış olduğu dozların analizleri yapılmıştır. Çalışmamız sonucunda 3BKRT ile YART teknikleri karşılaştırıldığında PTV hacminin %95'inin aldığı doz açısından istatistiksel olarak fark bulunamamıştır ($p=0.909$). 30 Gy üzeri doz alan karaciğer yüzdesi için YART tekniği istatistiksel olarak üstün bulunmuştur ($p=0.001$). 30 Gy ve üzeri doz alan spinal kord yüzdesi için planlama teknikleri karşılaştırıldığında YART tekniği istatistiksel olarak üstün bulunmuştur ($p=0.001$). Tüm kritik organların ortalamalarının yüzdesine bakıldığında yüzde doz alan hacimlerin YART tekniğinde daha düşük bulunmuştur. Abdominal radyoterapi (RT) alan hastalara kritik organları daha iyi korumak için klinik yoğunluk dikkate alınarak YART önerilebilir.

Anahtar Sözcükler: İki boyutlu iyon odası, üç boyutlu konformal radyoterapi, mide kanseri, monaco planlama sistemi, yoğunluk ayarlı radyoterapi

ABSTRACT

COMPARISON OF DOSE DISTRIBUTION FOR CRITICAL ORGANS WITH INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY AND 3D CONFORMAL RADIOTHERAPY FOR GASTRIC CANCER

Kudret BEKTAŞ

Master of science thesis, Department of Radiation Oncology

Supervisor: Yrd. Doç. Dr. Abdurrahman KUZHAN

March 2016, 67 pages

In this study four field 3 dimensional conformal radiotherapy technique (3DCRT) and seven field intensity modulated radiation therapy (IMRT) techniques were compared due to determine to superiority between the treatment planning techniques in clinical use for 10 patients with gastric cancer who had surgery. Computed tomography simulation was performed supine positions, and the images of the patients were transferred by Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) to Oncentra 4.3 treatment planning system (TPS). 3DCRT planning were performed by using four field technique. The total dose of 50.4 Gy (1.8 Gy/fraction) were delivered to 95% isodose of Planning Target Volume (PTV). Target drawn on the same volume without changing the planning system Oncentra 4.3 transferred to Monaco 5.0 IMRT planning system plans were created. 6 MV photon energy and seven field techniques were used with Monaco 5.0 planning system. The analyses of doses of the target volume and critical organs were performed. As a result when 3DCRT and IMRT techniques were compared according to the 95% of PTV exposed to the dose; the plans made by IMRT technique were no statistically significant difference between 3DCRT seven field IMRT technique ($p=0.909$). When we compared the whole planning techniques according to the percentage of liver volume exposed to 30 Gy and more; between 3DCRT and seven field planning technique is found to be statistically significant ($p=0.001$). As the planning techniques according to the percentage of spinal cord volume receiving the dose of 30 Gy and more were analyzed there was a significant difference between 3DCRT and IMRT ($p=0.001$), the seven field IMRT technique was found more statically significant than 3DCRT. When we look at the result of istatistical means, we observe that percentage absorbtion volume of all critical organs decreased as percentage dose in seven field IMRT technique. Considering the clinical intensity, abdominal radiation therapy (RT) treatment is to beter protect critical organs in patients with IMRT is recommended.

Key Words: Two dimension ion chamber, three dimensional conformal radiation therapy, Gastric cancer, Monaco treatment planning system, Intensty modulated radiation thrapy

1. GİRİŞ

Kanser, günümüzde sık görülmesi ve mortalite oranının yüksek olması nedeni ile önemli bir halk sağlığı sorunudur. Tanı olanaklarının gelişmesi ve sağlık kuruluşlarının olanaklarının artması ile her yıl daha fazla kanser vakası teşhis edilmektedir. Dünya Sağlık Örgütü (WHO) verilerine göre dünyada ölüm sıralamasında kanser ikinci sırada gelmektedir (1). Sağlık Bakanlığı verilerine göre Türkiye’de mide karsinomu erkeklerde en sık görülen beşinci kanser türü iken kadınlarda altıncı sıradadır. Türkiye’de mide kanserinden ölüm, kansere bağlı ölümler içinde ikinci sıradadır (2).

Klinik olarak rezeke edilebilir mide kanserinde ana tedavi yöntemi cerrahidir. Cerrahi tekniklerdeki gelişmeye rağmen yapılan randomize çalışmalarda mide kanserlerinde tek başına cerrahi tedavi sonrası yerel ve bölgesel yineleme oranları oldukça yüksektir (3). Cerrahi tedaviye radyoterapi (RT) ve kemoterapi (KT) eklenmesiyle lokal yineleme ve sağkalım açısından daha iyi sonuçlar elde edilmiştir.

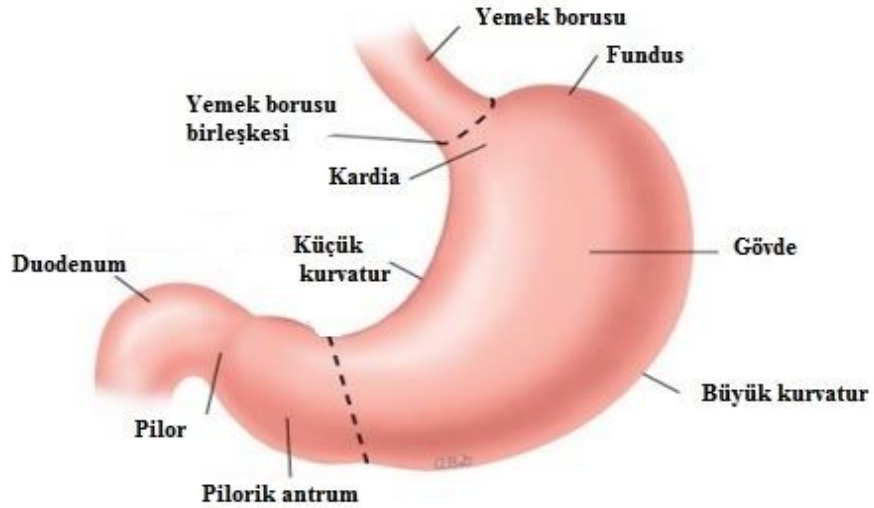
Abdominal RT alan hastalarda radyasyon dozuna bağlı olarak özellikle karaciğer, spinal kord ve böbreklerde erken ve geç dönem yan etkiler oluşabilmektedir. Modern RT tekniklerinin gelişmesi ile geç dönem komplikasyonları azaltmak amacıyla çeşitli planlama teknikleri geliştirilmiştir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniği ile yapılan planlamalarda ışınlanan karaciğer, böbrek ve spinal kord hacmi potansiyel olarak azaltılabilir.

Bu çalışmamızda cerrahi uygulanmış mide kanseri tanılı hastalarda dört alanlı üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) tekniği ile yedi alanlı YART tekniği kullanılarak tedavi sahasında olan kritik organların aldığı radyasyon dozları karşılaştırılarak birbirlerine olan üstünlükleri analiz edilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mide Anatomisi

Anatomik olarak mide; özofagus ile duodenum arasında yer alır. Kardiya, fundus, korpus, antrum ve pilor olmak üzere beş bölgeye ayrılır. Mide, yukarıda alt özofagiyal sfinkteri, aşağıda ise pilor sfinkteri ile kontrol altına alınmıştır (Şekil 2.1). Midenin kapasitesi ortalama 1000 ml dir. Özefagus ile birleştiği yer kardia adını alır ve Torokal onikinci vertebra hizasındadır. Pilor ise midenin duodenum ile birleştiği yerdir ve Lomber birinci vertebranın alt kenarı düzeyinde orta hattın bir iki cm sağ tarafında bulunur (4).



Şekil 2.1. Mide anatomisi

2.2. Midenin Bölümleri

- 1- Kardia
- 2- Fundus
- 3- Korpus
- 4-Antrum
- 5- Pilor

Kardiada belirgin bir sfinkter yapısı yok iken, pilorda tam bir sfinkter vardır. Midenin sirküler kas tabakası bu bölgede çok kalınlaşır ve pilor sfinkter kasını oluşturur (4).

Mide duvarı dört tabakadan meydana gelir. İçten dışa doğru bu tabakalar sırasıyla:

- Mukoza
- Submukoza
- Musküler tabaka
- Seroza

2.3. Arterler

Çöliak trunkusun dalı olan sol gastrik arter ile ana hepatik arterin dalı olan sağ gastrik arter küçük kurvatur boyunca uzanır. Gastroduodenal arterin dalı olan sağ gastroepiploik arter ile splenik arterin dalları sol gastroepiploik arter ve kısa gastrik arterler de büyük kurvatur boyunca dağılırlar (4).

2.4. Venleri

Mukozadan başlayan venler arterlere eşlik ederek, splenik, superior mezenterik ve portal vene doğrudan açılırlar (4).

2.5. Lenfatikleri

Lenfatikler damarları takip ederek dört primer nodal bölge oluştururlar:

1. Bölge: Sağ gastroepiploik damarların çevresinde olan lenf nodülleri olup büyük kurvaturun pilorik bölgesini drene eder (altpilorik grup).
 2. Bölge: Gastroepiploik damarların çevresinde olan lenfatikler olup kardial ve fundus bölgesini drene ederler (splenik ve omental nodal gruplar).
 3. Bölge: Sol gastrik damarlar boyunca olan lenfatikler olup midenin proksimal 2/3'ünü drene ederler (Üst gastrik veya sol gastrik nodal gruplar).
 4. Bölge ise, pilor ve distal midneyi drene eder (suprapilorik lenf nodları) (4).
- Sekonder lenf nodu bölgeleri ise çölyak aks, porta hepatis ve pankreatik gruplardır.

2.6. Sinirleri

Parasempatik ve sempatik sinirleri vardır. Sempatik sinirleri gastrik ve epiploik arterlerin çevresinde çölyak pleksustan gelir. Parasempatik sinirler ise vagustan gelir. Sol vagus önde, sağ ise arkada yer alır. Ön vagus gelen sinirler karaciğer ve safra kesesini innerve eder. Ayrıca mideyi (fundus ve corpus) ve antrumunu da innerve eden dallar verir. Arka vagus (sağ) ise, çölyak pleksusa dal verir. Ayrıca fundus, korpus ve midenin diğer yerlerini innerve eder. Sonra da distal gastrointestinal sistem (GİS)'i innerve eder (4).

2.7. Histoloji

Midenin mukoza tabakası kolumnar hücreler ile kaplıdır. Kardiyadaki yüzeyel bezler mukus salgırlarlar. Fundus ve korpusta ise oksintik bezler de denilen bezlerin içinde mukus salgılayan hücreler, pepsinojen salgılayan esas (zigomatik) hücreler, hidro klorik asit ve intrensek faktör salgılayan parietal (oksintik) hücreler ile argentaffin endokrin hücreler bulunur. Antral mukozada mukus hücreleri ve gastrin salgılayan G hücreleri bulunur (4).

2.8. Mide Kanseri

Mide kanseri tüm dünyada önemli bir sağlık sorunu olup, kansere bağılı ölümlerde ikinci sırada yer almaktadır. Mide karsinomu insidansı oldukça değışkendir. Japonya, Şili, Çin ve Rusya'da sık görölürken ABD, Kanada, Avustralya ve Fransa'da daha az görölür. Erkeklerde daha fazla görölmemtedir. (5).

Mide kanseri görölme sıklığı ölkemizde giderek artmaktadır. Doğı Anadolu'da koyu çay, sigara ve tuzlanmış et yenmesine bağılı olarak bu bölgelerde diğer bölgelere nazaran daha fazla görölürken şimdi artık bölgesel olmaktan çıkmış Türkiye'de Trakya, Karadeniz dahil bütün bölgelerde mide kanseri oranı dünya istatistiklerini geçmiştir.

2.9. Epidemiyolojisi

Mide kanseri, görülme sıklığı bakımından dünyada dördüncü, kanser ölümleri bakımından ise ikinci sırada yer almaktadır. Erkeklerde kadınlara göre daha sık görülmekte olup, erkek kadın oranı 1,5/1'dir. Kırk yaş öncesi ender görülürken elli yaşından sonra görülme sıklığı artar. Çevresel faktörler ve beslenmenin mide kanseri üzerindeki etkileri uzun yıllardan beri bilinmektedir. Tütsülenmiş, tuzlanmış ve konserve yiyeceklerin sık tüketimi, sigara içimi, helicobakter plori enfeksiyonu, pernisiyöz anemi, atrofik gastrit, parsiyel mide rezeksiyonu, beyaz olmayan ırk ve genetik faktörler ile mide kanseri gelişimi arasında nedensel ilişki varlığı gösterilmiş bulunmaktadır (6).

2.10. Mide Kanserinin Yayılım Şekilleri

2.10.1. Direkt yayılım

Mide tümörü vertikal olarak mide duvarı boyunca, horizontal olarak ise proksimalde özofagusa, distalde duodenuma doğru yayılım gösterebilir. Genellikle diffüz tip tümörler duodenuma invazyon gösterirler. Özofagus ve duodenuma invazyon direkt submukozal ve/veya subserozal yolla ya da submukozal lenfatikler yoluyla olduğundan yüzey mukoza normal görünümde izlenebilir. Mide kanserleri direkt olarak pankreas, dalak hilusu, transvers kolon, karaciğer hilusu, omentum, diyafram ve karın duvarına yayılım gösterebilir (7).

2.10.2. Peritoneal yayılım

Tüm mide duvarı boyunca yayılıp serozaya ulaşan tümörler peritoneal yayılım gösterebilir. Diffüz tip kanserlerde periton yayılımı, intestinal tipe oranla daha sıktır. Genç hastalarda, ise intestinal ve diffüz tip kanserlerde peritoneal yayılım daha sıktır. Peritoneal yayılım; asit, omental implant, pelvik cul de sac ve her iki taraf over tutulumu (Krukenberg tümörü) şeklinde karşımıza çıkabilir. Peritona yayılım gösteren tümörlerde, asit sıvısının sitolojik incelemesinde sıklıkla malign hücreler saptanır (7).

2.10.3. Hematojen yayılım

Mide kanserleri hematojen yolla en sık karaciğere yayılır. İntestinal tip karsinomlar diffüz tipe oranla daha sık hematojen yolla karaciğere yayılma eğilimindedir. Ayrıca akciğer, kemik, adrenal bez, deri, over ve uterusu hematojen yolla metastaz yapabilir (7).

