

**T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI**

**MİDE RADYOTERAPİSİNDE FARKLI IŞINLAMA
TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Mehmet Murat YAŞAR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Ahmet BOZKURT**

**ŞANLIURFA
2015**

**T.C.
HARRAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI**

**MİDE RADYOTERAPİSİNDE FARKLI IŞINLAMA
TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Mehmet Murat YAŞAR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Ahmet BOZKURT**

Bu tez, Harran Üniversitesi Araştırma Fon Saymanlığı Tarafından 13164 proje numarası ile desteklenmiştir.

**ŞANLIURFA
2015**

HARRAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Mehmet Murat YAŞAR'ın hazırladığı "Mide Radyoterapisinde Farklı Işınlama Tekniklerinin Karşılaştırılması" konulu çalışma, 28/07/2015 tarihinde jüri üyeleri tarafından değerlendirilerek Sağlık Fiziki Anabilim Dalında **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Ahmet BOZKURT (Danışman)

Harran Üniversitesi

Başkan



Yrd. Doç. Dr. Hediye ACUN

Harran Üniversitesi

Üye

Yrd. Doç. Dr. Hilal ACAR

Medipol Üniversitesi

Üye

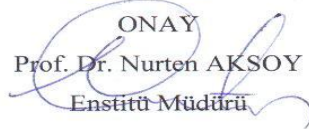


22.11.2015

ONAY

Prof. Dr. Nurten AKSOY

Enstitü Müdürü



TEŐEKKÖR

Bu tez çalışmasında her tŒrlŒ desteği veren tez danıőmanım sayın Prof. Dr. Ahmet BOZKURT'a, yŒksek lisansım boyunca benden bilgisini esirgemeyen ve her konuda yanımda olan sayın Yrd. Doç. Dr. Hediye ACUN 'a, tezin uygulama kısmında bilgi birikimini benimle paylaőarak bilmediklerimi Œęreten sayın Samet TŒRKŒCŒ'ye, her zaman her konuda en bŒyŒk destekçim eőim GŒzde YAŞAR'a ve varlıklarıyla beni mutlu eden değerli aileme sonsuz teőekkŒrlerimi sunarım.

Mehmet Murat YAŞAR

2015

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iv
TABLolar DİZİNİ.....	v
KISALTMALAR.....	vi
ÖZET.....	viii
ABSTRACT.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Mide Anatomisi.....	4
2.2 Mide Kanseri ve Risk Faktörleri.....	5
2.3 Mide Kanserinin Tedavisi.....	6
2.4 Mide Kanserinde Radyoterapi.....	7
2.5 Mide Kanseri Radyoterapisinde Risk Altındaki Organlar (OAR) ve Tolerans Dozları.....	9
2.6 Radyoterapide Hedef Hacim Tanımlamaları.....	10
2.6.1 Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV).....	10
2.6.2 Klinik Hedef Hacim (CTV).....	11
2.6.3 Planlanan Hedef Hacim (PTV).....	11
2.6.4 Tedavi Hacmi (TV).....	13
2.6.5 Işınlanan Hacim (IV).....	13
2.6.6 Riskli Organ (OAR).....	13
2.6.7 Planlanan Risk Altındaki Organ (PRV).....	13
2.7 Homojenite İndeksi (HI).....	13
2.8 Konformite İndeksi (CI).....	15
2.9 Doz-Hacim Histogramı (DHH).....	15

2.10 Mide Radyoterapisinde Konvansiyonel Planlama Tekniği.....	15
2.11 Mide Radyoterapisinde Konformal Planlama Tekniği.....	16
2.12 Mide Radyoterapisinde Yoğunluk Ayarlı Planlama Tekniği.....	18
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	25
3.1 Gereç.....	25
3.1.1 Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	25
3.1.2 Bilgisayarlı Tomografi Simülatör Cihazı.....	25
3.1.3 Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	27
3.2 Yöntem.....	28
3.2.1 Tedavi Planlama Verilerinin Oluşturulması.....	28
3.2.2 Konvansiyonel AP-PA Radyoterapi Tedavi Planlaması.....	28
3.2.3 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) Tedavi Planlaması.....	29
3.2.4 Alan İçinde Alan (FIF) Tedavi Planlaması.....	29
3.2.5 İstatistiksel Analiz Yöntemleri.....	29
4. BULGULAR.....	36
4.1 Hedef Hacim için Elde Edilen Bulgular.....	36
4.1.1 Hedef Organ Hacimleri.....	36
4.1.2 Hedef Hacim Dozları.....	37
4.1.3 Homojenite ve Konformite İndeksi Değerleri.....	39
4.2 Riskli Organlar için Elde Edilen Bulgular.....	40
4.2.1 Sol Böbrek için Elde Edilen Bulgular.....	41
4.2.2 Sağ Böbrek için Elde Edilen Bulgular.....	43
4.2.3 Karaciğer için Elde Edilen Bulgular.....	45
4.2.4 Spinal Kord için Elde Edilen Bulgular.....	47
5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	49
6. KAYNAKLAR.....	54

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 2.1 Midenin şematik gösterimi.....	4
Şekil 2.2 Midenin kısımları.....	5
Şekil 2.3 Planlanan Tedavi Hacmi (PTV).....	11
Şekil 2.4 İnternal Margin (İM) ve Setup Margin (SM).....	12
Şekil 2.5 TV ve IV şematik gösterimi	14
Şekil 2.6 Risk altındaki organların (OAR) şematik gösterimi.....	14
Şekil 2.7 Tedavisi planlanan bir hastanın doz-hacim histogramı.....	20
Şekil 2.8 BEV kullanılarak elde edilen ana alanın görüntüsü.....	21
Şekil 2.9 BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan ilk alt alan.....	22
Şekil 2.10 BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan ikinci alt alan.....	23
Şekil 2.11 BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan üçüncü alt alan.....	24
Şekil 3.1 Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazı.....	26
Şekil 3.2 Çok yapraklı kolimatör (ÇYK).....	26
Şekil 3.3 General Electric marka Bright Speed 16 model BT simülatör cihazı.....	27
Şekil 3.4 Konvansiyonel (AP-PA) planlama.....	30
Şekil 3.5 Üç Boyutlu Konformal planlamada wedge kullanımı.....	31
Şekil 3.6 Üç Boyutlu Konformal planlama.....	32
Şekil 3.7 Alan içinde alan (FIF) Tekniği ana alan.....	33
Şekil 3.8 Alan içinde alan (FIF) Tekniği birinci alt alan.....	34
Şekil 3.9 Alan içinde alan (FIF) Tekniği ikinci alt alan.....	35

TABLolar DİZİNİ

	Sayfa No
Tablo 2.1 Mide kanseri radyoterapisinde Quantec doz sınırlamaları.....	9
Tablo 4.1 Hastaların özellikleri.....	36
Tablo 4.2 CTV için $D_{\%2}$, maksimum doz ve $D_{\%98}$ değerleri.....	37
Tablo 4.3 CTV'nin $D_{\%2}$, maksimum doz ve $D_{\%98}$ değerleri istatistik sonuçları.....	37
Tablo 4.4 CTV için $D_{\%50}$, ortalama doz ve $D_{\%95}$ değerleri.....	38
Tablo 4.5 CTV'nin $D_{\%50}$, ortalama doz ve $D_{\%95}$ değerleri istatistik sonuçları.....	39
Tablo 4.6 CTV için Homojenite ve Konformite İndeksi değerleri	40
Tablo 4.7 CTV için Homojenite ve Konformite İndeksi değerleri istatistik sonuçları	40
Tablo 4.8 Sol böbrek için V12 ile V20 hacimleri.....	41
Tablo 4.9 Sol böbrek için V12 ile V20 hacimleri istatistik sonuçları.....	41
Tablo 4.10 Sol böbrek için V28, D_{ort} ve D_{max} değerleri	42
Tablo 4.11 Sol böbrek için V28, D_{ort} ve D_{max} değerleri istatistik sonuçları.....	42
Tablo 4.12 Sağ böbrek için V12 ile V20 hacimleri.....	43
Tablo 4.13 Sağ böbrek için V12 ile V20 hacimleri istatistik sonuçları.....	44
Tablo 4.14 Sağ böbrek için V28, D_{ort} ve D_{max} değerleri	45
Tablo 4.15 Sağ böbrek için V28, D_{ort} ve D_{max} değerleri istatistik sonuçları.....	45
Tablo 4.16 Karaciğer için V30, D_{ort} ve D_{max} değerleri	46
Tablo 4.17 Karaciğer için V30, D_{ort} ve D_{max} değerleri istatistik sonuçları.....	46
Tablo 4.18 Spinal Kord için D_{max} değerleri	47
Tablo 4.19 Spinal Kord için D_{max} değerleri istatistik sonuçları.....	47

KISALTMALAR

AP-PA	: Anterior-Posterior Posterior-Anterior
BEV	: Işın Gözü Bakışı
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CI	: Konformite İndeksi
CTV	: Klinik Hedef Hacmi
ÇYK	: Çok Yapraklı Kolimatör
DHH	: Doz Hacim Histogramı
D_{%2}	: Hedef Hacmin %2'sinin Aldığı Doz
D_{%50}	: Hedef Hacmin %50'sinin Aldığı Doz
D_{%95}	: Hedef Hacmin %95'inin Aldığı Doz
D_{%98}	: Hedef Hacmin %98'inin Aldığı Doz
D_{max}	: Hedef Hacmin Aldığı Maksimum Doz
D_{ort}	: Hedef Hacmin Aldığı Ortalama Doz
FIF	: Alan İçinde Alan
GRRT	: Görüntü Rehberli Radyoterapi
GTV	: Görüntülenebilir Tümör Hacmi
HI	: Homojenite İndeksi
ICRU	: International Commission on Radiation Unit and Measurement
IM	: Internal Marjin
IMRT	: Intensity Modulated Radiation Therapy
ITV	: İç Hedef Hacim
IV	: Işınlanan Hacim
kV	: Kilo Volt
MeV	: Mega Elektron Volt
MV	: Mega Volt
OAR	: Riskli Organ
PRV	: Planlanan Riskli Hacim
PTV	: Planlanan Hedef Hacim
SM	: Set-up Marjin
SAD	: Kaynak Eksen Mesafesi

TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
TV	: Tedavi Hacmi
V12	: 5 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
V12	: 12 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
V20	: 20 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
V28	: 28 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
V30	: 30 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
V100	: 100 Gy veya üzerinde doz alan yüzde hacim
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
3BKRT	: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi



ÖZET

MİDE RADYOTERAPİSİNDE FARKLI IŞINLAMA TEKNİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Mehmet Murat YAŞAR

Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Tezi

Mide ışınlanmasında hedef hacimdeki yapı farklılıkları ve hedef hacmin yakın komşuluğundaki kritik organlar sebebiyle son derece karmaşık bir tedavi planı ortaya çıkmaktadır. Mide radyoterapisinde hedef hacmin homojen bir şekilde ışınlanması amaçlanırken; sol böbrek, sağ böbrek ve karaciğer gibi sağlıklı organların mümkün olduğunca az doz almasına çalışılır. Bu sebeple mide radyoterapisinde farklı tedavi tekniklerine başvurulur. Bu kullanılan tekniklerde midenin aldığı doz, iyonizan radyasyonun sağlam dokular üzerindeki etkisi sebebiyle önemlidir.

Bu tez çalışmasında konvansiyonel ışınlama (AP-PA), üç boyutlu konformal (3BKRT) ve alan içinde alan (FIF) ışınlama tekniklerinin kullanıldığı mide ışınlamalarında midenin ve kritik organların aldığı dozun araştırılması amaçlanmıştır.

Bu çalışma, Şanlıurfa Mehmet Akif İnan Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde XIO Version 4.8 tedavi planlama sistemi kullanılarak yapılmıştır. Çalışmada dokuz mide kanseri vakasına konvansiyonel, konformal ve FIF tekniklerine göre planlamalar yapılmıştır. Hedef hacim ve sağlıklı organ dozları tedavi planlama sisteminde elde edilen doz-hacim histogramları ile belirlenmiştir. Sonuç olarak, mide ışınlanmasında kritik organları korurken, hedef hacimde homojen bir doz dağılımı sağlayan Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) ve Alan içinde Alan (FIF) tekniklerinin kullanılmasının daha uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Mide Kanseri, Kritik Organ Dozu, Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi, Alan İçinde Alan

ABSTRACT

COMPARISON OF DIFFERENT RADIATION TECHNIQUES IN THE STOMACH RADIOTHERAPY

Mehmet Murat YAŞAR

Medical Physics Master's Degree Thesis

Gastric irradiation becomes quite complicated due to the structural differences in the target volume and due to critical organs at close proximity to the irradiation field. In gastric radiotherapy, while the aim is to homogeneously irradiate the target volume, the dose to the healthy organs such as left kidney, right kidney and liver should be kept at as low values as possible. Therefore, different treatment techniques are used in gastric radiotherapy. In these techniques, the dose received by the stomach is important because of the effect of ionizing radiation on the healthy tissues.

The aim of this thesis study is to investigate the doses in stomach and critical organs during gastric irradiations using conventional (AP-PA), conformal (3DCRT) and field-in-field (FIF) irradiation techniques.

This study was performed at the Radiation Oncology Clinic of Şanlıurfa Mehmet Akif Inan Training and Research Hospital by using XIO Version 4.8 treatment planning system. In this study, radiotherapy plannings of nine gastric cancer cases were performed according to conventional, 3DCRT and field-in-field techniques. Doses of target volume as well as critical organ doses were determined using dose-volume histograms obtained from the treatment planning system. It is concluded that in gastric irradiation the use of the 3DCRT and the field-in-field techniques are more appropriate both for protecting the target volume and the critical organs at the same time achieving more homogeneous dose distribution for the target volume.

Key Words: Gastric cancer, Critical Organ Dose, Three Dimensional Conformal Radiotherapy, Field in Field

1. GİRİŞ

Mide kanseri, sindirim sistemi organlarından midenin herhangi bir parçasından gelişebilen bir kanser türüdür. Başta yemek borusu ve ince bağırsak olmak üzere başka organlara da metastaz yapabilir. Mortalite oranlarına göre kadınlarda 3., erkeklerde 2. kanser türüdür. Tüm dünyada her yıl yaklaşık 900.000 insanın mide kanseri nedeniyle öldüğü tahmin edilmektedir. Midenin mukoza zarından gelişen ırların (tümör) kötü huylu (habis) olanlarının neden olduğu bu kanser türü, genellikle midenin küçük kısmında ortaya çıkmaktadır. Bu tümörler % 95 oranında bez epitelinden (adenokarsinom) başlar (1).

Mide kanseri gerek dünyada gerekse Türliye'de görülen tümörler arasında en üst sıralarda yer alır. Biyolojik olarak agresif tavrılı bir tümördür. Mide kanseri yaşam koşulları, beslenme alışkanlığı, hazır gıda ve strese bağılı olarak meydana gelmekte olup en sık Japonya ve Çin'de görülmektedir. Amerika'da 2013 yılında 22,000 civarında yeni mide kanseri vakasına rastlandığı ve yaklaşık 11,000 mide kanserine bağılı ölüm gerçekleştiğı tahmin edilmiştir. Ülkemizde ise meme kanseri ve akciğer kanserinden sonra en sık görülen kanser türleri arasında yer almaktadır. Türkiye'de yapılan çalışmalarda mide kanseri erkeklerde 100,000 de 9,6, kadınlarda 100,000 de 5,7'dir. Mortalite hızı erkeklerde 100,000 de 8,2 kadınlarda 100,000 de 4,8'dir (1).

Kanser olgularında radyoterapi tekniğı uygulanabilecek tedavi yöntemlerinden biridir. Bu zamana kadar mide kanserinin radyoterapi ile tedavisi üzerine çeşitli çalışmalar yapılmıştır. 2005 yılında Leong ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada mide kanseri için üç boyutlu konformal radyoterapi tekniğı incelenmiştir. Konfromal radyoterapi tekniğinin konvansiyonel AP-PA (Anterior-Posterior, Posterior-Anterior) radyoterapi tekniğine göre daha iyi sonuçlar verdiğini göstermişlerdir (2).

Son on yılda mide kanseri yönetiminde bir çok gelişme kaydedilmiştir. Kemoterapi dahil olmak üzere birçok yöntem denenmiştir. Bagga ve arkadaşları mide kanseri toksisitesinin azalmasında IMRT'nin (Intensity Modulated Radiation Therapy) etkilerini araştırmışlardır. 30 mide kanseri hastası üzerinde yapılan çalışmada 4,5-5 haftada 25-28 fraksiyon olacak şekilde 45-50 Gy arasında doz verilerek elde edilen sonuçlar doz-hacim histogramları kullanılarak konvansiyonel radyoterapi ile elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmış ve IMRT'nin daha iyi sonuçlar verdiğı görülmüştür (3).

Radyoterapide doz dağılımları hastaya özgü anatomik yapıya göre değişiklik göstermektedir. Tedavi gören hastaların hedef organ yapılarının büyüklüğü ile kritik organlara olan komşuluğu gibi durumlar tedavi planlarını değiştirebilmektedir. Bu sebeple, yapılan çalışmalarda kullanılan teknikler de değişiklik gösterebilmektedir. Bianca ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada Yoğunluk Ağırlıklı Radyoterapi Tekniği'ni (YART) kullanmış ve onbeş mide kanseri hastasını üç türde kategorize etmişlerdir (4). Bu çalışma, planlanan tedavi hacmi olan mideyi böbreklerle geometrik olarak ilişkilendirmiştir.

Radyasyon tedavisinde amaç sadece hedef organa ışını vermek değil, aynı zamanda komşu dokuların da (OAR) mümkün olan en düşük dozu almalarını sağlamaktır. Garcia ve arkadaşları mide radyoterapisinde hedef organa maksimum dozu vererek aynı zamanda hayati önem taşıyan kalp, akciğer ve böbrekleri maksimum düzeyde korumayı amaçladıkları bir çalışmalarında dört farklı ışınlama yaklaşımı kullanmışlardır (5). Bu yaklaşımlar konvansiyonel AP-PA, üç alanlı ışınlama, eş düzlemlili IMRT ve farklı düzlemlili IMRT olarak belirlenmiştir.

Postoperatif kemoterapi mide kanseri için standart bir tedavi olarak bilinir. Radyoterapi mide kanseri planlamalarında komşu kritik organlar açısından büyük önem arz etmektedir. Bu nedenle kanser tedavilerinde radyoterapi teknikleri daha çok tercih edilmektedir. Adas ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada, otuzaltı mide kanseri hasta için iki boyutlu ve üç boyutlu konformal tedavi planlarının kabullerini karşılaştırıp iki ve üç alanlı planlanan tedavi hacimlerinin aldıkları dozları doz-hacim histogramları yardımıyla karşılaştırmışlardır (6).

Radyoterapi kendi içinde birçok farklılık gösteren bir tedavi yöntemidir. Bu tedavi yönteminde hedef organa istenilen radyasyon dozunun düzgün ve homojen bir şekilde dağılımını sağlamak önemli bir unsurdur. Bu yüzden yapılan bazı çalışmalarda ışını hastaya farklı birkaç alandan göndermek mümkündür. Ma ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada mide kanserli onbeş hasta için hem üç boyutlu konformal radyoterapi tekniğini hem de beş ve yedi alanlı yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğini kullanmış ve bu tekniklerin hedef organdaki doz dağılımlarını karşılaştırmışlardır (7). Gün başına 1,8 Gy'lik dozlar verilerek toplamda 45 Gy olacak şekilde tedavi planlamaları yapmışlardır.

Kanser tedavilerinde radyoterapi tekniklerinin yanı sıra kemoterapi de kullanılmaktadır. Çoğu kemoterapi uygulamasından sonra da mikro düzeydeki tümör dokularını yok etmek için radyoterapi teknikleri kullanılabilir. Minn ve arkadaşları

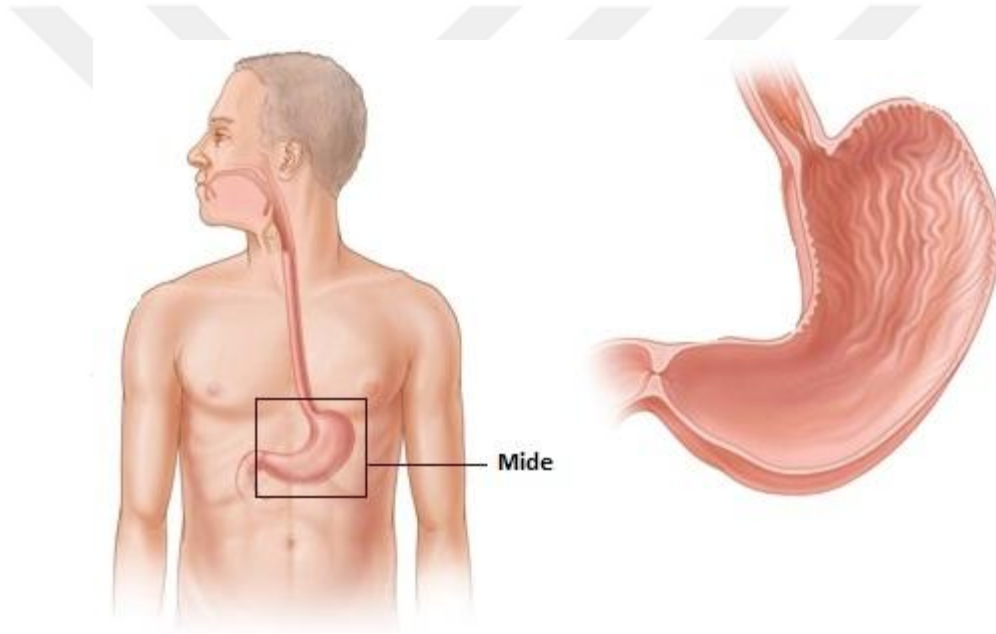
yapmış oldukları bir çalışmada mide kanseri olup postoperatif kemoterapi uygulanan hastalarda Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) tekniklerini uygulamışlardır. 57 mide kanseri hastasından 26 tanesine 3BKRT, 31 tanesine de YART tekniğini uygulamışlardır. Tedavi hacmine 45 Gy verilerek yapılan çalışmada doz-hacim histogramlarında böbrek ve karaciğer değerlerini karşılaştırmışlardır (8).

Yapılan tüm bu çalışmalardan mide radyoterapisinde uygulanan tekniklerin hedef ve sağlıklı kritik organların aldığı dozu değiştirdiği anlaşılmaktadır. Bu yüzden mide radyoterapisinde öncelikle klinikte uygulanacak en optimal plan belirlenmelidir. Bu tez çalışmasında, Şanlıurfa Mehmet Akif İnan Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde tedaviye alınan dokuz mide kanseri hastasının konvansiyonel radyoterapi, bilgisayarlı tomografi (BT) verileri kullanılarak wedgeli üç boyutlu konformal radyoterapi (3KBRT) ve bir yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) olan alan içinde alan (FIF) teknikleri ile mide ışınlamalarında hedef ve kritik organların aldığı dozların araştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Mide Anatomisi

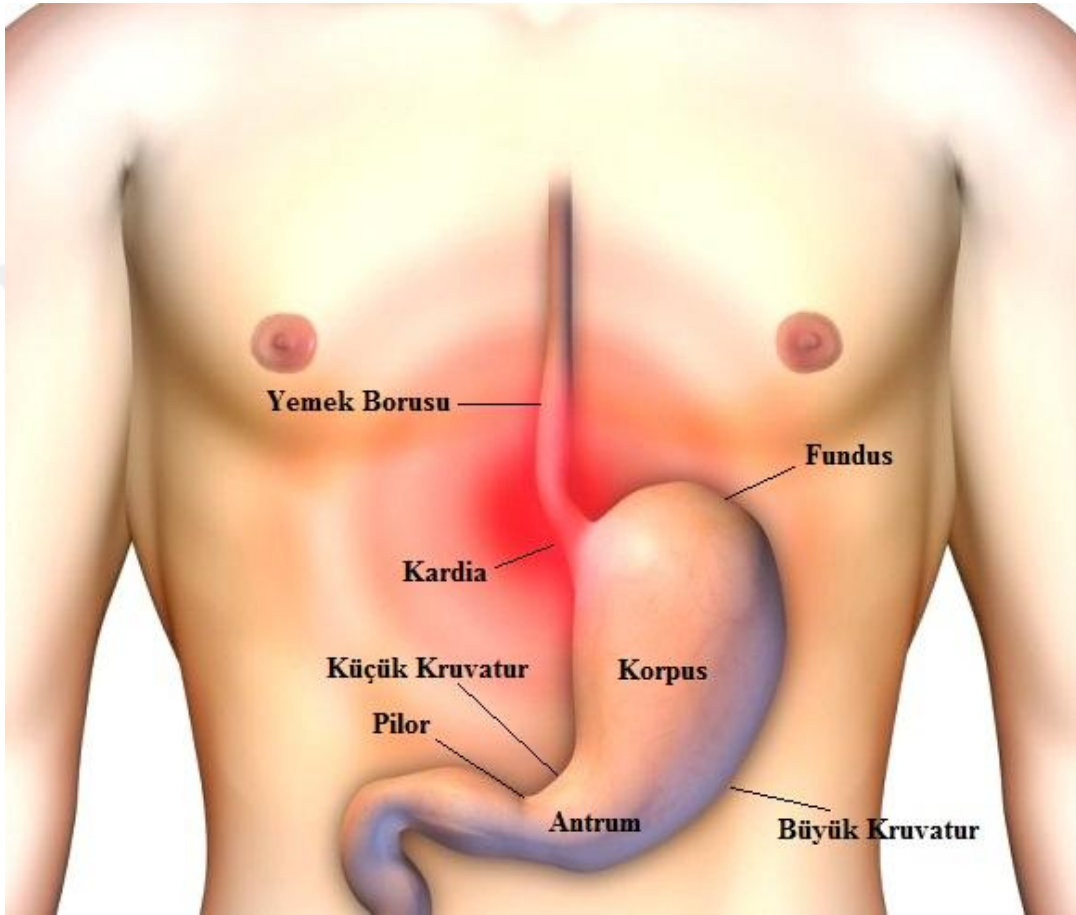
Mide, karnın sol üst kısmında bulunan kaslı bir organdır. Sindirim sistemindeki organlardan biri olup yemek borusuna bağlanan kısımdır (Şekil 2.1). Mide, gıdaların sindirilmesi için aynı zamanda asit ve enzimler salgılar. Mideye gelen gıdalar bir süreliğine beklemede kaldığında bu süre zarfında asitler ve enzimler yardımıyla parçalanır. Midenin kapasitesi ortalama 1000-1500 ml olup gıda alımında 2500-3000 ml kapasitelerine kadar ulaşabilir.



Şekil 2.1 Midenin şematik gösterimi

Midenin özefagus ile birleştiği yere kardia denir ve yerleşim yeri T12 hizasındadır. Pilon ise midenin duodenum ile birleştiği yerdir ve L1'in alt kenarı düzeyinde orta hattın 1-2 cm sağ tarafında bulunur. Mide dört kısımdan oluşur. Bunlar; Kardial, Fundus, Korpus ve Antrum-pilon'dur. Kardiada belirgin bir sfinkter (halka şeklindeki kas) yapısı bulunmazken, pilonda tam bir sfinkter vardır. Midenin sirküler kas tabakası bu bölgede çok kalınlaşır ve pilorsfinkter kasını oluşturur. Mide duvarı dört tabakadan meydana gelir. Bunlar; Seroza, Müküler tabaka (İçten dışa oblik, sirküler, longitudinal), Submukoza ve Mukozadır. Mide damarları olarak 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. Venler ise mukozadan başlayarak arterlere eşlik ederek, splenik, superior mezenterik ve portal vene doğrudan açılırlar. Sol gastrik artere karşılık gelen koroner ven (sol gastrik ven) ise portal hipertansiyonda kaval sistemle bağlantıyı sağlayan ve varis oluşumuna yol açan önemli yapı olarak ortaya çıkar (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 Midenin kısımları

2.2 Mide Kanseri ve Risk Faktörleri

Bilim dünyasında risk faktörü; bir hastalığa yakalanma olasılığını etkileyen herhangi bir unsur olarak ifade edilebilir. Herhangi bir kanser türünde, farklı risk faktörleri mevcut olabilmektedir. Sigara kullanımı gibi bazı risk faktörleri değiştirilebilir, ama kişinin yaşı veya aile geçmişi gibi bazı faktörler ise değiştirilemez faktörlerdir. Ancak, risk faktörlerinin mevcut olması kanser hakkında her şeyi anlatmayabilir veya söz konusu bir hastalığa yakalanılacağı anlamına gelmemektedir. Kanser olan birçok kişinin pek azında risk faktörleri etken olmuştur.

Mide kanseri için birçok risk faktörü mevcut iken, bu faktörlerin mide hücrelerini nasıl kansere dönüştürdüğü henüz netlik kazanmamıştır. Bilim insanları, midede oluşan belli değişikliklerin nasıl ve neden olduğunu ve H. pylori adlı bakterinin mide kanserinde oynadığı rolü araştırmaya devam etmektedir. Ayrıca, gen değişikliklerinin (mutasyon), normal mide hücrelerini nasıl değiştirerek kansere dönüştürdüğü de incelenmektedir. Mide kanseri ile bağlantılı gen değişikliklerinin çoğu, doğum sonrasında meydana gelmektedir. Çok azı kalıtsaldır (9).

2.3 Mide Kanserinin Tedavisi

Mide kanseri için uygulanan dört ana tedavi yöntemi vardır. Bu tedaviler; cerrahi müdahale, kemoterapi, hedefe yönelik tedavi ve radyoterapi tekniğidir. Tedavi seçeneğini belirlerken dikkat edilmesi gereken birkaç nokta vardır. Öncelikle tümörün bulunduğu yer ve evresi çok önemlidir. Ancak hastanın genel sağlık durumu, yaşı ve kişisel istekleri gibi düşünülmesi gereken başka faktörler de vardır. Eğer tedavi olasılığı yoksa, hastalığın oluşturduğu yeme güçlüğü, ağrı veya kanama gibi belirtileri hafifletmek amacıyla da tedavi uygulanabilmektedir.

Mide kanseri'nde cerrahi müdahale, koşullar uygunsa tedavinin bir parçasıdır. Kanserin türüne ve evresine bağlı olarak midenin kanserli bölümünün tümörle birlikte alınması için kullanılan cerrahi müdahalede amaç, diğer kanser türlerinde olduğu gibi mümkün olduğu kadar çok kanser dokusunu almaktır. Bazen diğer organların da alınması söz konusu olabilir.

Diğer bir tedavi yöntemi olan kemoterapi, kanser hücrelerini öldürmek için ilaç kullanımınıdır. İlaçlar genellikle ya damardan ya da ağızdan verilir. Kan dolaşımına karışan ilaç tüm vücudu dolaşır. Kemoterapi, kanserin başladığı yerden uzağa yayıldığında fayda sağlayan bir tedavi yöntemidir. Tümörü küçültüp daha kolay alınabilmesi ve hastanın yaşam süresini uzatmak için cerrahi müdahale öncesi verilebilen kemoterapi, mide kanserinin bazı evrelerinde standart tedavi seçeneği olarak da kullanılır. Bunun dışında geride kalan gözle görülemeyecek kadar küçük kanser hücrelerini öldürmek için cerrahi müdahale sonrası da uygulanabilen kemoterapide amaç, kanserin yenilemesini önlemektir. Mide kanserinde kemoterapi genellikle cerrahi müdahale sonrası radyasyon ile birlikte verilir. Ayrıca, uzak organlara yayılmış olan mide kanserlerinde ana tedavi olarak kullanılabilen kemoterapi,

özellikle kanseri vücudun diğer bölgelerine yayılmış bazı hastalarda, belirtileri hafifletmek için faydalı olabilmektedir. Bazı hastaların da yaşam süresini uzatır. Kemoterapi, kür olarak belli dönemlerde ve vücudun toparlanması için ara verilerek uygulanmaktadır. Her bir kür birkaç hafta içinde sonlandırılır.

2.4 Mide Kanserinde Radyoterapi

Radyoterapi, mide kanseri tedavisine yardımcı olmak için farklı şekillerde kullanılabilir: Cerrahi işlemlerden önce ya da kemoterapiden önce işlemleri kolaylaştırmak için uygulanabilir, cerrahi işlemde sonra alınan kanser dokusundan kalan küçük kalıntıları yok etmek için uygulanabilir veya mide kanserine yakalanan hastaların ilk evresinde kanserin yayılmasını önlemek ve ağrı, kanama gibi olası durumları önlemek için kullanılabilir.

Eksternal (dış) radyasyon tedavisi genellikle mide kanseri tedavisinde kullanılmaktadır. Bu tedavi, radyasyonun vücut dışından bir lineer hızlandırıcı (linac) makineden çıkan ışınların kanserli doku üzerine gönderilmesiyle gerçekleşmektedir. Radyasyon tedavisinde özel türler mevcuttur: Konvansiyonel radyoterapi, Üç Boyutlu Konformal Radyasyon Terapisi (3BKRT) ve Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Terapisi (YART) yaygın kullanılan türlerdendir. Bu yöntemlerde radyasyon, kanserli doku üzerinde odaklanarak ve kanser dokusuna komşu olan sağlıklı normal dokulara zararı minimuma düşürecek şekilde bilgisayarlar ve özel teknikler uygulanarak kullanılmaktadır. Bu yöntemler her mide kanseri hastası için bir kaç hafta boyunca haftada beş gün uygulanır ve her gün uygulanan ışın tedavisi bir kaç dakika içinde sonlanır. Radyasyon bazen kanser dokularına komşu olan sağlıklı dokulara da (kalp, böbrekler, spinal kord, karaciğer gibi) zarar verebilir. Bundan dolayı uygulanacak yöntemin seçimi büyük önem arz etmektedir.

Konvansiyonel radyoterapide hastanın kanserli dokusu üzerine farklı alanlardan ışınlar gönderilmektedir. Bu alanlar hastanın anatomik yapısına, kanser dokusunun büyüklüğüne, komşu sağlıklı dokuların konumlarına bağlı olarak belirlenmektedir. Amaç hedef organa maksimum dozu verirken komşu sağlıklı dokulara minimum radyasyonu vermektir.

İki boyutlu konvansiyonel radyoterapide tümörün genişlik ve yüksekliğine göre tedavi sahaları belirlenirken, üç boyutlu radyoterapide genişlik ve yükseklik yanında tümörün derinliği de göz önünde bulundurulur. Bunun için geliştirilmiş bilgisayarlı planlama sistemlerine hastaların tedavi pozisyonunda çekilmiş Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri

eklenir. Hekimler tarafından belirlenen tümör alanları, radyasyon fizikçisi ve radyasyon onkolojisi uzmanları tarafından oluşturulan sanal simülasyon sayesinde sağlıklı doku ve organlar korunacak şekilde en başarılı tedavi seçeneği belirlenir. Belirlenen bu tedavi alanları, BT-simülatör’de hasta üzerine yerleştirilen işaretler sayesinde tedavi cihazında lazerler ile çakıştırılır ve daha sonra kimi cihazlarda direk grafipler, kimi cihazlarda BT görüntüleri alınarak tedavi alanları doğrulandıktan sonra tedavi başlatılır.

Yoğunluk ayarlı radyasyon terapisi (YART) üç boyutlu konformal radyoterapinin (3BKRT) geliştirilmiş bir şeklidir. Çok sayıda radyasyon hüzmelerinin akımı, ileri bir bilgisayar yazılımı yardımıyla, farklı tedavi hacimlerine değişik şiddette radyasyon vermek suretiyle ayarlanabilir. Böylece tümörlü dokuyu yok edecek mümkün olan en yüksek doz, normal dokuya en az hasar vererek uygulanabilir. Tedavi planlaması sırasında hastanın üç boyutlu bilgisayarlı tomografi kesitleri kullanılır. Işınlanacak tümör hacmi ve yüksek doz radyasyondan korunması gereken sağlıklı dokular belirlenir. Klasik tekniklere göre YART tekniği planlaması ve uygulaması biraz daha uzun sürmektedir, ancak yüksek tümör kontrolü ve azalmış yan etkiler nedeniyle özellikle bazı kanserlerde tercih edilmelidir. Son zamanlarda YART, prostat kanseri, baş-boyun kanserleri, meme kanseri, tiroid ve akciğer kanserinin yanı sıra jinekolojik, karaciğer, beyin tümörleri, lenfoma ve sarkomların tedavisinde de kullanılmaktadır. YART ayrıca pediatrik tümörlerin tedavisinde de çok faydalıdır.

Görüntü rehberliğinde radyoterapi (IGRT) bir radyoterapi uygulama tekniği olmamakla birlikte her radyoterapi seansında tedavi tekniğinin ve alanın doğrulanmasını sağlayan bir yöntemdir. Hastaya özel tedavi planlaması yapıp, tedavi sahaları belirlendikten sonra hasta tedavi odasına alınır. Tedavi masasında hastanın yapılan plana uygun tedavi pozisyonunu alması lazerlerin yardımıyla masa pozisyonu ayarlanarak sağlanır. Tüm ayarlamaların ve uygun tedavi pozisyonu sağlandıktan sonra tedavi teknikeri uygulamayı başlatmak için oda dışına çıkar. Bu sırada tedavi bölgesinin doğrulanması için anında görüntü alan port filmler ile tedavi alanları değerlendirilip, doğruluğu onaylandıktan sonra tedavi başlatılır. Tedavi anında çekilen bu filmlerin kontrolü ile tedavinin her zaman plana uygun ve doğru bir şekilde uygulandığından emin olunur. Böylece tedavi etkinliği artarken normal dokuların olası etkilenmesi ile meydana gelebilecek yan etkiler önlenmiş olur. Son dönemde geliştirilen Tomoterapi cihazı ile de Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi en etkin şekilde uygulanabilmektedir. Mide gibi hareketli organlar için kullanımı elverişli bir yöntem olan

GGRT sayesinde her fraksiyonda hedef organ için verilmesi düşünülen optimum doz miktarı daha uygun bir şekilde verilmiş olur.

2.5 Mide Kanseri Radyoterapisinde Risk Altındaki Organlar (OAR) ve Tolerans Dozları

Primer tedavi yönteminin cerrahi olmasıyla birlikte, cerrahi sınır devamlılığı, çevre doku invazyonu varlığı, lenf nodu metastazı varlığında adjuvan radyoterapinin, lokal kontrolü arttırabileceği bilinmekte ve çevre normal dokunun doz sınırlayıcı etkisi nedeniyle cerrahi yöntemin yeterli kullanım alanı bulamamaktadır. Kritik organlar; ince bağırsak, transvers kolon, medulla spinalis, sol böbrek, pankreas ve sütürlerdir. Genel itibariyle radyoterapide uygulanan protokollere istinaden risk altındaki organlar için doz sınırlamaları belirlenmiştir. Bu tez çalışmasında verilerin alındığı Mehmet Akif İNAN Araştırma ve Uygulama Hastanesi'nde uygulanan QUANTEC protokolünün mide kanseri radyoterapisi için uygulanan doz sınırlamaları Tablo 2.1'de verildiği gibidir. Teknik olarak sırtüstü pozisyonda, baryumlu solüsyon içerilerek tümör veya tümör yatağı görüntülenir. Kullanılacak alan sayısına göre kolların pozisyonu belirlenir, ancak genelde doz arttırmada yan alanlar gerektiği için ellerin baş üstünde olması daha uygundur. Simülasyon sırasında intravenöz kontrast madde ile böbrekler de görüntülenebilmektedir. Bir gün önceden bağırsak temizliği görüntüyü kolaylaştırır. Alan olarak üst sınır; dorsal 11-12 vertebral düzey, alt sınır; Lomber 3-4 vertebra, yan sınırlar; sağda kostovertebral eklemden, solda orta hattın 4-8 cm dıştan karaciğer ve böbrekler olabildiğince korunur (10).

Tablo 2.1 Mide kanseri radyoterapisinde QUANTEC doz sınırlamaları.