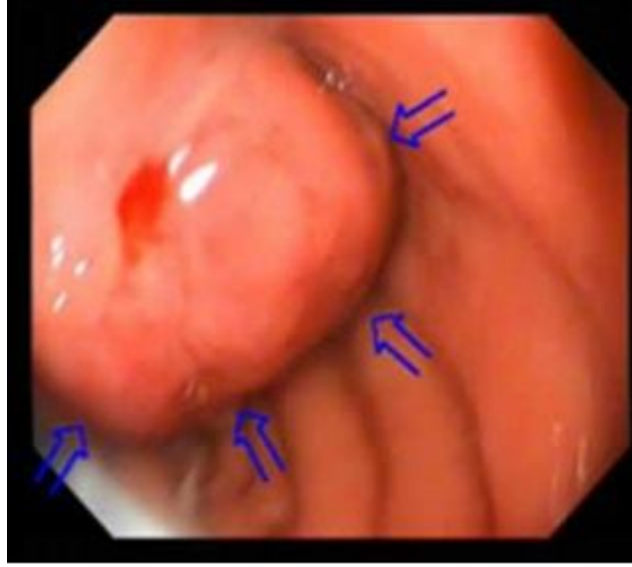
2.10.4. Lenfatik yayılım

Diffüz ve intestinal tümörlerde lenf yoluyla metastaz oranları benzer orandadır. Özellikle submukozal invazyonun olduğu, 4 cm'den büyük ve az diferansiye tümörlerde lenfatik yayılım riski daha fazladır. Lenfatik haritalama ile midenin üst 1/3'ünde yerleşimli tümörler ilk basamak olarak sağ parakardiak ve küçük kurvaturdaki lenf bezlerine metastaz yaptığı gösterilirken, orta 1/3 yerleşim gösteren tümörler sağ parakardiak, küçük kurvatur ve infrapilorik lenf bezlerine, alt 1/3 yerleşimli tümörler ise küçük kurvatur ve infrapilorik lenf bezlerine metastaz yapabilmektedir (7).

2.11. Mide Kanserinde Klinik Bulgu ve Tanı

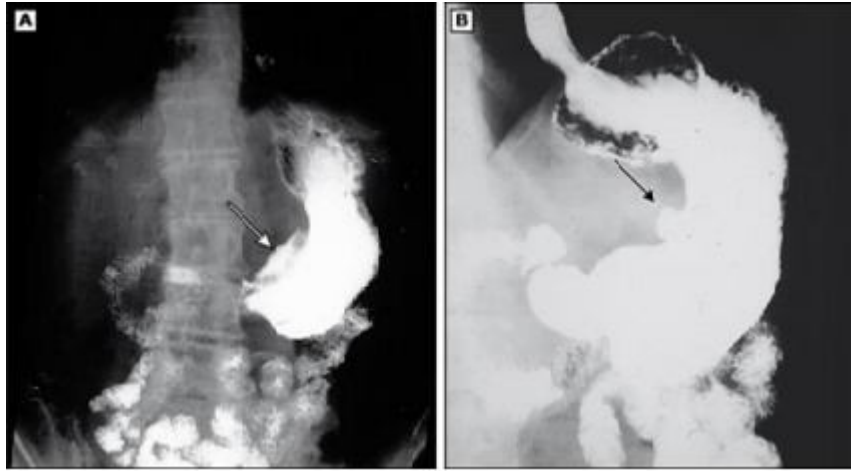
Mide kanserlerinde en sık görülen bulgular iştahsızlık, erken doyma, karında dolgunluk hissi, kilo kaybı ve kusmadır. Bulguların süresi genellikle çoğu hastada üç aydan kısa olmaktadır.

Primer tümörün doku tanısı ve anatomik lokalizasyonu en iyi üst gastrointestinal sistem endoskopi ile yapılır. Üst GİS endoskopi mide, özafagus ve duodenal lezyonların tanısında diğer diagnostik testlere göre oldukça sensitif ve spesifiktir. Gastrointestinal şikayetler ile başvuran hastalarda üst GİS endoskopinin erken kullanımıyla erken mide kanserlerinin tespitinin daha yüksek oranda olması beklenebilir. Endoskopi sırasında biyopsi alabilmek sonraki klinik tedaviler için yarar sağlayabilir (8).



Şekil 2.2 Mide'de endoskopik ülsere kitle görünümü

Baryum çalışmaları hem gastrik ülser hem de infiltrate lezyonları tanımlayabilir. Yanlış negatiflik oranı yüksek olduğundan üst GİS endoskopisi mide kanseri şüphesi olduğunda ilk tercih tanı yöntemidir (8).



Şekil 2.3. A: Nodüler ülser tepeciğinde (ok ile işaretlenen) bikonveks menisküs işareti vardır (malign ülser). **B:** Ülser krateri mide duvarında (ok ile işaretlenen) düzgün marjları ve görüntüsü vardır (benign ülser).

Endoskopik ultrasonografi ile tümörün invazyon derinliği saptanırken abdominal tomografi ile tümörün çevre dokularla ilişkisi ve lenfatik metastazı saptanabilir.

2.12. Mide Kanserlerinde Evreleme

2.12.1. TNM sınıflandırılması (9)

2.12.1.1. Primer tümör

Birincil faktör kanserin mide duvarına penetrasyonunun derecesini gösterir.

TX: Primer tümör değerlendirilemedi.

T0: Primer tümör mevcut değildir.

Tis: İnsitu Karsinom. Lamina propria invazyon göstermeyen intraepitelyal tümör.

T1: Tümör lamina propria, mukoza veya submukozada sınırlıdır.

T1a: Tümör lamina propria veya mukozada sınırlıdır.

T1b: Tümör submukozaya invazedir.

T2: Tümör muskularis propria veya subserozada sınırlıdır.

T3: Tümör komşu dokulara (dalak, transvers kolon, diafragma, pankreas, abdominal duvar, adrenal bez, böbrek, ince barsak, retroperitoneum) invazyon göstermeden serozayı geçmiştir.

T4: Tümör serozaya veya komşu dokulara invazedir.

T4a: Tümör serozaya invazedir.

T4b: Tümör komşu dokulara invazedir.

2.12.1.2. Nodal tutulum

Regional lenf nodları; büyük ve küçük kurvatur boyunca bulunan perigastrik lenf nodları, çölyak, splenik, hepatik, sol gastrik arter boyunca uzanan lenf nodlarıdır. Diğer intra abdominal lenf nodları uzak metastaz olarak kabul edilmiştir.

NX: Regionallenf nodu tutulumu değerlendirilemedi.

N0: Regional lenfnodu metastazı mevcut değildir.

N1: Metastazlı regional lenf nodu sayısı 1 - 2 arasındadır.

N2: Metastazlı regional lenf nodu sayısı 3 - 6 arasındadır.

N3: Metastazlı regional lenf nodu sayısı 7 veya daha fazladır.

N3a: Metastazlı regional lenf nodu sayısı 7 - 15 arasındadır.

N3b: Metastazlı regional lenf nodu sayısı 16 yada daha fazladır.

2.12.1.3. Uzak metastaz

M0: Uzak metastaz mevcut değildir.

M1: Uzak metastaz mevcuttur.

2.13. Evre Grupları

Evre 0 Tis N0 M0

Evre IA T1 N0 M0

Evre IB T2 N0 M0

T1 N1 M0

Evre IIA T3 N0 M0

T2 N1 M0

T1 N2 M0

Evre IIB T4a N0 M0

T3 N1 M0

T2 N2 M0

T1 N3 M0

Evre IIIA T4a N1 M0

T3 N2 M0

T2 N3 M0

Evre IIIB T4b N0 M0

T4b N1 M0

T4a N2 M0

T3 N3 M0

Evre IIIC T4b N2 M0

T4b N3 M0

T4a N2 M0

Evre IV Herhangi T Herhangi N M1

2.14. Mide Kanserinde Tedavi

2.14.1. Cerrahi tedavi

Mide kanserinde standart tedavi yapılabiliyorsa cerrahidir. Cerrahi rezeksiyon, peritoneal ve uzak organ metastazı olmayan hastalarda patolojik metastaz yapmış lenf bezlerinin tamamının, mide ile birlikte, cerrahi sınırlar negatif olacak şekilde çıkarılmasıdır (8).

2.14.2. Kemoterapi

Cerrahi tedavi sonrasında hastalığın bölgesel yenileme oranı sık olarak görülmektedir. Bölgesel yenileme sıklıkla mide yatağında ya da yakın lenf nodlarında olmaktadır. Bunun yanında anastomoz hattında, kalan mide dokusunda ya da duodonal güdükte de bölgesel yenileme görülebilmektedir (12).

Tedavi oranlarının yükseltilebilmesi için postoperatif veya preoperatif tedavi yöntemleri üzerine büyük çaba harcanmaktadır. İleri evre mide kanserlerinin tedavisinde hastalığın seyrinin iyileştirilmesinde ve operasyondan sonra mikro metastazları önlemek için kemoterapiye ihtiyaç duyulmaktadır. Yapılan çalışmalarda kemoterapi rejimine bakılmaksızın, kemoterapinin sağ kalım üzerine olumlu etkileri olduğu tespit edilmiştir (11). Mide kanseri evresi arttıkça postoperatif kemoterapi, radyoterapi veya kemoradyoterapiye başvurma sıklığı da artmaktadır.

Mide kanseri tedavisinde standart kemoterapi rejimi bulunmamaktadır. Kemoterapi rejimleri içinde en sık kullanılan ajan fluorourasil olmaktadır.

2.14.3. Radyoterapi

2.14.3.1. Preoperatif radyoterapi

Cerrahi olarak çıkarılabilecek mide kanserlerinde cerrahi öncesi RT ile tümörde küçülme sağlanarak cerrahi sırasındaki yayılmaların önlenmesi amaçlanmıştır. Gösterilen bazı avantajlarına rağmen preoperatif RT halen kabul görmüş bir tedavi olmayıp lokal ileri, çıkarılamayacak veya sınırlı cerrahi yapılabilen hastalarda önerilmektedir (7).

2.14.3.2. Postoperatif radyoterapi

Faz üç çalışmalarda postoperatif radyoterapi (PORT)'nin sağ kalım avantajı sağlamamakla birlikte bölgesel hastalık kontrolünü artırdığı gösterilmiştir. Günümüzde standart tedavi eşzamanlı kemoradyoterapi olduğundan ancak kemoterapi alamayan hastalara önerilmektedir (10).

2.14.3.3. İntra operatif radyoterapi

Tek fraksiyonda yüksek doz RT'nin özel aplikatörlerle yüksek riskli bölgelere cerrahi sırasında uygulanmasıdır. Genellikle tek fraksiyonda, 20-35 Gray (Gy) verilir. İntra operatif radyoterapi, lokal ileri evre mide kanserlerinde eksternal radyoterapiye ek olarak veya tek başına uygulanabilir. Cerrahi sırasında radyoterapi volümü içinde yer alan hareketli organlar uzaklaştırılabildiği için, risk altındaki organlar diğer tekniklere göre daha iyi korunması nedeni ile morbidite oranı daha düşürmektedir (6).

2.14.3.4. Kemoradyoterapi

Kemoradyoterapi (KRT) uygulaması, cerrahi sonrası RT'nin bölgesel kontrolü daha iyi sağlanması, sistemik KT ile mikroskobik hastalığın baskılanması ve KT'nin radyasyonun etkilerini potansiyalize edeceği fikriyle geliştirilmiştir. KT birkaç mekanizma ile radyasyonun etkisini arttırabilmektedir. Radyasyonun hücredeki hedefi DNA yapısıdır. DNA hasarını çift sarmal yapısını kırarak meydana getirmektedir. Tümör hücresi bu etkiyi DNA tamiri yaparak dengelemeye çalışmaktadır. DNA tamirini inhibe eden ilaçlar bu nedenle radyasyon etkisini potansiyalize edebilmektedirler. Hidroksiüre, fluorourasil, sisplatin ve irinotekan gibi kemoteropötikler DNA tamirini inhibe etmektedirler. Bunun yanında hücrelerin bazı hücre siklusu dönemlerinde radyasyona yanıtları daha fazla olmaktadır. RT ile en sık kombine edilen sitotoksik ajan fluorourasildir. RT sırasında sürekli infüzyon şeklinde ya da aralıklı boluslarla verilmektedir (13).

Yapılan çalışmalarda RT'ye KT eklenmesiyle genel sağkalım ve hastalıksız sağkalımda önemli artış tespit edilmiştir. Günümüzde opere mide kanserlerinin tedavisinde standart olarak eş zamanlı KRT uygulanmaktadır (13).

2.14.3.5. Palyatif radyoterapi

Lokal semptomların palyasyonunda RT'nin mide kanserinde önemli yeri vardır. Kanama, ağrı, obstrüksiyon gibi semptomların palyasyonunda % 50-75 oranında cevap alınmaktadır (11).

2.14.3.6. Kemoradyoterapiye bağlı yan etkiler

Tedavi sırasında iştah azalması, kilo kaybı, halsizlik, bulantı ve kusma sık görülmektedir. Bu dönemde hastanın beslenmesi oldukça önemlidir. Hematolojik toksisite genellikle KT ile beraber sık görülmektedir. Geç dönemde ise dispepsinin yanı sıra gastrik ülser ve komplike ülser oranları % 20-30 oranında görülebilmektedir (12).

2.15. Tolerans Dozu

Radyasyona, doku ve organların toleransı önemli bir klinik parametredir. RT planlamalarında tümörü çevreleyen normal doku ve organların tolerans dozları büyük öneme sahiptir. Tolerans dozu (TD), kullanılan fraksiyon dozu, ışınlanan dokunun hacmine ve organ türüne bağlıdır (5). Minimum TD ($TD_{5/5}$) 5 yılda hastaların % 5'inden daha azında komplikasyon oluşturan dozdur. Maksimum TD ($TD_{50/5}$) 5 yılda hastaların % 50'sinde komplikasyon oluşturan dozdur (5).

Tablo 2.1: Organlara göre tolerans dozları.

Organlar → Radyasyon hasarı morbid ve / veya şiddetli mortal				
	Hasar	TD 5/5 (Gy)	TD 50/5 (Gy)	İşnlama Alanı /Volümü
Omurilik	İnfark, nekroz	45	55	10 cm
Kalp	Perikardit, pankardit	45	55	100 cm
Böbrek	Akut ve kronik nefroskleroz	5	20	Tüm
		20	25	Tüm ince band
Karaciğer	Akut ve kronik hepatit	25	40	Tüm
		15	20	Tüm ince band
Mide	Perforasyon, kanama	45	55	100 cm
İnce bağırsak	Perforasyon, kanama	45	55	400 cm
		50	65	100 cm

2.16. Modern Radyoterapi Teknikleri

Bilgisayarlı tomografi (BT) sayesinde RT planlamalarında daha homojen ve konformal doz dağılımları elde edilebilmektedir. Teknolojik gelişmeler ışığında doğru uygulayabilirlik ve daha az yan etki sağlanabilmektedir (14).

2.16.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi tekniği

Üç boyutlu konformal RT planlama tekniği tedavi edilecek bölgenin BT görüntüleri alınarak planlama bilgisayarına aktarılır. Olası mikroskobik hastalığı içeren anatomik bölge klinik hedef hacim (KTV) olarak belirlenir. Organ, tümör, hasta hareketleri ve tedavi kurulumu hatalarını en aza indirmek için kullanılan geometrik bir kavram olan planlama hedef hacmi (PTV) belirlenir. Tedavi planlamasında amaç; hedef hacme yüksek doz verirken risk altındaki organların en iyi şekilde korunmasını sağlayacak en düşük doz dağılımını sağlamaktır. Kullanılacak ışınlama tekniği eşmerkez ışınlama tekniği (SAD) mekanik veriler (ışın sayısı, gantry açıları, kolimatör açıları) dijital grafi görüntüleri (DRR) yardımıyla sanal simülasyon ile belirlenir (14).

Plan değerlendirilmesi; konformite indeks (CI), doz homojenite indeksi (HI) ve doz hacim histogramı (DVH) incelemelerini içerir. Tedavi dozunun sardığı hacim PTV ve risk altındaki organlar içindeki yerleşimini CI, PTV içindeki dozun düzgünlüğünü ise HI ifade etmektedir (14). DVH'ler ise hedefin yeterli doz alıp almadığını ve risk altındaki organların ne kadar hasara uğrayacağını değerlendirebilmemizi sağlar.

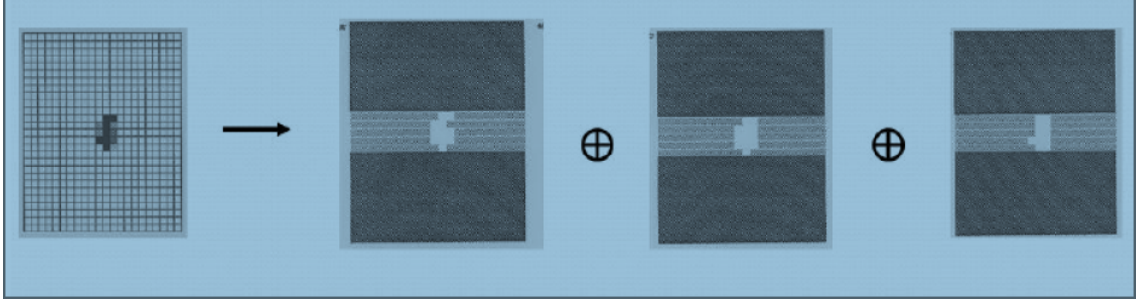
Hastanın doğru pozisyonda tedaviye alınmasını sağlamak için planlama bilgisayarında belirlenen eş merkez noktası tedavi cihazında anatomik veriler yardımıyla elektronik portal görüntüleme ile hastanın üzerine aktarılır (14).

2.16.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği

Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniği, 3BKRT tekniğinin daha ileri formudur. YART planlamada hedef ve riskli organlar arasında 3BKRT'ye göre daha keskin doz düşüşü olduğundan hedef tanımında çok daha dikkatli olunmalıdır (15).

Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde gelişmiş bilgisayar yazılımları yardımı ve hareketli çok yapraklı kolimatör ile doz yoğunluklarının ayarlanarak hedef hacimde yüksek doz, riskli organlarda düşük doz elde etmek mümkün olabilmektedir (15). YART tekniğinde, ana

ışın demeti, hedef bölgede farklı yoğunluklarda ayarlanmış daha küçük segmentlere bölünmektedir (Şekil 2.4). Bu şekilde oluşan doz dağılımının, konvansiyonel tedavilerden en önemli farkı tedavi sahasındaki kritik organların daha iyi korunabilmesidir. Bu nedenle YART ile hedef bölgede daha yüksek dozlara çıkılabilmenin yanı sıra kritik organlarda daha düşük doz imkanı sağlanabilir. Ayrıca eş zamanlı olarak farklı hedef bölgelere farklı tedavi dozları uygulanabilir.



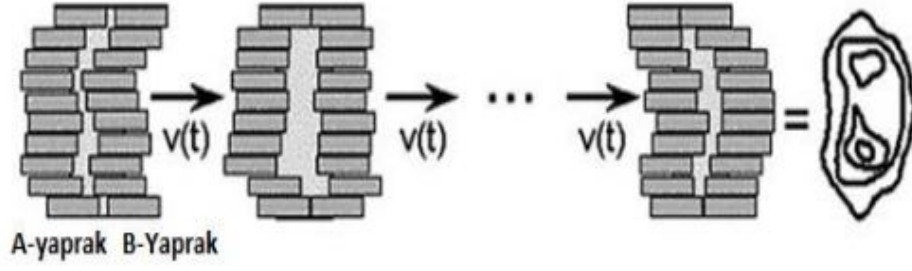
Şekil 2.4. Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde farklı yaprak pozisyonları ile elde edilen alanlarla yoğunluk ayarlı doz dağılımlarının elde edilmesi.

İki temel YART tekniği mevcuttur. Bunlar dinamik ve statik YART teknikleridir.

2.16.2.1. Dinamik YART

Dinamik YART tekniğinde radyasyon verilirken karşılıklı çok yapraklı kolimatör (MLC) çiftleri, bilgisayar kontrolü altında hedef hacimi alan boyunca tarar. Aralığın açıklığı ve hızı en uygun şekilde ayarlanır. Tedavi cihazının doz veriş hızında biraz dalgalanma olabilir. Bu nedenle açıklığın hızı zaman yerine monitor birime (MU) bağlıdır (16).

Yoğunluğu ayarlamak için hastanın ışınlaması sırasında MLC'ler hareket eder. Gantry sabit, lif hızları değişir. Lifler arasındaki açıklık bir nokta boyunca kayar. Nokta tarafından alınan radyasyon dozu, öncü lifin noktaya ulaşmasını takip eden lifin noktayı tekrar bloklaması arasında geçen sürede verilen MU sayısı ile orantılıdır (Şekil 2.5).

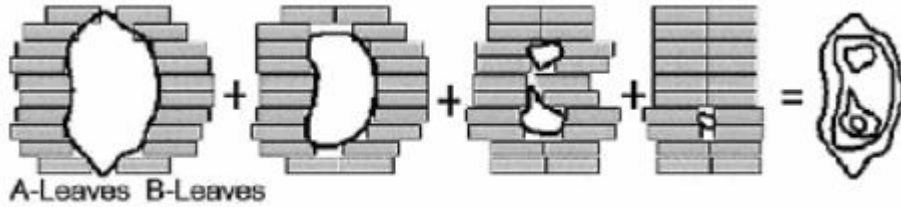


Şekil 2.5. Dinamik YART.

Maksimum lif hızı, karşılıklı lif çiftleri arasındaki boşluğu maksimum hale getirmede avantaj sağlarken tedavi zamanını en aza indirir. Dinamik MLC tekniğinde, optimizasyon sayfasında tüm hacimler için doz limitleri tanımlanır. Doz dağılımı ve DVH'ler birlikte değerlendirilir (17,18).

2.16.2.2. Statik YART

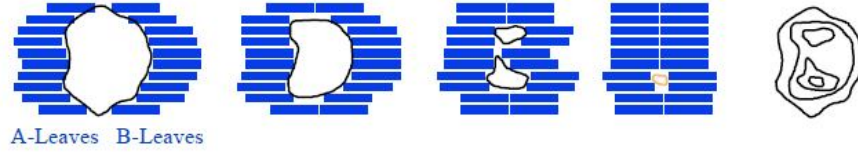
Statik YART tekniğinde (Step and shoot) ile sabit gantri açısında çoklu statik MLC segmentleri ile oluşur. Her segmentin kendi şekli, ağırlığı yada MU değerleri vardır (Şekil 2.6).



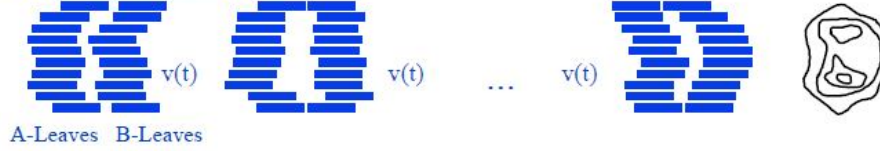
Şekil 2.6. Statik YART.

Tedavi planlama sisteminde doz optimizasyonu için doz volüm limitleri tanımlanır. Yoğunluğu ayarlamak için küçük segment veya alt alanlar ard arda ışınlanır. Her bir alt alanın doz yoğunluğu üniformdur. Segmentler oluşurken ışınlama durur ve segment şekli oluşunca ışınlama devam eder. Tüm statik segmentlerin toplamı gerekli yoğunluk ayarlı doz dağılımını vermektedir (17, 19).

"Step-and-shoot" technique



Dynamic technique



Şekil 2.7. YART tekniklerinde segmentlerin şematik gösterimi.

2.16.3. Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinin en önemli avantajları şunlardır

Karmaşık geometrik tedavilerde komşu ve kritik organların daha iyi korunması sağlanır. Planlamada tümör içerisinde yüksek dozlara çıkabilme olanağı sağlarken ikinci seri ışınlamalarda komşu normal yapıları minimum dozda tutabilme olanağı verebilmektedir. Hedef volüm kenarında daha keskin doz düşüşü sağlayarak normal doku ışınlamasını azaltır, buna bağlı olarak da daha düşük oranda yan etkileri görülür. Yüksek, orta ve düşük dozları gerektiren hedeflerin aynı anda tedavisi mümkün olabilmektedir (20).

2.17. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Tekniği ve YART Tekniğinde Tedavi Planlama İçin Hasta Hazırlığı

Üç boyutlu konformal radyoterapi tekniğinde hasta simülasyon odasında kendisi için tasarlanmış olan immobilizasyon sistemleri ile CT masası üzerine yatırılır. CT simülasyon odasındaki lazerler kullanılarak izomerkez belirlenerek hasta görüntüleri taranır (22). Başarılı bir 3BKRT ve YART tedavisini gerçekleştirmenin en önemli ve en zor adımı KTV, PTV ve riskli organların kontürlerinin çizilmesidir. International Commission on Radiation Units (ICRU) 50 ve 62 no'lu raporunda gerekli volüm kavramları KTV ve PTV olarak tanımlanmıştır (22,23).

Mide kanserinin tedavisi için kullanılan 3BKRT planı klinik ve radyolojik olarak saptanan tümör yerleşimine göre üç alanlı veya dört alanlı izosentrik olarak tedavi edilir. Üç alanlı konformal tedaviler için ışınlar bir ön ve iki yan demetler şeklinde konumlandırılır. Dört alanlı konformal tedaviler için ise iki yan, bir ön ve bir arka demetler şeklinde konumlandırılır. Alan şekillendirici olarak MLC sistemi kullanılır. MLC kullanımı ile alan şekilleri tedavi planlama sistemleri tarafından oluşturulabilmektedir. Tümör yerleşimine göre ışın yoğunluklarını değiştirerek veya kama filtre kullanarak homojen bir doz dağılımına sahip, toplam dozun en az %95'i PTV'ü saracak şekilde en uygun tedavi planı elde edilir. YART'de ise tedavi için kullanılacak olan alanların sayısı bu alanların açıları ve ışın enerjisi seçilerek fonksiyonlar oluşturulur. Homojen bir doz dağılımına sahip, toplam dozun en az %95'i PTV'ü saracak şekilde en uygun tedavi planı elde edilir. Daha sonra her iki teknik için hedef ve kritik organlar için doz hacim histogramları oluşturulur.

2.18. Radyoterapide Kalite Kontrol Testleri

Radyoterapide amaç; belirlenen hedef hacme en uygun radyasyon dozunu homojen bir şekilde verirken çevredeki organ ve kritik dokuları olabildiğince korumaktır. RT'de istenen tedavi dozunun hastaya doğru bir şekilde verilmesi büyük önem taşımaktadır. RT'nin başarısı hedef hacme ve normal dokulara verilen dozların planlanan tedavi dozları ile aynı olmasına bağlıdır. Tedavilerin doğruluğu için doz hesabında kullanılan parametrelerin (cihazın verimi, yüzde derin doz, vb.) düzgün bir şekilde ölçülmesine ek olarak ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli yöntemlerle kalite kontrolünün yapılması gerekmektedir.

2.18.1. Lineer hızlandırıcı cihazının kalite kontrol testleri

Radyoterapi planlamalarında hedef hacimdeki doz dağılımının verilmek istenen dozdan en çok $\pm$ % 5 kadar farklı olması tavsiye edilmektedir. Bunun $\pm$ % 3'ü dozimetrik ölçümlerden, $\pm$ % 2'si ise tümör lokalizasyonu ve hasta set-up'ı gibi hatalardan kaynaklanabilmektedir (25). Doğru ve hassas yapılan bir tedavi ile tümör kontrolünü arttırmak ve normal doku komplikasyonlarını azaltmak mümkündür. Bu nedenle tedavide verilen dozların çeşitli yöntemlerle kalite kontrollerinin yapılması gerekmektedir.

Kalite kontrolleri American Association of Physicists in Medicine (AAPM) task grup 53 no'lu rapora göre mekanik ve dozimetrik olarak ikiye ayrılır. Mekanik kontroller; gantri ve kolimatör dönüşü göstergelerinin mekanik ve sayısal olarak uyumluluğunu ve kolimatör alan büyüklüğünün doğruluğunu içerir (25).

Dozimetrik ölçümler kapsamında ise cihazın ürettiği radyasyonun verimi kontrol edilmektedir. Ölçüm için referansımız kaynak cilt mesafesi (SSD) 90 cm, 10x10 cm'lik alan boyutlarında 10 cm derinliktedir. 6MV ve 15MV için bu derinlikte out-put ölçümü yapılır. Bu ölçümlerde cihaz 1 MU = 1 cGy verecek şekilde kalibre edilmektedir (26).

Kalite güvenilirlik (QA) işlemlerinin tasarımı YART uygulamalarında genellikle cihaza özgüdür. YART uygulamalarına başlamadan önce tedavi cihazının rutin olarak yapılan mekanik ve dozimetrik kalite kontrol testlerine ek olarak bu tedavi tekniğinde oldukça önemli olan cihazın doğrusalılığı, düşük MU profil ve simetri değerlerinin limitler içinde olup olmadığına, MLC lif pozisyon doğruluğu testleri yapılmaktadır (27).