Organ	Doz Alan Hacim	Hacim Oranı veya Doz
Akciğer	V_{20}	< %40
	V_5	<%55
	D_{ort}	< 20 Gy
Sağ ve Sol Böbrek	D_{ort}	< 18 Gy
	V_{28}	< %20
	V_{20}	< %32
	V_{12}	< %55
Karaciğer	V_{30}	< %40
	D_{ort}	< 32 Gy
Spinal Kord	D_{max}	< 50 Gy
CTV	V_{100}	> %95

2.6 Radyoterapide Hedef Hacim Tanımlamaları

Radyoterapide en önemli prensip, tedavinin uygulanacağı hedef hacme maksimum dozu verirken, tedavi dışındaki radyasyona hassas organları ve etrafındaki sağlıklı dokuları mümkün olduğunca korumaktır. Tümör kontrolü hedef hacme verilen doz ile yakın ilişkili olduğundan bu amaca ulaşmak için öncelikle hedef hacminin tam manasıyla anlaşılması ve doğru bir şekilde konturlanmasının büyük bir önemi vardır (11-12). Bu amaçla iki boyutlu tedavi planlaması için gerekli olan sınırlama ve tanımlar, International Commission on Radiation Unit and Measurement (ICRU), tarafından ilk rapor 1978'de (Rapor 29) diğeri ise 1993'de (Rapor 50) adı altında yayınlanmıştır (13-14). Rapor 50'nin yayınlanmasından sonra günümüze kadar planlama teknikleri açısından birçok değişiklik olmuş ve Rapor 50 temel alınarak üç boyutlu planlamalardaki gelişmeler ışığında 1999 yılında ICRU tarafından Rapor 62 yayınlanmıştır (15). Bu rapora göre hacim kavramları;

- Görüntülenebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV),
- Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume, CTV),
- Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume, PTV),
- Tedavi Hacmi (Treated Volume, TV),
- Işınlanan Hacim (Irradiation Volume, IV),
- Riskli Organ (Organ at Risk, OAR),
- Planlanan Riskli Organ (Planning Organ at Risk Volume, PRV)'dir.

2.6.1 Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)

Malin büyümenin gerçekleştiği, sınırları belirgin, görüntülenebilir tümör hacmidir (Şekil 2.3). GTV tümürlü hücre yoğunluğunun en yüksek olduğu habis büyüme bölümlerine karşılık gelir. Bu nedenle yeterli bir dozun bu hacme verilmesi gerekmektedir. GTV'nin genişliği ve büyüklüğü çeşitli görüntüleme teknikleri (PET/BT, dijital radyografi, ultrasonografi, manyetik rezonans ile görüntüleme, radyonüklid metotları v.b.) ile belirlenebilir. Bununla birlikte yeni teknikler bu hacmin boyutunu artırabilir (15).

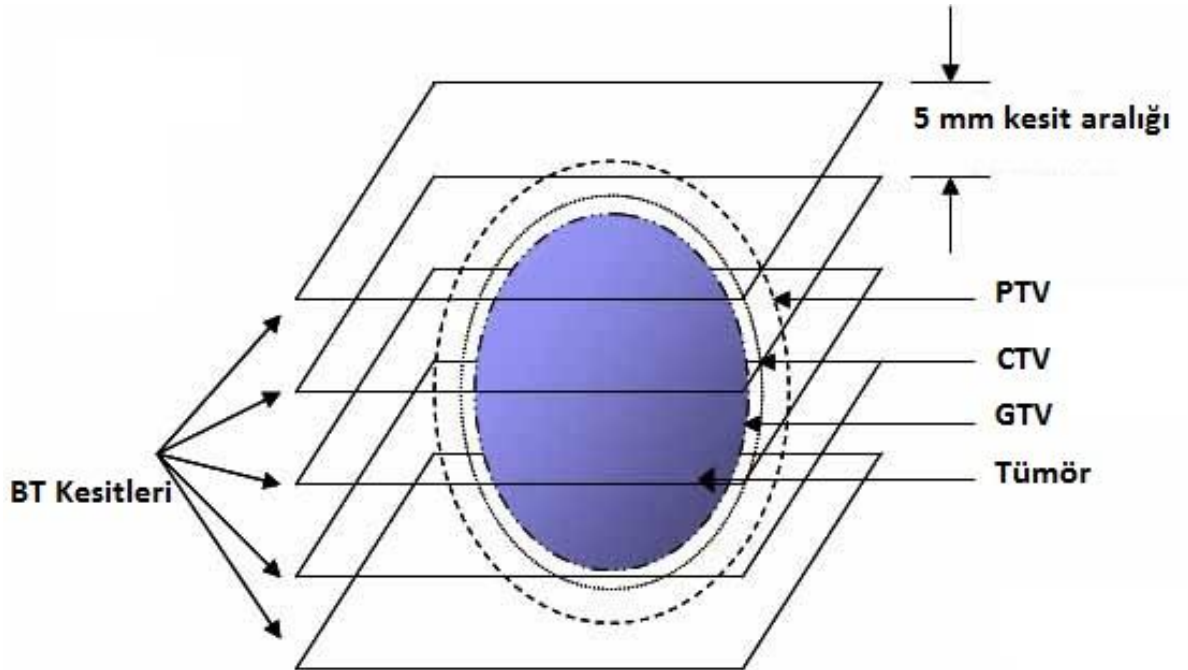
2.6.2 Klinik Hedef Hacim (CTV)

GTV'ye görüntüleme yöntemleri ile saptanamayan olası ve şüpheli mikroskobik tümör yayılımının eklenmesi ile belirlenir. Bu da bir emniyet marjını içerir. CTV'nin limitleri ve emniyet marjının genişliği tümör karakteristiklerine bağlıdır. Yani tümörün lokal invazyon kapasitesi ve bölgesel lenf nodlarına yayılma gücü gibi bilgiler gerekli olacaktır (15).

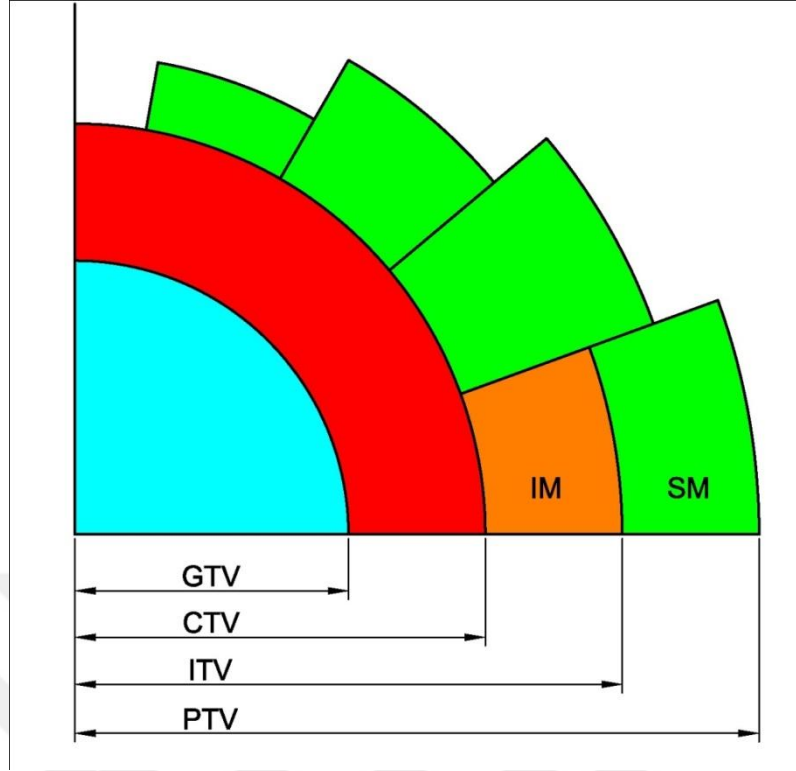
Burada normal dokunun herhangi bir özel duyarlılığı, organ riskleri, hastanın genel durumu gibi faktörler önemli olacaktır ve bir dereceye kadar klinik tecrübeyi gerektirir. GTV ve CTV tamamiyle onkolojik kavramlardır. Küratif amaçlı ışınlamalarda CTV mutlaka tedavi edilmelidir (11).

2.6.3 Planlanan Hedef Hacim (PTV)

PTV tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır (Şekil 2.3). Ayrıca bu tanım önceden belirlenen ve CTV'ye verilmek istenen doz için uygun ışın alanı ve yerleşiminin belirlenmesinde kullanılır. PTV, CTV'ye organ hareketlerinden dolayı bırakılan internal marjin (İM) ve tedavi süresince hasta set-up'ındaki değişikliklerden dolayı bırakılan set-up marjin (SM) paylarının eklenmesiyle oluşur (Şekil 2.4).



Şekil 2.3 Planlanan Tedavi Hacmi (PTV).



Şekil 2.4 İnternal Margin (İM) ve Setup Margin (SM).

Aslında IM birkaç parametreyi birlikte içinde barındıran bir marjdir. Bunlar rektum, mide, mesane gibi stabil olmayan organların farklı doluluklarda olması, solunum hareketi, kalp atışı ve hatta hastaların tedavi boyunca kilo alıp vermeleri gibi CTV'nin yer değiştirmesine sebep olabilmektedir (15).

SM de aynı IM gibi birden çok parametreyi içinde barındırır. Bunlar, tedavi süresince hasta set-up'ındaki değişimler; gantri, kolimatör, tedavi masası gibi mekanik ekipmandaki belirsizlikler, dozimetrik belirsizlikler, CT ve simülasyon biriminden aktarılan hasta set-up'ı ile ilgili hatalar ve insan faktörü gibi ana parametrelerdir (15).

Bazı durumlarda PTV değeri CTV değerine son derece yakın olabilmektedir. Bu gibi durumlar özellikle kafa kaidesinin içindeki iyi sınırlı tümörlerin tedavisinde daha çok görülen bir durumdur. Ama bu durumun bir benzerini akciğer gibi son derece hareketli bir organda görmek mümkün değildir. Mide gibi bir organ için düşünüldüğünde akciğer gibi çok hareketli bir organ olmamasından dolayı PTV değeri CTV değerine yakın olabilmektedir (11).

2.6.4 Tedavi Hacmi (TV)

Tedavi tekniklerinin sınırlı olması nedeniyle reçetelenen tedavi dozunu sadece PTV'ye vermek olanaksızdır. Bu sebeple radyasyon onkoloğu tarafından, ister küratif olarak ister de palyatif olarak tümörün tedavisinde önem kazanan dozun sağlandığı hacme TV denilmektedir (Şekil 2.5) (12).

2.6.5 Işınlanan Hacim (IV)

Normal doku toleransı için önem kazanan dozun sağlandığı hacmi göstermektedir. TV'den daha büyük bir hacim ihtiva eder (Şekil 2.6) (15).

2.6.6 Riskli Organ (OAR)

OAR radyasyon hassasiyeti; tedavi planlamasını ve önceden belirlenen dozu etkileyen ve ışınlanan bölgeye göre değişen radyasyon hassasiyeti fazla olan normal dokulardır (Şekil 2.6) (15).

2.6.7 Planlanan Risk Altındaki Organ (PRV)

Hasta hareketi ve set-up hatalarından dolayı risk altındaki organlar da hareket eder ve OAR'da beklenmedik yüksek dozları engellemek için riskli organ hacmine de marj verilerek PRV hacimleri belirlenir (15).

2.7 Homojenite İndeksi (HI)

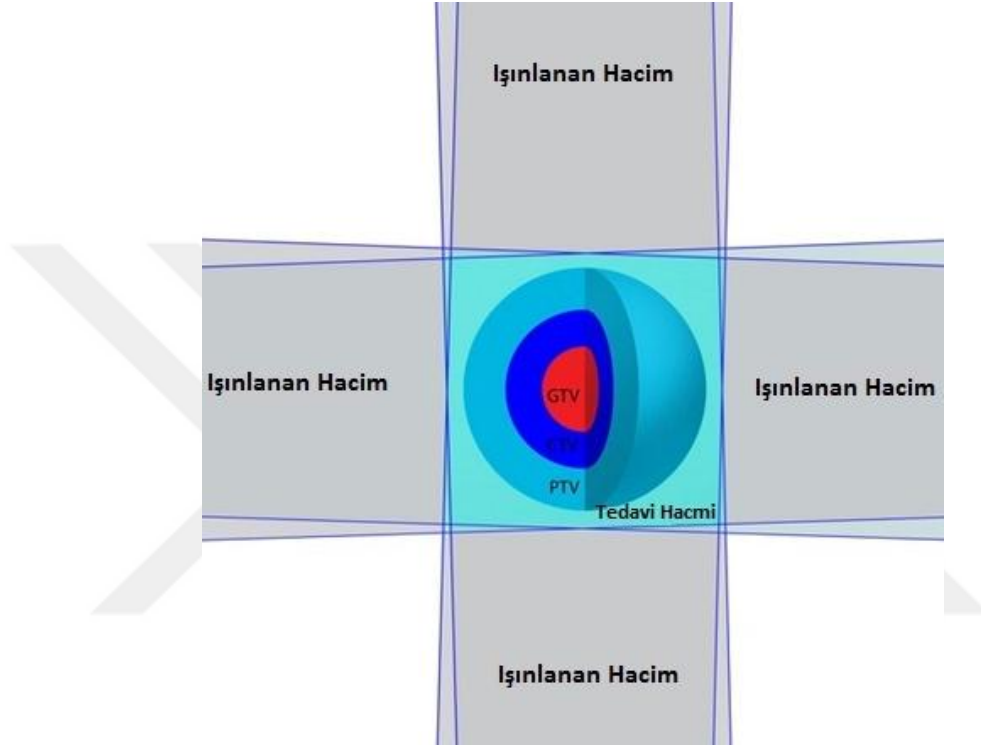
Homojenite indeksi (HI) ICRU tarafından yayınlanan Rapor 83'e göre aşağıdaki bağıntıyla hesaplanır (16).

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

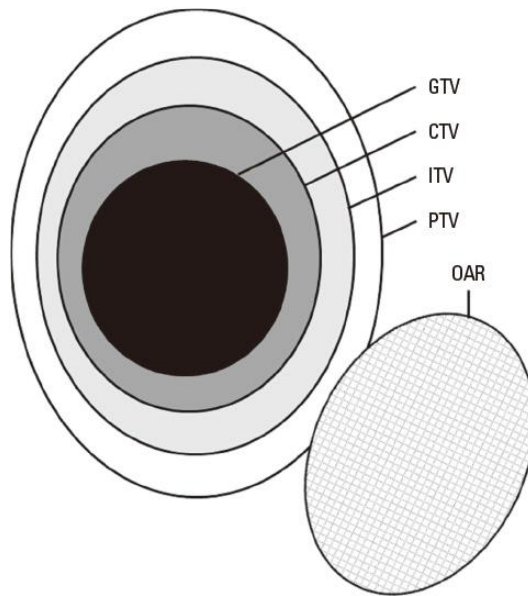
Denklem 2.1

Burada $D_{\%2}$ hedef hacmin %2'sinin aldığı doz (yaklaşık maksimum doz), $D_{\%98}$ hedef hacmin %98'inin aldığı doz (yaklaşık minimum doz), $D_{\%50}$ ise hedef hacmin %50'sinin aldığı doz (yaklaşık ortalama doz) olarak tanımlanmaktadır.

HI değeri 0 olduğunda ilgilenilen hacim tam olarak homojen dağılımına sahip demektir. Artan HI değerlerinde ise homojen doz dağılımı azalır (16).



Şekil 2.5 TV ve IV şematik gösterimi



Şekil 2.6 Risk altındaki organların (OAR) şematik gösterimi

2.8 Konformite İndeksi (CI)

Konformite İndeksi tedavi edilen hacmin tamamının tanımlanan dozu alıp almadığını gösteren bir ifadedir.

$$CI = (\text{Işınlanan Hacim}) / (\text{Hedef Hacim}) \quad \text{Denklem 2.2}$$

Burada Işınlanan Hacim, tanımlanan dozun kapsadığı CTV hacmini; hedef hacim ise toplam CTV hacmini göstermektedir. CI değeri 1'e eşit olduğunda ideal doz dağılımı meydana gelir. CI değeri 1'den büyükse, ışınlanan hacim hedef hacimden büyüktür. CI 1'den küçük ise hedef hacim kısmen ışınlanmış sayılır. CI, tedavi planının uygunluk derecesini tahmin etmede kullanılır. CI için 1 değeri genellikle elde edilemez. İndeks değeri 1-2 arasında ise tedavinin tedavi planı ile uyumlu olduğu değerlendirilir. 2-2,5 arası ise veya 0,9-1 arası ise küçük sapma mevcuttur. İndeks 0,9'dan küçük veya 2,5 değerinden büyük ise büyük sapma olduğundan bahsedilebilir. CI indeksi için BT kesitlerine bakarak ve doz-hacim histogramı (DHH) gözlemlenerek tedavi planının uygunluğuna bakılabilir (17).

2.9 Doz-Hacim Histogramı (DHH)

DHH ilgilenilen hedef ve sağlıklı organ hacimlerinin aldıkları dozları gösteren histogramlardır. Üç boyutlu planları değerlendirmek için kullanılan en önemli parametrelerden birisidir. Hedef hacmin yeterli doz alıp almadığını ve OAR'ların ne kadar hasara uğrayacağını değerlendirmemize yarayan histogramlardır.

Genellikle günümüzde kümülatif doz-hacim histogramları kullanılmaktadır. Bu histogramlar da grafik '0' noktasında, yani '0' doz alan %100 hacim noktasında başlar (Şekil 2.7). İlk doz aralığında, örneğin 0-50 cGy doz alan hacim, toplam hacimden çıkarılır. Bu hacim daha sonra toplam hacmin yüzdesi olarak ifade edilir. Böylece eğrinin herhangi bir noktasında verilen doza eşit ya da daha büyük olan dozda ışın alan hacim ifade edilir (18).

2.10 Mide Radyoterapisinde Konvansiyonel Planlama Tekniği

Konvansiyonel radyoterapide aynı ekseninde bulunan karşılıklı paralel alanlardan iki radyasyon demetinin kombinasyonudur. Basit set-up ile geometrik hatada azalma ve tümöre

homojen doz verilmesi avantajı olmakla birlikte kritik organ ve normal dokulara fazla doz verilmesi dezavantajdır. Toplam doz dağılımı karşılıklı iki alanın doz dağılımlarının toplamı kadardır. Hedef hacim orta hatta değil ise eşit olmayan farklı dozlarda demet ağırlıkları kullanılabilir. Doz dağılımları, ışın enerjisine ve hasta kalınlığına bağlı olarak değişim göstermektedir. Işın enerjisi arttıkça, hasta kalınlığı azaldıkça, merkezi eksen maksimum dozu, yüzeye yakın bölgeden çok, merkezi bölgede artar. Toplam doku kalınlığı 15 cm'ye kadar ise 4 MV, 20 cm'nin üzerinde ise 10 MV ve üstü enerji seçilmelidir.

Konvansiyonel radyoterapi tekniğinde, planlama birkaç aşamadan meydana gelmektedir: Hastayı sabitlemek ve her tedavide pozisyonunun sürekliliğini sağlamak için hastaya özel immobilizasyon yapılmalıdır. Simülasyon aşamasında hastanın tedavi edilecek bölgesi simülatör adı verilen bir cihazda çekilen film üzerinde tedavi edilecek bölge, hastanın önceden çekilen bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans gibi, görüntüleme yöntemlerinden faydalanılarak belirlenir. Planlama kısmında hedef hacime uygun radyasyon dozunun en uygun mertebeye verilmesi belirlenir. Amaç, ışınlanması istenmeyen sağlıklı dokulara en az dozda ışın verilirken tümörlü bölgeye yeterli dozda ışın vermektir. Bir sonraki aşama, simülasyon filmleri ve planlama ile elde edilen veriler ışığında ışınlanmaması gereken organların korunması için özel alaçımdan yapılmış kişisel bloklar kullanımınıdır. Hazırlanan bloklar kişiye özel olarak hazırlanmaktadır.

Tedavi cihazına alınan hastanın ilk tedavi öncesi ve haftada bir tedavi alanlarının kontrolü amacıyla tedavi cihazında çekilen filmler port film olarak isimlendirilmektedir. Bahsedilen aşamalar tamamlandıktan sonra ışın tedavisine başlanabilmektedir (19).