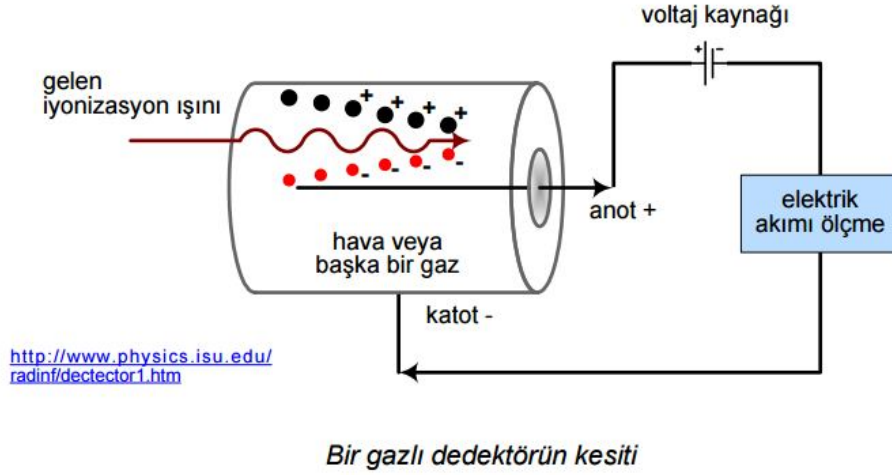
2.18.2. Hastaya özel tedavi öncesi kalite kontrol testleri

Plan onaylandıktan sonra, hastaya tedavi uygulanmadan önce hastaya özel dozimetrik kalite kontrol işlemleriyle planın doğrulanması gerekir. Tedavi planlama sistemi (TPS)'de kullanılan özel bir yazılım yardımı ile hastaya ait tedavi planı, ölçüm için kullanılan fantoma aktarılarak verifikasyon planı oluşturulur. Hesaplanan nokta dozu, fantoma yerleştirilen iyon odası ile ölçülerek karşılaştırılır. Set-up nedeni ile oluşabilecek belirsizlikleri azaltmak amacıyla, ölçüm için seçilen nokta doz değişiminin keskin olmadığı bir yerde olmalıdır. Nokta dozun yanı sıra her bir alanın iki boyutlu doz yoğunluğu haritaları, iki boyutlu iyon odasından oluşan verifikasyon cihazları ile elde edilen doz yoğunluğu haritaları ile doğrulanabilir (28).

2.19. İyon Odaları

Radyasyon dedektörlerinin çoğu dedektöre gelen radyasyonun oluşturduğu iyonları veya elektronları ayırmak ve saymak için bir elektriksel alan kullanır. En basit tipteki dedektör iyonlaşma odasıdır. Bunlar: plakalarının arasına gaz doldurulmuş kondansatörlerdir. Plakalar arasındaki elektrik alanı ile elektronla iyonun tekrar

birleşmesi engellenir. Sonra iyonlar ve elektronlar kendileriyle zıt yüklü plaklara doğru hareket ederler. Plakalara gelen iyonlar yük cinsinden sayılırlar. Radyasyona maruz kalan gaz iyonize olur. İyonize olan gazın iyon çiftleri elektrik alanın etkisiyle zıt yönlerde hareket ederler ve dedektörün katodu ile anodunda toplanırlar (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. İyon odası yapısı

Katoda ve anoda ulaşan iyonlar sinyal ve akım oluşmasına neden olurlar. Oluşan akımın bir elektrik akım ölçüm cihazı tarafından kaydedilmesi ile radyasyonun oluşturduğu iyonlaşma tespit edilmiş olur.

2.20. İki Boyutlu İyon Odaları

Gelişen teknolojinin RT’de tedavi cihazlarının gelişimine olanak sağlaması, tedavi cihazlarının ve hasta planlamalarının kalite kontrolünde de gelişime ihtiyaç duyulmasına neden olmuştur. Özellikle YART gibi gelişmiş planlama tekniklerinin kullanımındaki artış dozimetrik kontrolleri noktasal doz ölçümünden alansal doz ölçümüne yöneltmiştir. Bu yönelimin sebebi YART’de alanın ters planlama algoritması kullanan yazılımca üretilen alt alanlardan oluşmasıdır. Alan, alt alanların birleşimi ile elde edilir. Bu birleşimin güvenilirliğinin tespiti ise iki boyutlu incelemeler ile mümkündür (30).

İki boyutlu iyon odaları; düz bir levha üstüne yerleştirilmiş çok sayıda iyon odasından oluşan sistemlerdir. Farklı firmalar tarafından üretilmiş çeşitli ticari modelleri

mevcuttur. YART ve linak cihazları ile yapılan tedavilerde kalite kontrolünün elde edilmesi amacıyla üretilmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Gaziantep Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulunun onayı ile Dr. Ersin Arslan Devlet Hastanesi Yönetiminin oluru alınarak Dr.Ersin Arslan Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde gerçekleştirildi.

3.1 Çalışma Tasarımı

Çalışmamızda standart olarak RT planları (3BKRT) yapılmış olan opere mide kanserli (patolojik evresi T2N+, T3N+, T3N0) on hastanın BT Simülasyon görüntüleri üzerinde yedi alanlı YART tekniği kullanılarak yeni bir RT planı oluşturuldu ve her iki plan karşılaştırıldı. Hedef hacim olarak KTV ve PTV, kritik organlar olarak böbrekler, spinal kord, karaciğer ve kalp tanımlandı. DVH'ları analiz edilerek her iki planın birbirine üstünlüğü test edilmiştir. YART tekniği kullanılarak yapılan tedavi planlamalarının kalite kontrolü için iki boyutlu iyon odası ve katı su fantomunda nokta doz tayini için iyon odası kullanılarak elde edilen verilerle tedavi planlama sistemi verileri karşılaştırılmıştır. 3BKRT tekniğinde Oncentra 4.3 tedavi planlama sistemi, YART tekniğinde ise Monaco 5.0 tedavi planlama sistemi kullanılmıştır.

3.2. Tedavi Planlamaları için Seçilen Parametreler ve Hazırlık

Siemens Somatom Emotion marka BT cihazında her hastaya RT planlaması amacıyla immobilizasyon sağlanarak sırtüstü pozisyonda simülasyon tomografisi çekilmiştir. BT çekiminde akciğer bordü kullanılmıştır. BT kesitleri 3 mm kalınlıkta, torakal sekiz vertebra seviyesinden lomber beş vertebra seviyesine kadar alınmıştır. Hastaların BT kesitleri Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) aracılığı ile Oncentra 3.4 TPS'ne aktarılmıştır.

Hastaların KTV ve PTV'leri bir radyasyon onkoloğu tarafından tanımlandı. Bunlara ek olarak tedavi bölgesindeki kritik organlar da (böbrekler, spinal kord, karaciğer ve kalp) çizildi.

Postoperatif mide yatağına çölyak, splenik, portohepatik, pankreatikoduodenal lenf nodlarının eklenmesi ile KTV elde edilmiştir. KTV'ye de 1.5 cm marj verilerek internal

hedef hacim (ITV) oluşturuldu. Daha sonra ITV'ye ek olarak 0.5 cm marj verilerek PTV oluşturuldu (31).

Hastaların 3BKRT planlarında MLC ile şekillendirilen 15 MV'li foton enerjili ön, arka ve 2 yan saha olmak üzere dört alan tekniği kullanıldı. Tümör yerleşimine göre ışın yoğunluklarını değiştirerek planlama dozu % 95'lik izodoza 1.8 Gy fraksiyon dozu ile PTV'ye toplam 50.4 Gy verilmiştir.

Çalışma kapsamında aynı hedef hacimlere YART planı da oluşturulmuştur. Bu kapsamda 6 MV foton enerjili yedi alan tekniği kullanılmıştır. Gantri açıları anterior demetten başlayarak yedi alan için sırasıyla 0°, 51°, 102°, 153°, 204°, 255°, 306° aralıklarla koplanar, karşılıklı açıları olmayan ışınlarla belirlenmiştir.

İki tekniği aynı koşullarda karşılaştırmak için çizilen KTV, ITV, PTV ve kritik organların kontürleri değiştirilmeden Oncentra planlama sistemindeki hastalar Monaco planlama sistemine aktarılmıştır.

Tedavi planlamaları ile hedef hacmin almış olduğu minimum, maksimum, ortalama doz, $V_{50,4Gy}$ 'e karşılık gelen hacimler ve D_{95} 'lik hacmin aldığı doz istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Kritik organlardan böbrekler için ortalama dozlar, her iki böbrek toplamı için ortalama doz, V_{12Gy} , V_{20Gy} , V_{23Gy} , V_{28Gy} dozları, spinal kord için D_{max} ve karaciğer için ortalama doz ve V_{30Gy} ayrıca tüm kritik organlar için V_{30Gy} , V_{40Gy} , V_{45Gy} , V_{50Gy} 'e karşılık gelen hacimler istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

3.3. Araç ve Gereçler

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

- Siemens Somatom Emotion marka BT
- Oncentra Monaco tedavi planlama sistemi
- Siemens Artiste Platform lineer hızlandırıcı
- İba marka Dose 1 elektrometre
- İba marka RW-3 katı fantom
- İba marka 2203 FC65-G 0.65 cc farmer tipi iyon odası
- İba marka 10731 CC04 0.04 cc iyon odası
- İba marka 19577 I'mRT MatriXX 2 boyutlu dedektör
- Omni-Pro I'mRT Plus programı
- Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPID)

- SPSS Versiyon 20 Veri Analizi Programı

3.3.1. Siemens somatom emotion marka bilgisayarlı tomografi

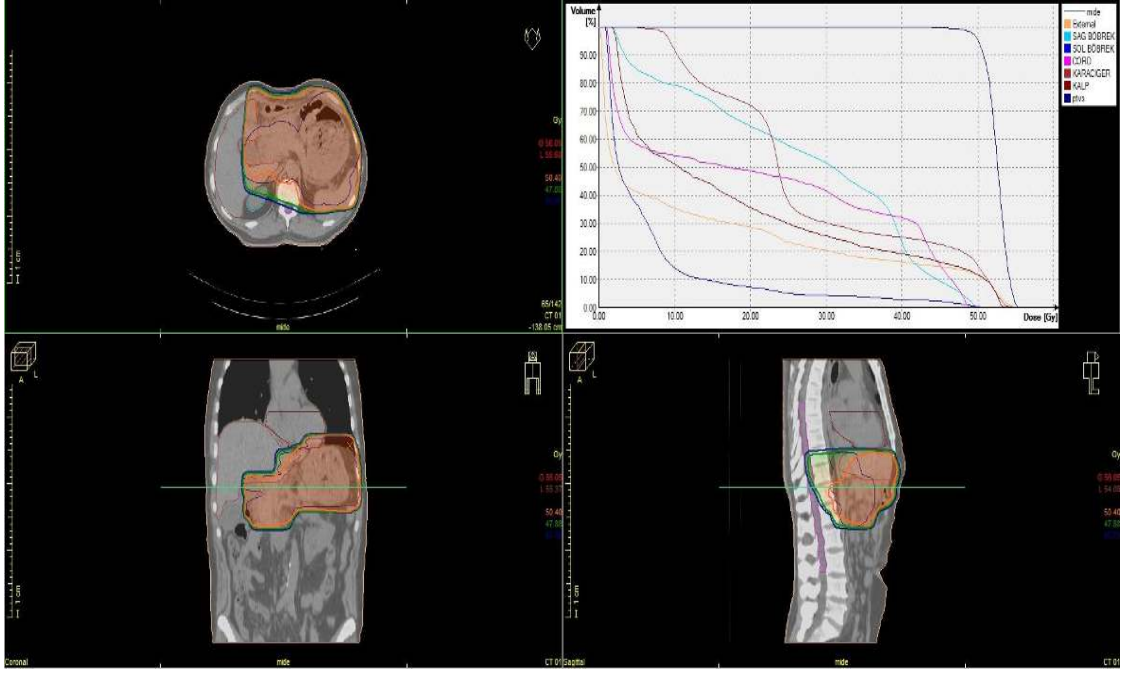
Kolime edilmiş X-ışını demetleri kullanarak incelenen objenin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik görüntüleme yöntemine BT denir. X-ışını demetinin objeyi geçen kısmı X-ışını tüpünün karşısına yerleştirilmiş detektörler tarafından saptanarak görüntüye dönüştürülmektedir (32). Siemens marka bilgisayarlı tomografi cihazı kullanılmıştır (Resim 3.1).



Resim 3.1. Siemens Somatom Emotion bilgisayarlı tomografi cihazı

3.3.2. Oncentra ve monaco tedavi planlama sistemi

Oncentra yazılımı BT görüntülerini bilgisayar ağı üzerinden alabilen ve bu görüntüleri üç boyutta düzenleyerek konformal tedavi planlamasına olanak sağlayan bir programdır (Resim 3.2). Oncentra BT'den gelen doku elektron dansite değerlerini kullanarak, radyasyonun farklı dokular içerisinde geçerken meydana getireceği farklı saçılmaları hesaplar ve daha hassas tedaviler uygulanmasına olanak sağlar (33). Çalışmamızda Siemens Artiste lineer hızlandırıcı cihazı ve Oncentra 4.3 tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. İşletim sistemi olarak Windows 7 kullanılmaktadır.