2.11 Mide Radyoterapisinde Konformal Planlama Tekniğı

Radyoterapiden optimum yararı sağlamanın ilk şartı radyasyon dozunu hedef hacme vermek ve normal dokuların radyasyondan minimum derecede etkilenmesini sağlamaktır (20).

Bugüne kadar bu alanda birçok teknoloji geliştirilmiş olup brakiterapi ve operasyon sırasında uygulanan radyoterapi bu amaca uygun şekilde geliştirilmiş teknikler olsa da, klinik uygulamada bazı sınırlamalar oluşmuştur. Eksternal radyoterapi de uzun yıllardır hemen hemen bütün kanser tipleri için esas tedavi şeklini oluşturmuştur. Ancak iki boyutlu radyoterapinin bazı eksiklikleri mevcuttur. Bunlar;

- GTV ile CTV değerlendirmedeki yetersizlik,
- OAR hacimlerinin değerlendirilmesindeki yetersizlik,
- Verilen dozun hesaplanmasındaki hatalar,
- Tedavinin eşdüzlemlı ışınlarla sınırlandırılması,
- Hata tahmin oranındaki eksiklikler,
- Hedeflenen hacim dışında ışın alan doku boyutundaki yetersizlikler,
- Tedavi doğruluğunun değerlendirilmesindeki yetersizliklerdir.

3BKRT ise normal dokulara verilen radyasyon dozunu azaltırken, hedef dokunun aldığı miktarı artırmakta ve iki boyutlu radyoterapinin bu eksikliklerini gidermektedir (18).

3BKRT tekniğinde BT çekilirken hasta cildine veya maske üzerine bir ön, iki yan radyopak işaretleyici yerleştirilir. Bu yerleştirilen markerlar planlamada koordinatların belirlenmesinde kullanılır. BT, 3BKRT için hasta veri görüntüsünün temel kaynağıdır. Bunun yanında manyetik rezonansla görüntüleme, pozitron emisyon tomografisi ve ultrasonografiden elde edilen bilgiler de BT bilgilerini tamamlayan bilgiler olarak önem kazanmaya başlamıştır (21).

Bilgisayar ortamına aktarılan BT görüntüleri üzerinden ICRU Rapor 62 baz alınarak tümör hacmi için konturlama işlemi yapılır. Bu işlem yapıldıktan sonra vücudun dış yapısı, akciğer, kemik gibi yapıların bilgisayar ortamında konturlamaları yapılır ve tedavi planlama işlemine geçilir.

3BKRT planlamasındaki en önemli parametrelerden birisi de tedavi planlama sistemindeki ışın gözü bakışı (BEV)'dir. Bu bize hastanın anatomisini radyasyon kaynağının bulunduğu noktadan bakıyormuş gibi görmemizi sağlar. Böylece BEV, ışın demetinin nokta kaynaktan çıktıktan sonra diverjansını göz önüne alarak, hedef hacme ve OAR'lara koruma bloklarının ve kolimatörlerin doğru yerleştirilmesini mümkün kılar.

Kullanılacak ışınlama tekniği, enerjinin türü (foton veya elektron), wedge, ÇYK'ların yerleştirilmesi, blok kullanılıp kullanılmayacağı ve ışın ağırlıkları seçilerek tedavi planı oluşturulur. Bundan sonra planın üç boyutlu doz dağılımı hesaplatılması yapılmalıdır. Üç boyutlu doz dağılımı değerlendirilmeli ve istenen izodoz dağılımının PTV'yi sarıp sarmadığı kontrol edilmelidir. Daha sonra transvers kesitler üzerinden doz dağımları kontrol edilmeli ve eğer izodoz dağılımı PTV'yi tam olarak sarıyorsa fraksiyon sayısı, verilmesi gerekli tedavi

dozu ve izodoz eğrisi seçilmelidir. En uygun tedavi parametrelerinin bulunmasına kadar süren bu işleme plan optimizasyonu denir.

Bu işlemlerden sonra hastanın doğru pozisyonda tedaviye alınmasını sağlamak için planlama bilgisayarındaki veriler tedavi cihazındaki anatomik veriler yardımıyla elektronik portal görüntüleme ile hastanın üzerine aktarılır ve hastanın tedavi set-up'ı optimum doğrulukta sağlanmış olur (21).

2.12 Mide Radyoterapisinde Yoğunluk Ayarlı Planlama Tekniği

YART planlama tekniğinin klinik uygulamada kullanılmaya başlanması 1990'ların ikinci yarısına kadar dayanır. YART planlamasında hedef hacim tanımlamaları, 3BKRT planlama tekniği ile benzerdir. Bununla birlikte YART planlamada, hedef ve OAR arasında 3BKRT'ye göre daha keskin doz düşüşü olduğundan hedef hacimleri tanımlarken çok daha dikkatli olunmalıdır.

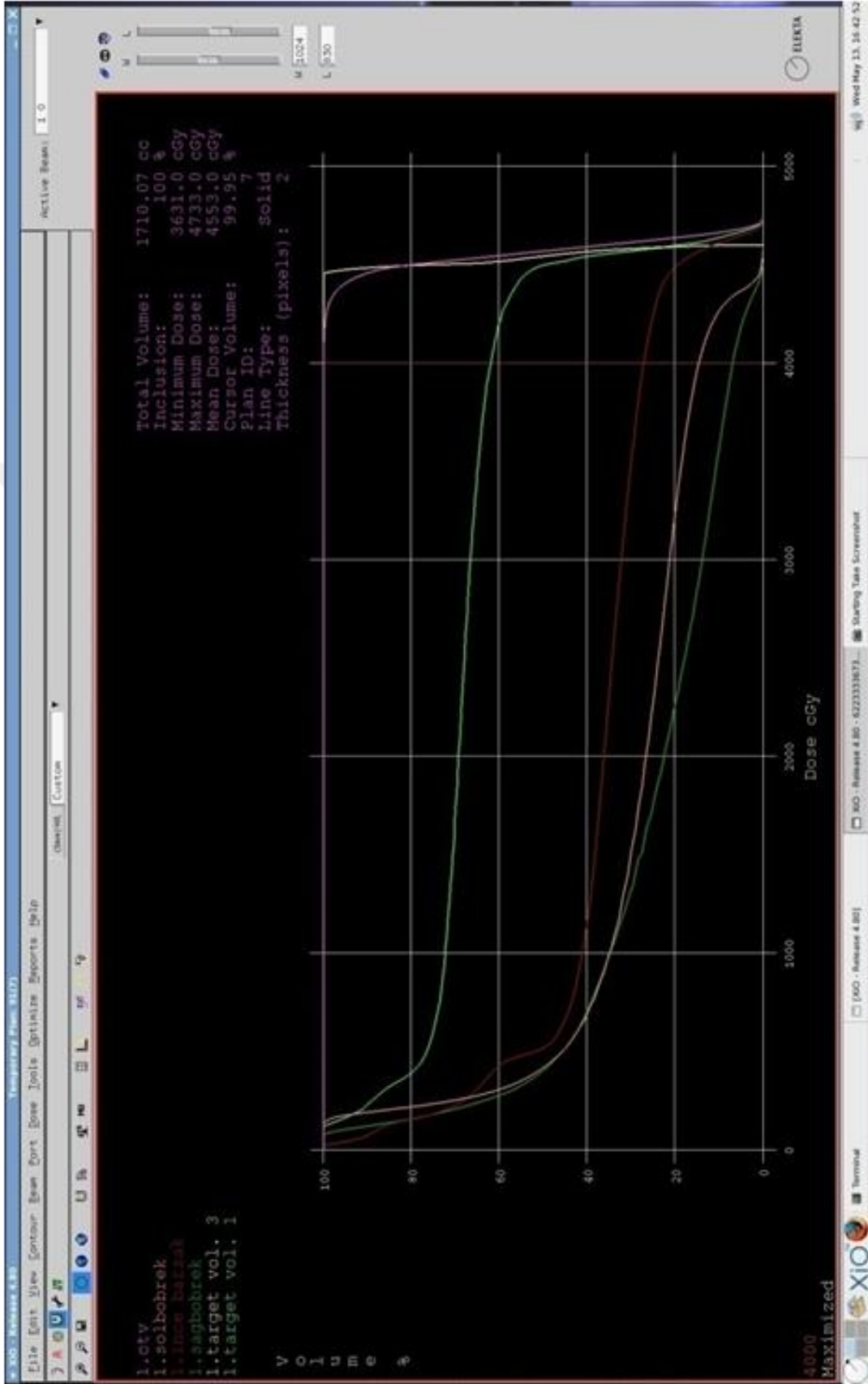
YART temelinde, PTV'yi çevreleyen normal bir yapı varsa, ışın demeti PTV üzerine yönlendirildiğinde normal yapıyı gören demetin ışın ağırlığı azaltılmakta, demetin PTV'yi gören kısmında ise ışın ağırlığı artırılmaktadır. Bu sebeple YART ile PTV'ye çok yakın olan sağlıklı dokulara fazladan radyasyon verilmemiş olur. Tüm demetler için bu gerçekleştirilerek PTV'ye reçetelenen doz verilmiş olur. YART, 3BKRT'ye göre, hedefte daha homojen doz dağılımı ve OAR'da doz düşüşü sağlar. Bu bağlamda Şekil 2.8'de ana alan, Şekil 2.9, Şekil 2.10 ve Şekil 2.11'de ise alt alanlar görülmektedir. YART, ileri yani FIF veya tersten yani ters-YART teknikleri şeklinde TPS'de planlanır ve tedavi cihazına bilgisayar ağı aracılığıyla aktararak uygulanır. FIF tekniğinde, 3BKRT ile aynı ışın açıları ve alanları kullanılabilir. Ancak wedge filtrelerin yerine, sıcak kalan bölgeleri kapatacak şekilde, soğuk bölgelere yönelik yeni alt alanlar (segmentler) eklenir. Bu işleme homojen doz dağılımı elde edilene kadar devam edilir. Bu yöntemle 3BKRT'ye göre hedefte daha homojen doz dağılımı elde edilir (22).

Diğer bir yöntem olan ters-YART tekniğinde ise, doz dağılımını belirleyen alanların yoğunluk haritalarını (fluence-map) oluşturmak için optimizasyon algoritmaları kullanılır. Konvansiyonel AP-PA alanlarla birlikte, farklı sabit gantri açılarında birçok alan kullanılır. Işınlama sırasında ÇYK'ların hareketleri doz yoğunluğunu ayarlayarak, hedefte yeterli ve

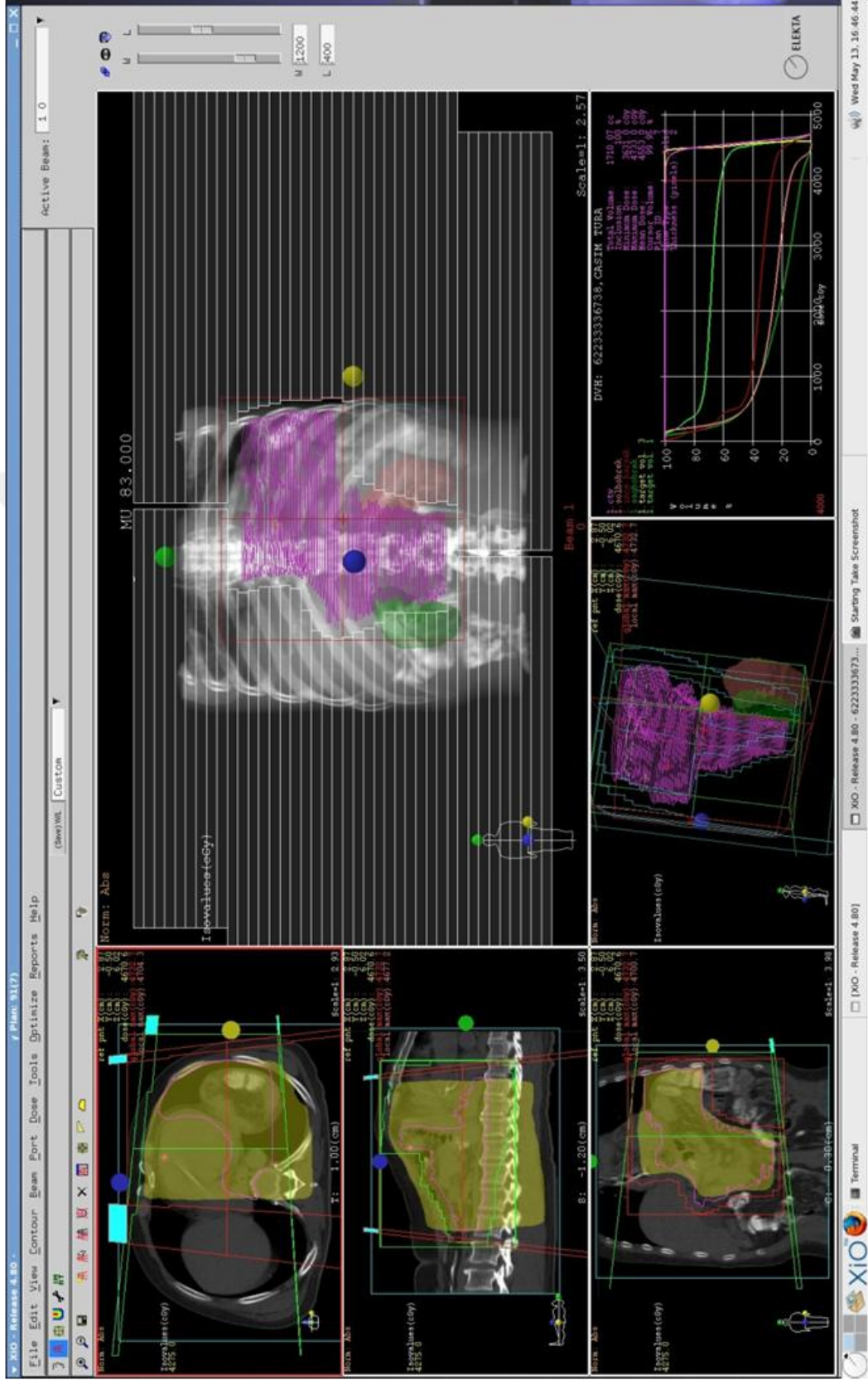
homojen doz dağılımı oluştururlar. ÇYK hareketleri ‘Sliding Windows’ ya da ‘Step and Shoot’ olarak kullanılabilir (22).

‘Sliding Windows’ tekniğinde, karşılıklı yaprakların her çifti radyasyon verilirken bilgisayar kontrolü altında hedef hacim üzerinden geçirilir. Aralığın açıklığı ve hızı hareket esnasında en iyi şekilde ayarlanır. ‘Step and Shoot’ yaklaşımında ise her YART alanı bir dizi sabit alan segmentine ayrılır. Ayarlanmış bir segment için radyasyon verilir. Radyasyonun bitiminde de yeni segment ayarlanır ve bu segment için tekrar radyasyon verilir. Bu işlem tüm tedavi gerçekleştirilinceye kadar devam eder. Bu yöntemde her sabit segmentin doz dağılımı ayrı ayrı ölçülebileceği için bu sistemin doğruluğunun kanıtlanması daha kolaydır (21).

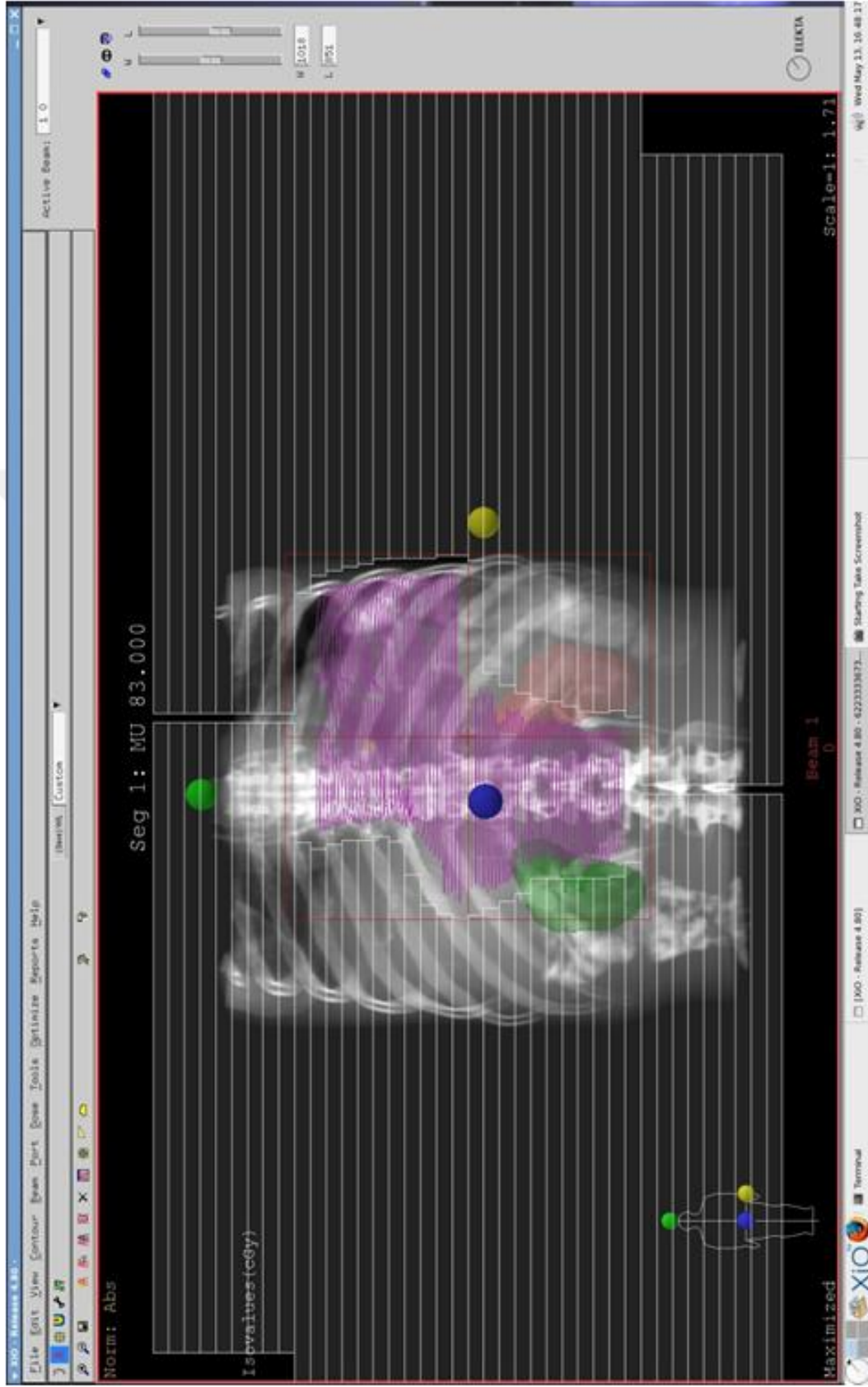




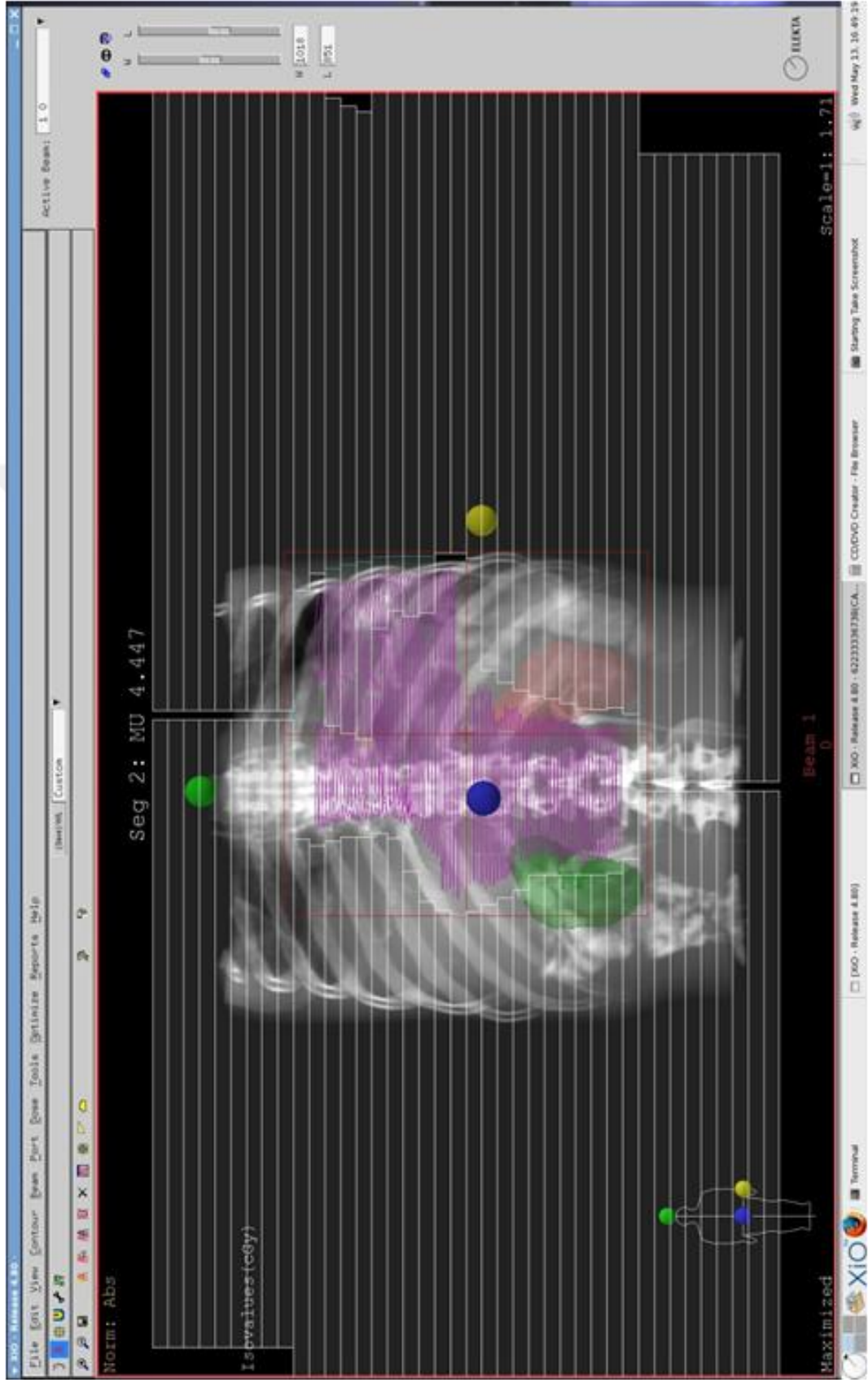
Şekil 2.7 Tedavisi planlanan bir hastanın doz-hacim histogramı.



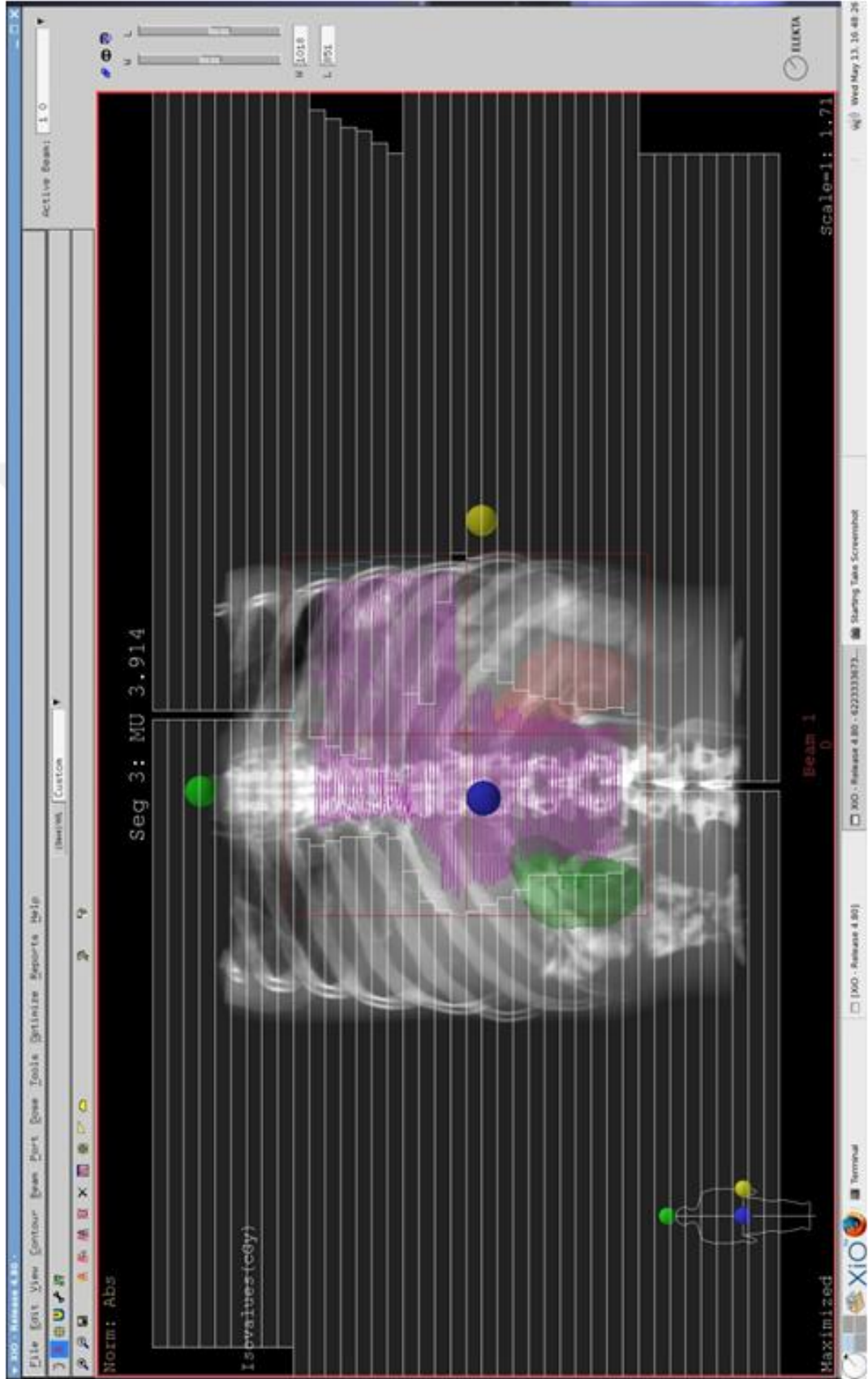
Şekil 2.8 BEV kullanılarak elde edilen ana alanın görüntüsü.



Şekil 2.9 BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan ilk alt alan.



Şekil 2.10 BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan ikinci alt alan.



Şekil 2.11 BEV kullanılarak elde edilen ana alan altına açılan üçüncü alt alan.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Gereç

Bu çalışmada Şanlıurfa Mehmet Akif İnan Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Ünitesi'nde bulunan General Electric marka simülatör cihazı, CMS marka XIO Version 4.8 TPS sistemi ve Elekta Marka Synergy Platform lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır.

3.1.1 Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazı (Şekil 3.1), 6 MV ve 18 MV değerinde iki foton demeti ile 4, 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV değerinde altı farklı elektron enerjilerine sahiptir. Bu lineer hızlandırıcı 40 çift ÇYK'yi kafa kısmında ihtiva eder (Şekil 3.2). ÇYK'ları kullanarak koruma bloklarına ihtiyaç duymadan hedef hacmin geometrisine uygun geometrik alanlar oluşturulabilmektedir. Kaynak-eksen mesafesi (SAD) 100 cm uzaklık için alan boyutları minimum $0,5 \times 0,5 \text{ cm}^2$, maksimum $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 'dir. İzomerkezde (SAD=100 cm'de) yaprakların izdüşümüne bakıldığında bir yaprağın genişliği 1 cm'dir. 3BKRT için tasarlanan bu cihaz aynı zamanda YART opsiyonuna da sahiptir. Elektronik portal görüntüleme sistemi ile alan kontrolü elektronik ortamda yapılabilir. Cihaz 60 derecelik motorize kama filtreye (wedge) sahiptir. Karbon fiber masası sayesinde tedavi tüm açılar için uygun hale gelmektedir (23).

3.1.2 Bilgisayarlı Tomografi Simülatör Cihazı

Hastanın tedavi koşullarına benzer koşullarda tedavi simülasyonunun yapıldığı cihazdır. Üç adet lazer sistemi sayesinde hastanın BT orjinine göre referans noktaları belirlenir. kV mertebesinde X ışını üreterek hastanın tomografi görüntüleri elde edilir (Şekil 3.3).



Şekil 3.1 Elekta Synergy lineer hızlandırıcı cihazı.



Şekil 3.2 Çok yapraklı kolimatör (ÇYK).



Şekil 3.3 General Electric marka Bright Speed 16 model BT simülör cihazı.

Temelde hasta etrafında dönen bir X ışını tüpü ve bunun karşısına yerleştirilmiş dedektör sisteminden oluşur. Simülörde hasta sabitlemesi ve aksesuarların tercihi çok önemlidir. Kullanılan simülör cihazı 70 cm çapa sahip olup hastayı daha konforlu ve kolay sabitleme imkanı sunmaktadır.

Bu tez çalışmasına konu olan dokuz mide kanseri hastasının tomografi görüntüleri 5 mm kesit kalınlığında alınarak bilgisayar ağı aracılığıyla tedavi planlama sistemine aktarılmıştır.

3.1.3 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)

Bir kanser hastası için tedavi sürecini planlarken iyi bir tedavi planı oluşturulması son derece önemlidir. Bir tedavi planı, radyasyon kaynaklarının hastaya nasıl uygulandığını belirler ve hastaya ilişkin bilgileri, kullanılan radyasyon kaynağına ilişkin bilgileri ve radyasyonun hastaya nasıl uygulanacağını açıklayan bilgileri içerir. Bu plan, radyasyon dozu verilerinin hesaplandığı veri dosyalarının toplamından oluşmaktadır (24).

XIO TPS’i eksternal ışın radyasyon tedavisinde veya brakiterapide reçetelenen tüm kanser hastaları için tedavi planı oluşturmak amacıyla kullanılabilir. Sistem, belirli bir tedavi planı düzeni için hastadaki iki veya üç boyutlu radyasyon dozu dağılımlarını hesaplayıp ekranda veya basılı olarak görüntülenmesini sağlar. XIO TPS kernel tabanlı bir tedavi planlama sistemi olup süperpozisyon algoritmasını kullanır (24). Bütün süperpozisyon algoritması koni şeklinde gelen ışın demetinin koordinatlarına bağlı olarak yapılır ve bu koordinatlar kullanıcının hacim özelliklerini hesaplayabilmesi için interpolate edilir. Süperpozisyon algoritması kernel tabanlı bir sistemde hesaplamalar için daha elverişli ve verimlidir (25).

3.2 Yöntem

3.2.1 Tedavi Planlama Verilerinin Oluşturulması

Tedaviye alınan dokuz mide kanseri hastasının önceden alınan 5 mm kalınlığındaki BT kesit görüntüleri ağ bağlantısı ile tedavi planlama sistemine veri formatında aktarıldı. Tedavi planlaması yapılacak hasta verileri Focal yazılımına yüklenerek, hedef hacim ve riskli organlar radyasyon onkoloğu tarafından tanımlandı.

3.2.2 Konvansiyonel AP-PA Radyoterapi Tedavi Planlaması

Öncelikli olarak tedavi tekniği için eşmerkezli tedavi tekniği seçildi. Daha sonra mide kanseri hastalarında konvansiyonel iki alan (AP-PA) ışınlama tekniği için reçetelenen tedavi dozu 45 Gy (1.8 Gy X 25 fraksiyon) olarak belirlendi. X ve Y kolimatörleri ile alan ayarlandıktan sonra koruma blokları ile ışın alanına giren kritik organlar için (sağ ve sol böbrek, spinal kord ile karaciğer) DRR görüntüleri kullanılarak koruma yapıldı. Kullanılan ışın enerjileri 18 MV olarak seçildi. Koruma bloklarıyla şekillendirilen bu iki alan, konvansiyonel AP-PA radyoterapi tekniği olarak isimlendirildi (Şekil 3.4). En son olarak bu tedavi planı için CTV hacminin %98’i reçetelenen tedavi dozunun %95’ini (4275 cGy) alacak şekilde normalizasyon yapıldı.

3.2.3 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) Tedavi Planlaması

Öncelikli olarak tedavi tekniği için eşmerkezli tedavi tekniği seçildi. Daha sonra mide kanseri hastalarında konformal üç alan ışınlama tekniği için reçetelenen tedavi dozu 45 Gy (1.8 Gy X 25 fraksiyon) olarak belirlendi. Gerekli olduğunda kama wedge filtrelerden yararlanılarak ışınlar şekillendirildi (Şekil 3.5). ÇYK'lar kullanılarak ışınlanma alanı içinde kalan kritik organlar (OAR) korundu. Alan ağırlıkları değiştirilerek optimum ışın ağırlıkları belirlendi. En son olarak bu tedavi planı için CTV hacminin %98'i reçetelenen tedavi dozunun %95'ini (4275 cGy) alacak şekilde normalizasyon yapıldı (Şekil 3.6).

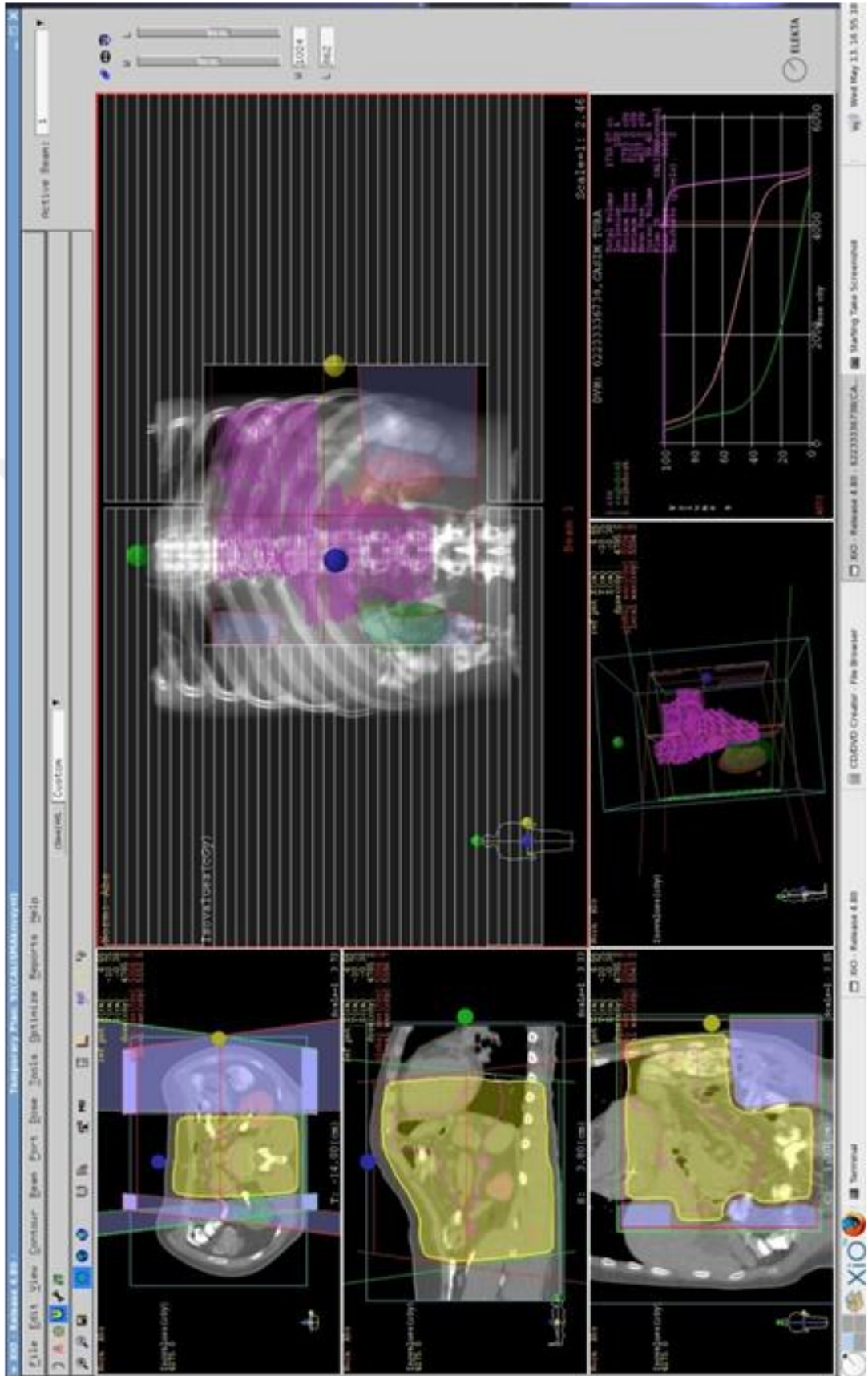
3.2.4 Alan İçinde Alan (FIF) Tedavi Planlaması

İlk olarak tedavi tekniği için eşmerkezli tedavi tekniği seçildi. Daha sonra mide kanseri hastalarında reçetelenen tedavi dozu 45 Gy (1,8 Gy X 25 fraksiyon) olarak belirlendi. 3BKRT planlarındaki gantri açısı ve eşmerkez değiştirilmeden 18 MV X-ışını ile planlama yapıldı (Şekil 3.7). Bu teknikte wedgelerin yerini ÇYK'lar aldı ver her bir ışına ana alan harici alt alanlar (segment) eklenerek CTV'deki gereksiz dozun azaltılmasına çalışıldı (Şekil 3.8-9). Bu işlem sırasında ana alan ve alt alanlara uygun ağırlıkların verilmesine dikkat edildi. Son olarak bu tedavi planı için CTV hacminin %98'i reçetelenen tedavi dozunun %95'ine (4275 cGy) normalize edildi.

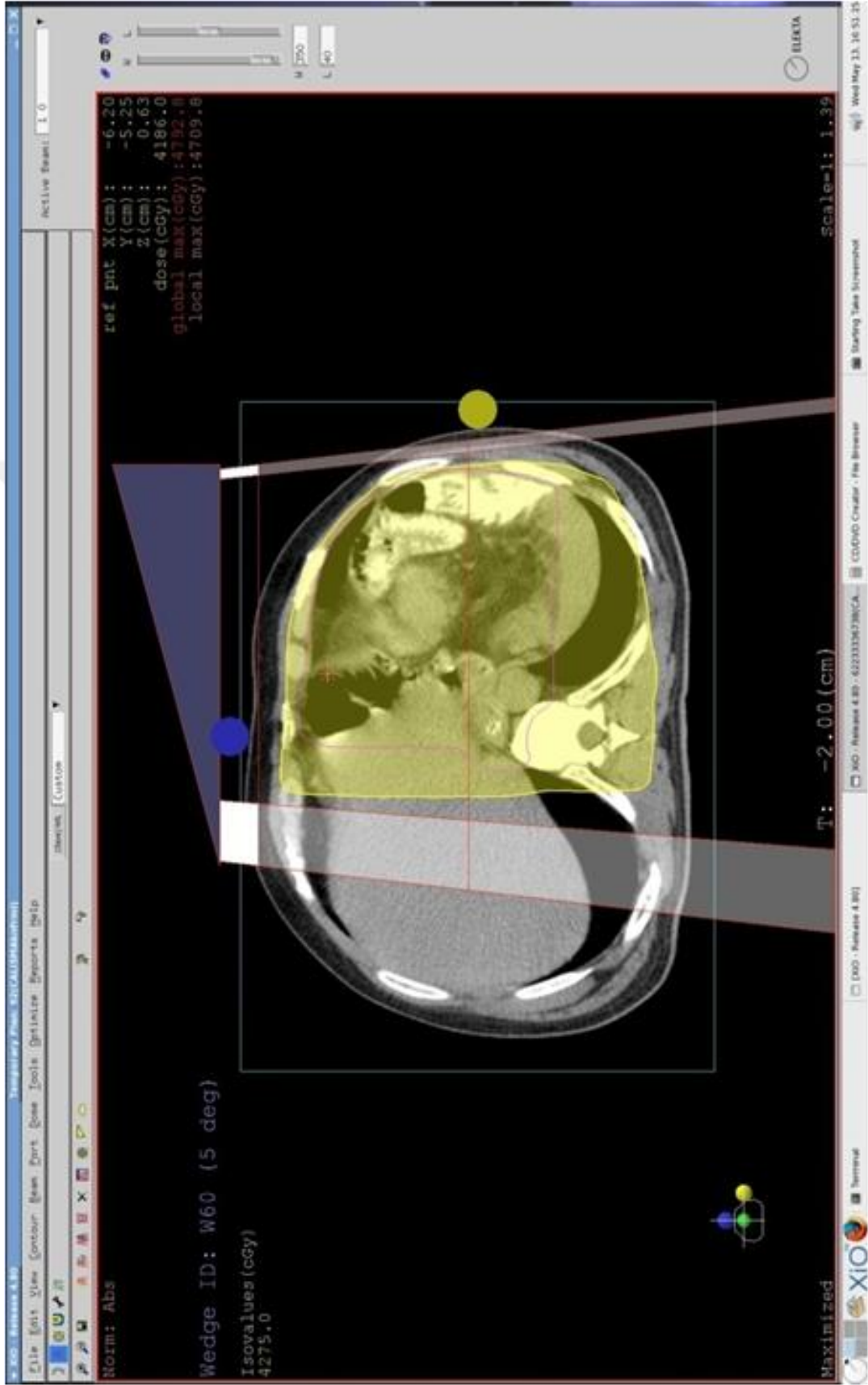
3.2.5 İstatistiksel Analiz Yöntemleri

Tüm istatistiksel değerlendirmeler SPSS 11.5 programı yardımıyla yapıldı. Elde edilen değerler bağımsız değişken olup, normal dağılım analizi sonucu parametrik olmayan (non-parametrik) veriler olarak belirlendi. Verilerin analizi Kruskal–Wallis yöntemiyle yapıldı. P değeri için anlamlılık limiti 0,050 olarak seçildi ($p < 0,050$).