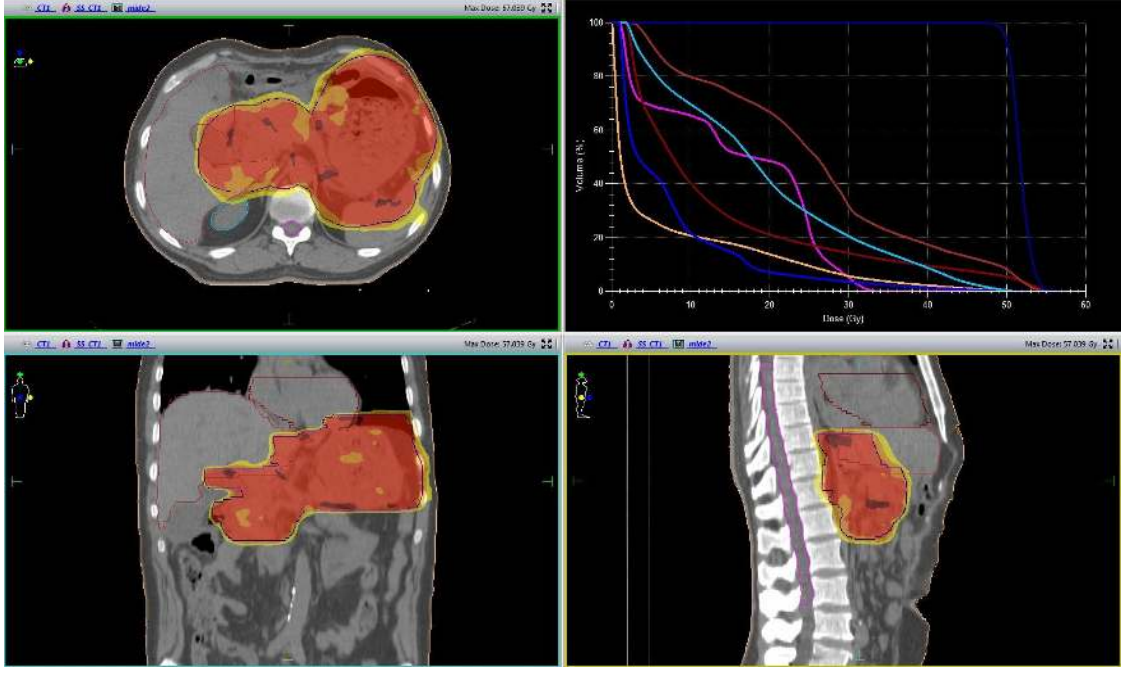


Resim 3.2. Oncentra tedavi planlama sistemi

Network sistemi DICOM RT uyumu sayesinde hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve planın değerlendirilmesini sağlar (33). Oncentra 4.3 planlama sisteminde doz hesaplamalarında fotonlar için “Pencil Beam” algoritması, elektronlar için “Monte Carlo” algoritması kullanılır.

Monte Carlo algoritmasına dayanan TPS’nde YART planı için Monaco 5.0 TPS kullanılmıştır (Resim 3.3). Bu planlamada işletim sistemi olarak Windows 7 kullanılmaktadır.

Monaco: YART tekniğinde ilk biyolojik tabanlı optimizasyon yapan planlama sistemidir. Hem PTV için hem de riskli organlar için değer fonksiyon seçenekleri sağlamaktadır. Optimizasyon iki aşamada gerçekleşir. İlk aşamada verilen komutlar ile hedef bölge ve risk altındaki organlar için doz yoğunluk haritası oluşturulur. Oluşturulan bu doz yoğunluk haritası ile tümör kontrol ihtimali ve normal doku komplikasyon ihtimali değerlendirilir. İstenilen kriterlere uygun bulunursa ikinci optimizasyon olan segment şekli oluşturma aşamasına geçilir. Bu işlemde MLC’ler ile segmentler oluşturulur. Her iki optimizasyon işleminde Monte Carlo algoritması kullanılmaktadır (34).



Resim 3.3. Monaco tedavi planlama sistemi

Şu an kullanılan ışın hesaplama algoritmaları, gelen ışının birincil ve ikincil saçılan bileşenlerini tanımlamaya ve her bileşenini bağımsız olarak ele almaya yöneliktir. Bu yöntemde ışın geometrisine, ışın yoğunluğuna, hasta anatomisine ve doku inhomojenitesine bağlı olarak meydana gelen saçılmalarındaki değişiklikler, doz dağılımına yansıtılmaktadır (35).

Monte Carlo tekniğinde ise, radyasyon kaynağından çıkan doku içinde ve dışında çoklu saçılma etkileşimleri yapan çok sayıda parçacığın meydana getirdiği olayların doz dağılımları tanımlanmaktadır (35). Bireysel lineer hızlandırıcı geometrileri, blok ve MLC gibi ışın şekillendirme donanımları, hasta yüzey ve yoğunluk düzensizlikleri durumlarında oluşabilecek parçacık etkileşimlerinin fizikini doğru şekilde açıklayabilmektedir. İstatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde edebilmek için, Monte Carlo teknikleri çok sayıda parçacığın etkileşimini takip etmek zorundadır ve bilgisayar işlem kapasitesinin sınırlaması nedeniyle uzun hesaplama süresi alan bu yöntem son zamanlarda günlük kullanıma girmiştir (35).

3.3.3. Siemens artiste lineer hızlandırıcı cihazı

Siemens Artiste lineer hızlandırıcı cihazı, 6 MV ve 15 MV değerinde iki foton, 6, 8, 9, 12 ve 18 MeV değerinde altı farklı elektron enerjisi bulunan, 80 çift MLC sistemine sahip lineer hızlandırıcıdır (Resim 3.4). MLC ile geometrik olmayan tümör alanları kişisel blok kullanımına gerek duyulmadan oluşturulabilmektedir. SSD = 100 cm mesafede açılabilen alan boyutları minimum 0.1x0.1 cm, maksimum ise 40x40 cm'dir. İzomerkez de yaprakların izdüşümüne bakıldığında bir yaprağın genişliği 0,5 cm'dir. Cihaz kafası içinde yer alan yaprak kolimatörlerin kalınlığı 95 mm, MLC'ler arasındaki sızıntı % 1,5 'dan az, yapraklar aracılığıyla geçirgenlik % 0,75 'in altındadır. Yaprakların merkezi ekseninden karşı tarafa geçme mesafesi 10 cm'dir. Yaprakların hareketi, her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız motorlar tarafından sağlanır. EPID sistemi ile port kontrolü elektronik ortamda yapılmaktadır. Cihaz masasının karbon fiber yapıda olması hastaya verilen dozun masa tarafından absorbe edilmesini minimize etmektedir (36).



Resim 3.4. Siemens Artiste Lineer hızlandırıcı cihazı

3.3.4. İba marka dose 1 elektrometre

İba marka Dose 1, iyon odaları ile birlikte absorbe doz ölçümlerinde kullanılabilen taşınabilir, tek kanallı ve yüksek duyarlıklı ($\pm\% 0,2$) bir elektrometredir (Resim 3.5). Hız için zaman tabanı saniye, dakika ve saat olmakla birlikte Gy, Sv, R, rad, rem, amper, coulomb cinsinden doz, doz hızı, ortalama hız, yük, akım ve MU başına doz eş zamanlı olarak gösterilebilmektedir. Polarite voltajı 0-500 V olan dozimetreye sıcaklık ve basınç düzeltmeleri için değerler girilebilmektedir (37).

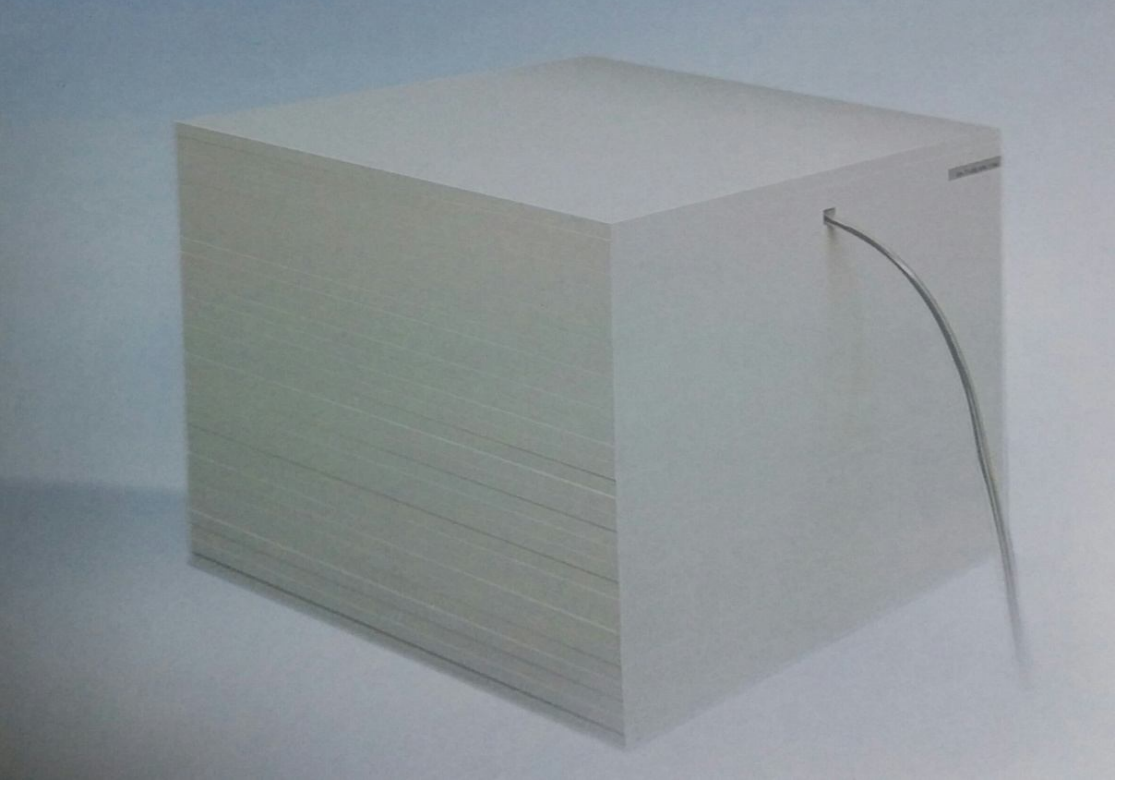


Resim 3.5. İba marka Dose 1 elektrometre

3.3.5. İba marka RW3 katı su fantomu

Foton ve elektron dozimetrisinde, demetlerin kalibrasyonunda standart referans materyal sudur. Rutin kontrollerde ise pratik bir yöntem olmamasından dolayı genellikle su yerine su eşdeğeri fantom materyali kullanılmaktadır. RW3 katı su fantomu % 2.1 titanyum oksit (TiO_2) içeren beyaz polystyrendir. Boyutları 30x30 cm ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalardan ibarettir (Resim 3.6). Kullanılan iyon odalarına göre uygun aplikatör fantomlar içermektedir. Fantomların kütle yoğunluğu $1,045 \text{ g/cm}^3$, elektron yoğunluğu $3,386 \times 10^{23} \text{ e}^{-1/\text{cm}^3}$ 'dür. Enerji aralığı Kobalt

60'dan 25 MV foton ile 4 MeV'den 23 MeV elektron huzme enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde tasarlanmıştır (38).



Resim 3.6. RW3 katı su fantomu

3.3.6. İba marka 0.65 cc farmer tipi iyon odası

İba marka FC65 G 2203 seri numaralı iyon odası kullanıldı (Resim 3.7). İyon odası doz ölçümlerinde kullanılan efektif hacmi 0.65 cm^3 ve iç yarıçapı 3.1 mm'dir. Duvar materyali grafit olup, alüminyumdan yapılmış olan elektrodun çapı 1mm, uzunluğu 20.5 mm'dir (39).



Resim 3.7. İba marka 0.65 cc farmer tipi iyon odası

3.3.7. İba marka CC04 iyon odası

Çalışmamızda İba marka CC04 10799 seri numaralı iyon odası kullanıldı (Resim 3.8). İyon odası doz ölçümlerinde kullanılan efektif hacmi 0.04 cm^3 ve iç çapı 1.0 mm'dir. Duvar materyali grafit olup, alüminyumdan yapılmış olan elektrodun yarıçapı 1.6 mm, uzunluğu 3.6 mm'dir (40).



Resim 3.8. İba marka CC04 iyon odası

3.3.8. İba marka MatriXX 2 boyutlu 19577 iyon odası

İki boyutlu iyon odası, yüksek enerjili foton ve elektron demetlerinin tedavi öncesi rutin QA için 2D doz dağılımının doğrulanmasını amaçlar. Ticari ismi I'mRT MatriXX olan 2-boyutlu iyon odası, 52 cm x 6 cm x 32 cm boyutlarında ve 32 x 32 cm'lik bir levha üzerine yerleştirilmiş 1020 adet paralel-plan iyon odasından oluşmaktadır. İki iyon odasının merkezi arasındaki mesafe 7.62 mm'dir. En fazla 24.4 cm x 24.4 cm'lik bir alanda ölçüm alınabilmektedir. Yoğunluğu 1.06 g/cm³, ağırlığı 10.5 kg ve hacmi 0.08 cm³ olup her bir iyon odasının derinliği 5 mm'dir. Effektif nokta yüzeyden 3 mm aşağıdadır (41) (Resim 3.9).

İki boyutlu iyon odası ile alınan ölçümler Omni-Pro I'mRT programında analiz edilerek radyasyon demetinin düzgünlüğü, simetrisi ve profili incelenebilir. Kullanılan Omni-Pro I'mRT programı, tedavi planlama sistemi tarafından verilen doz ile YART cihazından verilen dozu karşılaştırabilir. Sonuçlarını görsel ve istatistiksel olarak kullanıcıya verebilmektedir (41).



Resim 3.9. İba marka MatriXX 2 boyutlu iyon odası

3.3.9. Omni-Pro I'mRT programı

OmniPro - I'mRT Plus, YART tekniği ile yapılan tedavi planlamalarının kalite kontrolünde kullanılan son teknolojilerle birleştirilmiş yazılım özelliğine sahiptir. Kalite kontrolde kullanılan filmlerin, EPID ve iki boyutlu iyon odasından elde edilen verilerin incelenmesinde ve bu değerlerin TPS'den elde edilen verilerle karşılaştırılması amacıyla "OmniPro I'mRT Plus" yazılımı kullanılmaktadır. Ayrıca OmniPro I'mRT Plus yazılımıyla TPS tarafından hesaplanan doz veya doz haritalarının, ölçülen tekli noktalarda mutlak doz, doz haritası ve rölatif doz değerleriyle karşılaştırılmasına olanak sağlamaktadır (42).

3.3.10. Elektronik portal görüntüleme cihazı

Görüntü paneli yarı iletken amorf silisyum dedektörlerden oluşmaktadır. Megavoltaj düzeyinde görüntü almaktadır. Motorize bir kol ile cihaza bağlı olup iki ayrı düzlemde (ileri-geri, sağa-sola) hareket ettirilebilmektedir. Maksimum 24 cm x 24 cm alanında görüntü alınabilmektedir. Lineer hızlandırıcı cihazı kontrol odasında bulunan bilgisayar sistemindeki arayüz programı kullanılarak hastadan alınan görüntüler planlama sisteminden gönderilen DRR ile karşılaştırılarak hasta pozisyonu, tedavi alanı ve MLC pozisyonu kontrolleri yapılmaktadır (43).

3.3.11. YART kalite kontrol testleri

İlk olarak Low ve ark. tarafından kullanılan gama analizi metodu doz dağılımlarını iki boyutlu olarak karşılaştırma imkanı verir. Ölçülen dozu referans olarak kabul edip doz farkı ve mesafe uyumuna dayanarak analiz yapan bir yöntemdir. Gama histogram analiz yöntemi TPS'den gelen akı haritasını referans alarak cihazdan elde edilen gerçek doz haritası ile karşılaştırma prensibine dayanır (44).

3.3.11.1. İki boyutlu iyon odası ölçüm sonuçları

Tedavi planlama sisteminde yapılan YART planları ile linak cihazında matrix kullanılarak alınan ölçüm değerleri Omni-Pro I'mRT programında karşılaştırılarak gama metodu ile analiz edilmiştir.

3.3.12. Veri analizi

Bulguların istatistik analizi için Statistical Package for Social Sciences 20 (SPSS 20) for Windows 7 programı kullanılmıştır. Çalışmamızda verileri değerlendirilirken hastaların her iki teknikde PTV ve kritik organların almış olduğu dozları karşılaştırmak için Independent-Samples T ve Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. P değeri 0.05'in altındaki sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. 3BKRT ve YART Planlamalarının Analizi

Çalışma kapsamında değerlendirilen hastaların RT planlamaları karşılaştırıldığında PTV hacminin %95'inin aldığı doza göre yedi alanlı YART tekniği kullanılarak yapılan planların 3BKRT tekniği ile yapılan planlara göre istatistiksel olarak fark bulunamamıştır ($p=0.909$). 30 Gy doz alan karaciğer hacim yüzdesi için her iki plan arasında anlamlı bir fark bulunamazken ($p=0.27$), 40 Gy doz alan hacim yüzdesinde 3BKRT planlaması üstün bulunmuştur ($p=0.001$). 30 Gy ve üzeri doz alan spinal kord yüzdesi incelendiğinde YART tekniği üstün bulunmuştur ($p=0.001$). Her iki böbrek için ayrı ayrı ve her iki böbrek toplamı birlikte değerlendirildiğinde istatistiksel anlamlı fark bulunamamıştır. Fakat, 30 Gy doz alan her iki böbrek yüzdesi değerlendirildiğinde YART tekniği istatistiksel olarak üstün bulunmuştur ($p=0.006$). İstatistiksel olarak anlamlı fark olmayan tüm kritik organların ortalamalarının yüzdesine bakıldığında yüzde doz alan hacimlerinin 3BKRT'ye göre YART planlarında düştüğü gözlemlenmiştir. 20 Gy ve üzeri doz alan kalp yüzdesi için değerlendirildiğinde YART tekniği istatistiksel olarak üstün bulunmuştur ($p\leq 0.05$). CI değeri YART planları için istatistiksel olarak üstün bulunmuştur ($p=0.001$). Ayrıca HI değeri de YART planları için istatistiksel olarak üstün bulunmuştur ($p=0.043$). Analiz değerleri EK 1'de verilmiştir.

4.2. Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Sonuçlar

Hastaların 3BKRT planlamalarına ait PTV için minimum, maksimum, ortalama doz, 50.4 Gy ve üzeri doz alan hacim yüzdesi ve PTV hacminin % 95'inin almış olduğu doz değerleri Tablo 4.1'de, karaciğere ait 20 Gy 30 Gy, 40 Gy, 45 Gy, 50 Gy ve ortalama doz değerleri Tablo 4.2'de, spinal kord ait doz değerleri Tablo 4.3'de, sağ böbreğe ait doz değerleri Tablo 4.4'de, sol böbreğe ait doz değerleri Tablo 4.5'de, bilateral böbreğe ait doz değerleri Tablo 4.6'da, kalbe ait doz değerleri Tablo 4.7'de olan tablolar Ek 2'de verilmiştir.

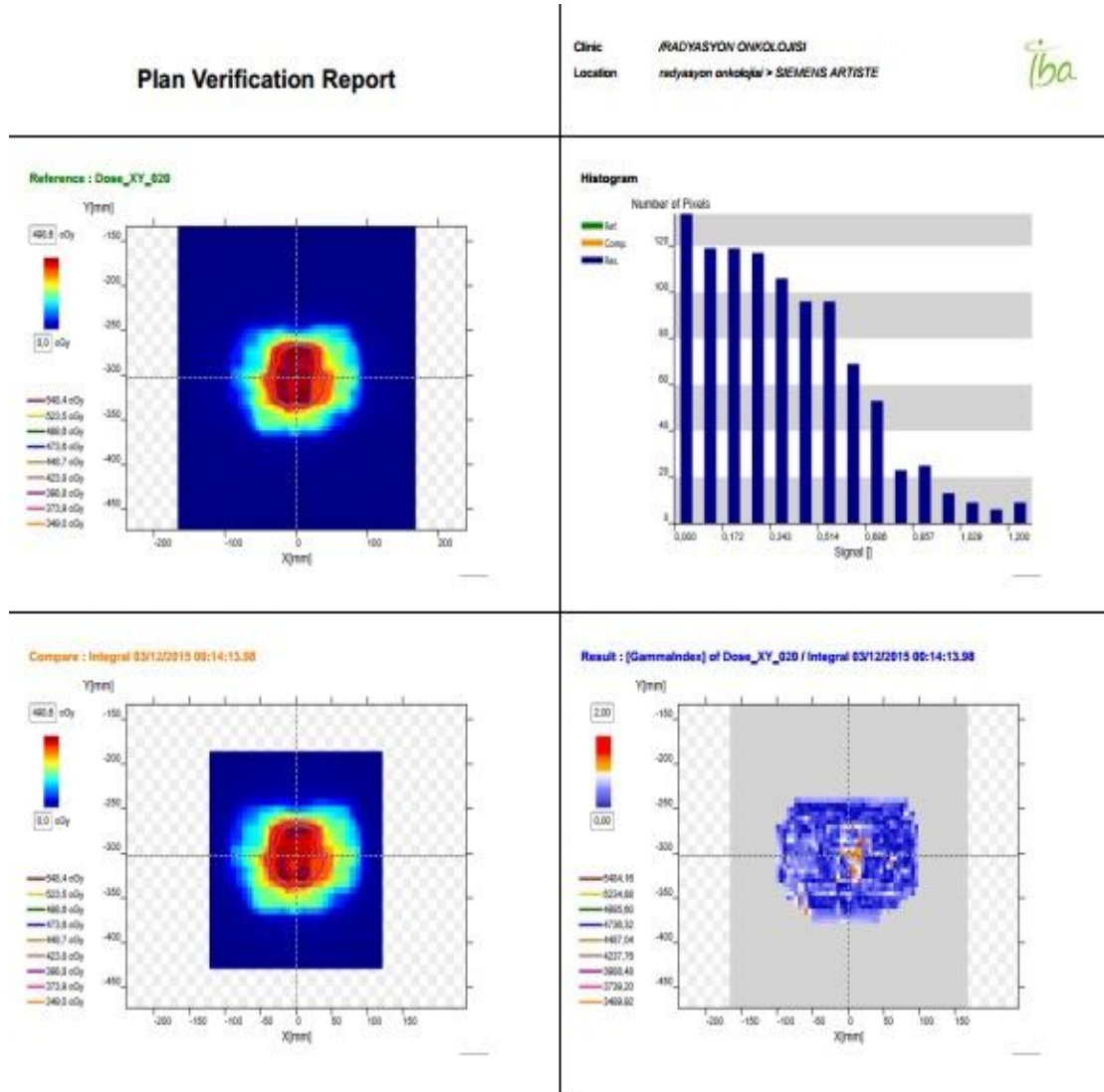
Hastaların YART planlamalarına ait PTV için minimum, maksimum, ortalama doz, 50.4 Gy ve üzeri doz alan hacim yüzdesi ve PTV hacminin % 95'inin almış olduğu doz değerleri Tablo 4.8'de, karaciğere ait 20 Gy, 30 Gy ,40 Gy, 45 Gy, 50 Gy ve

ortalama doz değerleri Tablo 4.9'da, spinal korda ait doz değerleri Tablo 4.10'da, sağ böbreğe ait doz değerleri Tablo 4.11'de, sol böbreğe ait doz değerleri Tablo 4.12'de, her iki böbreğe ait doz değerleri Tablo 4.13'te, kalbe ait doz değerleri Tablo 4.14'de ve Ek 3'de verilmiştir.

Ayrıca hastaların yapılan 3BKRT ve YART planlamaları için, hedef ve kritik organların belirli dozlarda aldığı yüzdelik hacimler ve doz değerleri karşılaştırılarak analiz edilmiştir.

4.2.2. İki boyutlu iyon odası ölçüm sonuçları

Gama değerleri % 5'in altında bulunmuştur.



Şekil 4.1. Planlanan ve ölçülen verilerin doz haritalarının karşılaştırılması ve gama analizi değerleri.

Tablo 4.15: 2B iyon odası QA gama değerleri.

Hasta no	Gama değerleri (%fark)
1	3.1
2	2.5
3	3.2
4	3
5	2.9
6	3.9
7	4
8	3.4
9	4.1
10	3.7

4.2.3. Nokta doz ölçüm sonuçları

Planlanan iyon odası ortalama doz değeri ile ölçülen iyon odası doz değeri arasındaki fark %2' i geçmemiştir. Sonuçlar Tablo 4.16'da verilmiştir.

Tablo 4.16: Planlamada hesaplanan ve cihazda ölçülen iyon odası nokta doz sonuçları

Hasta Numarası	TPS (Gy)	Linak (Gy)	Fark (%)
1	2.226	2.204	1.16
2	2.263	2.235	1.23
3	2.232	2.199	1.45
4	2.264	2.220	1.92
5	2.178	2.137	1.86
6	2.075	2.038	1.74
7	2.197	2.164	1.50
8	1.986	1.968	0.90
9	2.353	2.321	1.35
10	2.160	2.124	1.64

5. TARTIŞMA

Kanser, günümüzün önemli sağlık sorunlarından biridir. Son yıllarda yeni tanı alan kanser vakaları hızla artmaktadır. Mide kanseri de toplum sağlığını etkileyen önemli kanserlerden biridir. Ana tedavisi cerrahi olmakla beraber bazı hastalarda postoperatif RT ve KT önerilmektedir. Bunun sonucunda kombine tedavilerden kaynaklanan bir takım sağlık sorunları ortaya çıkmaktadır. Geleneksel RT teknikleriyle hastalarda erken ve geç dönem yan etkiler daha sık görülebilmektedir. Teknolojik ilerlemelerin getirdiği yeniliklerden RT planlamaları da nasiplenmiştir. Günümüzde bu alandaki ilerlemeler sayesinde daha modern RT teknikleriyle (3BKRT ve YART) tümör ve çevresi çok iyi tedavi edilirken, çevre kritik organların korunması daha mümkün hale gelmiştir. Böylece erken ve geç dönem yan etkilerin daha az görüleceği tahmin edilmektedir.

Günümüzde 3BKRT'nin yanı sıra YART kullanımı, tümöre etkin daha yüksek doz vermenin yanı sıra tümörün yakınındaki normal dokuların (spinal kord, karaciğer, böbrek gibi) daha iyi korunması ve daha iyi doz dağılımı düzeltme kabiliyetinin olması nedeniyle giderek artmaktadır. YART tekniğinin temeli; tümöre komşu normal dokular için maksimum doz sınırlamasıyla birlikte hedef sahasına uygun dozu vermek için pek çok komut ile uniform olmayan ışınları etkili kılan bir planlama sistemine sahip olmasıdır. YART ve 3BKRT teknikleri kullanılarak yapılan plan karşılaştırmalarında, birçok farklı tedavi alanlarında kritik organlardaki maksimum dozda azalma ve homojen hedef dozu dağılımı için YART'nin daha uygun olduğunu göstermektedir (45,46,47).

Çalışmamızda cerrahi uygulanmış mide kanserli on hastanın RT planlamaları iki farklı planlama tekniği (3BKRT ve YART) kullanılarak yapıldı ve bu planların birbirlerine üstünlüğü DVH'ları incelenerek test edildi. YART tekniği ile RT sahasında hedef hacimde daha homojen doz dağılımı elde edilmiştir. Her iki teknik arasında kritik organları korumada istatistiksel olarak anlamlı bir doz farkı bulunamazken YART ile bu organlarda daha düşük doz hacimleri elde edilmiştir.

Şimdiye kadarki çalışmalarda YART tekniğiyle 3BKRT'ye göre hedef haciminde daha iyi doz dağılımı elde edilmiştir. Buna bağlı olarak CI ve HI değerlerinin istatistiksel olarak yüksek doz hacmi azalmakta ve bu değişimin akut toksiteyi azalttığı gösterilmiştir.

Çalışmamızda, CI ve HI değerlerine bakıldığında literatürlerle uyumlu olarak YART üstün bulunmuştur (45,46,47) (Tablo 3.1).

Çalışmamızda % 95 PTV hacmini saran dozda YART ile 3BKRT planlamaları arasında fark yoktur ve literatür ile uyumludur (48). Daha önce yapılan çalışmalarda ortalama karaciğer dozu her iki teknik arasında istatistiksel olarak benzer bulunmakla birlikte YART tekniğinde daha düşük doz hesaplanmıştır. Çalışmamızda da benzer bulgular tespit edilmiştir. 40 Gy altı doz alan karaciğer hacim yüzdesinde her iki teknik arasında istatistiksel anlamlı bir fark görülememiştir. Bunun nedeni olarak her iki RT tekniğinde karaciğer % doz hacmine karşılık gelen doz bölgesinin aynı olmasıdır. 40 Gy ve üzeri doz alan karaciğer hacim yüzdeliğinde YART, 3BKRT tekniğine göre daha üstün bulunmuştur (Tablo 3.1).

Çalışmalarda YART tekniğinin 3BKRT'ye göre her iki böbrek için yüksek doz alan böbrek hacmini azalttığı ve düşük doz alan böbrek hacmini artırdığı rapor edilmiştir. Bu çalışmalarda hastaların % 69-74'ünde böbrek dozlarının azaldığı ancak bu doz azalmasının istatistiksel anlamlılığa yansımadağı rapor edilmiştir. Alaa Ahmed Nour ve ark. YART tekniğinde her iki böbrek için sadece 28 Gy doz alan böbrek hacminin istatistiksel olarak daha düşük olduğu belirtilmiştir (45,46,47). Çalışmamızda ise YART tekniği düşük dozlarda (20, 28, 30 Gy) her iki böbrek için istatistiksel olarak üstün bulunurken 40 Gy üzeri doz alan böbrek hacimlerinde her iki teknik arasında fark bulunamadı. Ancak her iki böbrek veya aynı taraf tek böbreğin ortalama doz alan hacimlerine ve tüm doz değerlerine bakıldığında YART ile 3BKRT'ye göre istatistiksel olarak anlamlı olmasa da daha düşük doz değerleri hesap edilmiştir (Tablo 3.1).