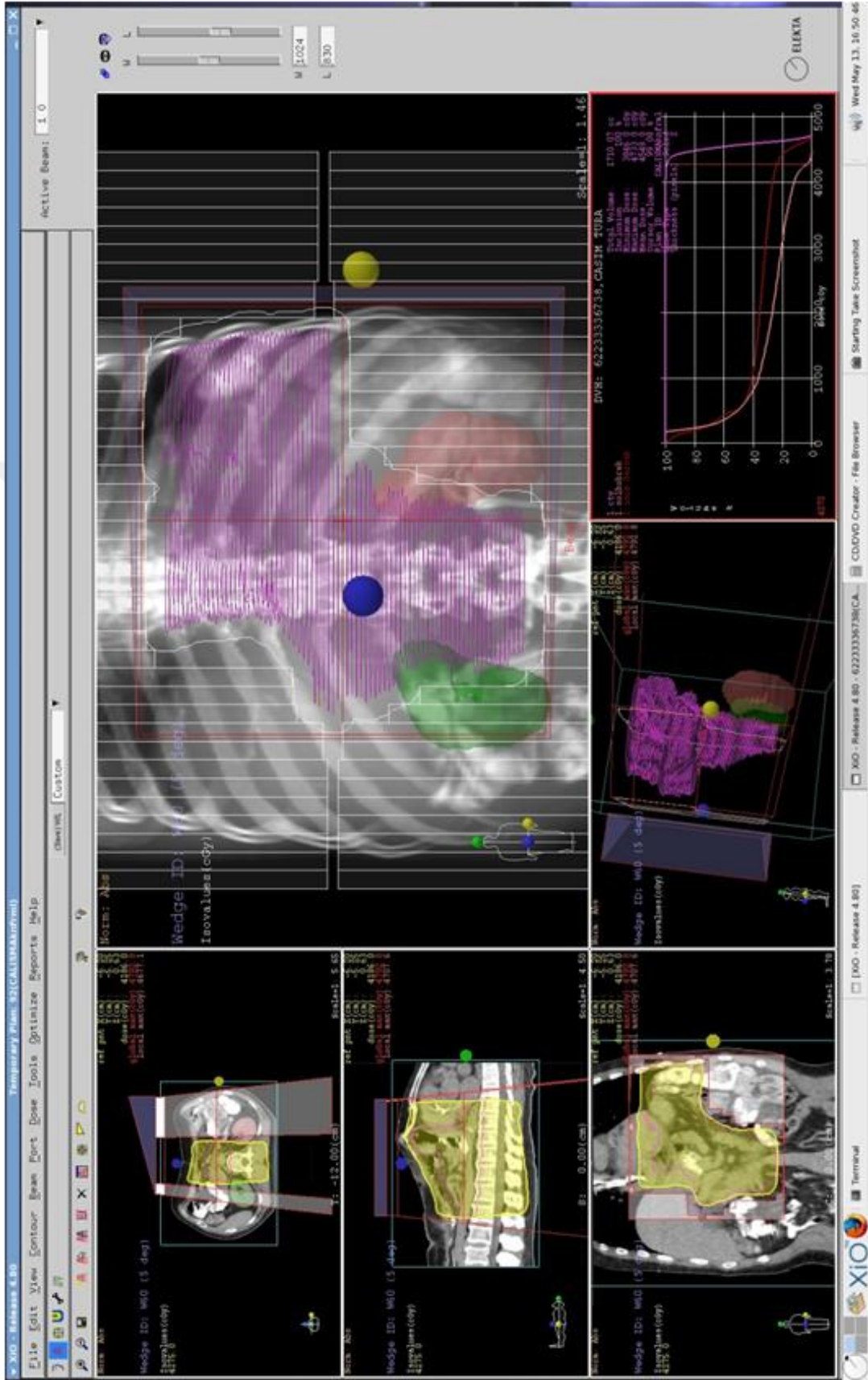
İstatistiksel olarak anlamlı bulunan ($p < 0,050$) değerlerin hangi grup ya da gruplardan kaynaklandığını bulmak için Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testi seçilen ikili gruplara uygulandı. İstatistiksel anlamlılık için p değerinin 0,016'dan küçük olması gerekliliği kabul edildi ($p < 0,016$).



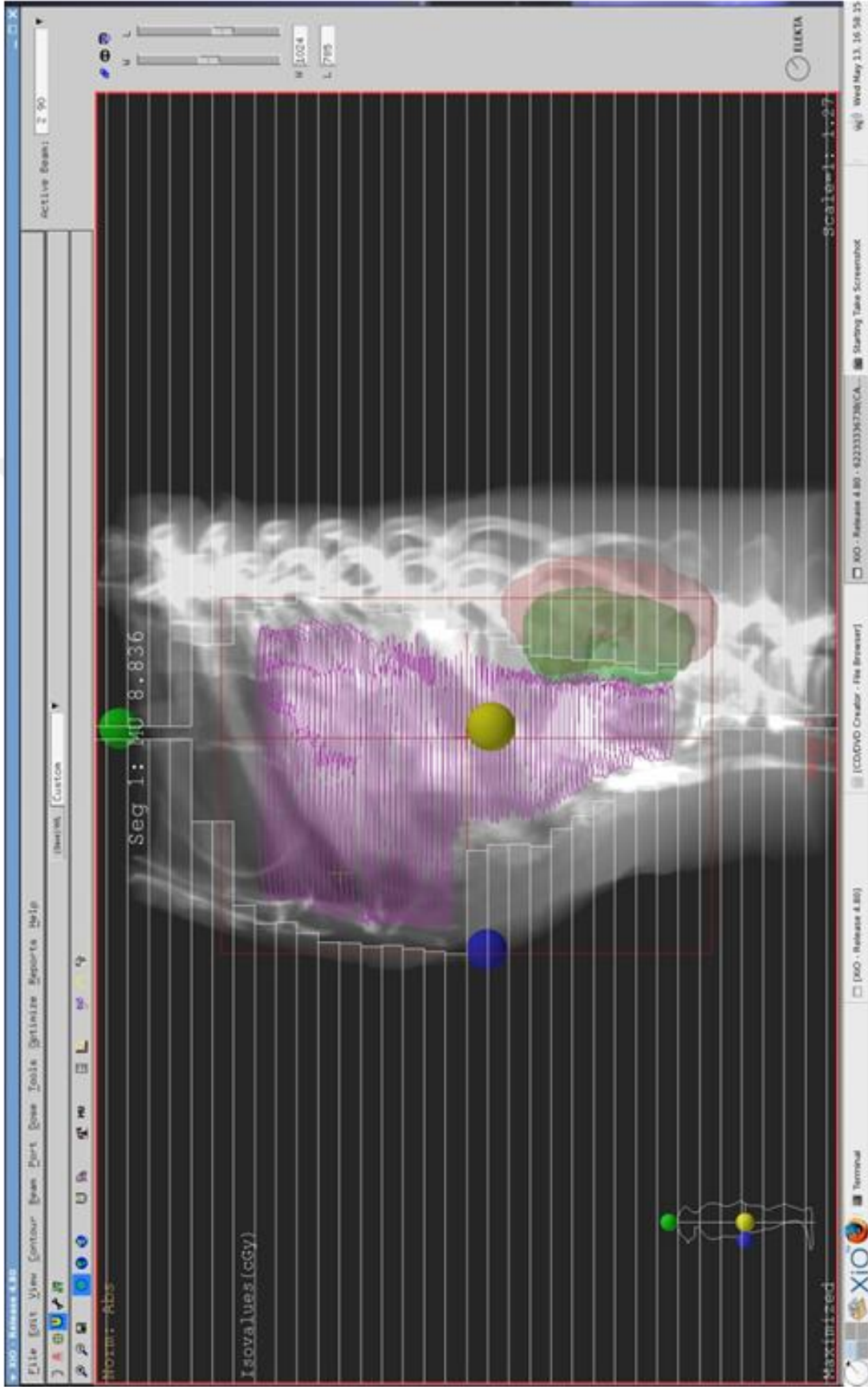
Şekil 3.4 Konvansiyonel (AP-PA) planlama



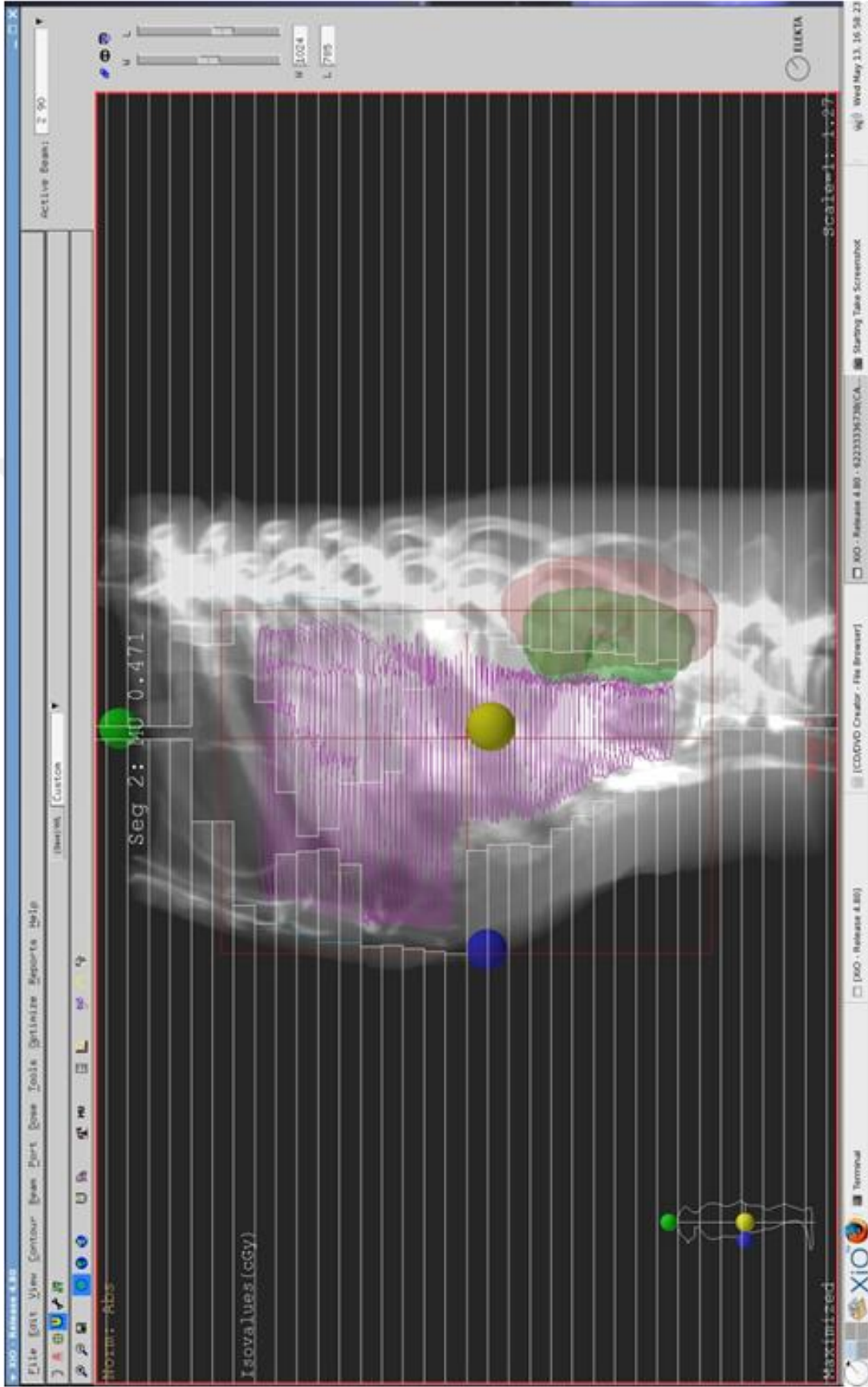
Şekil 3.5 Üç Boyutlu Konformal planlamada wedge kullanımı



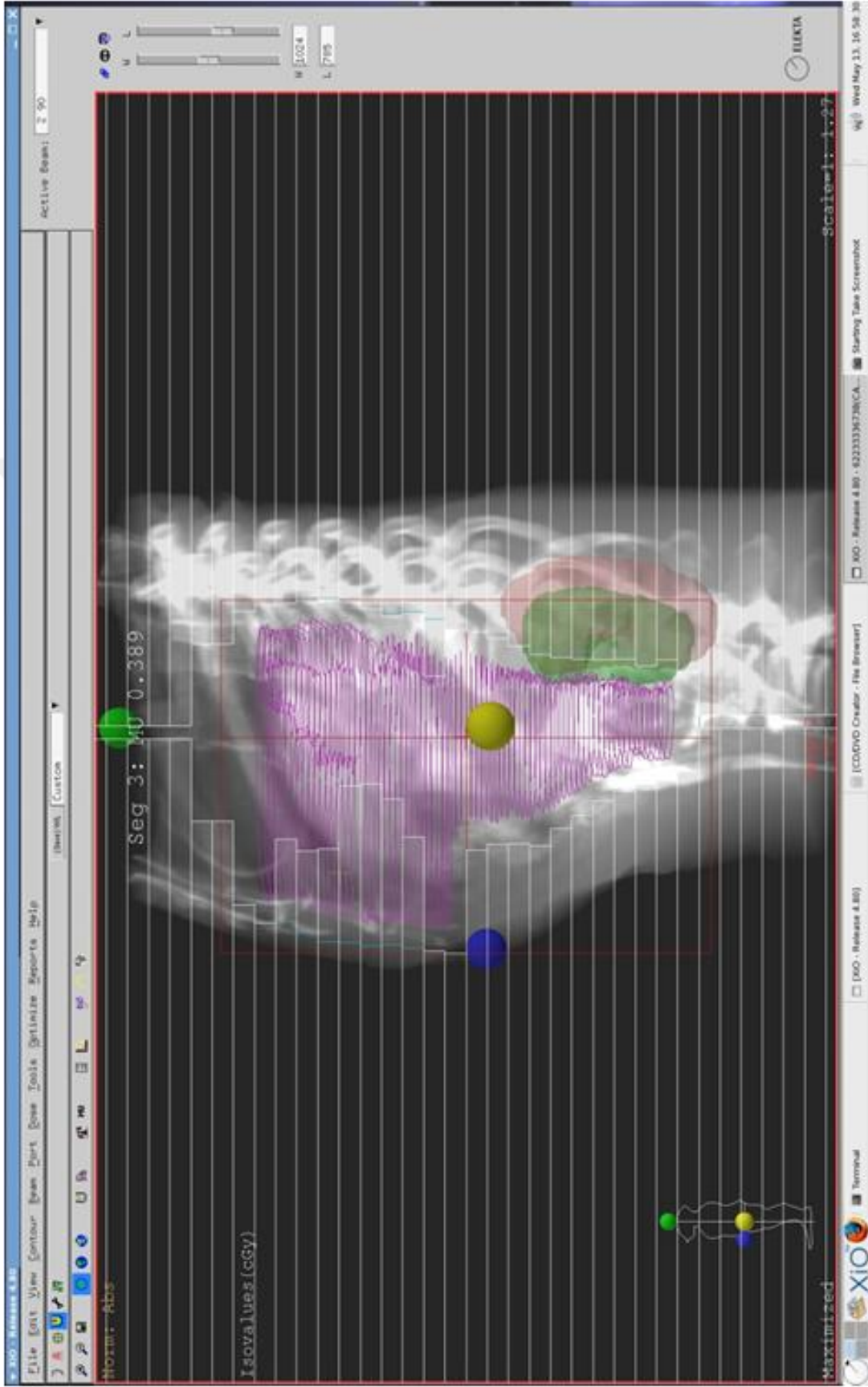
Şekil 3.6 Üç Boyutlu Konformal planlama



Şekil 3.7 Alan içinde alan (FIF) tekniği ana alan



Şekil 3.8 Alan içinde alan (FIF) tekniği birinci alt alan



Şekil 3.9 Alan içinde alan (FIF) tekniği ikinci alt alan

4. BULGULAR

4.1 Hedef Hacim için Elde Edilen Bulgular

4.1.1 Hedef Organ Hacimleri

Bu tez çalışmasında ilgilenilen dokuz mide kanseri hastasının değerleri Tablo 4.1’de verilmektedir.

Tablo 4.1 Hastaların özellikleri

Hasta No	Hedef Hacim	CTV Hacmi (cc)
1	mide	1710
2	mide	1332
3	mide	928
4	mide	636
5	mide	1411
6	mide	1068
7	mide	770
8	mide	1354
9	mide	1002

Radyoterapi tekniklerinde hedef hacimler, anatomik yapılar göz önünde bulundurularak ışınlanır. Işınlanacak bölgeler belirlenirken komşu doku sınırlarından faydalanılarak tedaviden önce çekilen filmler üzerinden konturlama işlemi yapılır. Mide radyoterapisinde hedef hacimler için sınırlamalar şu şekildedir: Çölyak lenf nodları, T12-L1 vertebra seviyesindedir. Karaciğerin iç organlara bakan kısmındaki lenfatikler, T11-L1 vertebra seviyesinde olup aorta 2 cm mesafedeki yanal sağ alanda bulunmaktadır. Aort yakınındaki lenfatikler, L3 vertebra altındaki geniş alandadır. Kardiyada bulunan proksimal tümörler ise özefagusun kardiya ile birleştiği yerin üst sınırını kapsayan bölgededir (26).

4.1.2 Hedef Hacim Dozları

Tüm hastalar için bu çalışmada incelenen planlama tekniklerine göre CTV'nin %2'sinin aldığı doz ($D_{\%2}$), CTV maksimum dozu ve CTV'nin %98'nin aldığı doz ($D_{\%98}$) değerleri Tablo 4.2'de verilmiştir.

Tablo 4.2 CTV için $D_{\%2}$, maksimum doz ve $D_{\%98}$ değerleri

Hasta No	$D_{\%2}$ (cGy)			CTV Maksimum (cGy)			$D_{\%98}$ (cGy)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
1	5040	4690	4690	5121	4733	4733	4470	4330	4330
2	5270	4800	4730	5443	4865	4779	4530	4310	4330
3	5580	4760	4830	5683	4821	4877	4550	4320	4330
4	5380	4910	4660	5597	4991	4725	4440	4360	4320
5	4900	4750	4740	5210	4812	4770	4410	4320	4320
6	5100	4770	4820	5312	4819	4864	4480	4320	4340
7	5420	4980	4930	5581	5070	4974	4540	4350	4360
8	5650	4920	4920	5904	5026	4953	4550	4330	4320
9	5410	4740	4730	5588	4785	4796	4740	4320	4320

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre CTV için $D_{\%2}$, maksimum doz ve $D_{\%98}$ doz değerleri için ortalama, standart sapma, medyan, maksimum, minimum ve p-değeri göz önüne alınarak oluşturulan istatistiksel sonuçlar Tablo 4.3'de verilmiştir.