Abdominal RT uygulanan hastalarda bütün doz değerlerinde spinal kord ve kalp için her iki teknik arasında istatistiksel fark rapor edilmezken, çalışmamızda her iki organda YART tekniğinde istatistiksel olarak daha düşük doz hesap edilmiştir. V_{45} ve altı dozlar için kalp ve spinal kordda YART ile daha düşük doz dağılımı hesap edilmiştir (45,46,47) (Tablo 3.1).

Çalışmamızda ayrıca YART planları için gerekli QA işlemleri de uygulanmıştır. Cihaz için demet simetrimiz ve düzgünlüğümüz literatürde (49) belirtildiğı gibi $\pm$ % 3 sınırları içerisinde bulunmuştur. Bunun yanında YART tekniğinde oldukça önemli olan cihazın doğrusalığı, düşük MU profil ve simetri değerlerinin limitler içinde olduğu hesap edilmiştir (50,51).

Ayrıca, MLC pozisyon doğruluğu testleri de yapılmıştır. MLC için yapılan girinti ve çıkıntı testi 1 mm altında, doz testi ise % 1'in altında bulundu. Yapılan sızıntı testi literatürle uyumlu olarak %2'nin altında bulunmuştur (51,52).

Tedavi planlama sisteminde yapılan YART planları ile linak cihazında matrix kullanılarak hesaplanan ölçüm değerleri Omni-Pro I'mRT plus programında karşılaştırıldı. Analiz sonucunda gama değerlerinin literatürle uyumlu olarak % 5'in altında olduğu bulunmuştur (Tablo 4.1) (52).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Radyoterapi tedavisinde, tümör yerleşiminden dolayı çoğuzaman çevresindeki kritik organların korunması büyük öneme sahip olabilmektedir. Hedef hacmi kapsayacak dozun homojen olması ve tümör etrafında keskin bir doz düşüşünün olması istenilen tedavi planlaması amaçlarından biridir. Bu amaca ulaşmak için YART, 3BKRT'ye göre hedef dozu daha iyi optimize ederek çevre kritik organların yüksek doz maruziyetini azaltarak ideal bir doz dağılımı sunmaktadır.

Çalışmamız sonucunda opere mide kanserli hastalarda YART tekniği ile hedef hacimde daha homojen doz dağılımı elde edilmiştir. Bununla birlikte kritik organları korumada istatistiksel olarak anlamlı bir doz farkı bulunmasının yanı sıra, YART ile daha düşük doz hacimleri elde edilmiştir.

Klinik yoğunluğu dikkate alınarak abdominal RT alması gereken hastalara 3BKRT'nin yanısıra YART tekniği kritik organları korumada daha etkin olabildiğinden önerilebilir.

7. KAYNAKLAR

1. http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_population.aspx : 12.08.2015
2. http://kanser.gov.tr/Dosya/ca_istatistik/Turkiye_Kanser_istatistikleri.pdf : 26.12.2015
3. Dr. İbrahim Kürşat Deniz. Mide kanseri nedeniyle ameliyat edilen hastaların retrospektif değerlendirilmesi. 2009, T.C.S.B. Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Uzmanlık Tezi, 89 sayfa, İstanbul, (Op. Dr. Yavuz Eryavuz)
4. Dr. Nurşen Eylem Akkaya. Peptik ülser perforasyonlarının grahamrafi ile onarımında batın dreninin yeri. 2008, Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Uzmanlık tezi, 46 sayfa, İstanbul, (Op. Dr. Tamer Karşıdağ)
5. Beyzadeoğlu M, Ebruli C. Temel Radyasyon Onkolojisi. Radyasyon Onkolojisi, Ankara: Gülhane Askeri Tıp Akademisi, 2008: p. 454-463
6. Akyürek S. Temel ve Klinik Radyoterapi. Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği, İstanbul: Türk Radyasyon Onkolojisi Derneği, 2013: 255-262
7. Özer K. Mide Kanseri Olgularında Ameliyat Sonrası Sağkalıma Etki Eden Prognostik Faktörlerin Analizi. 2008, Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Uzmanlık tezi, 103 sayfa, İstanbul, (Prof. Dr. Mehmet Mimhanlı)
8. Kırtay Z. Adjuvan Tedavi Alan Mide Kanseri Hastalarında Prognostik Faktörler ve Sağkalım Analizleri. 2015, Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı, Uzmanlık tezi, 91 sayfa, İstanbul, (Doç. Dr. Faysal Dane)
9. Gastric Cancer, National Comprehensive Cancer Network, NCCN GuidelinesVersion 2.2011 Panel Members Gastric Cancer
10. 1. Ulusal konsensus toplantısı, Mide kanseri, Antalya 2002
11. Kim GE, Shin HS, Seong JS et al. The role of the radiation treatment of extrahepatic biliary tract metastasis from gastric carcinoma. Int J radiat Oncol Biol Phys. 1994
12. Cudry M, Escermant P, Maire JP et al. Radiotherapy of gastric cancer with a three-field combination. Feasibility, tolerance and survival Int Radiat Oncol Biol Phys 1987
13. Safran H, Wanebo HJ, Hesketh PJ, et al. Paclitaxel and concurrent radiation for gastric cancer. Int J Radiation Oncology Bio Phys 2000;46:889-94.
14. Köylü M, Olcak Nezahat, Eren H, Haydaroğlu A. Meme Kanseri Radyoterapisinde Konformal Radyoterapi. İçinde: Meme Kanseri Modern Radyoterapi Uygulamaları. Haydaroğlu A. İzmir, 2004: 223-230

15. Köylü M, Olcak Nezahat, Eren H, Haydaroğlu A. Meme Kanseri Radyoterapisinde Konformal Radyoterapi. İçinde: Meme Kanserinde Modern Radyoterapi Uygulamaları. Haydaroğlu A. İzmir, 2004: 231-233
16. Purdy JA: Three-dimensional physics and treatment planning, in Perez CA, Brady LW (eds): Principles and Practice of Radiation Oncology, pp 343-369. Philadelphia, Lippincott-Raven, 1997.
17. Gunderson LL, Tepper JE (eds). Clinical Radiation Oncology (3 th ed.). Elsevier & Saunders, Philadelphia, 2011.
18. Halperin EC, Perez CA, Brady LW (eds). Principle and Practice of Radiation Oncology. (5 th ed.) Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2008.
19. Khan MF, Gerby MJ (eds). Treatment Planning in Radiation Oncology (3 rd ed). Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2011.
20. Şule B. Rektum Kanseri Tedavisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlamaları İle 3Boyutlu Konformal Radyoterapi Planlamalarının Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması. 2011, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek lisans tezi, 114 sayfa, Ankara, (Prof. Dr. Mustafa Cengiz)
21. UROK temel radyoterapi, radyasyon fiziği ve radyobiyojoloji kurs kitapçığı (2002); 83-87
22. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 50. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD: ICRU, 1993.
23. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 62. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD: ICRU, 1999.
24. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) (1976). Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures: Report No.24. Washington, DC.
25. https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_46.PDF : 22.09.2015
26. http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/CoP_V12_2006-06-05.pdf 2.12.2015
27. Booklet; Practical essentials of intensity modulated radiation therapy stage 1; 4–15 (2007)
28. Köylü M, Olcak Nezahat, Eren H, Haydaroğlu A. Meme Kanseri Radyoterapisinde Konformal Radyoterapi. İçinde: Meme Kanserinde Modern Radyoterapi Uygulamaları. Garipağaoğlu M. İzmir, 2004: 238
29. <http://www.physics.isu.edu/radinf/dectector1.htm> : 12.10.2015

30. Ertürk, M. E. (2008). Film Dozimetre ve İki Boyutlu İyon Odası Kullanılarak Doz Haritalarının Tedavi Planlama Sisteminden Elde Edilen Doz Haritaları İle Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
31. Christopher G. Willett, Leonard L. Gunderson. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology. Edward C. Halperin, FACR Carlos A. Perez. Luther W. Brady Radiation Oncology , 6st ed. USA: Wolters Kluwer Lippincott Williams and Wilkins, 2013: p.1318-1335
32. Siemens Somatom Emotion User manuel 2010
33. User Manual of Oncentra 4.3 Treatment Planning System (2011). Elekta Limited.
34. Monaco Traing Guide 9(1)-9(9), 10(1)-10(29), 20(1)-20(36), 2012.
35. Mehmet Şükrü ADIGÜL, Ayşe Nur DEMİRAL, Zafer KARAGÜLER Küçük hücreli dışı akciğer kanseri üçboyutlu konformal radyoterapisinde tedavi planlamasındaki farklı hesaplama algoritmalarının akciğer doz-volüm parametreleri üzerine etkisi. Türk Onkoloji Dergisi 27(4):189-201, 2012.
36. Reference Material of Siemens Lineer Accelerator Manual (2011). Siemens Limited.
37. User Manual of High Performance Reference Class Electrometer Dose 1 (2010). İba - Germany.
38. User's Guide to the SP34 QA Phantom (2010) İba - Germany.
39. Detectors for Relative and Absolute Dosimetry (2001) İba - Germany.
40. User Manuel to the CC04 İonization Chamber (2010) İba- Germany
41. User Manual of I'mRT MatriXX .(2013) İba - Germany
42. User Manual of I'mRT MatriXX Plus.(2013) İba - Germany
43. Reference Material of Siemens Lineer Accelerator Manual. (2011).Siemens Limited
44. Low, D.A., Dempsey, J.F. (2003). Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. Med. Phys., 30 (9), 2455-2464.
45. Dong C. A comparison of liver protection among 3-D conformal radiotherapy, intensity-modulated radiotherapy and RapidArc for hepatocellular carcinoma. [Electronic Journal]. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3922419> February 2014; 6
46. Nour AA. Intensity modulated radiotherapy of upper abdominal malignancies: dosimetric comparison with 3D conformal radiotherapy and acute toxicity [Electronic Journal]. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3846579> September 2013;5.

47. Zhang T. Double-arc volumetric modulated therapy improves dose distribution compared to static gantry IMRT and 3D conformal radiotherapy for adjuvant therapy of gastric cancer [Electronic Journal]. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4438524> May 2015;19.
48. Ting, J. (2005). Commissioning and Dosimetric Quality Assurance. Mundt, A. J., Roeske J.C. (Ed.). (s.186). Intensity Modulated Radiation Therapy. London: BC Decker Inc.
49. Podgorsak, E.B. (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna, Austria: IAEA.
50. Ezzell, G.A., Galvin, J.M., Low, D., Patla, J.R., et al. (2003). Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. Med. Phys., 30(8), 2089.
51. Shanahan TG, Mehta MP, Bertelrud KL, et al. Minimization of small bowel volume within treatment fields utilizing customized “belly boards.” Int J Radiat Oncol Biol Phys 1990; 19:469–476.
52. Wiezorek, T., Banz, N., Schwedas, M., Scheithauer, M., et al. (2005). Dosimetric Quality Assurance for Intensity-Modulated Radiotherapy. Strahlenther Onkol., 181, 468–474.

EK 1

SPSS versiyon 20 istatistik programından elde edilen değerler.

3BKRT ile 7 Alanlı YART Tekniğinin İstatiksel Sonuçları

Tablo 3.1: 3BKRT ile yedi alanlı YART tekniğine göre analiz edilmiş PTV ve tüm kritik organların istatiksel sonuçları.

	3BKRT	YART	P* değeri
PTV D ₉₅	50.32 ± 0.25	50.3 ± 0.28	0.909
CI	1.62[1.56-1.79]	0.92[0.91-0.93]	0.001
HI	0.94[0.83-1.08]	1.08[1.07-1.08]	0.043
V ₉₅	99.7 ± 0.25	99.49 ± 0.27	0.105
V _{50.4Gy}	94.2[92.63-95.58]	94.98 [92.69-95.64]	0.529
Karaciğer Mean	29.249 ± 2.525	27.872 ± 1.624	0.164
Karaciğer V _{20 Gy}	39.331 ± 6.862	36.119 ± 5.724	0.271
Karaciğer V _{30 Gy}	39.32 ± 6.82	36.12 ± 5.72	0.27
Karaciğer V _{40 Gy}	29.63 [26.52-35.25]	19.26 [18.03-25.36]	0.001
Karaciğer V _{45 Gy}	27.76 ± 4.3	16.53 ± 3.45	0.001
Karaciğer V _{50 Gy}	19.58 ± 2.8	12.53 ± 3.01	0.001
Sağ Böbrek V _{20 Gy}	27.70 [23.18-54.91]	23.14 [19.44-29.68]	0.105
Sağ Böbrek V _{30 Gy}	19.05 [13.75-39.16]	4.59 [1.82-11.32]	0.004
Sağ Böbrek V _{40 Gy}	4.97 [0.47-13.64]	0.16 [0.00-3.8]	0.143
Sağ Böbrek V _{45 Gy}	2.57 [0.09-6.16]	0.00 [0.00-1.46]	0.075
Sağ Böbrek V _{50 Gy}	0.00 [0.00-0.95]	0.00 [0.00-0.23]	0.684
Sağ Böbrek Mean	12.34 [11.03-23.59]	10.32 [10.11-13.49]	0.043
Sol Böbrek V _{20 Gy}	29.00 ± 19.72	18.85 ± 12.79	0.188
Sol Böbrek V _{30 Gy}	16.26 ± 12.57	8.61 ± 2.72	0.203
Sol Böbrek V _{40 Gy}	10.24 ± 8.64	5.56 ± 5.56	0.167
Sol Böbrek V _{45 Gy}	8.43 ± 7.50	4.06 ± 4.29	0.128
Sol Böbrek V _{50 Gy}	2.79 [0.00-9.07]	1.11 [0.00-3.83]	0.393

Sol Böbrek Mean	13.692 ± 7.151	12.294 ± 5.11	0.621
Bilateral Böbrek V _{12 Gy}	41.569 ± 13.098	38.508 ± 10.816	0.576
Bilateral Böbrek V _{20 Gy}	31.11 [21.77-44.68]	21.73 [15.18-24.11]	0.052
Bilateral Böbrek V _{23 Gy}	30.401 ± 12.05	19.641 ± 13.188	0.073
Bilateral Böbrek V _{28 Gy}	23.865 ± 10.711	10.079 ± 7.726	0.004
Bilateral Böbrek Mean	14.846 ± 4.654	12.289 ± 3.499	0.182
Bilateral Böbrek V _{20 Gy}	31.25 [21.78-44.91]	21.73 [15.18-24.11]	0.052
Bilateral Böbrek V _{30 Gy}	20.95 ± 10.04	8.75 ± 7.19	0.006
Bilateral Böbrek V _{40 Gy}	8.86 ± 6.44	4.20 ± 4.37	0.075
Bilateral Böbrek V _{45 Gy}	5.58 [2.05-9.49]	1.87 [0.32-4.05]	0.123
Bilateral Böbrek V _{50 Gy}	0.96 [0.2-6.1]	0.56 [0.75-1.99]	0.447
Kalp V _{20Gy}	32.20 [24.22-35.76]	21.75 [18.76-26.04]	0.052
Kalp V _{30Gy}	23.54 [19.24-27.66]	13.55 [10.83-18.48]	0.011
Kalp V _{40Gy}	16.20 [13.34-18.74]	8.81 [7.07-13.84]	0.015
Kalp V _{45Gy}	12.91 [10.04-15.08]	7.14 [5.74-11.74]	0.023
Kalp V _{50Gy}	6.36 [4.49-9.05]	5.18 [3.96-9.45]	0.579
Kalp Mean	16.09 ± 4.65	13.19 ± 2.73	0.107
Spinal Kord Max	42.12 [37.81-47.86]	34.90 [33.32-35.71]	0.001
Spinal Kord V _{20Gy}	39.09 ± 6.47	35.80 ± 7.74	0.316
Spinal Kord V _{30Gy}	27.51 ± 12.56	7.84 ± 5.68	0.001
İnce Bağırsak V _{20Gy}	1073.20 ± 358.68	1001.18 ± 378.70	0.668
İnce Bağırsak V _{30Gy}	855.72 ± 298.87	731.84 ± 289.16	0.359
İnce Bağırsak V _{40Gy}	698.68 ± 269.17	531.69 ± 241.42	0.161
İnce Bağırsak V _{45Gy}	645.88 ± 243.22	450.16 ± 221.68	0.076
İnce Bağırsak V _{50Gy}	522.53 ± 220.32	319.23 ± 224.28	0.056

*Mann Whitney U testi ve Student T testi kullanılmıştır.

EK 2

3BKRT Tekniğine Göre Doz Değerleri

On hastaya ait 3BKRT planlarının PTV'nin ve tüm kritik organların aldığı doz değerleri aşağıdaki tablolarda verilmiştir.

Tablo 4.1: 3BKRT tekniğinde PTV aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	PTV				
	Min. doz(Gy)	Max. doz(Gy)	Ort. doz(Gy)	V _{50.4Gy} (%)	D ₉₅
1	47.80	56.00	52.92	96.95	50.84
2	47.48	55.55	52.62	92.91	50.08
3	47.69	55.98	52.03	94.29	50.30
4	47.51	55.23	51.46	87.00	49.94
5	46.48	55.60	51.80	91.80	50.19
6	48.12	55.86	52.48	96.44	50.58
7	46.66	53.76	51.64	94.42	50.33
8	46.59	55.59	53.00	95.30	50.45
9	47.66	54.54	51.82	94.11	50.30
10	48.87	56.31	52.73	93.22	50.14

Tablo 4.2: 3BKRT tekniğinde karaciğerin aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası		Karaciğer				
	V _{20Gy} (%)	V _{30Gy} (%)	V _{40Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	Ortalama
1	86.56	39.11	30.37	27.18	21.97	31.77
2	72.03	30.20	25.06	22.52	15.01	27.70
3	65.80	37.75	27.63	25.40	18.09	26.26
4	77.48	38.46	28.90	25.19	18.41	27.58
5	59.36	46.59	38.13	34.68	22.36	30.78
6	68.72	35.00	26.52	24.20	19.97	28.71
7	80.98	52.89	39.82	34.45	20.02	33.38
8	79.19	40.38	34.30	30.98	24.64	31.45
9	66.54	30.99	26.53	24.48	17.21	25.73
10	54.39	41.91	32.18	28.61	18.21	29.13

Tablo 4.3: 3BKRT tekniğinde spinal kordun aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	Spinal kord					
	V _{20Gy} (%)	V _{30Gy} (%)	V _{40Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	D _{max}
1	50.00	41.25	9.57	2.81	0	47.47
2	48.75	41.60	32.09	15.12	0	49.03
3	40.75	29.23	0.44	0	0	41.30
4	32.67	3.08	0	0	0	36.31
5	33.32	28.75	0	0	0	39.93
6	30.62	21.43	8.33	2.24	0	49.36
7	36.28	31.19	0.33	0	0	42.94
8	41.67	10.38	2.88	0.20	0	46.15
9	38.71	34.89	0	0	0	38.31
10	38.21	33.31	0	0	0	34.53

Tablo 4.4: 3BKRT tekniğinde sağ böbreğin aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	Sağ böbrek					
	V _{20Gy} (%)	V _{30Gy} (%)	V _{40Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	Ortalama
1	27.37	18.16	0	0	0	12.31
2	64.71	51.54	23.12	9.46	0.13	27.14
3	22.02	15.26	0.63	0.13	0	9.95
4	23.57	9.00	3.60	2.33	0	11.09
5	25.84	19.94	7.82	5.06	1.32	12.38
6	28.03	9.22	2.62	1.13	0	11.59
7	67.69	56.52	10.48	2.81	0	26.74
8	51.65	35.04	24.92	20.94	12.45	22.54
9	21.78	15.75	0	0	0	10.88
10	36.94	28.57	6.34	4.35	0.83	15.81

Tablo 4.5: 3BKRT tekniğinde sol böbreğin aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	Sol böbrek					
	V _{20Gy} (%)	V _{30Gy} (%)	V _{40Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	Ortalama
1	2.03	0.39	0	0	0	3.86
2	7.27	4.28	2.90	2.23	0.26	6.36
3	30.20	22.94	15.59	13.61	9.62	14.87
4	60.00	15.94	9.92	7.46	0	20.70
5	30.63	20.11	14.69	12.61	8.89	14.92
6	47.89	36.58	26.85	23.38	15.55	24.51
7	36.23	27.82	12.38	9.20	4.47	16.72
8	49.24	26.34	16.34	13.24	7.95	20.37
9	16.86	7.70	3.75	2.60	1.12	8.97
10	9.70	0.54	0	0	0	5.64

Tablo 4.6: 3BKRT tekniğinde bilateral böbreğin aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	Bilateral böbrek					
	V _{20Gy} (%)	V _{30Gy} (%)	V _{40Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	Ortalama
1	15.90	10.00	0	0	0	8.49
2	34.40	26.75	12.42	6.05	0.96	16.12
3	26.44	19.43	8.60	7.33	5.10	12.58
4	43.08	12.45	7.02	5.11	0.40	16.19
5	28.11	19.81	11.18	8.62	5.11	13.57
6	37.90	22.62	14.65	12.10	7.10	17.93
7	51.55	42.33	10.53	2.74	0	21.80
8	50.41	30.31	20.42	17.87	10.21	21.40
9	19.14	11.81	0	0	0	9.90
10	22.67	14.00	3.83	2.82	0.64	10.48

Tablo 4.7: 3BKRT tekniğinde kalbin aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	Kalp					
	V _{20Gy} (%)	V _{30Gy} (%)	V _{40Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	Ortalama
1	36.36	27.22	18.61	14.72	8.19	18.35
2	35.57	25.53	19.13	16.19	11.66	18.44
3	27.51	22.25	17.86	14.30	7.91	14.59
4	24.89	19.93	15.15	12.89	6.57	13.28
5	34.39	21.09	14.27	11.61	5.54	16.59
6	60.85	42.76	26.80	22.88	16.03	26.28
7	22.21	17.19	10.56	8.34	2.58	11.83
8	16.97	13.19	8.07	6.49	3.71	8.93
9	34.83	28.99	14.40	10.61	4.75	16.76
10	30.02	24.83	17.26	12.94	6.16	15.84

EK 3

YART Tekniğine Göre Doz Değerleri

On hastaya ait yedi alan YART planlarının PTV' nin ve tüm kritik organların aldığı doz değerleri aşağıda ki tablolarda verilmiştir.

Tablo 4.8: YART tekniğinde PTV aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	PTV				
	Min. doz	Max. doz	Ort. doz	V _{50.4Gy} (%)	D ₉₅
1	46.21	56.91	52.60	95.50	50.51
2	47.92	57.03	51.69	86.40	49.75
3	47.09	57.42	52.56	96.17	50.58
4	47.80	57.16	52.53	95.43	50.48
5	47.93	56.37	51.72	89.92	49.89
6	46.80	56.48	52.14	93.62	50.18
7	48.48	57.35	52.53	94.66	50.32
8	47.80	56.77	52.24	96.06	50.54
9	47.25	57.98	52.63	95.30	50.46
10	47.98	57.59	52.47	94.64	50.32

Tablo 4.9: YART tekniğinde karaciğerin aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	Karaciğer					
	V _{20Gy} (%)	V _{30Gy} (%)	V _{40Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	Ortalama
1	68.00	29.66	18.17	15.05	11.48	26.90
2	66.67	31.70	17.33	12.85	8.06	25.44
3	69.01	32.00	20.88	17.69	14.49	27.05
4	71.36	31.48	17.62	12.92	9.59	26.74
5	73.61	42.29	25.78	20.5	15.41	29.10
6	72.54	33.44	18.97	14.49	11.27	27.48
7	69.03	45.53	27.52	22.03	16.30	29.90
8	81.49	43.23	25.22	20.88	16.90	30.81
9	75.24	38.25	19.55	14.55	10.89	28.11
10	68.69	33.61	18.52	14.40	10.94	27.19

Tablo 4.10: YART tekniğinde spinal kordun aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	Spinal kord					
	V _{20Gy} (%)	V _{30Gy} (%)	V _{40Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	D _{Max} (Gy)
1	45.74	11.60	0	0	0	35.70
2	48.45	5.06	0	0	0	34.32
3	39.38	10.96	0	0	0	35.86
4	31.58	13.37	0	0	0	35.77
5	26.08	1.41	0	0	0	31.76
6	28.47	3.89	0	0	0	34.74
7	37.10	13.05	0	0	0	35.06
8	40.99	15.81	0	0	0	35.19
9	27.93	3.22	0	0	0	33.84
10	32.31	0.08	0	0	0	30.85

Tablo 4.11: YART tekniğinde sağ böbreğin aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	Sağ böbrek					
	V _{20Gy} (%)	V _{30Gy} (%)	V _{40Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	Ortalama
1	23.19	2.43	0	0	0	10.17
2	40.90	20.43	8.68	3.14	0.33	18.92
3	24.36	5.47	0.10	0	0	9.77
4	9.59	0.01	0	0	0	10.63
5	21.63	4.92	0.70	0.13	0	10.21
6	23.10	4.27	0.13	0	0	9.95
7	12.89	2.53	0.20	0	0	10.44
8	53.06	28.93	17.05	13.82	10.30	21.47
9	22.11	0	0	0	0	10.19
10	25.94	8.29	2.18	0.91	0.20	11.69

Tablo 4.12: YART tekniğinde sol böbreğin aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	Sol böbrek					
	V _{20Gy} (%)	V _{30Gy} (%)	V _{40Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	Ortalama
1	0.16	0	0	0	0	4.67
2	7.12	3.49	1.30	0.61	0.01	7.19
3	22.89	16.71	9.38	6.43	3.13	12.66
4	30.28	9.53	3.84	2.53	0.50	15.42
5	25.64	13.21	7.51	5.43	2.73	14.61
6	28.48	21.48	15.63	11.92	5.96	17.70
7	26.41	12.83	5.74	3.95	1.73	15.91
8	35.86	21.55	12.25	9.78	6.38	19.41
9	5.20	0.16	0	0	0	8.02
10	6.49	0	0	0	0	7.35

Tablo 4.13: YART tekniğinde bilateral böbreğin aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	Bilateral böbrek					
	V _{20Gy} (%)	V _{30Gy} (%)	V _{40Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	Ortalama
1	12.76	1.33	0	0	0	7.68
2	22.95	11.43	4.76	1.80	0.16	12.69
3	23.57	11.49	5.07	3.45	1.68	11.32
4	20.52	5.04	2.03	1.34	0.27	13.16
5	23.51	8.81	3.90	2.62	1.28	12.27
6	25.74	12.72	7.75	5.85	2.93	13.76
7	19.55	7.60	2.93	1.95	0.85	13.13
8	44.80	25.08	14.55	11.71	8.26	20.39
9	13.45	0.08	0	0	0	9.07
10	15.76	3.95	1.04	0.43	0.10	9.42

Tablo 4.14: YART tekniğinde kalbin aldığı % doz değerleri.

Hasta Numarası	Kalp					
	V _{20Gy} (%)	V _{30Gy} (%)	V _{40Gy} (%)	V _{45Gy} (%)	V _{50Gy} (%)	Ortalama
1	89.32	59.30	38.30	27.42	15.69	15.70
2	21.11	14.15	9.47	7.62	5.33	13.51
3	21.73	14.46	9.99	7.87	5.60	13.14
4	23.22	17.98	14.17	12.17	9.86	13.44
5	21.80	12.02	8.16	6.66	5.03	13.43
6	34.50	19.98	13.74	11.60	9.32	19.03
7	19.22	12.96	8.14	6.05	3.72	10.43
8	15.84	9.79	6.69	5.44	4.05	9.34
9	21.77	11.11	7.20	5.85	4.17	12.72
10	17.40	10.02	6.58	5.15	3.43	11.22

9. ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Trabzon'un Yomra ilçesinde doğdum. 20 yaşıma kadar yaşamış olduğum memleketimden 2005'de Gaziantep Üniversitesi Fizik Mühendisliği bölümünü kazanarak ayrıldım. 2010 yılında Fizik Mühendisi olarak mezun olduğumun ertesi yılı 2011'de İstanbul Ticaret Üniversitesi Endüstriyel Fizik Tezsiz yüksek lisans programını kazanarak başarıyla tamamladıktan sonra 2012'den beri özel bir şirkete bağlı olarak Sağlık Fizikçisi olarak görev yapmaktayım. 2013 yılında Gaziantep Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında Radyoterapi Fiziği programında yüksek lisansa başladım. Şu an Gaziantep Dr. Ersin Arslan Devlet Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde Sağlık Fizikçisi olarak görev yapmaktayım. Aynı zamanda evli ve bir kız çocuğu babasıyım.