Tablo 4.3 CTV'nin $D_{\%2}$, maksimum doz ve $D_{\%98}$ değerleri istatistik sonuçları

	$D_{\%2}$ (cGy)			CTV Maksimum (cGy)			$D_{\%98}$ (cGy)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
Ortalama	5305	4813	4783	5493	4880	4830	4523	4328	4330
St.Sapma	250,5	98,7	96,9	246,5	118,5	91,52	95,6	16,2	13,2
Medyan	5380	4770	4740	5581	4821	4796	4530	4320	4330
Maksimum	5650	4980	4930	5904	5070	4974	4740	4360	4360
Minimum	4900	4690	4660	5121	4733	4725	4410	4310	4320
p değeri		0,000			0,000			0,000	

Ortalama $D_{\%2}$ (yaklaşık maksimum) değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 5305 cGy, 3BKRT tekniğinde 4813 cGy ve FIF tekniğinde 4783 cGy olarak bulunmuştur. $D_{\%2}$ değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,000$). Ortalama CTV maksimum değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 5493 cGy, 3BKRT tekniğinde 4880 cGy ve FIF tekniğinde 4830 cGy olarak bulunmuştur. CTV maksimum değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,000$). Ortalama $D_{\%98}$ (yaklaşık minimum) değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 4523 cGy, 3BKRT tekniğinde 4328 cGy ve FIF tekniğinde 4330 cGy olarak bulunmuştur. $D_{\%98}$ değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,000$).

Anlamlı fark bulunan değerlerde farklılığı oluşturan tekniği belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanıldı. $D_{\%2}$, CTV maksimum ve $D_{\%98}$ değerleri için farklılığı oluşturanın konvansiyonel AP-PA tekniği olduğu görüldü ($p < 0,016$).

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre CTV'nin %50'sinin aldığı doz ($D_{\%50}$), CTV ortalama dozu ve CTV'nin %95'inin aldığı doz ($D_{\%95}$) değerleri Tablo 4.4'te verilmiştir.

Tablo 4.4 CTV için $D_{\%50}$, ortalama doz ve $D_{\%95}$ değerleri

Hasta No	$D_{\%50}$ (cGy)			CTV Ortalama (cGy)			$D_{\%95}$ (cGy)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
1	4860	4560	4560	4837	4548	4553	4640	4390	4400
2	4900	4520	4560	4908	3918	4568	4740	4340	4390
3	5120	4550	4630	5141	4557	3904	4840	4380	4410
4	5030	4770	4550	5007	4753	4541	4650	4510	4390
5	4660	4580	4570	4666	4580	4565	4500	4400	4380
6	4880	4550	4660	4856	4555	4645	4650	4370	4430
7	5120	4670	4700	5106	4681	4706	4790	4460	4470
8	5140	4680	4740	5142	4672	4700	4810	4440	4390
9	5130	4540	4600	5110	4549	4579	4960	4400	4390

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre $D_{\%50}$, CTV ortalama ve $D_{\%95}$ doz değerleri için elde edilen istatistiksel sonuçlar Tablo 4.5'de verilmiştir. Ortalama $D_{\%50}$

değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 4982 cGy, 3BKRT tekniğinde 4602 cGy ve FIF tekniğinde 4618 cGy olarak bulunmuştur. D_{50} değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,000$). CTV ortalama değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 4974 cGy, 3BKRT tekniğinde 4534 cGy ve FIF tekniğinde 4529 cGy olarak bulunmuştur. CTV ortalama değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,000$). Ortalama D_{95} değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 4731 cGy, 3BKRT tekniğinde 4410 cGy ve FIF tekniğinde 4405 cGy olarak bulunmuştur. D_{95} değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,000$).

Tablo 4.5 CTV'nin D_{50} , ortalama doz ve D_{95} değerleri istatistik sonuçları

	D_{50} (cGy)			CTV Ortalama (cGy)			D_{95} (cGy)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
Ortalama	4982	4602	4618	4974	4534	4529	4731	4410	4405
St. Sapma	166,9	84,5	68,4	167,7	242,8	242,5	136,4	51,7	28,3
Medyan	5030	4560	4600	5007	4557	4568	4740	4400	4390
Maksimum	5140	4770	4740	5142	4753	4706	4960	4510	4470
Minimum	4660	4520	4550	4666	3918	3904	4500	4340	4380
p değeri	0,000			0,000			0,000		

Anlamlı fark bulunan değerlerde farklılığı oluşturan tekniği belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanıldı. D_{50} , CTV ortalama ve D_{95} değerleri için farklılığı oluşturanın konvansiyonel AP-PA tekniği olduğu görüldü ($p < 0,016$).

4.1.3 Homojenite ve Konformite İndeksi Değerleri

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre CTV için homojenite indeksi (HI) ve Konformite İndeksi (CI) değerleri Tablo 4.6'da istatistiksel sonuçları ise Tablo 4.7'de verilmiştir.

Ortalama HI değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 0,1561, 3BKRT tekniğinde 0,1050 ve FIF tekniğinde 0,0979 olarak bulunmuştur. HI değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,002$). Anlamlı fark bulunan değerler için

farklılığı oluşturan tekniği belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanıldı. HI değerleri için farklılığı oluşturanın konvansiyonel AP-PA tekniği olduğu görüldü ($p < 0,016$).

Ortalama CI değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 2,2745, 3BKRT tekniğinde 1,6112 ve FIF tekniğinde 1,3864 olarak bulunmuştur. CI değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,012$). Anlamlı fark bulunan değerler için farklılığı oluşturan tekniği belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanıldı. CI değerleri için farklılığı oluşturanın konvansiyonel AP-PA tekniği olduğu görüldü ($p < 0,016$).

Tablo 4.6 CTV için Homojenite ve Konformite İndeksi değerleri

Hasta No	HI			CI		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
1	0,1173	0,0789	0,0789	2,415	1,369	1,313
2	0,1510	0,1084	0,0877	2,2634	1,812	0,858
3	0,2012	0,0967	0,1079	2,3227	0,716	1,107
4	0,1869	0,1153	0,0747	2,9313	2,426	2,236
5	0,1052	0,0938	0,0919	1,4714	1,193	1,450
6	0,1270	0,0989	0,1030	2,0187	1,540	0,614
7	0,1719	0,1349	0,1212	1,7399	1,989	0,735
8	0,2140	0,1260	0,1265	2,6526	1,149	1,781
9	0,1306	0,09251	0,0891	2,6557	2,307	2,384

Tablo 4.7 CTV için Homojenite ve Konformite İndeksi değerleri istatistik sonuçları

	HI			CI		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
Ortalama	0,1561	0,1050	0,0979	2,2745	1,6112	1,3864
St. Sapma	0,0391	0,0177	0,0180	0,1554	0,4661	0,6383
Medyan	0,1510	0,099	0,0919	2,3227	1,5400	1,3130
Maksimum	0,2140	0,1349	0,1265	2,9300	2,4300	2,3800
Minimum	0,1052	0,0789	0,0747	1,4700	0,7200	0,6100
p değeri	0,002			0,012		

4.2 Riskli Organlar için Elde Edilen Bulgular

Mide radyoterapisinde en yakın komşu organlar olarak sol böbrek, sağ böbrek, karaciğer ve spinal kord yer almaktadır. Bu çalışma için kritik olarak belirlenen bu organlara ait tablolar aşağıda belirtildiği gibidir.

4.2.1 Sol Böbrek için Elde Edilen Bulgular

Tüm hastalarda farklı planlama tekniklerine göre sol böbrek için V12 ile V20 değerleri Tablo 4.8’de görülmektedir.

Tablo 4.8 Sol böbrek için V12 ile V20 hacimleri

Hasta No	V12 (% hacim)			V20 (% hacim)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
1	31,75	34,13	32,49	21,32	26,75	26,56
2	69,75	71,09	69,92	64,35	62,9	62,96
3	64,65	73,09	73,94	59,16	64,32	65,78
4	70,71	84,67	82,48	64,8	76,81	74,9
5	76,8	73,7	82,85	73,02	67,73	72
6	55,72	62,03	57,15	50,93	47,88	45
7	86,3	85,9	86,59	80,1	78,03	78,84
8	75,16	69	68,7	68,53	58,25	57,14
9	95,4	95,74	95,73	92,55	92,72	92,14

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre sol böbrek için V12 ile V20 üzerinden elde edilen istatistik sonuçları Tablo 4.9’da verilmektedir.

Tablo 4.9 Sol böbrek için V12 ile V20 hacimleri istatistik sonuçları

	V12 (% hacim)			V20 (% hacim)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
Ortalama	69,58	72,15	72,20	63,86	63,93	63,92
St. Sapma	18,29	17,55	18,72	19,97	18,97	19,39
Medyan	70,71	73,09	73,94	64,80	64,32	65,78
Maksimum	95,40	95,74	95,73	92,55	92,72	92,14
Minimum	31,75	34,13	32,49	21,32	26,75	26,56
p değeri	0,898			0,988		

Ortalama sol böbrek V12 hacim değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde %69,58, 3BKRT tekniğinde %72,15 ve FIF tekniğinde %72,20 olarak bulunmuştur. Sol böbrek V12 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,898$). Ortalama sol böbrek V20 hacim değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde %63,86, 3BKRT tekniğinde %63,93 ve FIF tekniğinde %63,92 olarak bulunmuştur. Sol böbrek V20 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,988$). Tüm hastalarda farklı planlama tekniklerine göre Sol böbrek için V28, ortalama doz ile maksimum doz değerleri Tablo 4.10'da görülmektedir.

Tablo 4.10 Sol böbrek için V28, D_{ort} ve D_{max} değerleri

Hasta No	V28 (% hacim)			D_{ort} (cGy)			D_{max} (cGy)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
1	13,7	21,7	22,18	1237	1341	1329	4778	4474	4563
2	59,97	55,71	38,96	3184	2413	2351	5082	4430	4595
3	54,86	58,24	60,66	3008	2885	3000	5220	4560	4790
4	60,92	69,33	55,15	3274	3015	2708	5156	4885	4690
5	70	63,78	45,5	3486	2992	2702	5008	4733	4596
6	47,78	42,26	40,61	2600	2162	2075	5082	4675	4847
7	75,55	72,04	72,51	3974	3505	3560	5301	4899	4950
8	63,26	37,89	31,8	3478	2181	2127	5456	4729	4759
9	90,16	80	75,2	4651	3657	3478	5263	4720	4633

Tüm hastalarda farklı planlama tekniklerine göre sol böbrek için V28, D_{ort} ve D_{max} değerleri üzerinden elde edilen istatistik sonuçları Tablo 4.11'de verilmektedir.

Tablo 4.11 Sol böbrek için V28, D_{ort} ve D_{max} değerleri istatistik sonuçları

	V28 (% hacim)			D_{ort} (cGy)			D_{max} (cGy)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
Ortalama	59,57	55,66	49,17	3210	2683	2592	5149	4678	4713
St. Sapma	21,15	18,60	18,06	943,3	730,4	711,5	194,2	164,3	131,9
Medyan	60,92	58,24	45,50	3274	2885	2702	5156	4720	4690
Maksimum	90,16	80,00	75,20	4651	3657	3560	5456	4899	4950
Minimum	13,70	21,70	22,18	1237	1341	1329	4778	4430	4563
p değeri		0,471			0,204			0,000	

Ortalama Sol böbrek V28 hacim değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde %59,57, 3BKRT tekniğinde %55,66 ve FIF tekniğinde %49,17 olarak bulunmuştur. Sol böbrek V28 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,471$). Sol böbrek ortalama doz değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 3210 cGy, 3BKRT tekniğinde 2683 cGy ve FIF tekniğinde 2592 cGy olarak bulunmuştur. Sol böbrek ortalama doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,204$). Ortalama sol böbrek maksimum doz değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 5149 cGy, 3BKRT tekniğinde 4678 cGy ve FIF tekniğinde 4713 cGy olarak bulunmuştur. Sol böbrek maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,000$). Farkı meydana getiren tekniğin Mann-Withney testi sonucunda konvansiyonel AP-PA tekniği olduğu görülmüştür.

4.2.2 Sağ Böbrek için Elde Edilen Bulgular

Tüm hastalarda farklı planlama tekniklerine göre sağ böbrek için V12 ile V20 değerleri Tablo 4.12’de görülmektedir.

Tablo 4.12 Sağ böbrek için V12 ile V20 hacimleri

Hasta No	V12 (% hacim)			V20 (% hacim)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
1	65,47	33,42	31,55	56,22	23,46	22,43
2	14,46	8,46	6,94	9,94	5,78	3
3	52,28	20,19	16,91	46,09	13,78	11,58
4	33,6	0,41	0,16	26,26	0	0
5	46,38	22,64	11,91	37,52	16,07	4,75
6	37,24	15,9	13,3	30,28	10,53	2,38
7	80	52,94	53,99	70,24	42,92	44
8	70,81	39,15	52,3	61,15	28,13	32,43
9	39,8	26,54	22,29	33,14	16,42	11,95

Tüm hastalar için farklı planlama tekniklerine göre sağ böbrek için V12 ile V20 üzerinden elde edilen istatistik sonuçları Tablo 4.13’de verilmektedir.

Tablo 4.13 Sağ böbrek için V12 ile V20 hacimleri istatistik sonuçları

	V12 (% hacim)			V20 (% hacim)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
Ortalama	48,89	24,40	23,26	41,20	17,45	14,72
St. Sapma	20,55	15,97	19,12	19,00	12,76	15,22
Medyan	46,38	22,64	16,91	37,52	16,07	11,58
Maksimum	80,00	52,94	53,99	70,24	42,92	44,00
Minimum	14,46	0,41	0,16	9,94	0,00	0,00
p değeri	0,027			0,010		

Ortalama sağ böbrek V12 hacim değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde %48,89, 3BKRT tekniğinde %24,40 ve FIF tekniğinde %23,26 olarak bulunmuştur. Sağ böbrek V12 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,027$). Farkı yaratan teknik konvansiyonel AP-PA tekniğidir. Ortalama sağ böbrek V20 hacim değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde %41,20, 3BKRT tekniğinde %17,45 ve FIF tekniğinde %14,72 olarak bulunmuştur. Sağ böbrek V20 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır. Farkı yaratan teknik konvansiyonel AP-PA tekniğidir.

Tüm hastalarda farklı planlama tekniklerine göre sağ böbrek için V28, ortalama doz ile maksimum doz değerleri Tablo 4.14'de görülmektedir. Tüm hastalarda farklı planlama tekniklerine göre sağ böbrek için V28, D_{ort} ve D_{max} değerleri üzerinden elde edilen istatistik sonuçları Tablo 4.15'de verilmektedir.

Ortalama sağ böbrek V28 hacim değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde %35,13, 3BKRT tekniğinde %12,38 ve FIF tekniğinde %9,73 olarak bulunmuştur. Sağ böbrek V28 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,004$). Sağ böbrek ortalama doz değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 2026 cGy, 3BKRT tekniğinde 928 cGy ve FIF tekniğinde 850 cGy olarak bulunmuştur. Ortalama sağ böbrek maksimum doz değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 5024 cGy, 3BKRT tekniğinde 4198,8 cGy ve FIF tekniğinde 3897,6 cGy olarak bulunmuştur, Sağ böbrek maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,000$). Sağ böbrek ortalama doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,010$).

Tablo 4.14 Sağ böbrek için V28, D_{ort} ve D_{max} değerleri

Hasta No	V28 (% hacim)			D _{ort} (cGy)			D _{max} (cGy)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
1	48,87	16,15	15,28	2704	1204	1120	5013	4570	4508
2	6,71	3,84	0,82	583	435	360	4761	4503	3904
3	41,05	9,62	8,05	2294	743	603	5178	4381	4306
4	20,61	0	0	1335	113	79	5085	1969	1527
5	31,05	12,41	1,91	1807	864	453	4712	4598	4123
6	25,44	6,46	0,38	1543	779	541	4874	4183	3490
7	61,74	35,04	36,5	3349	2003	2051	5202	4624	4683
8	52,97	19,37	19,67	2938	1324	1717	5237	4573	4275
9	27,73	8,55	4,96	1689	895	726	5156	4389	4263

Tablo 4.15 Sağ böbrek için V28, D_{ort} ve D_{max} değerleri istatistik sonuçları

	V28 (% hacim)			D _{ort} (cGy)			D _{max} (cGy)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
Ortalama	35,13	12,38	9,73	2026	928	850	5024,2	4198,8	3897,6
St. Sapma	17,44	10,36	12,21	870,92	542,85	654,8	197,18	847,9	953,2
Medyan	31,05	9,62	4,96	1807,0	864	603	5085	4503	4263
Maksimum	61,74	35,04	36,5	3349	2003	2051	5237	4624	4683
Minimum	6,71	0,00	0,00	583	113	79	4712	1969	1527
p değeri		0,004			0,010			0,000	

4.2.3 Karaciğer için Elde Edilen Bulgular

Karaciğer için V30, ortalama doz ile maksimum doz değerleri Tablo 4.16'da görülmektedir.

Tablo 4.16 Karaciğer için V30, D_{ort} ve D_{max} değerleri

Hasta No	V30 (% hacim)			D _{ort} (cGy)			D _{max} (cGy)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
1	42,59	18,99	34,14	2337	1334	1957	5109	4721	4948
2	30,89	28,46	32,21	1706	1899	2724	5106	4814	4748
3	36,86	45,56	13,85	2051	1079	911	5196	4698	4723
4	43,14	27,75	28,19	2344	1891	2159	5154	4887	4668
5	37,87	18,95	29,99	1978	1315	2456	4794	4706	4754
6	35,98	36,1	28,12	1979	2250	2083	5001	4830	4818
7	40,2	34,78	35,19	2224	1964	1973	5339	4944	4966
8	31,18	22,93	22,86	1735	1789	2099	5202	4963	4901
9	31,9	20,75	21,5	1798	1639	1899	5217	4684	4716

Karaciğer için farklı planlama tekniklerine göre V30, D_{ort} ve D_{max} değerleri üzerinden elde edilen istatistik sonuçları Tablo 4.17’de verilmektedir.

Tablo 4.17 Karaciğer için V30, D_{ort} ve D_{max} değerleri istatistik sonuçları

	V30 (% hacim)			D _{ort} (cGy)			D _{max} (cGy)		
	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF	AP-PA	3BKRT	FIF
Ortalama	36,73	28,25	27,33	2016	1684,4	2029	5124	4805	4804
St. Sapma	4,71	9,08	6,85	245,1	375,09	495,6	154,7	108,7	108,9
Medyan	36,86	27,75	28,19	1979	1789	2083	5154	4814	4754
Maksimum	43,14	45,56	35,19	2344	2250	2724	5339	4963	4966
Minimum	30,89	18,95	13,85	1706	1079	911	4794	4684	4668
p değeri		0,016			0,062			0,001	

Ortalama Karaciğer V30 hacim değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde %36,73, 3BKRT tekniğinde %28,25 ve FIF tekniğinde %27,33 olarak bulunmuştur. Karaciğer V30 hacim değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (p=0,016). Karaciğer ortalama doz değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 2016 cGy, 3BKRT tekniğinde 1684,4 cGy ve FIF tekniğinde 2029 cGy olarak bulunmuştur. Karaciğer

ortalama doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,062$). Ortalama karaciğer maksimum doz değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 5124 cGy, 3BKRT tekniğinde 4805 cGy ve FIF tekniğinde 4804 cGy olarak bulunmuştur. Karaciğer maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,001$).

4.2.4 Spinal Kord için Elde Edilen Bulgular

Spinal Kord için maksimum doz değerleri Tablo 4.18’de görölmektedir.

Tablo 4.18 Spinal Kord için D_{max} değerleri

Hasta No	D_{max} (cGy)		
	AP-PA	3BKRT	FIF
1	5115	4645	4630
2	5116	3860	3358
3	5348	4349	4300
4	5300	4025	2785
5	4995	4462	2452
6	5269	4640	4716
7	5370	4720	4793
8	5500	3350	3150
9	5271	3410	2900

Spinal Kord için farklı planlama tekniklerine göre D_{max} değerleri üzerinden elde edilen istatistik sonuçları Tablo 4.19’da verilmektedir.

Tablo 4.19 Spinal Kord için D_{max} değerleri istatistik sonuçları

	D_{max} (cGy)		
	AP-PA	3BKRT	FIF
Ortalama	5253,78	4162,33	3676
St. Sapma	154,46	528,31	928,76
Medyan	5271	4349	3358
Maksimum	5500	4720	4793
Minimum	4995	3350	2452
p değeri		0,000	

Ortalama spinal kord maksimum doz değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 5253,78 cGy, 3BKRT tekniğinde 4162,33 cGy ve FIF tekniğinde 3676 cGy olarak bulunmuştur. Spinal Kord maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,000$). Teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı farkı yaratan tekniğin Mann Withney testi sonucunda konvansiyonel AP-PA tekniği olduğu görülmüştür ($P<0,016$).



5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu tez çalışmasında, mide kanseri hastalarında mide ışınlaması için konvansiyonel AP-PA, 3BKRT ve bir ileri YART tekniği olan FIF tekniği kullanılarak, öncelikli olarak hedef hacmin; sonrasında ise mide ışınlamalarında riskli organlar olan sol böbrek, sağ böbrek, karaciğer ve spinal kordun aldığı dozların değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Bu tez çalışmasında dokuz mide kanseri hastası için konvansiyonel, 3BKRT ve FIF teknikleri uygulanmıştır. Teknikler uygulanırken her hasta için hedef hacmin %98'inin 45 Gy'lik reçete veya tedavi dozunun %95'ini alacak şekilde uygulanması hedeflenmiştir. Çalışma sonucunda hedef hacmin %98 ve üstünde doz alan değerleri konvansiyonel teknikte 4523 cGy, 3BKRT tekniğinde 4328 cGy ve YART tekniğinde 4330 cGy olarak elde edilmiştir. Teknikler karşılaştırıldığında konvansiyonel tekniğin, 3BKRT ve FIF tekniğine göre daha yüksek bir doz dağılımına sahip olduğu ve 3BKRT ve FIF tekniklerinin hedef hacime yakın dozlar vereceği görülmüştür.

Leong ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada on beş mide kanseri hastası için konvansiyonel ve 3BKRT tekniklerini kullanmışlardır. Yaptıkları çalışmada hedef hacmin %99'una dozun %95'i verilecek şekilde uygulamayı hedeflemişlerdir. Çalışma sonucunda 3BKRT tekniğinde düşünülen hedefe ulaşılırken konvansiyonel teknik ile bunu %71 oranında uygulayabilmişlerdir. Kritik organlar bazında spinal kord için konvansiyonel tekniğinde hacim dozu 45 Gy'in %37'si kadar olup 3BKRT'de ise %38 olarak elde edilmiştir. Konvansiyonel teknikte ortalama radyasyon dozu sağ böbreğin 1/3 ile 2/3'ü için sırasıyla 35 Gy ve 4 Gy elde edilirken 3BKRT'de ise sırasıyla 18 Gy ve 6 Gy olarak elde edilmiştir. Sonuçlardan elde edilen verilere göre 3BKRT tekniğinin konvansiyonelden daha iyi olduğu görülmüştür (2).

Bagga ve arkadaşları otuz mide kanseri hastası üzerine uyguladıkları çalışmada konvansiyonel ve YART tekniklerini karşılaştırmışlardır. Hastalarını iki gruba ayırarak on beş tanesinde YART, diğer on beş tanesinde konvansiyonel tekniği uygulamışlardır. Yapılan çalışma sonucunda istatistik bilgiler vasıtasıyla anlamlılık değerleri YART için 0,016'nın altında ($p < 0,016$) bulunmuş olup YART tekniğinin konvansiyonel radyoterapiden daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Aynı zamanda mide kanseri tedavilerinde riskli organ grubuna giren organların almış oldukları ortalama doz değerleri de iki teknik için kıyaslandığında yine YART tekniğinin daha başarılı olduğu anlaşılmıştır (3).

Bagga ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışma ile bu tez çalışması kıyaslandığında; çalışma verilerine göre yapılan Kruskal- Wallis ile Man Witney U testlerinin sonuçlarında da görüldüğü gibi 3BKRT ve FIF tekniklerinde anlamlı farklar ortaya çıkarken, konvansiyonel teknikte anlamlı bir fark bulunamamıştır. Riskli organlar için elde edilen sonuçlara bakıldığında örneğin; ortalama sol böbrek maksimum doz değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 5149 cGy, 3BKRT tekniğinde 4678 cGy ve FIF tekniğinde 4713 cGy olarak bulunmuştur. Sol böbrek maksimum doz değerleri için teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ($p=0,000$) ve farklılığı meydana getiren tekniğin konvansiyonel AP-PA olduğu görülmüştür.

Biancia ve arkadaşlarının 2004 yılında yapmış oldukları çalışmada on beş mide kanseri hastası için radyoterapideki konvansiyonel 3BKRT ve YART tekniklerini kullanmışlardır. Bu hasta grubunda PTV hacmi ve böbrek yakınlıklarına göre 3 sınıfta incelemiştir. İstatistiksel sonuçlar değerlendirildiğinde dokuların 3BKRT tekniğinde konvansiyonel AP-PA konvansiyonel radyoterapi tekniğine göre %65 oranında daha düşük doz aldıklarını göstermişlerdir. YART tekniğinde ise sol böbreğin karaciğer kadar düşük doz aldığı gözlemlenmiştir. Organların geometrik ilişkileri göz önüne alındığında konvansiyonel, 4 alanlı 3BKRT ve FIF tekniği kıyaslamasında 3BKRT ve FIF teknikleri daha iyi sonuçlar vermiştir (4).

Bu tez çalışmasında ortalama karaciğer maksimum doz değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 5124 cGy, 3BKRT tekniğinde 4805 cGy ve FIF tekniğinde 4804 cGy olarak bulunmuştur. Karaciğer maksimum doz değerleri bakımından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p=0,001$). Karaciğer, 3BKRT ve FIF tekniklerinde konvansiyonel AP-PA tekniğine göre %7 daha düşük doz almıştır. Sağ böbrek ortalama doz değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 2026 cGy, 3BKRT tekniğinde 928 cGy ve FIF tekniğinde 850 cGy olarak bulunmuştur. Sağ böbrek ortalama doz değerleri 3BKRT tekniği konvansiyonel AP-PA tekniğine göre %45, FIF tekniği de %49 daha düşük çıkmıştır.

Garcia ve arkadaşlarının on mide kanseri hastası üzerinde yapmış oldukları çalışmada her bir organ için Doz- Hacim Histogramları yardımıyla üç teknik değerleri karşılaştırılmıştır. Elde edilen verilere göre sağ böbrek V20 değeri için YART tekniği konvansiyonel AP-PA konvansiyonel tekniğine göre % 5,2 daha düşük çıktığı ve istatistiksel analiz yapıldığında da ortalama doz değerleri için $p<0,016$ çıktığı görülmüş olup YART tekniğinin mide kanseri için daha verimli olduğu anlaşılmıştır (5).

Bu tez çalışmasında ortalama sağ böbrek V20 hacim değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde %41,20, 3BKRT tekniğinde %17,45 ve FIF tekniğinde %14,72 olarak bulunmuştur. Sağ böbrek V20 hacim değerleri 3BKRT tekniği konvansiyonel AP-PA tekniğine göre yaklaşık %48, FIF tekniğinde ise yaklaşık %64 daha düşük çıkmıştır. Ortalama doz değerlerine bakıldığında ise üç teknik arasında anlamlı fark yaratan tekniklerin 3BKRT ve FIF olduğu görülmüştür.

Adas ve arkadaşlarının 2014 yılında yapmış oldukları bir çalışmada konvansiyonel ve 3BKRT teknikleri otuz altı mide kanseri hastası için uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre PTV'nin minimum, maksimum ve ortalama dozları istatistiksel değerlendirme sonucunda konvansiyonel radyoterapiye göre 3BKRT'de daha yüksek çıktığı, sağ ve sol böbrekler için maksimum, V20 değerleri ile spinal kord'un maksimum ve ortalama doz değerlerinin 46 Gy çıktığı, aynı zamanda bu değerlerin konvansiyonel radyoterapi tekniğinde daha yüksek olduğu görülmüştür. Yapmış oldukları çalışma sonucunda hedef hacim ve riskli organlar için elde edilen sonuçlar açısından PTV, sol böbrek, sağ böbrek ve spinal kord için 3BKRT tekniğinin iki boyutlu konvansiyonel AP-PA radyoterapi tekniğine göre daha avantajlı olduğu gözlenmiştir (6).

Bu tez çalışmasında da ortalama CTV maksimum değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 5493 cGy, 3BKRT tekniğinde 4880 cGy ve FIF tekniğinde 4830 cGy, ortalama D_{98} (yaklaşık minimum) değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 4523 cGy, 3BKRT tekniğinde 4328 cGy ve FIF tekniğinde 4330 cGy, CTV ortalama değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 4974 cGy, 3BKRT tekniğinde 4534 cGy ve FIF tekniğinde 4529 cGy, ortalama sol böbrek V20 hacim değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde %63,86, 3BKRT tekniğinde %63,93 ve FIF tekniğinde %63,92, ortalama sağ böbrek V20 hacim değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde %41,20, 3BKRT tekniğinde %17,45 ve FIF tekniğinde %14,72 olarak bulunmuştur. Veriler değerlendirildiğinde üç teknik arasında en iyi sonuçları veren tekniğin 3BKRT ve FIF teknikleri olduğu görülmektedir.

Ma ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada on beş mide kanseri hastası için 3BKRT gibi çok alanlı olan beş ve yedi alanlı YART tekniğinde dozimetrik parametreleri araştırmışlardır. Bu parametreler konformal indeks (CI), homojenite indeksi (HI), PTV maksimum doz, Doz- Hacim Histogramı (DHH) ve riskli organlardaki doz dağılımlarıdır. Toplam doz olarak 45 Gy (1,8/gün) düşünülmüştür. Yapılan çalışma sonucunda CI ve HI değerleri istatistiksel değerlendirmelerde $P=0,001$ çıkmıştır. Bu da YART tekniğinin 3BKRT

teknikğine göre daha iyi sonuç verdiği anlamına gelmektedir. Riskli organlardaki doz dağılımına bakıldığında spinalkord için YART teknikğinde ortalama ve maksimum doz değerleri daha düşük çıkmıştır. Böbrekler için elde edilen sonuçlara bakıldığında ise V20 ve V30 değerleri YART ve 3BKRT teknikleri arasında önemli bir fark meydana gelmemiştir. Beş alanlı YART tekniği PTV ve riskli organlar için önem kazanırken riskli organlardan böbrekler için anlamlı bir fark meydana getirememiştir (7).

Bu tez çalışmasında 3BKRT ve YART teknikleri üç alanlı olarak uygulanmıştır. Uygulanan doz miktarı dokuz hastanın her biri için 45 Gy olacak şekilde 25 fraksiyon (1,8 Gy/gün) olarak uygulanmıştır. Ortalama Homojenite İndeksi (HI) değerleri incelendiğinde testler sonucunda konvansiyonel AP-PA tekniği için 0,1561, 3BKRT tekniği için 0,1050 ve FIF tekniği için 0,0979 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlar ışığında teknikler arasında anlamlı farkı oluşturan tekniğin FIF tekniği olduğu görülmektedir. Ayrıca spinal kord için elde edilen sonuçlar ışığında QUANTEC protokolüne istinaden alınması gereken maksimum doz 50 Gy'in altında olması gerekmektedir. Sonuçlar incelendiğinde spinal kord 3BKRT ve FIF tekniklerinde bu koşulu sağlamaktadır.

Minn ve arkadaşlarının 2010 yılında yapmış oldukları çalışmada 57 mide kanseri hastası için YART ile 3BKRT tekniklerini karşılaştırmışlardır. Ortalama doz değeri olarak 45 Gy uygulanmıştır, Doz-Hacim Histogramı parametreleri böbrek ve karaciğer için karşılaştırılmıştır. Yapılan çalışma sonucunda hastaların %61,5 oranında değerlerin iki teknik için de aynı çıktığı gözlenmiştir. Böbreklerin ortalama doz değerleri YART teknikğinde 3BKRT teknikğine nazaran az bir farkla daha yüksek çıkmıştır, Böbreklerin V20 değerleri YART teknikğinde, karaciğerin ortalama doz değeri 3BKRT teknikğinde daha düşük çıkmıştır (8).

Minn ve arkadaşlarının yaptığı çalışma, bu tez çalışmasıyla kıyaslandığında genel olarak elde edilen sonuçlarda; 3BKRT ve FIF tekniklerinin konvansiyonel AP-PA teknikğine nazaran daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Hem hedef hacim doz değerleri hem de kritik organ doz değerlerine bakıldığında anlamlı farkları oluşturan tekniklerin konformal ve FIF teknikleri olduğu anlaşılmıştır. Ayrıca tez çalışmasında elde edilen veriler QUANTEC doz sınırlarıyla karşılaştırıldığında uygulanan tekniklerin hastalar için en uygun şekilde planlandığı ve doz dağılımlarının her hasta için önem arz ettiği görülmüştür. Günümüz dünyasında bir çok etkenden dolayı kanser hastalığına yakalananlar için araştırılan bu gibi

tekniklerin bundan sonraki çalışmalar için bir yol gösterdiği ya da yeni fikirlere yol açacağı aşıkardır.

Yapılan bu tez çalışması ile tezde bahsi geçen önceki çalışmalar kıyaslandığında elde edilen veriler değerlendirildiğinde mide kanseri için uygulanan teknikler arasında 3BKRT ve FIF tekniklerinin uygulanması diğer çalışmalarda olduğu gibi daha elverişli olduğu anlaşılmaktadır. QUANTEC protokolüne göre konvansiyonel AP-PA tekniği hem hedef hacim hem de sağlıklı kritik organlar için belirlenen sınırlamalarda hasta daha fazla radyasyona maruz kalmakta ve yaklaşık bütün değerler için QUANTEC protokolü limitlerine uymamaktadır. Diğer taraftan 3BKRT ve FIF teknikleri QUANTEC protokolüne göre doz sınırlamalarının altında değerler vermiştir. Tezde bahsi geçen üç teknik için istatistiksel analizler yapılmış olup hem Kruskal Wallis hem de Mann-Withney testleri sonucunda anlamlı farkı yaratan tekniğin konvansiyonel (AP-PA) olduğu görülmüştür. Yapılan testler analiz edildiğinde elde edilen sonuçlar ışığında her ne kadar anlamlı farkı konvansiyonel (AP-PA) tekniği olsa da bu teknik, planlama için uygun sonuçlar verememiştir. Örneğin ortalama CTV maksimum değerleri konvansiyonel AP-PA tekniğinde 5493 cGy, 3BKRT tekniğinde 4880 cGy ve FIF tekniğinde 4830 cGy olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde en iyi sonucu FIF tekniğinin verdiği açıkça görülmektedir. Tezde hesaplanan bütün değerler için 3BKRT ve FIF teknikleri için başarılı sonuçlar vermiştir. Bu iki teknik kendi arasında kıyaslandığında ise her ne kadar yakın değerler olsa da en iyi sonuçlar FIF tekniğinden elde edilmiştir. Yapılan bu tez çalışması ileride farklı kanser vakaları için uygulanabilecek radyoterapi tekniklerine yol göstermekle birlikte farklı protokoller göz önüne alınarak doğruluklarını pekiştirmeyi kolaylaştırmış olacaktır.

6. KAYNAKLAR

1. Ozturk Y, Günay O. Halk Sağlığı Genel Bilgiler. Kayseri 4. baskı: (2011), 1117-1128.
2. Leong T, Willis D, Joon DL ve ark. 3D Conformal radiotherapy for gastric cancer—results of a comparative planning study. *Radiotherapy and Oncology* 74 (2005), 301–306.
3. Bagga P, Anand AK, Agarwal P ve ark. Comparative Analysis of Dose Distribution and Acute Toxicity with Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) vs. Conventional Radiation Therapy in Gastric Carcinoma. *Proceedings of the 51st Annual ASTRO Meeting*. Chicago, (2009).
4. Biancia C, Hunt M, Furhang E ve ark. Radiation Treatment Planning Techniques For Lymphoma of The Stomach. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 62 (2005), 745–751.
5. Garcia J, Krishnan S, Tucker S. ve ark. Dosimetric Comparison of Conventional AP-PA Plus Oblique, 3D, Coplanar IMRT, and Non-Coplanar IMRT Techniques in The Treatment of Gastric Lymphoma. *Proceedings of the 48th Annual ASTRO Meeting*. Chicago, (2006).
6. Adas Y, Andrieu M, Hicsonmez A ve ark. Comparison of 2-Dimensional and 3-Dimensional Conformal Treatment Plans in Gastric Cancer Radiotherapy. *Asian Pac J Cancer Prev*, 15 (2014), 7401-7405.
7. Ma H, Han J, Zhang T. Comparison of Dosiology between Three Dimensional Conformal and Intensity-Modulated Radiotherapies (5 and 7 fields) in Gastric Cancer Post-surgery. *J Huaz hong Univ Sci Technol.* 33 (2013), 759-764.
8. Minn Y, Hsu A. LA T ve ark. Comparison of Intensity-Modulated Radiotherapy and 3-Dimensional Conformal Radiotherapy as Adjuvant Therapy for Gastric Cancer. 116 (2010), 3943-3952.
9. Medical History Assessment System (<http://medicalassessmentonline.com/terms.php>)
Erişim tarihi:01/05/2015
10. Akman F. Radyoterapi Planlama İlkeleri Ders Notları. (http://kisi.deu.edu.tr/fadime.akman/kaynak/ders/SMYO_Tedavi_prensip.pdf) Erişim tarihi: 25/05/2015
11. Dirican B. Radyoterapi Ders Notları. Ankara, (2010).

12. Tunçel N. UROK. Temel Radyoterapi Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kurs Kitapçığı. Kuşadası, (2002).
13. International Commission on Radiation Units and Measurements Report 29 - "Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons and Electrons", (1978)
14. International Commission on Radiation Units and Measurements Report 50 - "Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy", (1993)
15. International Commission on Radiation Units and Measurements Report 62. Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, (1999).
16. International Commission on Radiation Units and Measurements Report 83. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT), (2010).
17. Feuvret L, Noel G, Mazeron J-J ve ark. Conformity Index: A Review. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 64 (2006), 333-342.
18. Akfırat C, Kurtman C. Üç boyutlu konformal radyoterapi planlaması. Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı. 2 (2001).
19. International Atomic Energy Agency, Transition from 2-D Radiotherapy to 3-D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy, Vienna, (2008).
20. Chao KSC, Perez CA, Brady LW. Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları. Gemici C, Mayadağlı A, Parlak C (çeviri editörleri), Nobel Tıp Kitabevi, İstanbul, (2004).
21. Ercan T. UROK. Temel Radyoterapi, Radyasyon Fiziği ve Radyobioloji Kurs Kitapçığı. Kuşadası, (2002).
22. Haydaroğlu A. Meme Kanserinde Modern Radyoterapi Uygulamaları. 1.baskı, Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir, (2014).
23. Reference Material of Elekta Synergy Linear Accelerator Manual, (2005).
24. XIO Kullanım Kılavuzu Sürüm 4.51, Elekta Cms Software, (2009).
25. Muralidhar K, Murthy P, Raju A ve ark. Comparative Study Of Convolution, Superposition, And Fast Superposition Algorithms In Conventional Radiotherapy, Three-Dimensional Conformal Radiotherapy, And Intensity Modulated Radiotherapy

Techniques For Various Sites, Done On CMS XIO Planning System. J Med Phys. 34 (2009), 12–22.

26. Beyzadeoglu M, Ozyigit G, Ebruli C. Basic Radiation Oncology. 7. Edition (2010).

